

ABS 수지의 용융적층조형방식에 의한 자가 맞춤형 부목의 3차원 출력 사례 연구

성열훈*

¹청주대학교 방사선학과

A Study of 3D Printing of Self-Customization Cast by Using Fused Deposition Modeling Technique of ABS Resin

Youl-Hun Seoung¹*

¹Department of Radiological Science, Cheongju University

요약 본 연구에서는 소량생산 및 개인 맞춤형 제작으로 매우 유용한 3D 프린팅 기술을 이용하여 자가 맞춤형 부목을 제작하고자 하였다. 방법으로는 3D 프린터를 이용하여 용융적층조형방식(fused deposition modeling)으로 부목을 제작하였으며, 재료는 열가소성 플라스틱 계열인 ABS(acrylonitrile butadiene styrene) 수지를 이용하였다. 부목의 모델링은 실제 인체의 손 부위 3차원 전산화단층영상을 이용하였으며 통풍이 가능하도록 설계하였다. 그 결과 실제 인체 손 모양과 일치하는 자가 맞춤형 부목이 성공적으로 출력되었다. 또한 기존 부목보다도 우수한 방사선영상을 획득할 수 있었다. 결론적으로 본 연구에서 제시한 3D 프린팅 사례는 ABS 수지를 이용한 용융적층조형방식의 유사한 구조물을 출력할 때 기초자료로 사용할 것으로 판단된다.

Abstract In this study, we have tried to use 3D-printing technology, which is very useful for small amount production and individual personalization manufacturing to produce a cast customized by individual. To do this, we have made casts by the 3D printer in the method of fused deposition modeling technique using ABS(acrylonitrile butadiene styrene) resin which is thermoplastic plastics. The computed tomography of human hand part was used as the modeling of the cast and it was designed to circulate air well. As a result, an individual personalized cast that fitted well with the model part was produced. In addition, we could get more excellent radiography from the cast than the existing cast. In conclusion, this study of 3D-printing could be used as basic data when a similar designed structure in fused deposition modeling technique by ABS resin is printed out.

Keywords : Acrylonitrile Butadiene Styrene, Cast, Fused Deposition Modeling, Self-Customization, Three-Dimensional Printing

1. 서론

과거에는 조형물을 생산할 때 입체의 재료를 기계 또는 레이저 등을 이용하여 자르거나 깎는 절삭가공(Subtractive Manufacturing, SM)방식으로 제작하였다. 하지만 1984년 미국의 Charles (Chuck) W. Hull이 삼차

원(three-dimensional, 3D) 프린터 기술을 최초로 개발하면서 SM방식과 반대되는 개념의 생산방식인 적층가공(additive manufacturing, AM) 방식이 등장하였다[1]. AM방식은 조형물의 단층면을 아주 얇게 잘라 분석한 설계 도면을 기반으로 액체, 파우더 형태의 폴리머(수지), 금속, 목재, 식재료 등을 적층형태(layer-by-layer)

이 논문은 2015-2016학년도에 청주대학교 보건의료과학연구소가 지원한 학술연구조성비(특별연구과제)에 의해 연구되었음

*Corresponding Author : Youl-Hun Seoung(Cheongju University)

Tel: +82-43-229-7993 email: radimage@cju.ac.kr

Received June 1, 2015

Revised (1st June 15, 2015, 2nd June 17, 2015)

Accepted September 11, 2015

Published September 30, 2015

로 완성하는 방식으로 신속하게 제작할 수 있어 쾌속조형(rapid prototyping, RP) 방식이라고도 불린다[2]. 이러한 적층방식은 압출(extrusion), 잉크젯 방식의 분사(jetting), 광경화(light polymerised), 파우더 소결(sintering), 인발(wire), 시트 적합(sheet lamination) 등으로 구분할 수 있다[3]. 또한 재료의 형태로 분류를 하면 액체기반, 파우더기반, 고체기반으로 나눌 수 있다. 첫째, Charles W. Hull은 액체기반으로 빛에 반응하는 액체 형태의 광경화성 플라스틱이 들어 있는 수조에 레이저나 강한 자외선을 이용하여 재료를 순간적으로 경화시켜 한 층씩 굳히면서 형상을 제작하는 기술을 제안하였다. 이와 관련된 기술은 광경화 수지 조형술(stereolithography apparatus, SLA)과 디지털 광학 기술(digital light processing, DLP)이 있다[4,5]. 이 기술은 정밀도와 표면조도가 우수한 반면 내구 및 내열성이 약한 단점이 있다. 둘째, 1987년 Carl Deckard는 파우더기반으로 플라스틱, 모래, 세라믹, 금속분말 등을 이용하여 SLA 방식과 유사한 과정을 거치는데 분말 형태의 재료를 가열, 결합하여 조형, 재료 형태에 따라 접촉제 또는 레이저를 사용하는 방식을 제안하였으며 선택적 레이저 소결 조형술(selective laser sintering, SLS)이라고 한다[6]. 이 기술은 생산성, 내구성, 내열성이 우수하지만 장비가 고가인 단점이 있다. 마지막으로 고체기반은 열에 잘 녹는 고체 플라스틱과 같은 재료를 가는 실(필라멘트)형태의 열가소성 물질을 노즐 안에서 녹여 얇은 필름 형태로 출력하여 적층하는 방식으로 용융적층조형술(fused deposition modeling, FDM)이라고 한다[7]. 이 기술은 조형물의 강도가 견고하고 습도에 강하며 소재 비용이 상대적으로 저렴하지만 표면은 거칠고 속도가 느린 단점을 가지고 있다. 주로 사용하는 소재는 열가소성 수지인 ABS(acrylonitrile butadiene styrene)와 PLA(polylactic acid), Nylon(polyamide) 등이 있다. 이 중 FDM방식은 1988년 미국의 Scott Crump에 의해 개발되었으며 특허를 획득한 후 20년이 지난 2008년에 FDM방식의 특허가 종료되었다. 이후 영국의 베스대학의 Adrian Bowyer 교수가 랩랩(replication rapid prototyper, RepRap)이라는 다국적 프로젝트를 만들어 FDM의 종료된 특허기술을 바탕으로 3D 프린터 개발이 세상에 공개되었다[8]. 국내에서도 2011년 인터넷으로 공유되는 랩랩 프로젝트가 전파되어 현재 수많은 제품들

이 판매되고 있으며 대부분의 open source로 설명되는 공동된 자료구조와 소프트웨어를 사용하고 있다. 이러한 기술 공개는 산업용 프린터 중심에서 개인용 프린터 시장으로 확대되어 가는 추세이다[9]. 특히, 미국은 2013년 2월 오바마대통령의 국정연설에서 “3D 프린팅(printing) 기술육성으로 새로운 제조업 혁명을 이룰 것”이라고 밝히면서 3D 프린팅 시장에 가장 적극적으로 공략하여 전 세계 3D 프린터 시장 점유율 70% 이상을 차지하고 있으며 영국, 중국, 독일, 일본 등이 주도 국가로 참여하고 있다. 우리나라도 2014년 4월 미래창조과학부와 산업통상자원부가 3D 프린팅 산업 발전전략을 공동으로 수립 발표하면서 대응하고 있다. 그러나 3D 프린팅 기술을 적용하거나 응용하는 국내 사례는 해외 사례에 비하여 상대적으로 미흡한 실정이다. 3D 프린터는 다품종 소량생산 및 개인 맞춤형 제작으로 매우 유용한 장비이다. 이러한 특성을 가지고 있는 분야가 의료용 부목이다. 기존의 부목은 석고 붕대 또는 경화성 폴리우레탄수지를 이용하지만 방사선 투과성이 떨어져 골격 구조 관찰에 제한점이 있으며 장시간 착용으로 피부오염을 시키는 단점이 있다. 최근 선행연구에서는 PLA 소재를 이용한 사례가 있었으나 가장 널리 사용되는 ABS 소재 연구는 미미하다[10]. 따라서 본 연구에서는 일반적으로 사용되는 개인용 FDM방식의 3D 프린터와 ABS 소재를 이용하여 자가 맞춤형 부목을 제작하고 그 사례를 보고하고자 한다.

2. 재료 및 방법

2.1 재료

본 실험에서는 인체 정보를 획득하기 위한 스캐너 장비로 4-channel multi-detector computed tomography (MDCT, MX-8000, Philips, USA)를 이용하여 단층영상을 획득하였다[Fig. 1](a).

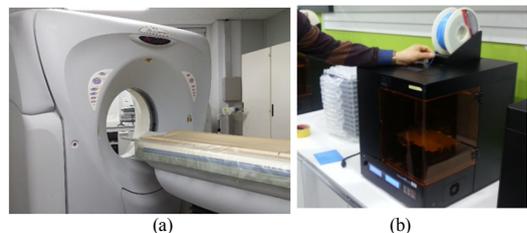


Fig. 1. (a) multi-detector computed tomography (MDCT) (b) 3D Printer

획득된 영상정보는 Rapidia 3D(Rapidia ver 2.8, INFINITT, Seoul, Korea) 프로그램을 사용하여 3D 렌더링을 하였다. 부목의 모델링을 위한 모델러는 CAD (CADian 3D ver 2.5, IntelliKorea, Korea) 프로그램을 사용하여 기본 부목의 프레임을 설계하고 자기 맞춤형에 맞도록 3D 모델링하였다. 모델러에서 디자인된 3D 모델링의 데이터는 3D 프린터가 읽을 수 있는 STL(stereolithography) 파일로 변환시켜야 한다. 이때 변환 시 생성할 수 있는 오류를 수정하기 위해 netfab Basic 5.1.0 프로그램을 이용하였다. 3D 모델러에서 그려진 입체 모델링은 아주 얇게 단층면으로 잘라 분석하여 2차원의 평면화 작업을 하는 슬라이싱(slicing) 작업과 3D 프린터에서 출력할 3D 모델에 위치 값을 주어 3D 프린터에서 제어기능을 준비하고 출력할 수 있도록 경로화 명령 기능을 갖는 G-code 변환 프로그램으로 WEG3D를 사용하였다. 3D 프린터기기는 Fig. 1.(b)과 같이 FDM방식의 개인용 프린터(WEG3D X1, Hephzibah, Korea)를 사용하였다. 프린터의 사양은 Table 1과 같다.

Table 1. Specifications of 3D Printer

Items	Specifications
Layer height	0.15 mm (Max)
Material	ABS/PLA
Build size	135 mm × 170 mm × 130 mm(H)
Print speed	10 ~ 60 mm/s
Tolerance	±0.2 mm/100 mm
System	Window 7/ XP / 8
Soft ware	Open Source
Power supply	100 ~ 240 V. AC/500W
Power Consumption	5W/Heating : 100 ~ 400W
Weight	10 kg
Printer size	320(W) × 350(L) × 550(H)

원료로는 열을 가하면 용융이 일어나고 온도가 떨어지면 다시 굳는 열가소성 플라스틱 계열인 ABS 수지를 이용하였다. 외형은 노즐에 삽입이 용이하도록 낚시줄 형태로 릴에 감겨 필라멘트의 형태로 구성되어 있으며 직경은 약 1.75 mm이다.

2.2 출력방법

자가 맞춤형 부목의 3D 프린팅 출력과정은 총 4 단계

로 실시하였다[Fig. 2].

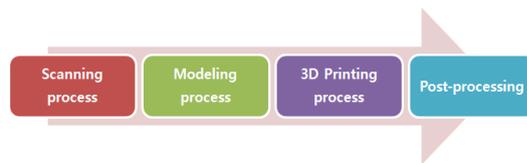


Fig. 2. 3D printing process

첫 번째, 스캐닝 단계는 MDCT를 이용하여 피검자 손목의 영상 해부학적 정보를 획득하는 단계이다. X-선 스캔 범위는 손가락뼈의 중간부위에서부터 손목뼈 바로 아래부위까지의 손을 X-선 조사하였다. X-선 조사조건은 90 kVp, 50 mAs이었으며, 3.2 mm 단면두께로 연속회전(helical) 스캔하였다. 획득한 영상은 디지털표준의료영상(digital imaging and communications in medicine, DICOM) 파일로 획득한 후 의료영상 전용 3D 프로그램에서 볼륨렌더링 기법으로 3D 영상을 만들었다.

두 번째, 모델링 단계는 CAD 프로그램에서 재구성된 3D 렌더링을 기반으로 기본 프레임을 구성하고 본 연구 목적에 맞게 부목을 디자인하는 단계이다[Fig. 3].



Fig. 3. Virtual modeling of cast based on the basic frame of 3D volume rendering

이를 위해서 스캐닝 단계에서 재구성된 3D 영상을 이용하여 기본 프레임을 디자인할 수 있도록 정면상, 측면상, 단면상을 JPEG 파일로 변환한 후 Fig. 3과 같이 CAD 프로그램에서 실제 손바닥 모양과 일치하도록 굴곡의 변위가 있는 부위에 맞추어 기본 프레임을 만들었다. 그 다음 곡면의 기본 프레임에 두께를 생성하기 위해 모델러의 오프셋 도구를 이용하여 5 mm 간격의 외곽 틀을 만들었다. 각각의 프레임의 간격에 sweep 도구를 이용하여 내부가 채워진 solid 형태로 변형하였고 union 도구를 이용하여 하나의 solid로 만들었다. Solid 형태로 만드는 이유는 3D 출력을 하기 위해 덩어리(mass) 정보를 생성하기 위함이다.

이때 외형은 Fig. 4와 같이 통풍이 원활하고 위생적이며 방사선 투과성이 용이하도록 그물망 형태로 모델링하

였다. 그리고 부목의 손쉬운 착용과 해체를 위해 손목바닥면과 손등면을 분할하였다.

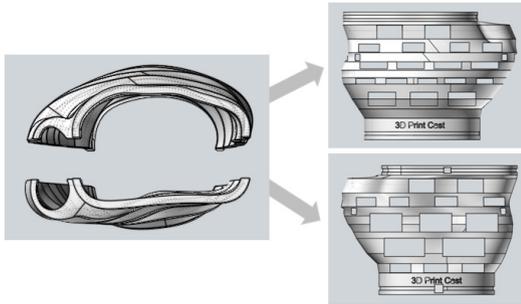


Fig. 4. The final shape of the cast model modeling

3D 출력 단계에서는 3D 모델링된 정보를 출력할 수 있는 STL 파일로 저장한다. STL 파일은 3D 모형의 표면을 무수히 많은 삼각형들의 집합으로 쪼개어 각 꼭짓점들의 위치 데이터를 저장하고 있는 파일 형식이다.

이때 삼각형들의 구성이 불완전하거나 결함이 있다면 3D 프린터에 의한 출력 시 오류가 발생하기 때문에 netfabb Basic 프로그램을 이용하여 수정해 주는 과정을 Fig. 5와 같이 출력 전에 시행하였다.

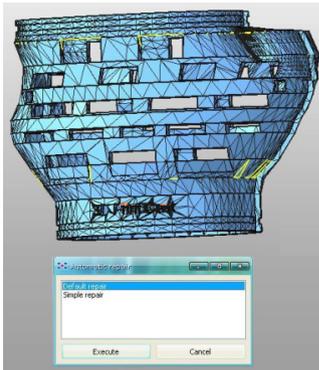


Fig. 5. Modifications to a set of triangles using the defective netfabb Basic program

그 다음은 Fig. 6과 같이 슬라이서 프로그램을 이용하여 G-code를 생성하는 한 후 출력하는 단계이다. G-code는 프린팅의 시작과 끝을 제어하고 노즐 움직임의 방향과 순서, 속도, 적층 높이, 벽의 두께, 노즐과 출력관의 온도 등 프린터와 출력물에 관련된 모든 정보를 포함하고 있다.

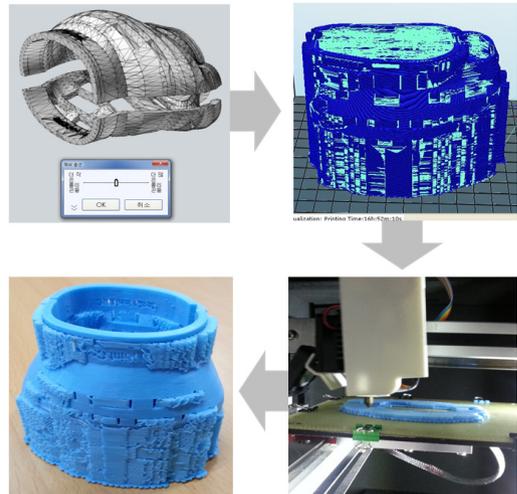


Fig. 6. 3D printing after generating G-Code using the slicer program

네 번째, 후가공 단계는 Fig. 7과 같이 하도처리, 중도처리 그리고 상도마감 순으로 3 단계로 진행하였다.



Fig. 7. Post-processing performed on the 3D printing

FDM방식에 의하여 출력된 조형물은 적층으로 인하여 표면이 거친 단점이 있다. 따라서 하도처리에서는 부드러운 표면조성을 위해 사포(No. 200 ~ 300)를 이용하여 연마 처리하였다. 또한 에폭시 퍼티를 사용하여 흠이 생기는 부위를 메꾸고 표면을 다시 재연마하였다. 중도처리에서는 표면의 미세한 흠 또는 스크래치를 메꾸어주고 도료의 집착성을 향상시키는 서페이서(surfacer)를 도

포하고 사포(No. 400 ~ 800)로 연마 처리하였다. 마지막으로 에어브러쉬를 이용하여 인체의 살색과 유사한 안료로 도색하여 마무리하였다.

2.3 방사선영상의 비교

방사선영상 비교는 ABS 소재로 3D 프린팅된 부목과 수분 경화성 폴리우레탄수지 재질의 기존 부목과 함께 동일한 X-선을 조사하여 획득된 방사선영상에서 첫 번째 손허리뼈에서 다섯 번째 손허리뼈에 대한 plot profile을 획득하여 비교하였다. 이때 X-선 조사조건은 45 kVp, 0.9 mAs, 초점과 검출기까지의 거리는 100 cm로 두 종류의 부목에 동일하게 조사하였다. 방사선영상은 컴퓨터 방사선(computed radiography, CR) 시스템의 8" × 10" 영상판(image plate, IP)을 이용하여 획득하였다.

3. 결과

3.1 최종 3D 프린팅 출력물

Fig. 8은 최종 3D 출력물의 앞모습과 옆모습이다. 모델링 단계에서 설계된 것 같이 손바닥의 단층면과 같이 곡면이 일치되게 출력되었다.



Fig. 8. The final completed self-customization cast

최종 출력물인 부목은 착용 시 발생할 수 있는 피부 오염이나 냄새 등을 방지하기 위해 디자인된 디지털 형상의 구멍도 동일하게 생성되었다. 또한 탈부착이 용이하게 위하여 손등면과 손바닥면을 분리하여 출력하였으며 손바닥에 장착할 때는 케이블 타이를 이용하여 고정할 수 있도록 부목 위부분과 아랫부분에 케이블 타이 전용 홈을 만들었으며 이를 이용하여 부목이 고정됨을 확인할 수 있었다.

후가공 단계에서 인체의 살색에 유사하게 도색하여 부목 착용이 눈에 잘 안 띄도록 하였다. 3D 프린터로 출력

된 시간은 약 7시간 10분이 소요되었다. 이러한 자가 맞춤형 부목은 상의를 착용하여도 불편함이 없었으며 통풍이 원활하여 기존 부목에서 문제가 되었던 피부의 가려움증이나 악취 등이 감소될 것이라고 판단된다.

3.2 방사선영상 결과

부목은 근골격계의 질환부위를 장시간 외고정하기 때문에 고정기간 동안 질환부위의 변화가 방사선영상으로 관찰이 용이해야 한다[10]. 따라서 본 연구에서 제안한 자가 맞춤형 부목과 기존 부목의 방사선영상을 비교한 결과, Fig. 9와 같다. 육안적으로 평가하여도 3D 프린팅된 부목이 기존의 부목보다도 방사선 투과성이 우수하여 골격계가 손쉽게 관찰이 되었다. 또한 plot profile에서도 손허리뼈와 주변 연부 조직간의 신호강도가 3D 프린팅된 부목 방사선영상에서 크게 차이가 나는 것을 확인할 수 있었다.

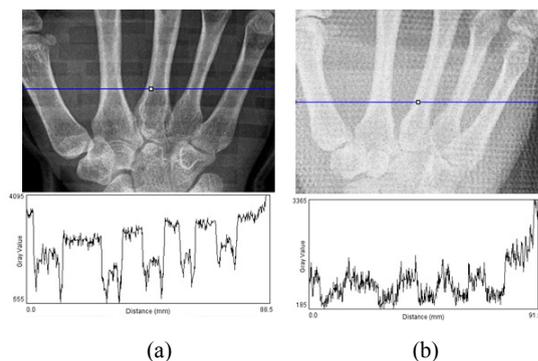


Fig. 9. The radiography and plot profile (a) the cast of 3D Printing (b) the conventional cast

4. 고찰

본 연구에서는 제조공정 중 SM방식과 반대되는 AM 방식으로 생산하는 3D 프린터를 이용하여 자가 맞춤형 부목을 출력하는 사례를 소개하였다. 3D 프린터는 소량의 맞춤형 생산이 가능한 장점이 있어 개별성이 강하고 고도의 정밀성을 요구되는 의료분야에서의 활용이 기대되고 있다[11]. 그러나 산업용 3D 프린터 기기와 소재의 가격은 매우 고가이며 운용하는데 전문지식이 필요한 단점이 있다. 따라서 2014년 미래창조과학부에서 “3D 프린팅 창의 Makers 1,000만 교육계획”안을 발표하고 일

반 국민들이 가까운 곳에서 손쉽게 3D 프린터를 체험할 수 있는 인프라를 구축하고 콘텐츠 확보와 유통체계를 구축하고자 하였다. 그 결과 최근에는 산업용뿐만 아니라 문화상품으로 피규어를 출력하여 새로운 콘텐츠 시장을 개척하고 있다[12]. 그러나 다양한 3D 프린팅 저변이 확보되기 위해서는 고가의 3D 프린터보다는 저가이면서 개인용으로 활용할 수 있는 프린팅 방식을 사용해야 한다. 그래서 본 연구에서는 가장 널리 사용되고 있는 ABS수지의 FDM방식의 프린터를 선택하여 3D 프린터의 장점을 살릴 수 있는 부품 제작을 시도하고 사례를 보고하였다.

3D 프린팅 과정은 스캐닝 단계, 모델링 단계, 3D 출력 단계, 후처리단계로 진행이 된다. 스캐닝 단계에서는 모델러 프로그램으로 상상을 모델링하거나 3D 스캐너를 사용하는 실물기반 모델링 작업을 수행한다. 특히 본 연구처럼 인체와 유사한 모델링을 하기 위해서는 일반적으로 3D 스캐너를 이용하지만 정밀도를 요구하는 스캐닝의 3D 스캐너는 고가인 문제점이 있다. 하지만 본 연구에서는 임상에서 널리 사용되는 CT를 이용하여 획득한 데이터를 기반으로 모델링한 특징이 있다. 모델링 단계에서는 전문 모델러 S/W를 이용하여 작업하였다. 본 연구에서는 국내에서 개발한 모델러를 이용하여 모델링을 구현하였다. 이는 향후 3D 프린팅 산업이 우리나라에서 독자적으로 발전하는데 기반이 될 수 있는 모델러의 기술은 매우 중요하며 이를 활용한 사례라는데 의미가 있다. 모델링 단계에서는 2D 평면에서 보여주는 렌더링 기술보다는 실제로 현실세계에서 구현이 될 수 있도록 모델링하는 것이 매우 중요하다. 따라서 공간정보를 갖게 하는 솔리드 형태로 모델링해야한다. 왜냐하면 모델링이 완성된 파일을 3D 프린터가 인식할 수 있도록 STL파일로 변환할 때 완전한 솔리드 형태의 데이터가 아니면 출력 시 오류가 발생할 수 있다. 그 이유는 STL 파일은 면 구조를 기반으로 한 메쉬(mesh) 데이터로 수많은 삼각형들의 면 집합으로 이루어져 있기 때문에 이러한 면들이 연결되어 있지 않다면 현실세계에서 존재할 수 없는 출력물이 되기 때문이다. 따라서 이를 방지하기 위해 본 연구에서는 netfabb Basic 5.1.0 프로그램을 이용하여 검증 및 수정을 실시하였다. 본 연구에서 모델링 중 솔리드 형태를 실패한 주요 원인은 곡선의 각도가 커서 두께 값을 가질 때 곡선 위의 제어점들이 교차하여 솔리드형태

로 인식이 되지 못할 때이다. 이러한 경우에는 곡선의 각도를 출력물 목적 범위 안에서 최소화하여 제어점들이 교차가 되지 않도록 수정하여야 한다. 이때 제어점을 관찰하기 위해서는 모델링을 최대한 확대해야 결함을 찾기 쉽다. 3D 출력 단계에서는 3D 모델링된 정보를 STL 파일로 저장하고 슬라이서 프로그램을 이용하여 G-code를 생성한다. 이때 슬라이서 프로그램은 open source 기반으로 개발된 한계점으로 한글을 인식하지 못하는 제한점이 있으므로 반드시 영문으로 파일명을 지정한 후 저장해야 한다. 또한 출력단계에서는 3D 프린터기의 사양에 따라서 출력물이 제한되는 단점이 있다. 본 연구에서도 조형 크기의 한계로 손 부위만 출력한 단점이 있다. 이는 향후 출력물의 목적에 맞는 3D 프린터 개발의 필요성을 시사한다. 또한 본 연구에서 시도한 적층방식은 FDM방식으로 소재 따라 용융점 설정이 다르다. ABS 수지는 230℃ ~ 238℃, PLA 수지는 210℃ ~ 215℃의 용융점을 가지고 있다. 또한 적층된 소재가 온도에 따라 수축되는 것을 방지하기 위해서 출력판 자체가 가열되는 기능이 있어야 한다. 특히, ABS 수지는 PLA 수지보다 수축이 잘 일어나기 때문에 출력판의 온도 조절이 주의를 해야 하며 약 80℃ ~ 100℃ 이내로 설정한다. 그리고 출력물이 초기에 출력판에 잘 붙고 넘어지지 않도록 바닥 지지 서포트를 깔아주는 Raft 기능을 사용한다. 특히 ABS 수지는 출력판에 잘 달라붙지 않는 성질이 있어 출력판의 바닥을 거칠게 만들 수 있는 테이프를 붙이거나 문구용 풀(딱풀), 헤어스프레이, 헤어젤, 아세톤 등을 이용하여 출력판에 잘 붙을 수 있도록 하는 것이 좋다. 그리고 적층 시 출력판의 수평이 맞아야 한다. 실험적으로 3D 프린터에서 출력이 완료되면 출력판을 분리하여 출력물을 획득하는데 이때 출력판의 수평이 어긋나는 경우가 발생하기 때문에 출력 전 노즐과 출력판 사이에 A4 용지를 놓고 중앙, 12시, 3시, 6시, 9시 방향에서 수평이 맞는지 출력판 밑에 있는 레벨조절 나사를 이용하여 교정해야 한다. 출력 시 제품의 밀도를 좌우하는 것은 소재를 채우는 정도(infill solidity)이다. 일반적으로 0.3 비율을 권고하고 있으나 비율이 높아지면 출력시간은 길어지므로 출력물의 사용 목적에 따라 비율을 재설정할 있으며 이에 대한 추가 연구는 필요하다. 출력시간은 이 밖에 노즐에 압출되어 출력되는 속도(infill speed)와 압출 없이 노즐만 이동하는 속도(travel speed)가 영향을 준다.

일반적으로 두 속도는 40 ~ 60 mm/s 이내에서 일대일 대응하도록 실험적으로 권고한다. 그 밖에 각 층 레이어의 가장자리 벽 부분을 출력하는 셸(shells)은 1 ~ 2 mm로 설정하기 때문에 출력물의 벽 두께 설정 시 셸의 값을 고려하여야 한다. 이때 노즐의 직경도 같이 고려해야 하는데 노즐 직경이 0.4 mm 일 때 셸을 1 mm, infill solidity를 0.3으로 설정하고 벽 두께가 5 mm의 출력물을 출력한다면 내·외부벽에 각각 0.4 mm 노즐이 두 번 출력하고 내부 3.4 mm가 30% 정도로 채워진다고 할 수 있다. 마지막 단계로 후가공 단계에서는 지지체제거와 FDM방식으로 적층 시 발생하는 거친 표면을 연마하고 도색한다. 지지체는 적층 시 출력물이 허공에 출력되는 것을 방지하기 역할을 하는데 후가공 단계에서 본 출력물에 손상 없이 제거를 해야 하며 G-code 생성 시 슬라이서 프로그램에서 출력물의 배열 위치를 지지체가 최소화할 수 있도록 고려해야 한다. FDM방식의 3D 프린터에서는 주로 ABS 수지와 PLA 수지를 소재로 사용한다. 가격 면에서는 ABS 수지가 PLA 수지보다 저렴한 반면 PLA는 옥수수 전분의 천연원료로 만들어져 용융 시 냄새가 없지만 ABS 수지는 용융 시 유해한 가스가 발생할 수 있기 때문에 출력할 때 환기를 시켜야 한다. 용융적층 후 소재의 온도 차이로 수축이 발생하는데 ABS 수지가 PLA 수지보다 수축현상이 많이 일어나는 단점이 있다. 따라서 본 실험에서는 출력물을 가로 배열보다는 세로 배열로 출력하여 수축현상을 최소화하였다. PLA 수지는 옥수수 전분을 이용한 소재이기 때문에 ABS 수지보다 수분에 약한 단점이 있어 공기 중에 오래 동안 방치하면 출력 시 기포가 생기는 현상이 발생한다. 따라서 포장에서 개봉된 후 3 ~ 4 개월 이내에 사용하기를 권장하고 있다. 후가공 측면에서는 ABS 수지는 아세톤에 잘 녹기 때문에 사포 연마와 같이 하면 표면조성이 손쉬운 반면 PLA 수지는 사포 연마를 위주로 해야 하는 제한점이 있다. 강도면에서는 ABS 수지가 더 강하고 구부러질 수 있는 성질이 있는 반면 PLA 수지는 상대적으로 다소 약하며 거의 휘지 않고 끊어지는 성질을 가지고 있어 본 연구에서도 높은 강도를 요구하는 부목 제작에 ABS 수지를 사용하였다. 오왕균[13]의 연구에서도 ABS 수지를 이용하여 골반 골절 환자의 골을 제작하여 수술계획에 사용하기도 하였다. 이밖에도 최근에는 3D 프린팅의 소재로 생체 소재를 활용하여 뼈, 생체조직, 혈관 등을 제

생하는 세로프린팅 기술이 연구가 진행되고 있다 [14,15]. 따라서 3D 프린팅 기술의 활성화는 출력물의 목적에 따라 다양한 소재 개발이 앞으로 필요하며 이에 대한 관련연구가 요구될 것으로 판단된다.

본 연구의 한계점은 기존 부목과 3D 프린팅된 부목간의 정량적인 비교방법이 방사선영상분석으로만 이루어진 점이다. 향후 임상적으로 부목으로서의 유용성 평가는 추가적으로 이루어져야 할 것이다.

5. 결론

본 연구에서는 3D 프린팅 기술을 이용하여 ABS 수지를 이용하여 자가 맞춤형 부목을 제작하였으며 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. ABS 수지가 기존의 부목 소재보다도 방사선투과성이 우수하여 인체내부 관찰이 용이하였다.
2. ABS 수지가 PLA 수지보다도 후가공이 용이하고 강도면에서 우수하다.
3. 본 연구결과는 ABS 수지를 이용한 FDM 방식의 유사한 구조물을 출력할 때 기초자료로 사용할 수 있으며 개선해야 할 FDM방식의 문제점들을 선행적으로 제시하였다.

References

- [1] J. P. Kruth, M.C. Leu, T. Nakagawa, "Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping", Annals of the CIRP, Vol. 47, No. 2, pp. 525-540, 1988.
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0007-8506\(07\)63240-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0007-8506(07)63240-5)
- [2] P. Kulkarni, A. Marsan, D. Dutta, "A review of process planning techniques in layered manufacturing", Rapid Prototyping Journal, Vol. 6, No. 1, pp. 18-35, 2000.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1108/13552540010309859>
- [3] D. Y. Yang, H. K. Shon, "Recent State of Rapid Prototyping Technique for Rapid Product Manufacturing", Journal of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 17, No. 10, pp. 5-10, 2000.
- [4] P. Yayue, Z. Xuejin, Z. Chi, C. Yong, "Smooth surface fabrication in mark projection based stereolithography", Journal of Manufacturing Processes, Vol. 14, No. 4, pp.

460-470, 2012.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmapro.2012.09.003>

- [5] G. Katal, N. Tyagi, A. Joshi, "Digital Light Processing and its Future Applications", Int. J. of Scientific and Research Publication, Vol. 3, No. 4, pp.1-8, 2013.
- [6] W. Ruban, J. Gideon George, H. Chockalingam, "process parameters optimization in selective laser sintering", ISR National Journal, Vol. 1, No. 1, pp. 42-55, 2014.
- [7] S. H. Ahn, M. Montero, D. Odell, S. Roundy, P. K. Wright, "Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS", Rapid Prototyping Journal, Vol. 8 Iss: 4, pp. 248-257
DOI: <http://dx.doi.org/10.1108/13552540210441166>
- [8] <http://www.thingiverse.com/>
- [9] E. J. Choi, S. A. Kim, J. Y. Bae, et al., "A Study on the State-of-the-Art of 3D Printers", Journal of The Korea Society of Computer and Information, Vol. 21, No. 2, pp. 385-388, 2013.
- [10] Y. H. Seoung, "3-Dimensional Printing for Mesh Types of Short Arm Cast by Using Computed Tomography", The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 15, No. 1, pp. 308-315, 2015.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2015.15.01.308>
- [11] H. M. Sohn, J. Y. Lee, S. H. Ha, et al., "Rapid Prototyping Assisted Orthopaedic Fracture Surgery - A Case Report", Journal of the Korean Orthopaedic Association Vol. 39, No. 7, pp. 845-848, 2004.
- [12] C. J. Lee, J. N. Sohn, "Plans for 3D printers Diffusion -Focusing on production figures-", Journal of digital convergence, Vol .12 No. 9, pp. 335-341, 2014.
- [13] W. K. Oh, "Customized Model Manufacturing for Patients with Pelvic Fracture using FDM 3D Printer", The Journal of the Korea Contents Association, Vol. 14, No. 11, pp. 370-377, 2014.
DOI: <http://dx.doi.org/10.5392/JKCA.2014.14.11.370>
- [14] S. H. Park, J. H. Park, H. J. Lee, N. K. Lee, "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.
DOI: <http://dx.doi.org/10.7736/KSPE.2014.31.12.1067>
- [15] J. S. Miller, K. R. Stevens, M. T. Yang, et al., "Rapid casting of patterned vascular networks for perfusable engineered three-dimensional tissues", Nat Mater. Vol. 11, No. 9, pp. 768-774, 2012.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/nmat3357>

성 열 훈(Youl-Hun Seoung)

[정회원]



- 2002년 2월 : 가톨릭대학교 정보통신공학 (공학사)
- 2005년 8월 : 가톨릭대학교 일반대학원 컴퓨터공학 (공학석사)
- 2010년 8월 : 가톨릭대학교 일반대학원 의물리공학 (이학박사)
- 2011년 3월 ~ 현재 : 청주대학교 방사선학과 조교수

<관심분야>

디지털방사선영상학, 의물리공학, 3D 바이오프린팅