

3차원 그래픽 설계와 3D 프린팅에 의한 보조기 쾌속조형 제작 방법 연구

3D printing-based Fabrication of Orthotic Devices Using 3D Computer-Aided Design and Rapid Prototyping

최봉근*, 허서윤, 손경태, 이신영, 나대영, 이근민

B. G. Choi, S. Y. Heo, K. T. Son, S. Y. Lee, D. Y. Na, K. M. Rhee

요 약

본 연구에서는 3D 스캐닝에서 획득한 이미지 정보를 바탕으로 3차원 그래픽 제품설계와 3D 프린팅 기술을 적용한 보조기 제작방법을 제시하였다. 뇌성마비 환자를 대상으로 4가지 종류의 보조기를 기존의 수작업이 아닌 진산화된 작업 기술을 적용하여 제작해보으로써 방법과 절차에 대한 기준을 마련하고, 이 기술이 임상적으로 사용 가능한지 여부에 대해 확인했다. 보조기 사용 시 환자만족도와 보조기 제작시간, 인장강도 등의 비교를 통하여 정량적, 정성적으로 제작방법의 적용 가능성을 검증한 결과 기존의 열가소성 수지가 표출했던 문제를 보완하고 대체가능한 방법이 될 가능성이 있음을 확인하였다.

ABSTRACT

In this paper, we proposed the fabrication methodology of orthotic device using 3D Computer-Aided Design programme and 3D printing technology based on images acquired from 3D scanner. We set the process and methodology of its fabrication method and confirmed whether it is available for clinical by fabricating four kinds of orthotic device for a patient with cerebral palsy.

3D printing technology method was indicated quantitatively and qualitatively about duration, tensile strength stronger comparing with conventional method, and we could propose that the 3D printing technology for the orthosis could be the proper method to mediate and compensate with reported problems related to orthosis.

Keyword : 3D printing, Orthosis, 3D scanning, 3D Computer-Aided Design

1. 서론

보조기에서 스플린트는 가장 많이 사용되며보다 큰 보조기의 부분으로써 사용되기도 하지만 그 자체적으로 하나의 완성된 보조기의 역할을 함으로써 재활치료 영역에서 광범위하게 이용되고 있다[1]. 이러한 보조기는 질병이나 사고로 인해 신체의 영구적 손상이나 일시적인 기능저하를 가진 환자에게 적용되어 관절과 그 주변의 근육들의 기능에 안정성을 부여하며, 2000년대에 들어 보조기이라는 명칭으로 좀 더 복잡하고 높은 기술적 수준의 보조기들이 제작되고 있다[2].

보조공학기기의 사용은 기업체에게 고용증대 효과를 주고, 장애인에게는 고용유지 효과가 있어 재

접 수 일 : 2015.05.08

심사완료일 : 2015.05.28

게재확정일 : 2015.05.28

* 최봉근 : 대구대학교 재활공학과 석사과정

choibg82@gmail.com (주저자)

허서윤 : 경남정보대학교 작업치료학과 외부강사

rainbow@hanmail.net (공동저자)

손경태 : 독립 연구자

tony0105@lycos.co.kr (공동저자)

이신영 : 대구대학교 재활공학과 박사과정

tlsdud32@nate.com (공동저자)

나대영 : 대구대학교 재활공학과 석사과정

skyndy@naver.com (공동저자)

이근민 : 대구대학교 재활공학과 교수

kunminrhee@hanmail.net (교신저자)

활 전반에 걸쳐 매우 중요하다[3]. 게다가 3D 프린터의 등장으로 제조업의 방식이 점차 변화하고 있으며 특히 다품종 소량생산체제가 가능해 짐으로써, 이를 이용한 환자 맞춤형 보조기의 제작의 가능성도 도모되고 있다[3]. 그러나 국내에서 기존 스피린트의 재료인 폴리프로필렌(Polypropylene), 폴리카보네이트(Polycarbonate), 아크릴 수지(Acrylic Resin) 등의 열가소성 수지(thermoplastic resin)를 사용한 방법은[4] 비용이 많이 들고 적절한 공급이 이루어지지 않는 등[5] 많은 단점에도 불구하고 다른 대체품이나 장비가 없어 여전히 이용되고 있는 실정이다. 맞춤형 보조도구의 설계·제작 서비스에 대한 부분은 매우 중요하며 필수적이므로 적시에 공급이 되어야 하는 성격을 가지고 있는데[6], 3D 프린팅은 이에 대한 요구에 부합할 기술로 예상 된다.

국의 연구 사례를 보면 3D 프린팅 기술을 이용한 폐속조형의 한 방법으로 손목보조기를 제작하거나[7] 컴퓨터 그래픽과 프린팅을 결합하여 의료용 제품을 만들어내는 사례가 보고되고 있다[8]. 3D 스캐너를 통해 획득한 3차원 이미지 정보를 바탕으로 3D 프린터로 신체 일부분을 본뜬 보조기를 제작하는 연구나[9] 고관절 보조기를 제작한 연구 등도 보고되었다[10]. 그러나 방법론에 대한 정확한 절차나 기법 등에 대하여 규명한 연구는 찾기 어려웠다.

따라서 본 연구에서는 3D 스캐너와 3차원 그래픽 설계, 3D 프린팅 기술을 적용한 보조기 제작 사례를 통해 신기술을 이용한 응용 제작방법의 임상적 사용 가능성을 살펴보고자 한다.

이는 국내 3D 보조기를 만들어 제작하는 후속 연구들에게 제작의 근거를 제공하는 자료가 될 수 있을 것으로 기대한다.

2. 본론

2.1. 장비의 일반적 특성

2.1.1 3D 스캐너(3D Scanner)

3D 스캐닝은 3D 스캐너를 이용하여 실물 또는 실제 배경에 레이저 혹은 백색광을 투사하여 반환되는 물체의 형상정보를 전기신호로 취득하여 디지털 정보로 변환하는 모든 과정을 의미하는 용어이다. 일반적인 광학 카메라가 피사체의 표면에 있는 2D 정보와 색상정보만 취득하는데 비해, 3D 스캐너는 물체의 깊이 정보까지 검출해 낼 수 있다. 센서 칩이 회수되는 적외선의 거리에 따라 복셀(Voxel)당

표 1. 3D Scanner(Kinect™)

| | |
|--|----------------------------------|
|  | |
| Name | KINECT™ |
| TR* | 0.7~10m |
| FOV** | Horizontal: 56° Vertical: 42° |

*TR = Tracking Range, **FOV = Field Of View

거리를 측정하고 최종적으로 산출되는 모든 정보는 조합된 점 군집(Point Cloud)을 형성하는 형태로 제공되며 이는 피사체의 형상을 3차원 그래픽으로 구현이 가능하다는 의미를 가진다. 따라서 3D 스캐닝은 보조기를 제작하고자 할 때, 환자마다 다른 신체적 특성에 대한 정보를 누락 없이 수집할 수 있는 효과적인 방법이다.

3D 스캐닝을 위해 본 연구에서는 표 1에 제시된 Microsoft사의 키넥트(KINECT)모델을 사용하였으며, 구조형 광(Structured Light) 방식원의[11] 구동원리를 가진다. 키넥트는 수직 각도 42°, 수평각도 56° 범위의 0.7-10m 거리 내 위치한 사물을 스캐닝할 수 있으며, 깊이 이미지(Depth Image)를 얻을 수 있는 3차원 깊이 센서(3D Depth Sensors)와 컬러영상을 얻을 수 있는 RGB 카메라 기능 센서가 장착되어 있다. 이 센서들을 통해 깊이 영상과 컬러 영상을 동시에 수집할 수 있으며, 두 영상의 교합을 통해 색 정보를 갖는 3차원 이미지 데이터를 얻을 수 있다. 자체적으로 내장된 점 군집에 의한 다중 프레임 알고리즘을 적용하여 3D 스캐너에서의 취약점으로 인식되어 왔던 노이즈 현상(Noise)을 기술적으로 대폭 개선할 수 있었다.

2.1.2 3D 프린터 (3D printer)



그림 1. Stratasys Objet Connex350

본 연구에서는 3D프린팅을 위해 그림 1에 제시된 Stratsys사의 Stratsys Objet Connex350를 이용하였다. 350 × 350 × 200mm (13.8 × 13.8 × 7.9 inch) 빌드 트레이(Build Tray)를 갖춘 고성능 3D 프린터로써, 고해상도의 16μ 레이어로 적층이 가능하다. 이는 0.254mm 이내의 얇은 두께의 박막에서 뛰어난 강도와 인성을 제공하고 구현하기 힘든 매끄럽고 얇은 구조까지 제작할 수 있는 장비이다. 경질의 고무 재질, 불투명한 소재는 물론 투명한 재료로도 표현이 가능하며 ABS 수준의 플라스틱에 이르기까지 다양한 특성을 구현할 수 있다. 특히, 고무 재질 재료, 경질 불투명 재료, 폴리프로필렌 모사 재료까지 사용할 수 있어 보조기제작과 같은 목적으로 사용할 시에 뛰어난 반응성을 보일 수 있는 기종이다.

2.2 인쇄재료(Materials)

본 연구에서는 3D 프린팅을 위한 제작 재료로써, ABS수지(Acrylonitile, Poly-Butadiene, Styrene)와 PLA수지(Poly Lactic Acid)의 필라멘트를 사용하였다. 본 연구에 사용된 ABS수지는 Acrylonitile(아크릴로니트릴), Poly-Butadiene(폴리-부타디엔), Styrene(스티렌)의 3가지 성분을 목적에 맞도록 배합 및 합성하여 이루어진 스타이렌수지(Styrene Resin)의 한 종류이다. 이 재료는 가공이 용이하고 내구성이 높아 금속대용의 상품으로 사용된다. 또한 색상이 다양하며 접착성이 우수하고 녹는점이 일정하며 기포 발생률이 낮아 제작 시 오차가 적다는 장점을 가진다. 이물, 이색, 물성편차에 따른 크랙(Crack) 현상이 문제점으로 지적되고 있으나 대용품이 개발되지 않아 제품제작에 주로 사용되는 소재이다.

PLA(PolyLactic Acid)는 친환경 수지로, 식물의 발효당을 원료로 하는 생분해성 수지이다. 재료자체가 가진 독성이 적어 선호도가 높은 재료이다. ABS보다 가공 시 발생하는 수축도가 적으며 찌꺼기발생률이 낮다. 기포도 발생하지 않기 때문에 제조물의 결과가 균질하다.

2.3 보조기 제작을 위한 3D 프린팅 제작 기법 프로세스 개발

본 연구에서는 3D 프린팅을 이용하여 4가지의 보장구를 제작하였으며 모두 같은 방식으로 제작되었다. 이루어진 제작 방법과 기존의 방법을 도식화하여 그림2에 나타냈다.

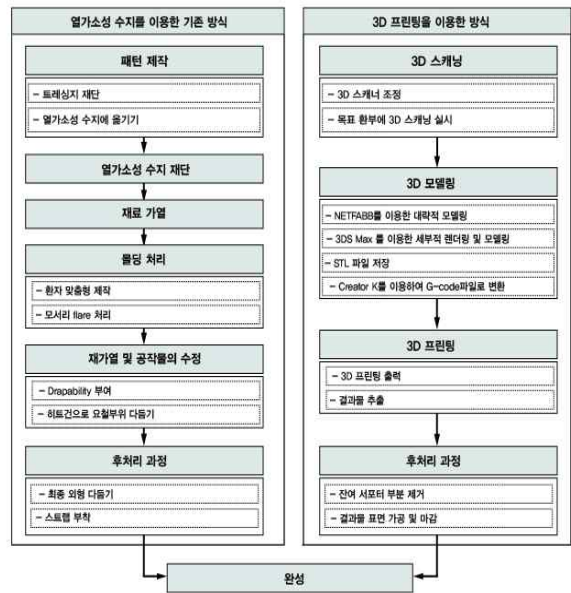


그림 2. 두 방법의 제작 프로세스 비교

2.4 3D 스캐닝 (3D Scanning)

2.4.1 3D 스캐닝 설정

3D 스캐닝 설정은 크게 2단계로 나누어 실시하였다. 첫 번째는 이미지 기본 설정 단계로, 촬영거리와 이에 따른 이미지의 해상도를 최적화 했다. 이미지 옵션 부분의 'Display Surface Normals' 기능을 이용해 피사체와 배경 사이의 구분을 강조하였고 'Depth Threshold'의 설정치 중 Min 0.40m와 Max 8.50m로 설정 해주어 스캔 거리를 최소 0.40m, 최대 8.00m로 조정해주었다. 그리고 Volume Max Integration와 Volume Voxels Per Meter는 부피 대비 미터 당 Voxel의 개수를 의미하는 것으로 각각 525레벨, 384레벨로 설정하여 충분한 해상도를 가질 수 있도록 설정 했다. 마지막으로 Volume Voxels Resolution은 부피대비 Voxel 해상도로 X,Y,Z 각 축의 Voxel 수를 조정하여 모델의 해상도를 지정하는 기능으로, 각 축마다 384레벨로 조정해주어 스캐닝된 모델이 안정감과 높은 해상도를 나타낼수 있도록 했다.

파일 저장은 3D프린팅 출력 시 주로 사용되는 확장자인 STL(STereoLithography) 파일의 형식으로 설정했다. 두 번째 단계는 이미지 모드(Image Mode)의 단계로, 피사체 3D 스캐닝 시 스캔거리의 디폴트값(Default Value)을 설정한다. 신체를 측정하는 본 연구의 목적에 맞도록 인물모드(Portrait Mode)를 선택하여 스캔거리의 디폴트값을 0.8m~1.65m로 설정하였다.

2.4.2 환부에 대한 3D 스캐닝과 촬영세팅

환부의 스캐닝은 환부와 스캐너사이의 거리가 0.8-1.65m가 되도록 배치한 후 측정하였다. 이 측정값은 약 120회에 걸친 조사거리 측정값을 육안으로 일차적 선별을 마친 후, NETFEBB 프로그램의 이미지 노이즈 발생률이 2.1%±0.1 이내가 되어 깨끗하고 선명한 영상이 구현되는 최적거리를 산출한 것이다.

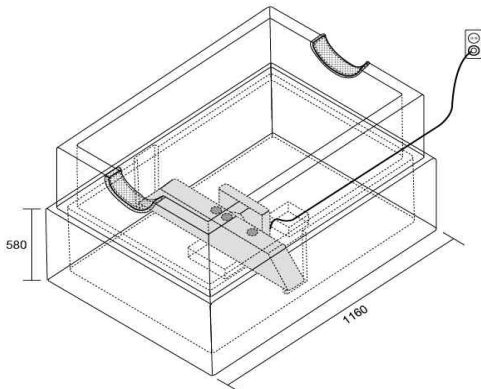


그림 3. 실험 세팅

그림자 현상과 조도를 고려하여 가장 적절한 583mm를 산출한 후, 그림 3와 같이 실험조건을 세팅 후 촬영 과정을 거쳐 그림 4과 같은 파일로 저장하였다. 이러한 프레임 장치와 실험 조건을 구성한 것은 뇌성마비 실험 대상자가 촬영 시 불수의적 근수축으로 인해 떨림이 지속적으로 발생하여 영상이 깨지는 현상을 막고자 함이다.

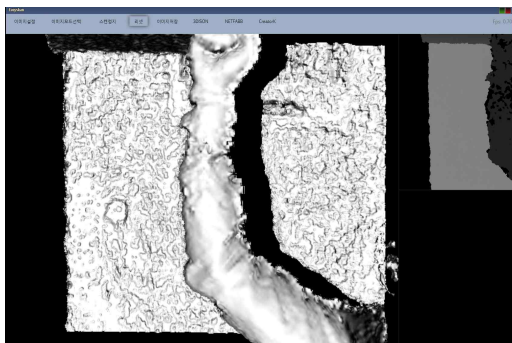


그림 4. 3D 스캐닝 영상

2.5 3D 모델링 (3D Modeling)

2.5.1 NETFABB 프로그램을 이용한 초기 모델링

NETFABB 프로그램으로 스캐닝한 파일을 인입하여 STL 파일을 분석하고 그 내용에 따라 그래픽

후 보정 작업을 실시하였다. 파일의 위치조정이 끝나면 불필요한 스캔면을 제거(Remove)할 수 있는데 이때는 픽셀단위의 그래픽 작업이 아니라 육안으로 확인되는 벌크(Bulk) 파트를 제거했다. 스캔이 미처 이루어지지 못한 부분에 대한 복구는 자동수정(Automatic Repair)기능을 통해 기본 값으로 선택하여 그래픽 상 결손 된 부분을 자동으로 계산하여 완성해 주었다. 후 보정 작업은 마무리 단계에서 이루어졌다. 부분보정(Part Repair) 메뉴위에서 마우스로 우 클릭을 하여 부분보정 적용(Apply Part Repair)을 선택하여 후 보정 작업을 완료했다.

2.5.2 모델링(Modeling) 프로그램을 이용한 세부 모델링

NETFABB 모델링 프로그램을 통한 큰 단위의 보정작업을 완료하고 이어 픽셀(Pixel)단위의 세부적인 가공과 작은 보정작업을 위해 모델링 툴인 Catia V5 R17와 3DS Max, Maya를 이용하였다. 각 결과물의 형태적 특징에 맞추어 손쉽고 정확한 모델링을 구현하기 위해 여러 모델링 툴을 사용하였고, 이러한 모든 과정은 환자 개개인의 신체적 특징에 맞추어진 보조기를 구축(Customized 3D Reconstruction)하기 위함이다. 모든 모델링을 마치고 3D 프린터의 기종의 설정에 맞는 STL파일로 저장하였다.

2.5.3 STL 파일 품질확인 및 수정

저장된 STL파일의 품질확인 및 수정단계로, 패치가 보조기 형상을 구성할 때 전체를 완벽하게 덮었는지 확인하였다. 보조기와 같은 섬세한 형상을 다루는 모델링에서 발생할 가능성이 있는 문제점으로 패치에 구멍 난 부분이 있을 경우, 형상두께가 0으로 인식되어 3D 프린팅 가공처리 시 전처리 프로그램이 인식 하지 못하여 조형이 불가능 하기 때문이다. 사용한 프로그램들은 STL파일을 수정하는 기능이 없기 때문에 STL저장 전 파일을 불러오기 하여 수정하고 STL파일로 재 저장 하였다.

2.5.4 설계된 데이터를 Catalyst Ex 프로그램에서 파일 배치 및 G-code 변환

모델링이 완료된 보조기 STL 파일을 Catalyst Ex프로그램으로 불러와 출력물의 크기와 방향, 적층 및 내부밀도, 경로 설정을 실시한 뒤 3D프린터로 전송하였다.

2.6 3D 프린팅 (3D Printing)

2.6.1 3D 프린팅 가공 처리

최종 가공물의 형태(Structure)유지를 위해 지지대(Support)로 PLA수지가 사용되었고, 주 제물 성형에 ABS가 사용되었다. 최종적으로 각 보조기 들은 0.254mm 적층두께(Layering Placement)로 제작되었고, 26%의 적층밀도(Stacking Density)를 나타냈다. FDM(Fused Deposition Modeling)출력의 특징 중 하나인 다양한 색상으로 구현이 가능하다는 점을 이용해 각 보조기마다 다른 색상으로 구분하였다. 모델링에 따라 가공된 4가지의 보조기에 대한 실제 공작물을 그림 5에 제시하였다.

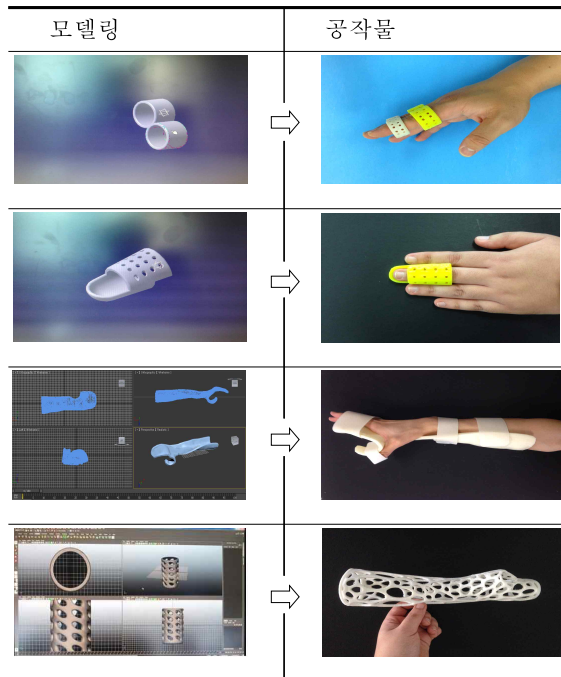


그림 5. 모델링 및 공작물

2.6.2 출력물 도출

3D프린팅이 완료된 뒤 출력물 도출시 2시간의 냉각기간을 가졌으며 이는, 후처리 공정에 따른 파손, 이염의 가능성을 방지하기 위함이다.

2.7 후처리 공정 (Post Processing)

2.7.1 지지대 제거

출력물 도출이 완료된 후 주제물과 서포트를 분

리하였고, 이때 보조기가 훼손되지 않도록 주의해야 했다. 접합부분 처리와 제품의 완성도를 높이기 위해 표면 후처리 공정을 실시했다.

2.7.2 표면 후처리 공정

결과물이 환자의 피부에 직접 닿아 사용되기 때문에 그림 6과 같이 후처리 공정 전용 사포와 아세톤을 이용하여 표면을 매끄럽게 했으며, 아크릴접착제와 도장재를 이용하여 부분 마감을 실시했다.

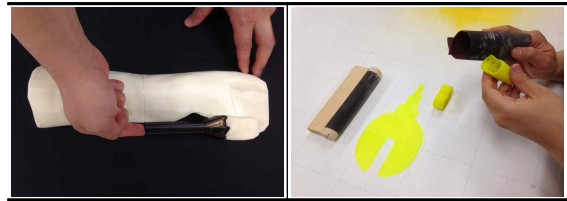


그림 6. 지지대 제거(왼쪽)와 후처리 공정(오른쪽)

2.8 마감 및 완성(Finishing and completion)

후처리 공정이 끝난 후 일정시간 동안 그늘에 방치하여 소재를 충분히 안정화시킨 후 최종적으로 필요한 부가적인 소재를 추가하여 제품을 완성하였다.

3. 결과

최종 공작물에 대한 소요시간과 인장강도를 정리하여 표 2에 제시하였다. 인장강도의 경우 각 제작 방식에 따른 재료를 참고하였다. 소재의 기존의 열가소성수지를 직접 손으로 녹여 만든 방법에 의한 보조기와 방법자체가 상이하고 공작 세부 절차가 1:1 대응이 안 되는 관계로 정확한 정량비교는 불가하였으나 가장 중요한 지표인 보조기 평가와 제작 시간, 강도를 비교하여 유용성을 파악하였다.

신체 밀착형 보조기의 경우 취성이 있을 경우 파손 시 신체에 유해 할 수 있기 때문에 인장강도는 중요한 요소이며, 제작시간의 경우 한정된 의료세팅 하에서 시간대비 효율과 연관성이 높기 때문에 중요한 지표로 설정 하였다.

기존의 열가소성 수지가 제작자 마다 다르지만 wrist orthosis의 경우 평균2-3시간이 걸리는 것을 감안하면[12] 비교적 2배 이상의 긴 시간이 소요 된다. 인장강도는 기존의 방법이 2,500kgf/cm² 임에 비해 PLA소재로 제작된 경우 7,100kgf/cm², ABS소재로 제작된 경우 3,500kgf/cm²의 인장강도를 가져, 월등히 높은 강성을 나타냈다. 비용은 각 기관의 책정

금액과 재료마다 상이하여 비교가 불가능 하였지만 대체적으로 3D 프린팅 기술을 사용할 때 더 많은 비용이 요구되었다. orthotic checklist 평가지에서 모든 제품이 100점 만점에 95점 이상을 얻었다.

표 2. 보조기 제작시간 및 인장강도 비교

| | 제작시간 (h) | 인장강도 (kgf/cm ²) |
|---------------------------------|----------|-----------------------------|
| resting hand splint | 7.1 | 7,100 |
| mesh network upper arm orthosis | 5.5 | 7,100 |
| finger IP fixation orthosis | 3.8 | 3,500 |
| finger immobilization orthosis | 4.5 | 3,500 |
| Total | 20.9 | |

4. 결론

본 연구는 3D 스캐너장비를 통해 취득한 3차원 형상 이미지 데이터를 3차원 그래픽 소프트웨어에서 제어하고 최종적으로 3D 프린팅 기술을 통해 보조기를 제작하는 케속조형(rapid prototyping)을 실시하여 임상적으로 유용한지에 대한 기초근거를 마련하고자 했다. 뇌성마비 환자를 대상으로 4가지 종류의 보조기를 제작해보으로써 방법과 절차에 대한 기준을 제시했다. 실험 결과 기존의 보조기와 비교하여 보조기 자체 평가에서 높은 점수를 얻어 차후 3D 프린팅 소재의 가격이 낮아지고 성능이 향상된다면 기존 제작 방법을 대체하여 정확한 보조기 제작이 신속하게 이루어 질 것으로 판단된다. 또한 간편하면서도 디자인이나 색상을 환자의 기호에 따라 조정 할 수 있고 의료기기의 이미지 보다 일반적인 일상생활도구처럼 보이도록 하는 효과가 있을 것이다. 사람이 직접 제작했을 시 실패하는 확률, 후처리가 균일하게 이루어지지 않는 점과 같은 제작부분에서는 물론 분실이나 파손 시 새로이 제작할 때 드는 비용을 감안 하면 3D 프린팅으로 제작하는 방법이 더 효율적일 것이다. 제작시간은 순수 3D 프린팅 출력과정에서 대부분의 시간이 소요되므로 상대적으로 제작자가 직접 만드는 시간은 적다고 할 수 있다. 이러한 3D 프린팅을 통한 보조기 제작 프로세스가 임상적으로 적용된다면 디자인의 향상, 재제작의 간편성이 증가되어 큰 유익성을 가져다 줄 것으로 예상된다. 추후 객관적인 근거를 더하기 위해 개발된 프로세스를 이용한 다양한 구조의 보조기 제작 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] R.A. Cooper, H. Ohnabe, D.A. Hobson, An Introduction to Rehabilitation Engineering, Florida, America: CRC Press, 2006.
- [2] 이근민, 전영환, “장애인 고용에서의 보조공학 효과분석,” 재활복지, 제11권, 제3호, pp.27-55, 2007.
- [3] 박세환, 최용수, “3D 프린팅 기술 및 시장성 분석,” 대한전자공학회 학술대회 논문집, 제11호, pp.809-812, 2013.
- [4] L. Mount, Splint Classification system, New York: American Society of Hand Therapists, New York, America: The Society, 1992.
- [5] 한국장애인개발원, “2009 장애인 보조기구 인프라 구축 사업”, 한국장애인개발원, 2010.
- [6] 이진현, 최미나, 임성빈, 이근민, “뇌병변장애인의 일상생활을 위한 맞춤형보조기구의 설계, 제작, 적용사례 연구,” 한국재활복지공학회논문지, 제4권, 제1호, pp.81-86, 2010.
- [7] N. Beer, A. Merwe, “Patient-specific intervertebral disk implants using rapid manufacturing technology,” Rapid Prototyping Journal, vol. 19, no. 2, pp.126-139, 2013.
- [8] T. Wu, X. Wang, X. Zhao, “A study on the fabrication method of removable partial denture framework by computer-aided design and rapid prototyping,” Rapid Prototyping Journal, vol. 18, no. 4, pp.318-323, 2012.
- [9] T. Sun, X. Chen, H. Liao, T. Xi, “Template-based framework for nasal prosthesis fabrication,” vol. 18, no. 2, pp.68-76, 2013.
- [10] S. Rahmati, F. Abbaszadeh, F. Farahmand, “An improved methodology for design of custom-made hip prostheses to be fabricated using additive manufacturing technologies,” Rapid Prototyping Journal, vol. 18, no. 5, pp.389-400, 2012.
- [11] W. Zeng, “Microsoft Kinect Sensor and Its Effect,” Multimedia IEEE, vol. 19, no. 2, pp.4-10, 2012.
- [12] D. Palousek, T. Rosicky, D. Koutny, P. Stoklasek, T. Naurat, “Pilot study of the wrist orthosis design process,” Rapid Prototyping Journal, vol. 20, no. 1, pp.27-32, 2014.



최 봉 근

2013년 8월 대구대학교 재활공학과 졸업(학사)
2013년 - 현재 대구대학교 재활공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 보조공학



이 근 민

1997년 5월 Johns Hopkins University, Special Education & Rehabilitation Technology 졸업 (박사)
1997년 - 현재 대구대학교 재활공학과 정교수
2010년 - 현재 대구광역시 보조기구센터 소장

관심분야 : 보조공학, 재활공학, 보조공학 서비스 전달체계



허 서 윤

2013년 8월 인제대학교 작업치료학과 졸업(석사)
2014년 - 현재 경남정보대학교 작업치료학과 외부 강사

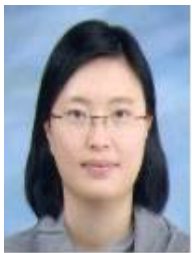
관심분야 : 재활공학, HCI, 보조공학



손 경 태

2014년 2월 대구대학교 특수교육과 졸업(학사)
2014년 - 현재 대구대학교 재활공학과 석사과정

관심분야 : 특수교육공학, 특수교육, 재활공학



이 신 영

2012년 2월 대구대학교 재활공학과 졸업(석사)
2013년 - 현재 대구대학교 재활공학과 박사과정

관심분야 : 보조공학, 보조공학서비스 전달체계



나 대 영

2013년 8월 대구대학교 재활공학과 졸업(학사)
2015년 - 현재 대구대학교 재활공학과 석사과정

관심분야 : 재활공학, 보조공학