

3차원 프린팅 기술을 이용한 연성 구조물 제작

장진아*, 조동우*.#

*포항공과대학교 기계공학과

A Review of the Fabrication of Soft Structures with Three-dimensional Printing Technology

Jinah Jang*, Dong-Woo Cho*.#

*Department of Mechanical Engineering, POSTECH

(Received 8 December 2015; received in revised form 9 December 2015; accepted 9 December 2015)

ABSTRACT

3D printing technology is a promising technique for fabricating complex 3D architectures based on the CAD/CAM system, and it has been extensively investigated to manufacture structures in the fields of mechanical engineering, space technology, automobiles, and biomedical and electrical applications. Recent advances in the 3D printing of soft structures have received attention for the application of the construction of flexible sensors of soft robotics or the recreation of tissue/organ-specific microenvironments. In this review paper, we would like to focus on delivering state-of-the-art fabrication of soft structures with 3D printing technology and its various applications.

Key Words : 3D Printing(3차원 프린팅), Soft Structure(연성 구조물), Flexible Device(유연소자), 3D Cell Printing(3차원 세포 프린팅)

1. 서 론

3D 프린팅 기술은 설계 데이터 기반의 3차원 형상을 제작하기 위한 제조기법으로, CAD/CAM (computer aided design / computer aided manufacturing) 시스템을 이용하여 디지털 데이터화 된 3차원 디자인을 2차원 단면으로 한 층씩 적층하여 최종 구조물을 제작하는 제조기법이다. 이러한 특성으로 인해 적층제조 (additive manufacturing)라고도 불리는 이 기술은 복잡한 형태의 3차원 구조물 제작에 매우 유리하나, 가공

재료의 한계가 있다^[1].

대표적으로, Fused Deposition Modeling (FDM) 기법의 경우 열가소성 수지를 용융시킨 뒤 구조물을 제작하는 방식으로 복잡한 형상을 지니지만 경량화 된 구조물 제작에 용이하다^[2]. 산업현장 및 시제품 제작에는 주로 기계적 강도와 열 저항력이 높은 Polyetherimide (PEI), Acrylonitrile butadiene styrene (ABS)를 사용하며, FDM 방식의 프린팅용 소재 개발에 따라 생체적합성 열가소성 플라스틱인 Polycaprolactone (PCL) 및 금속, 세라믹 그리고 다양한 기능성 플라스틱 소재등의 재료를 적용 가능하게 되었다. 또 다른 3D 프린팅 방식인 Stereolithography (SLA) 기법은 광경화성 수지 표면에 초점을 맞춘 레이저를 조사하여 구조물을 만드는 제작 방식으로 제작 정밀도는 FDM방식에

Corresponding Author : dwcho@postech.ac.kr

Tel: +82-54-279-2171, Fax: +82-54-279-5419

비하여 우수하나 사용할 수 있는 재료는 광경화성 수지에 국한되어 다양하지 못하다는 한계점이 있다^[3]. 이처럼 현재의 3D 프린팅 기술은 소재와 프린터의 동반 발전이 최우선임을 확인할 수 있다.

이처럼 제작된 구조물은 기계, 우주항공, 자동차, 의료, 전자소자 등 많은 산업분야에 적용이 가능하다. 특히, 생체 의료 분야에서 2000년을 전후로 하여 3D 프린팅 기반 바이오 조형기술의 활용에 관한 연구가 활발히 진행되었고, 조직공학용 인공지지체 개발 이외에도 환자 맞춤형 보형물, 수술 계획 및 모형 제작을 위한 팬텀 (Phantom) 제작, 인공혈관, 생체 센서 개발로 확대되고 있다. 이처럼 지난 10여년간, 소재 및 가공 기술의 발달로 높은 형상 가공성 및 복잡성을 가지는 경질 구조물 (hard structure) 제작 기술은 지속적으로 발전하고 있으며, 많은 연구 동향 보고서를 통해 다루지고 있다.

최근 인체 삽입/부착형 센서 및 인체 구조물 등의 3차원 연성 구조물 (soft structure)을 제작하기 위하여 3D 프린팅 기술이 각광받고 있다. 로봇 팔에 부착하는 유연 촉각 센서 (flexible tactile sensors)나 유연 변형 센서 (flexible strain sensor) 등의 개발이 적극적으로 이루어지고 있다^[4-6]. 또한, 살아있는 세포를 이용하여 3차원 구조물을 제작하는 3D 세포 프린팅 기술의 발전으로, 장기 이식 및 인공 장기 수요를 충족할 수 있는 바이오조직/장기의 개발 가능성을 보이고 있다^[7,8]. 하지만 이와 같은 연성 구조물을 제작하기 위해 사용되는 소재의 물리적 화학적 특성으로 인해 적층 가공 기법에 불리한 한계를 가지고 있다.

본 논문에서는 3D 프린팅 기술을 기반으로 한 연성 구조물의 제작을 위한 제작 방식 및 소재와 향후 기술 전망에 관해 살펴보고자 한다.

2. 연성 구조물 제작 방식

2.1 잉크젯 기반 프린팅

잉크젯 프린팅 방식은 열로 인한 유체이동이나 피에조 (piezoelectric) 방식으로 하이드로젤을 분사하며, 극 미량 (1~100 picoliters)의 소재를 위치시

킬 수 있기 때문에 디스펜싱 방식에 비해 정밀도가 높다^[9,10]. 잉크젯 기반 프린팅 기술은 대량생산으로 제작되는 인쇄 기술을 기반으로 구현되기 때문에 시스템 구성이 저렴하다는 장점을 가지고 있다. 그러나 이 방식은 프린팅을 위한 기본 단위인 하나의 물방울 (droplet)을 생성시켜야 하기 때문에 점도가 낮은 재료만이 사용 가능하며, 이로 인해 제작 가능한 단층 패턴의 두께가 매우 얇다. 따라서 3차원 구조물을 제작하기 위하여 여러 개의 층을 쌓아 올리는 적층 공정시 매우 오랜 시간이 소요된다.

2.2 광조형 기반 프린팅

레이저 빔의 스캔을 이용한 광조형 프린팅 방법 뿐만 아니라, 단면 이미지를 조사하여 2차원 단면 패턴을 한 번에 제작하는 투영 기반 (projection-based) 시스템의 개발을 통해 가공속도를 크게 향상시켰다 (Fig. 1a)^[3]. 또한, 간접 제작 방식 (indirect SLA method)의 개발을 통하여 연성 구조물 제작 가능성을 향상 시켰다^[11]. 간접 제작 방식

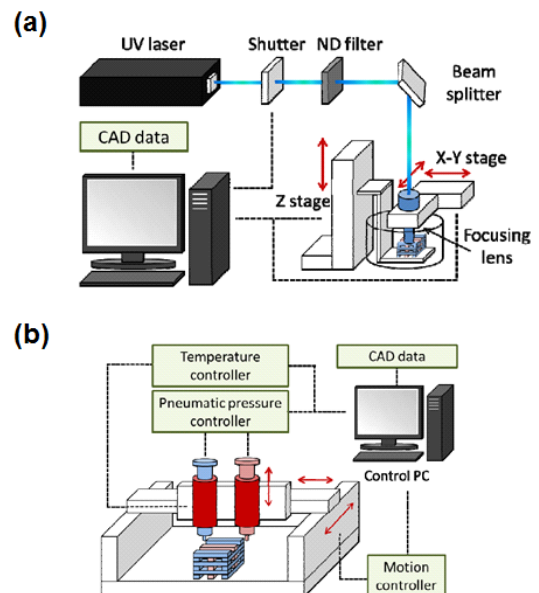


Fig. 1 Schematics of (a) stereolithography and (b) dispensing-based 3D printing system (reproduced with permission from ref. 7).

은 3차원 프린팅 기술과 몰딩 공정이 결합된 것으로, 제작하고자 하는 구조물의 역상을 포함한 몰드를 3차원 프린팅 시스템으로 제작한 뒤 연성 재료를 주입하여 경화시킨 후 몰드를 제거함으로써 구조물을 제작하는 방식이다. 이는 소재의 한계를 뛰어넘는 제작 방식으로 각광받고 있으나, 공정의 복잡성으로 인해 직접방식 혹은 디스펜싱 방식에 비해 제작 시간이 상대적으로 긴 단점이 있다.

2.3 디스펜싱 기반 프린팅

기존의 3D 프린팅 제작 방식인 FDM방식과 제작 공정은 비슷하나 사용되는 소재에 따라서 열을 가하지 않거나 시스템의 미세한 차이가 존재하기 때문에 폭넓은 범위로써 디스펜싱 기반 프린팅 방식으로 불린다 (Fig. 1b). 디스펜싱 기반 제작 방식은 공압 (pneumatic pressure), 피스톤 (piston) 혹은 스크류 (screw) 방식의 디스펜서를 사용한다. 주로 프린팅 하고자하는 소재를 시린지에 넣고 마이크로 노즐을 통해 토출하는 방식으로 구조물을 제작한다. 디스펜싱 기반 프린팅 방식은 정밀도가 약 수백 마이크로미터 단위이지만, 잉크젯 방식에 비해 빠른 제작이 가능한 장점이 있다. 또한 잉크젯 방식에 비해 재료의 점도에 큰 영향을 받고, 광경화성이 아닌 대부분의 점탄성 특성을 가지는 재료는 모두 사용 가능하기 때문에 최근 디스펜싱 기반 방식의 3D 프린팅 제작 방식이 더욱 각광을 받고 있다^[7].

3. 연성 구조물 소재 및 제작 공정

3D 프린팅 기술을 이용한 연성 구조물 제작을 위하여 소재의 선정 및 선정 된 소재에 따른 공정 기술 개발이 매우 중요하다. 그러나 3D 프린팅 기술이 나날이 발전하여 자동차, 완구, 항공기부품까지 만들고 있지만, 사용 재료는 주로 열가소성 플라스틱에 국한되어 있다. 본 장에서는 분야별로 각광받는 프린팅 용 소재 및 이를 이용한 공정 기술에 대하여 소개하고자 한다.

3.1 유연 전자소자 분야

반도체, 센서, 배터리 등의 소형 전자기기 분야에서 사용되는 소자의 제작을 위해 3D 프린팅 기술을 적용하는 연구가 활발히 진행되고 있다. 전자기기 분야의 3D 프린팅 연구를 활발히 하고 있는 하버드 대학교에서는 디스펜싱 기반 방식을 사용하였고, 전기전도성 재료인 실버 페이스트 (silver paste)를 이용하여 모래알 크기의 리튬 이온 배터리를 제작하여 배터리 전극을 교착 (adhesion) 시키는데 성공하였다^[12]. 이는 기존에 사용되는 얇은 필름에 전극을 입혀 제작한 배터리가 충분한 전원을 공급하기 어렵기 때문에 얇은 전극을 여러 층으로 적층하여 교착시킬 수 있다는 가능성을 확인한 논문이었다. 이는 비교적 경질의 전기전도성 구조물의 (Young's modulus > 10 MPa) 제작 가능성을 확인한 연구라면, 후속연구를 통하여 매우 유연한 탄성중합체 (highly stretchable elastomer) 내부에 변형 센서 (strain sensor)를 함께 프린팅 한 연구가 소개되었다^[5].

이는 로봇 공학에서 적용 가능한 유연 소자 중 하나로, 3D 프린팅 기술을 이용하여 제작 된 손의 움직임을 감지할 수 있는 웨어러블 디바이스 (wearable device)의 실용화 가능성을 확인한 연구

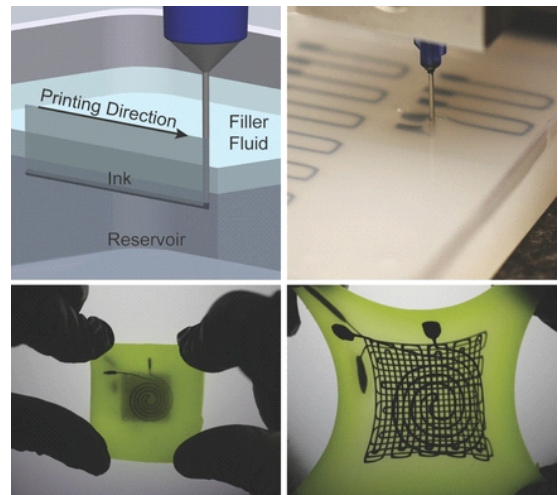


Fig. 2 Photography of embedded 3D printing for fabricating strain sensors within highly conformal and extensible elastomeric matrices (reproduce with permission from ref. 5)

이다. 이를 위하여, 연구팀은 여러 종류의 소재를 사용하였다. 먼저, 용기 (reservoir) 안에 Ecoflex 00-30으로 불리는 상용화된 silicone elastomer를 붓고, 그 안에 점탄성의 전기전도성 재료를 이용하여 미리 디자인 된 변형 센서를 프린팅하였다. 이후 silicone elastomer를 경화하여 최종적으로 연성 전자 소자를 제작하였다. 이는 매우 낮은 가격에 전자 소자를 제작할 수 있다는 장점을 가지고 있으며, 필요에 따라 다양한 센서를 디자인하여 개별적으로 제작이 가능하고, 사이즈를 크게 제작할 수 있는 장점이 있다 (Fig. 2).

국내에서도 디스펜싱 기반의 3D 프린팅 방법을 이용한 유연 촉각 센서 (flexible tactile sensor) 의 제작 연구를 활발히 진행 중이다^[4]. 이 센서는 로봇이 자신 주변의 환경을 감지할 수 있도록 인체 피부와 같은 감각기관을 모사하고자 제작 되었다. 이를 위해 촉각 센서를 구성하는 소재로 Multi-Walled Carbon Nano-Tube로 이루어진 전기전도성 소재를 사용하였고, 유연성을 부여하기 위해 UV경화가 가능한 탄성재료를 사용하였으며, 각각의 재료를 각 layer마다 번갈아가며 프린팅 하였다. 이처럼 개발 된 촉각 센서는 접촉을 통해 외부 자극을 수용하여 주변 환경을 인식할 수 있는 신호처리 시스템이 함께 구현하였고, 이상적인 출력 형태와 가까운 디지털 필터를 설계하였다.

이 외에도 형상 기억 고분자를 프린팅 용 재료로 사용하여 3D 프린팅으로 구현한 유연 전자소자 등의 연구를 통해^[13], 웨어러블 전자소자 및 휴먼-기계 인터페이스를 위한 연성 기능성 소자의 제작을 위해 3D 프린팅 기술이 매우 큰 가능성을 지니고 있음을 시사한다.

3.2 생체의료 분야

3D 프린팅 기술은 맞춤형 및 생체 모방형 구조 생산이 가능한 기술적 이점으로 인해 생체의료 분야의 적용이 활발히 연구되고 있다^[14]. 특히, 세포와 세포를 봉입하여 구조체를 제작하는 하이드로젤(hydrogel) 류의 소재를 일컫어 바이오잉크 (bioink)라 하고, 이를 이용한 구조물 제작 방식을 3D 세포 프린팅이라고 한다^[15]. 이는 현재까지 생체의료 분야로 적용된 사례와는 다르게 살아있는

세포를 포함하는 구조체이며, 인체 내의 연성 조직 및 장기의 물리적 환경을 모사하기에 매우 적합한 가공 방식으로 각광받고 있다. 이의 응용분야로는, 피부, 근육, 간, 신장 등의 인공 조직/장기 재생 분야 및 약물 테스트를 위한 체외 생체모델의 개발에 매우 유용할 것으로 기대되고 있다^[16].

다른 분야와는 다르게, 생체 의료분야에서 사용되는 프린팅용 소재인 바이오잉크는 내부에 살아있는 세포가 존재하기 때문에 분사 및 3차원 적층에 적합한 점도(viscosity)를 가지면서 세포 친화성 (cytocompatibility)이 뛰어나야 한다. 또한, 외부환경으로부터 세포를 보호하고, 효과적으로 세포의 기능을 유지하며, 원하는 조직으로의 증식과 분화를 유도할 수 있어야 한다. 제작 된 구조물의 정

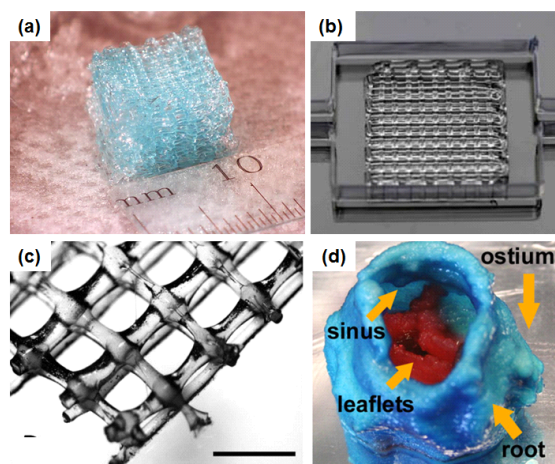


Fig. 3 Examples of 3D cell printed soft structures using various bioinks. (a) A porous 3D alginate scaffold was fabricated and crosslinked by applying divalent cations. (b) Lutrol F127 printed in the form of a 3D vascular network within silicon ink border. (c) A construct of UV-light crosslinked gelMA with HA was fabricated in four layers. (d) Porcine aortic valve model was printed, where root (blue) was formed with 700 MW PEG-DA hydrogel while the leaflets (red) were formed with 700/8000 MW PEG-DA hydrogels (reproduced with permission from ref. 18, 19, 20 and 21).

밀도 (resolution)는 대개 바이오잉크의 점도가 높을수록 향상되지만, 잉크를 분사할 때 붓입된 세포에 가해지는 전단응력 (shear stress)도 함께 증가하여 세포 사멸 등을 유도할 수 있다. 따라서, 세포에 해롭지 않으면서 생산성 및 가공성을 향상시킬 수 있는 범위 내의 물리적 화학적 조건을 만족하는 바이오잉크를 선정하는 것이 매우 중요하다^[17].

초기 3D 세포 프린팅은 주로 잉크젯 기반 제작 기술로 구현되었다. 사용하는 재료는 알지네이트 (alginate) 및 피브린(fibrin) 하이드로젤이었으며 약 20~300 μm 의 작은 방울을 만들어 구조물을 제작하였다^[10]. 그러나 잉크젯 기반 제작 기술은 매우 낮은 점도의 바이오잉크를 사용하기 때문에 제작 가능한 단층 패턴의 두께가 매우 얇은 한계점이 있다. 이는 3차원 적층 공정을 위해 오랜 시간이 소요되며, 중력에 의해 바이오잉크 내의 세포가 가라앉는 현상으로 균일한 구조물 제작이 어렵다.

최근에는 디스펜싱 기반의 3D 세포 프린팅 기술이 각광을 받고 있다. 대개 살균 환경의 공기 중에서 바이오잉크를 분사 및 적층하여 구조물을 만드는 방식이 대표적이다. Drexel 대학에서는 세포가 섞인 알지네이트 (Fig. 3a) 용액을 이용하여 프린팅하는 공정 기술을 소개하였고^[18], Envision-TEC 사는, 각 재료를 가교할 수 있는 가교제가 포함된 높은 점성의 용액 (plotting medium)이 담긴 용기에 프린팅 하여 프린팅 하는 동안 형상 안정성을 높이고, 가교에 시간이 소요되는 재료를 이용한 세포 프린팅 공정 시 큰 장점 지남을 확인하였다.

또한, 온도 감응성 바이오잉크를 이용한 구조물 제작 시, 재료가 노즐로부터 원활히 분사될 수 있도록 디스펜서에 온도 제어부를 추가해야 한다. 대표적인 온도 감응성 재료인 콜라겐(collagen), Pluronic F127, 아가로스(agarose)는 각각의 재료가 지닌 고유의 특성에 따라 젤이 되지 않는 온도에서 구조물 제작을 수행해야 한다 (Fig. 3b)^[19]. 이처럼 현재까지 대부분의 세포 프린팅 시스템에서는 기존에 널리 사용되는 생체 재료를 이용하여 이의 물리적 화학적 특성을 고려하여 프린팅 시스

템 및 공정 설계를 진행한다. 이 외에도, 광 가교 방법 (photo-crosslinking method)를 사용하여 3차원 패턴에 유리한 바이오잉크를 개발 하는 연구도 활발히 진행되고 있다 (Fig. 3c, 3d)^[20,21].

최근에는 단순히 세포를 붓입하는 기능의 바이오잉크용 하이드로젤이 아닌 생체 내와 유사한 화학적, 생물학적 기능을 부여할 수 있는 바이오잉크의 개발이 화두이다. POSTECH에서는 조직에서부터 세포를 제거하고 남은 세포 외 기질을 바이오잉크로 사용하는 기술을 소개하였다^[22]. 탈세포화 된 재료의 성분은 주로 콜라겐이지만, 조직 특이적인 단백질(protein) 및 단백당류 (proteoglycan) 등 생체조직의 구현 및 기능에 필요로 하는 많은 체내 요소들이 그대로 남아있게 된다. 이러한 성분은 기존의 생체 재료에 비하여 인공 조직 및 장기 재생에 효과적일 것으로 기대하고 있다. 실제로 해당 바이오잉크와 줄기세포를 이용하여 제작 된 심장, 연골 및 지방 조직 구조물은 기존의 단일 콜라겐 바이오잉크로 제작 된 구조물에 비하여 높은 분화능 및 성숙도를 보여주었다. 그러나, 콜라겐 기반의 온도 감응성 재료이기 때문에 아직까지 형상 적합도가 원하는 수준에 미치지 못하는 한계점이 있다.

4. 결 론

2013년 미국 오바마 대통령의 연두교서를 기점으로 하여, 3D 프린팅 기술을 기반으로 한 다양한 구조물의 제작 및 이의 응용 연구가 더욱 활발히 진행되고 있다. 다양한 3D 프린팅 관련 분야 중, 본 리뷰에서는 연성 구조물 제작 기술 및 이의 주요 응용 분야에 관하여 소개하였다.

연성 구조물의 제작을 위해 일반적인 3D 프린팅 제작 방식인 잉크젯, 디스펜싱 및 광 조형 기반 프린팅 방식이 사용되고 있으며, 특히 재료의 선택폭이 비교적 넓은 디스펜싱 기반 제작 방식이 각광 받고 있다. 또한, 각 적용 분야 및 사용하는 재료에 따라 제작 공정 및 후처리 과정이 다양하게 개발이 되고 있다. 이처럼 3D 프린팅 기술을 기반으로 제작 된 연성 구조물은 주로 유연 전기

소자 및 생체 의료분야로의 적용으로 각광받고 있으나, 아직까지 이의 응용 가능성을 보여주는 연구에 머물러 있는 단계이다^[23,24].

특히, 3D 프린팅 기반의 연성 구조물의 제작 기술 및 소재 개발 연구는 현재 로봇과학 분야에서 가장 각광받고 있는 ‘소프트 로봇’ (soft robotics) 분야로의 적용이 기대된다. 또한, 유연한 동작을 할 수 있는 로봇과 인간이 접촉할 때, 로봇의 감각능, 안전성, 기능성을 확보하기 위한 필수 불가결한 요소이기에 이에 대한 집중적인 연구가 필요하다. 또한, 군사용 웨어러블 디바이스 (wearable device in military environments) 개발에 대해 올해 미 정부에서는 75백만 달러의 비용을 투자하여 대규모의 연구 컨소시엄을 구성하였다.

또한, 인체를 구성하고 있는 골격구조 이외의 대부분의 조직/장기는 연성 구조물로 이루어져 있으며 이를 모사하여 재생의학 및 체외 생체 모델을 개발하는데 응용하기 위해서는 3D 프린팅 기반의 연성 구조물 제작 및 소재 기술의 발달이 절실히 요구된다. 특히, 바이오잉크 기술은 프린팅 공정 및 조직/장기 재생에 직접적인 영향을 주기 때문에 집중적인 연구가 필요하다. 심지어, 각 조직 별, 각 세포별로 필요로 하는 생물학적 환경이 서로 다르기 때문에 각각에 최적화 된 바이오잉크 개발은 고기능성 조직/장기 제작에 필수불가결한 요소이다. 이 외에도, 임상에 적용하기 위하여 실제 인체조직 크기의 구조물 제작이 이루어져야 하며, 이를 위해 가공 소요 시간의 최소화를 가능케 하는 공정 개발이 필수적이다. 또한 본 리뷰에서 언급한 분야 외에도, 3D 프린팅 기술 기반의 연성 구조물 개발 응용 분야를 확장하여 앞으로도 더욱 다양한 분야에서 필요로 하는 기술로 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

“이 논문은 2015년도 정부 (미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단 (No. 2010-0018294)의 지원을 받아 수행되었으며, 이에 감사드립니다.”

REFERENCES

1. Choi, J. W. and Kim, H. C., "3D Printing Technologies - A Review," J. Korean Soc. Manuf. Process Eng., Vol. 14, No. 3, pp. 1-8, 2015.
2. Kim, J. Y., Park, J. K., Hahn, S. K. Kwon, T. H. and Cho, D. W., "Development of the Flow Behavior Model for 3D Scaffold Fabrication in the Polymer Deposition Process by a Heating Method," J. Micromech. Microeng., Vol. 19, No. 10, 105003, 2009.
3. Choi, J. S., Kang, H.-Y., Lee, I. H., Ko, T. J. and Cho, D. W., "Development of Micro-stereolithography Technology using a UV Lamp and Optical Fiber," Int. J. Adv. Manuf. Technol., Vol. 41, No. 3-4, pp. 281-286, 2009.
4. Jin, S. H., Lee, J. K., Lee, S. and Lee, K. C., "Output Characteristic of a Flexible Tactile Sensor Manufactured by 3D Printing Technique," J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 31, No. 2, pp. 149-156, 2014.
5. Muth, J. T., Vogt, D. M., Truby, R. L. Mengüç, Y. Kolesky, D. B., Wood, R. J. and Lewis, J. A., "Embedded 3D printing of Strain Sensors within Highly Stretchable Elastomers," Adv. Mater., Vol. 26, No. 36, pp. 6307-6312, 2014.
6. Kesner, S. B. and Howe, R. D., "Design Principles for Rapid Prototyping Forces Sensors using 3-D Printing," IEEE-ASME Trans. Mechatron., Vol. 16, No. 5, pp. 866-870, 2011.
7. Park, J. H., Jang, J. and Cho, D. W., "Three-dimensional (3D) Printed 3D Structure for Tissue Engineering," Trans. Korean Soc. Mech. Eng. B, Vol. 38, No. 10, pp. 817-829, 2014.
8. Murphy, S. V. and Atala, A., "3D Bioprinting of Tissues and Organs," Nat. Biotechnol., Vol. 32, No. 8, pp. 773-785, 2014.
9. Sirringhaus, H., Kawase, T., Friend, R. H., Shimoda, T., Inbasekaran, M., Wu, W. and Woo, E. P. "High-resolution Inkjet Printing of

- All-polymer Transistor Circuits," *Science*, Vol. 290, No. 5499, pp. 2123-2126, 2000.
10. Xu, T., Jin, J., Gregory, C., Hickman, J. J. and Boland, T., "Inkjet Printing of Viable Mammalian Cells," *Biomater.*, Vol. 26, No. 1, pp. 93-99, 2005.
 11. Kang, H. W., Park, J. H. and Cho, D. W., "A Pixel based Solidification Model for Projection based Stereolithography Technology," *Sens. Actuator A-Phys.*, Vol. 178, pp. 223-229, 2012.
 12. Sun, K., Wei, T. S., Ahn, B. Y., Seo, J. Y., Dillon, S. J. and Lewis, J. A., "3D Printing of Interdigitated Li-Ion Microbattery Architectures," *Adv. Mater.*, Vol. 25, No. 33, pp. 4539-4543, 2013.
 13. Zarek, M., Layani, M., Cooperstein, I., Sachyani, E., Cohn, D. and Magdassi, S., "3D Printing of Shape Memory Polymers for Flexible Electronic Devices," *Adv. Mater.*, 2015.
 14. Seol, Y. J., Kang, T. Y., and Cho, D. W., "Solid Freeform Fabrication Technology applied to Tissue Engineering with Various Biomaterials," *Soft Matter*, Vol. 8, No. 6, pp. 1730-1735, 2012.
 15. Ferris, C. J., Gilmore, K. J., Beirne, S., McCallum, D. and Wallace, G. G., "Bio-ink for On-demand Printing of Living Cells," *Biomater. Sci.*, Vol. 1, No. 2, pp. 224-230, 2013.
 16. Benam, K. H., Dauth, S., Hassell, B., Herland, A., Jain, A., Jang, K. J. and Ingber, D. E., "Engineered In Vitro Disease Models," *Annual Review of Pathology: Mechanisms of Disease*, Vol. 10, pp. 195-262, 2015.
 17. Malda, J., Visser, J., Melchels, F. P., Jüngst, T., Hennink, W. E., Dhert, W. J., Groll, J. and Hutmacher, D. W., "25th anniversary article: Engineering Hydrogels for Biofabrication," *Adv. Mater.*, Vol. 25, No. 36, pp. 5011-5028, 2-13.
 18. Khalil, S. and Sun, W., "Bioprinting Endothelial Cells with Alginate for 3D Tissue Constructs," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 131, No. 11, pp. 111002, 2009.
 19. Kolesky, D. B., Truby, R. L., Gladman, A., Busbee, T. A., Homan, K. A. and Lewis, J. A., "3D Bioprinting of Vascularized, Heterogeneous Cell-laden Tissue Constructs," *Adv. Mater.*, Vol. 26, No. 19, pp. 3124-3130, 2014.
 20. Schuurman, W., Levett, P. A., Pot, M. W., van Weeren, P. R., Dhert, W. J., Hutmacher, D. W., Melchels, F. P. W., Klein, T. J., Malda, J., "Gelatin-Methacrylamide Hydrogels as Potential Biomaterials for Fabrication of Tissue-Engineered Cartilage Constructs," *Macromolecular Biosci.*, Vol. 13, No. 5, pp. 551-561, 2013.
 21. Duan, B., Hockaday, L. A., Kang, K. H. and Butcher, J. T., "3D Bioprinting of Heterogeneous Aortic Valve Conduits with Alginate/gelatin Hydrogels," *J. Biomedical Mater. Research Part A*, Vol. 101, No. 5, pp. 1255-1264, 2013.
 22. Pati, F., Jang, J., Ha, D.-H., Kim, S. W., Rhie, J.-W., Shim, J.-H., Kim, D.-H. and Cho, D.-W., "Printing Three-dimensional Tissue Analogues with Decellularized Extracellular Matrix Bioink," *Nat. Commun.*, Vol. 5, 2014.
 23. Jeon, H. A., Lee, S. W. and Kwon, O. H., "Fabrication of Poly(γ -glutamic acid) Porous Scaffold for Tissue Engineering Applications," *J. Korean Soc. Manuf. Process Eng.*, Vol. 13, No. 3, pp. 35-41, 2014.
 24. Jeong, H. J., Jee, M.-H., Kim, S.-Y. and Lee, S.-J., "Measurement of the Compressive Force on the Knee Joint Model fabricated by 3D Printing," *J. Korean Soc. Manuf. Process Eng.*, Vol. 13, No. 2, pp. 1-7, 2014.