

DLP 공정을 이용한 정밀 치아모델 제작에서 UV 조사량과 후경화 수축률의 상관관계 분석

신동훈*, 박영민**, 박상후***,#

*부산대학교 기계공학부 대학원, **디오임플란트 기술센터,

***부산대학교 기계공학부/정밀정형 및 금형가공연구소

Correlation between UV-dose and Shrinkage amounts of Post-curing Process for Precise Fabrication of Dental Model using DLP 3D Printer

Dong-Hun Shin*, Young-Min Park**, Sang-Hu Park***,#

*Graduate School of Mechanical Engineering, Pusan National University,

**Research and Development Center, DIO Corporation,

***School of Mechanical Engineering, ERC/NSDM, Pusan National University.

(Received 12 February 2018; received in revised form 20 February 2018; accepted 22 February 2018)

ABSTRACT

Nowadays, additive manufacturing (AM) technology is a promising process to fabricate complex shaped devices applied in medical and dental services. Among the AM processes, a DLP (digital light processing) type 3D printing process has some advantages, such as high precision, relatively low cost, etc. In this work, we propose a simple method to fabricate precise dental models using a DLP 3D printer. After 3D printing, a part is commonly post-cured using secondary UV-curing equipment for complete polymerization. However, some shrinkage occurs during the post-curing process, so we adaptively control the UV-exposure time on each layer for over- or under-curing to change the local shape-size of a part in the DLP process. From the results, the shrinkage amounts in the post-curing process vary due to the UV-dose in 3D printing. We believe that the proposed method can be utilized to fabricate dental models precisely, even with a change of the 3D CAD model.

Key Words : Projection Stereolithography(프로젝션 광조형), Additive Manufacturing(적층가공), Digital Light Processing(디지털 조형공정), 3D printing(3차원 프린팅), Dental Model(치아모델)

1. 서 론

적층가공(additive manufacturing) 또는 3D프린팅 공정기술은 모델링 또는 스캔 형상을 적층 두께만

큼 분할한 횡단면 데이터를 이용하여 필요한 소재(액체, 파우더, 종이)를 쌓아 올려서 3차원 형상을 제작하는 제작기술이다. 1980년대 개발당시에는 주로 시제품을 빠른 시간에 제작하는 용도로 이용되었으며 최근 소재와 공정기술의 발전으로 기계부품, 의료, 건축, 전자, 항공부품과 식품까지 등 다양

Corresponding Author : sanghu@pusan.ac.kr

Tel: +82-51-510-1011, Fax: +82-51-510-1973

Copyright © The Korean Society of Manufacturing Process Engineers. This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-Noncommercial 3.0 License (CC BY-NC 3.0 <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.

한 분야에서 활용되고 있다. 3D 프린터는 소재의 종류(플라스틱, 금속, 종이)와 형태(액상, 파우더, 필름), 사용되는 에너지원 등에 따라 미국 ASTM 규정에 따라 7가지 공정으로 분류된다^[1-2].

3D 프린터는 제작 방식의 특성상 복잡한 형상 제작과 다품종 소량생산에 유리하다. 따라서 정형화되지 않고 비대칭적인 형상을 가지며 환자맞춤 제작이 필요한 의료기기 제작에 유리한 공정이다^[3-4]. 최근 치과 분야에서는 3D 프린팅 기술이 치아 모델, 임시치아, 수술용 가이드, 틀니 제작 등 다양하게 활용되고 있다. 또한 전문기관이 아닌 일반 치과병원 및 기공소에서 환자맞춤형 치과제품을 정밀하고 빠르게 제작하기 위해서는 저가형 3D 프린터의 개발이 필수적으로 요구된다^[5].

3D 프린터 중에서 장비의 소형화가 가능한 FDM(fused deposition modeling)방식의 경우 저가형으로 가능한 장점이 있는 반면에 형상오차가 다른 방식에 비하여 문제가 된다. 따라서 치과분야에서 환자에게 직접적으로 적용하는 경우 정밀도가 높은 광경화성 레진(photo-curable resin) 소재를 이용한 SLA(stereolithography apparatus) 방식과 DLP(digital light processing) 방식이 주로 활용된다. 제작 속도 차원에서는 복셀(voxel) 단위로 경화하는 SLA 공정보다 적층 단면 단위로 동시에 경화시키는 DLP 방식이 더 유리하다^[6]. 환자와 상담용으로 활용되는 치아모델의 경우 높은 정밀도가 필요치 않으나, 투명 교정장치 제작 패턴으로 3차원 치아모델이 사용될 경우 치수 정밀도가 중요하다. 정밀한 제작을 위해서는 사용되는 광경화성 레진 종류에 따라 경화특성이 달라서 출력조건을 새롭게 설정해 주어야 한다. 또한 통상적으로 광경화성 레진의 출력 후에 후경화(post-curing)를 실시하여 완전한 경화를 유도하게 되는데 이때 출력물이 추가적인 수축이 발생하여 치수오차가 발생하게 된다. 따라서 이러한 후경화시 오차량을 고려한 3D프린팅 조건을 설정하는 것은 정밀제작에서 매우 중요하다.

본 연구에서는 DLP 3D 프린터를 활용한 치아모델 제작시 정밀한 치수구현을 위해 출력조건인 UV(ultraviolet) 광 조사량과 후경화 때 발생하는 수축량과의 상관관계를 분석하고 정밀제작에 미치는 영향에 대하여 연구를 수행하였다.

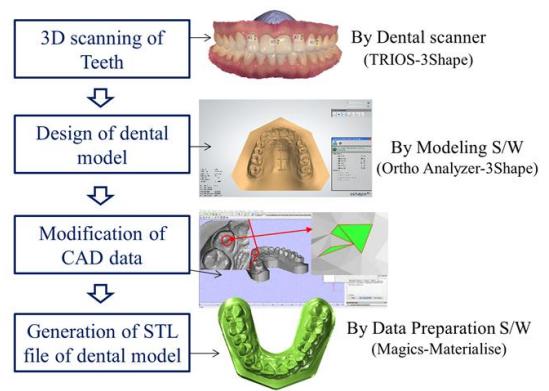


Fig. 1 Schematic design process of dental model from scanning to final STL file format

2. 제작 방법

2.1 STL 파일 모델링 형성 방법

치아모델 형상을 형성하는 과정을 Fig. 1에 간략하게 나타내었다. 먼저 구강 스캐너를 이용하여 환자의 치아정보를 구하고, 제작하고자 하는 치아모델을 위해서 필요한 정보만 추출한 3차원 CAD 모델링 파일을 만든다. 그 뒤에 3D 프린터로 출력이 가능하도록 STL(Stereolithography) 파일로 변환시켜서 제작한다.

본 연구에서는 TRIOS Intra-oral scanner(3Shape사, Denmark)^[7]를 이용하여 치아 형상을 스캔하고 제작에 필요한 정보만을 취합한 CAD 모델을 Ortho Analyzer(3Shape사, Denmark)^[8]를 이용하여 형성하였다. CAD 모델의 수정과 STL파일 생성에는 Magics(Materialise사, Belgium)^[9]를 이용하였다. 본 연구에 사용된 치아 정보는 실제 인체 정보가 아닌 가상적으로 만든 정보임을 미리 밝힌다.

2.2 사용소재

치아 모델 형상 제작에 사용된 레진은 UV 광에 경화되는 DIONavi-MODEL(DIO사, Korea)을 사용하였다. 점성은 상온의 조건에서 약 300 cps이다. 또한 흡수되는 광경화 파장은 385~415 nm 이다. 앞서 기술한 바와 같이 3D 프린팅시 완전히 경화가 되지 않으므로 프린팅 후에 후경화를 시켜준다. 후경

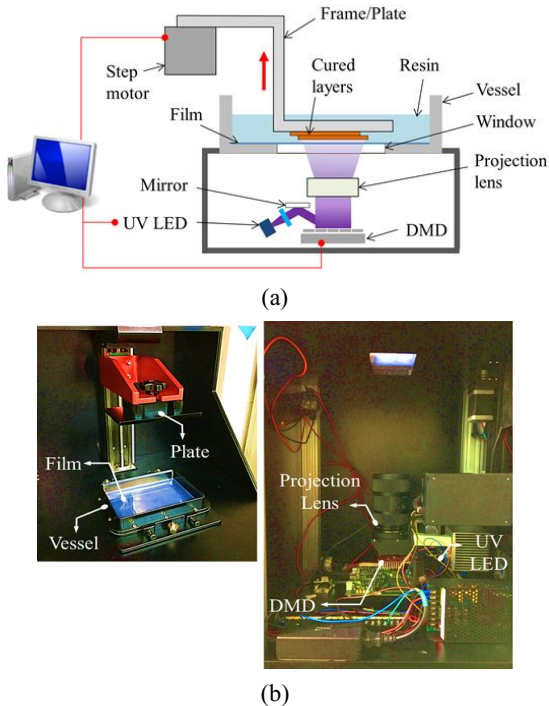


Fig. 2 (a) Schematic diagram of DLP 3D printer and (b) photograph of the developed system

Table 1 Optimized 3D printing process parameters

Layer Thickness (μm)	Exposure Time (ms)	Fabrication of Initial Bottom		Motor Speed (mm/min)	
		Time (ms)	Layers	Fast	Slow
50	4000	8000	12	30	180

화 시간은 통상적으로 제작물의 색상 및 굴곡강도 측정을 통하여 결정한다.

2.3 DLP 3D 프린팅 공정

Fig. 2(a)와 2(b)는 치아 모델을 제작하기 위하여 자체 개발한 DLP방식의 3D프린터 형상을 나타낸 것이다. DMD(digital micromirror device)를 이용하여 CAD 정보에 따라 원하는 단면 패턴의 UV광을 반사시켜 한 층의 레진을 경화시킨다. 이후 다음 층을 제작하기 위해 조형판(Build plate)을 위로 입력

된 두께만큼 이동시켜 다음 CAD 정보를 읽어들이어서 제작하고 적층하는 방식이다^[10-11]. 개발된 시스템은 405 nm 파장의 UV LED(Light Emitting Diode)를 광원으로 사용하며, 1920×1080 배열의 DMD 칩(model: DLP6500FLQ, Texas Instruments, USA)을 사용하였다. 프로젝션 렌즈(projection lens)를 통하여 확산된 UV광이 투사되었을 때 한 픽셀(pixel)이 가지는 해상도는 약 65 μm이며 최대 제작이 가능한 크기는 평면방향으로 128×72 mm이다. 높이 방향으로는 사용자가 원하는 크기로 조절이 가능하다. 한 층을 경화시킨 후 바닥 창(window)과 쉽게 이형하기 위하여 필름을 사용하였고 이형시 경화된 층의 형상변형을 방지하기 위하여 높이방향 이동 속도를 저속에서 고속으로 2단으로 분리하여 사용하였다^[12-13]. 공정조건에 대한 내용은 Table 1에 요약하였다.

3D 프린팅된 출력물은 IPA(isopropyl alcohol) 용액에서 약 30초간 붓으로 초벌 세척한 후 초음파 세척기(Hwachin Technology사, Korea)를 이용하여 IPA용액 분위기에서 1분간 추가 세척을 진행하였다. 세척후 건조된 출력물은 완전한 경화를 위해서 UV경화기인 Otofash(EnvisionTEC사, Germany)를 이용하여 5분간 후경화시켰다.

3. 결과 및 분석

3.1 출력조건 설정

DLP공정은 한 층을 동시에 제작하기 때문에 가장자리와 중간부분의 광원세기 차이로 인해서 정밀도가 달라질 수 있다. 따라서 그레이 스케일(gray-scale)을 이용하여 제작한 배경 이미지를 적용하여 조사되는 UV 조사량을 평균화한다. 사용된 DMD칩은 2.5 μs에 한번 ±12° 각도로 틸팅(tilting)가능하다^[14]. 한 층의 패턴 이미지가 노광될 때 이미지를 만드는 부분(white part)은 틸팅을 반복하며, 이미지가 없는 부분(black part)은 -12°로 고정되어 UV광을 버리도록 한다. 이때 그레이 스케일을 이용하여 각 위치의 극소형 거울(micro-mirrors)의 틸팅 속도조절이 가능하다. 가장 빛이 강한 중앙부에 회색을 적용하여 틸팅 속도를

낮추어 패턴의 노광시간동안 가장자리에 비하여

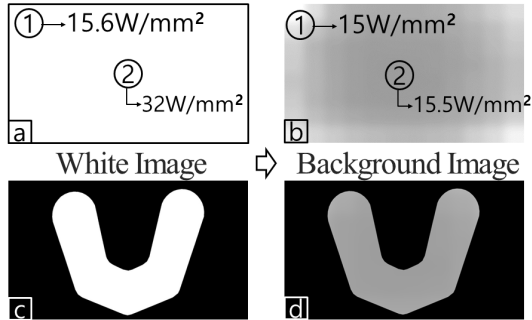


Fig. 3 (a) Light intensity of white image, (b) light intensity of background image, (c) patten image applied white image, and (d) patten image applied background image

상대적으로 중앙부에 빛이 노광되는 시간을 낮춘다^[15]. 배경 이미지를 만들기 위해서 흰색 이미지를 투명하였을 때 빛의 세기를 측정한다. 본 연구에서는 가로 12칸, 세로 8칸 총 96셀로 분할하여 빛의 세기를 측정하였다. 측정 후 가장 작은 빛의 세기에 맞추어 각각의 셀에 그레이 스케일을 적용한다. 경계선에서 빛이 급격하게 변경되는 현상이 발생하므로 패턴을 가우시안 필터링(Gaussian smoothing filter)을 이용하여 경계선을 제거한다.

Fig. 3에 적용된 배경이미지를 나타내었다. 배경 이미지를 적용하지 않은 흰색 이미지를 적용하였을 때 중앙부와 가장자리의 빛의 세기 차이는 16.4 W/mm^2 으로 중앙부가 약 105% 더 세다. 빛의 세기 차이를 0.5 W/mm^2 이내가 되도록 중앙부와 가장자리의 빛을 그레이스케일 이미지를 조절하여 평균화하였다. 빛 세기 측정은 BW-UVIS(StellarNet사, USA)를 사용하였다.

개발된 DLP 3D 프린터를 이용하여 정밀한 치아 모델을 제작하기 위해서 Fig. 4(a) 같이 가로 및 세로의 크기가 $900 \times 500 \text{ mm}$ 영역에서 균일하게 형상제작이 가능한 조건을 잡기 위하여 사각 셀 패턴을 제작하였다. 각 사각 셀은 가로, 세로, 높이가 각 10 mm 이고 두께 2.5 mm 를 가지는 형상이다. 제작된 형상은 버니어캘리퍼스로 측정하여 정밀도를 확인하였으며, 허용오차가 $50 \mu\text{m}$ 이내가 되도록

공정조건을 조절하였다.

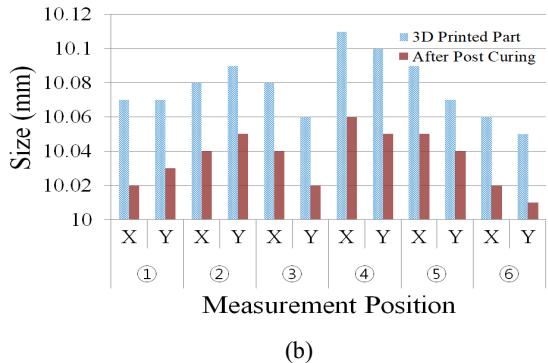
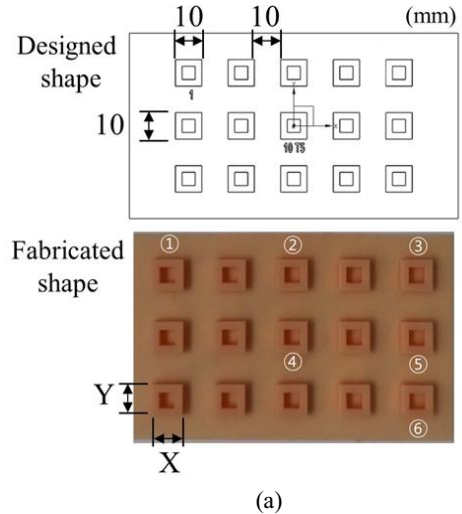


Fig. 4 (a) Schematic of test patterns to setup in DLP 3D printer and (b) fabrication results under the optimized process conditions listed in Table 1

공정변수로는 노광시간(exposure time)을 변경하면서 출력 조건을 결정하였다. 최적화된 공정조건으로 출력된 15개의 사각 셀 패턴에서 가장자리인 ①, ③, ⑥ 위치 패턴은 목표치수보다 약 0.1-0.7% 크기가 작게 제작되었고, 중간위치인 패턴 ④의 경우는 목표치수보다 약 0.5-0.11% 크게 제작되었다. 이것은 프로젝션 렌즈를 통과한 UV광의 세기가 평탄화처리 후에도 가우시안 분포(Gaussian distribution) 형태를 가져서 중앙부가 다소 높게 나타나기 때문이다. 그러나 모든 사각 셀 패턴의 3D

프린터 후 치수오차는 X, Y방향으로 평균 +77 μ m 이내로 측정 되었고 후경화 공정처리 후에는 치수 오차는 +35 μ m으로 측정되어 일반적으로 치과모델에서 요구하는 오차량($\pm 50 \mu$ m)수준을 만족하였다. 최적 공정조건은 Table 1과 같다.

3.2 치아모델 제작과 분석

Table 1에 나타난 공정조건으로 출력된 치아모형을 3D 스캐너(Model: D700, 3Shape사, Denmark)을 이용하여 목표 형상과의 오차를 측정하였다. 그 결과 Fig. 5와 같이 치아의 특정부분(치아 바깥면과 치아의 끝부분)에서 설정된 허용 제작 오차량 50 μ m를 넘어 약 120 μ m 크기의 오차가 발생하였다 (δ -error = shape error - allowable shape error(50 μ m)). 이에 대한 원인으로서는 단순한 사각셀 패턴과 달리 실제 치아형상은 복잡하여 국부적인 수축률이 달라서 오차가 발생한 것으로 분석된다.

형상오차를 보정하기 위하여 원본 대비 오차량 만큼 CAD 모델 크기를 증감시켜서 재제작할 수 있다. 그러나 치아와 같이 복잡한 형상의 경우 국부적인 오차량을 수정하는데 많은 시간이 들거나 어려움이 있다. 따라서 본 연구에서는 국부적으로 UV 조사량을 조절하여 과경화 또는 약한 경화를 통해서 출력물의 크기를 조절할 수 있다. 소재에 전달되는 UV 조사량을 증가하는 방법은 UV LED의 빛의 세기를 증가하는 방법과 노광시간을 증가하는 방법이 있다. UV 조사량을 증가시키는 방법

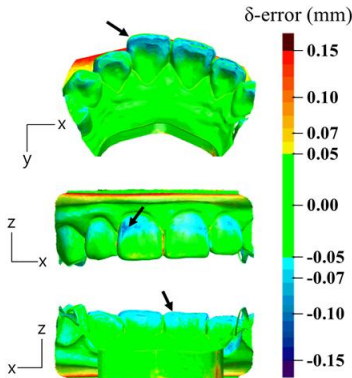


Fig. 5 Shape error (δ -error) distribution: arrows

show the positions of maximal shape error 은 치아모델과 같이 지지대(supporter)를 생성하지 않는 형상에 적합하다. DLP 방식에서 돌출부(overhang)구조를 가진 형상은 국부적으로 UV 조사량이 증가되면 돌출부 사이가 과경화 되어 치수 정밀도를 보정하기 매우 어렵다.^[16]

3.3 UV 조사량에 따른 치수측정 결과

정밀한 치아모델 제작을 위하여 형상오차가 많은 치아 시작부와 끝단부에 UV 조사시간을 국부적으로 다르게 하여 형상오차를 비교하였다. 조사량에 따른 변화를 Fig. 6(a)-6(b)에 나타내었다.

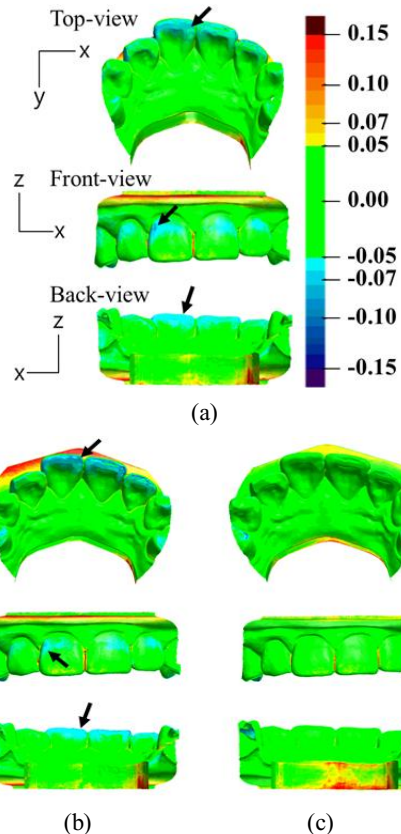


Fig. 6 Shape error (δ -error) amounts of fabricated dental model by change of exposure time: (a) 5 sec, (b) 6 sec, and 7 sec (arrows point out the position of shape error)

형상 오차량이 국부적으로 허용오차량 보다 작게 나온 영역을 분할하고 전체적으로는 4 sec의 조사시간을 부여하고 오차량이 많이 발생한 치아부만 조사시간을 각각 5, 6, 7 sec로 증가하여 제작한 결과, 치아 시작부와 끝단부의 오차량이 감소되는 것을 알 수 있다. 이것은 광경화를 통해서 국부적으로 형상의 크기가 증가하고, 이후 후경화 공정에서 전체적인 수축량도 줄어들기 때문이다. 따라서 CAD 모델의 수정없이 간단히 국부적인 조사량 조절을 통해서 정밀한 치아모델의 제작이 가능함을 알 수 있다. 본 연구에서는 전체적으로는 4 sec 조사시간으로 대부분의 층을 제작하여 적층하고 국부적인 오차량이 많았던 치아 시작부와 끝단부만 각각 7 sec로 조사시간을 증가시킨 경우가 허용오차 범위에 들어가며 가장 정밀하게 제작됨을 알 수 있었다.

4. 결 론

본 연구에서는 치아모델 정밀 제작에서 광경화성 레진에 전달되는 UV 조사량이 후경화 시 발생하는 수축률 오차를 보정하는 상관관계에 대하여 연구하였으며 연구를 통해서 다음과 같은 결론을 내렸다.

1. 치아와 같이 복잡하고 지지대가 필요없는 형상의 경우 국부적인 치수정밀도를 확보하기 위하여 층간 조사시간만 다르게 하여 쉽게 치수정밀도 보정이 가능함을 보였다.
2. DLP 방식 3D 프린터를 이용하여 정밀도 50 μ m 가 확보된 치아모델 제작이 가능하여 비교적 제작속도가 빠르고, 저가인 치과용 프린터 개발이 가능함을 알 수 있었다.

향후 연구를 통해서 저가형 DLP 방식의 3D 프린터 개발에 활용이 가능하며 치아모델 뿐만 아니라 초정밀도가 요구되는 수술용 가이드 등의 제작에도 적용해 볼 필요가 있다고 사료된다.

후 기

본 연구는 2015년도 한국연구재단의 지역혁신 창의 인력양성 사업(NRF-2015H1C1A1035709) 지원에 의하여 연구되었습니다.

REFERENCES

1. ASTM International, Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, ASTM F2792-12a, 2012.
2. Campbell, I., Bourell, D. and Gibson, I., "Additive Manufacturing: Rapid Prototyping Comes of Age," Rapid Prototyping Journal, Vol. 18, No. 4, pp. 255-258, 2012.
3. 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.
4. Park, J. H., Jang, J. and Cho, D. W., "Three-Dimensional Printed 3D Structure for Tissue Engineering," Transaction of Korean Society of Mechanical Engineering B, Vol. 38, No. 10, pp. 817-829, 2014.
5. Lee, S., "Prospect for 3D Printing Technology in Medical, Dental, and Pediatric Dental Field," Journal of The Korean Academy of Pediatric Dentistry, Vol. 43, No. 1, pp. 93-108, 2016.
6. EnvisionTEC, Advanced DLP For Superior 3D Printing, EnvisionTEC white papers, 2017.
7. 3Shape, 3SHAPE TRIOS User Manual, 3Shape Inc., 2013.
8. 3Shape, 3shape Orthodontics System 2010 User Manual, 3Shape Inc., 2010.
9. Materialise, Materialise Software Magics 18: Reference Guide, Marerialise Inc., 2014.
10. EnvisionTEC GmbH., Device and method for the production of three-dimensional objects, US, Patent No. 6942830 B2, 2005.
11. Kim, Y. H., Kim, K. E. and Lee, C., "Accuracy Improvement of Output in Projection Stereolithography by Optimizing Projection Resolution," Journal of the Korean Society of Manufacturing Technology Engineers, Vol. 24, No. 6, pp. 710-717, 2015.
12. Kim, H. J., Ha, Y. M., Park, I. B, Kim, M. S.,

- Jo, K. H. and Lee, S. H., "Reducing Separation Force for Projection Stereolithography based on Constrained Surface Technique," Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 30, No. 9, pp. 1001-1006, 2013.
13. EnvisionTEC GmbH., Perfactory Software Suite Manual Version 3.1, EnvisionTEC Inc., 2016
14. TEXAS Instruments, DLP6500FLQ 0.65 1080p MVSP Type A DMD, TEXAS Instruments, 2014.
15. Zhou, C. and Chen, Y., "Additive manufacturing based on optimized mask video projection for improved accuracy and resolution," Journal of Manufacturing Processes, Vol. 14, pp. 107-118, 2012.
16. Xu, G., Luo, S., Ma, X. and Yang, J., "Influences of Building Parameters on Over-cured Depth in Stereolithography System," International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, pp. 472-475, 2010.