

# 폴리머 적층 시스템을 이용한 다양한 3 차원 미세 구조물 제작에 관한 연구

## A Study on the Fabrication of Various 3D Microstructures using Polymer Deposition System

김종영<sup>1,✉</sup>  
Jong Young Kim<sup>1,✉</sup>

1 국립안동대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Andong National University)  
✉ Corresponding author: jykim@andong.ac.kr, Tel: 054-820-5669

Manuscript received: 2011.9.1 / Revised: 2012.1.25 / Accepted: 2012.3.23

*Solid free-form fabrication (SFF) technology was developed to fabricate three-dimensional (3D) scaffolds for tissue engineering (TE) applications. In this study, we developed a polymer deposition system (PDS) and created 3D microstructures using a bioresorbable polycaprolactone (PCL) polymer. Fabrication of 3D scaffolds by PDS requires a combination of several devices, including a heating system, dispenser, and motion controller. The system can process a polymer with extremely high precision by using a 200  $\mu\text{m}$  nozzle. Based on scanning electron microscope (SEM) images, both the line width and the piled line height were fine and uniform. Several 3D micro-structures, including the ANU pattern (a pattern named after Andong National University), 45° pattern square, frame, cylindrical, triangular, cross-shaped, and hexagon, have been fabricated using the polymer deposition system.*

Key Words: Solid Free-form Fabrication (자유 성형 제작), Tissue Engineering (조직 공학), Polymer Deposition System (폴리머 적층 시스템), Three-dimensional Microstructure (3 차원 미세 구조물), Polycaprolactone (폴리카프로락톤)

### 1. 서론

최첨단 기계공학 기반 기술의 바이오 공학 분야 (bio-engineering)로의 적용 가능성에 대한 관심이 높아짐에 따라 자유 성형 제작 기술 (solid free-form fabrication)을 바탕으로 한 3 차원 미세 구조물 제작에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있다.<sup>1,2</sup> 자유 성형 제작 기술은 다양한 재료를 이용하여 마이크로 단위의 미세 구조물을 정밀하게 제작할 수 있다.<sup>3,4</sup>

일반적으로 3 차원 미세 구조물을 제작하기 위해서는 미세 공구 및 적절한 공작 기계가 필요하

다. 하지만 일반적인 기계 가공법은 마이크로의 단위와 같은 작은 크기의 구조물을 정밀하게 제작하기 어렵다. 따라서, 이러한 3 차원 미세 구조물 제작하기 위해 마이크로 방전 가공이 다양한 분야에 널리 쓰여 지고 있다. 하지만 이 가공법 역시 전기적인 침식에 의한 가공으로 인해 단일 방향의 가공만이 가능하다.<sup>5,6</sup> 이에 반해 자유 성형 제작 기술은 마이크로 단위의 미세 구조물 제작이 가능하며 내부공극률, 공극 크기, 공극의 연결성 그리고 내/외부 형상 등이 자유롭게 조절 가능하다.<sup>7,8</sup>

현재 알려진 자유 성형 제작 기술에는 용해 용착 모델링, 3 차원 프린팅, 선택적 레이저 소결법,

광 조형 기술 등이 있다.<sup>9-11</sup> 하지만 이러한 기술에도 3 차원 미세 구조물 제작에 한계점을 보여주고 있다. 용해 용착 모델링은 제작 속도가 느리며 원 소재의 바로 이용이 불가능하며 재 가공공정이 필수적으로 포함되어야 한다. 3 차원 프린팅의 경우 분말을 이용하기 때문에 세척 등의 후 공정 과정에서 인공지체 내부에 남아있는 분말을 제거하지 못하여 제한된 형상정밀도를 가지게 된다. 선택적 레이저 소결법은 레이저 빔으로 가공하는 공정으로 형상을 제작하는 데에 있어서 가공시간에 따른 열에너지에 의해 수축율이 발생하는 문제점이 있다. 광 조형 기술의 경우는 광경화성 생체 재료가 제한적인 문제점을 가지고 있다.<sup>12-15</sup>

본 연구에서는 다양한 3 차원 미세구조물을 제작하기 위하여 바이오 공학용 폴리머 적층 시스템 (polymer deposition system)을 개발하였다. 이 시스템은 다양한 재료를 이용하여 용융 후 분사하여 적층 하는 시스템이다. 매우 정밀한 3 축 스테이지를 가지며 이로 인해 100  $\mu\text{m}$  이하의 미세 구조물의 공극 크기 및 다양한 패턴이 가능하며 제작된 미세 구조물은 다공성 및 내부 연결성이 매우 우수하다. 이러한 폴리머 적층 시스템을 이용하여 다양한 3 차원 미세 구조물을 제작하여 시스템의 성능을 평가하였다.

**2. 폴리머 적층 시스템**

생체 적합성 재료를 사용하여 3 차원 미세 구조물을 제작하고 바이오 공학으로의 적용을 위해 폴리머 적층 시스템을 개발하였다. 4 축의 정밀 모션 제어 시스템이 적용되어 있으며 2 축의 헤드부분에서는 압력 및 온도 제어가 가능하다. X, Y 축과 2 개의 Z 축이 있으며 X, Y 축에는 리니어 엔코더(ST36D, Mitutoyo, Japan) 및 리니어 모터(IL06-075A1C1, Kollmorgen, England)가 적용되었으며 유효거리로는 X 축은 300 mm, Y 축은 400 mm 이다.

리니어 엔코더는 X, Y 의 각 축에 있어서 높은 정밀도를 보여주며 미세한 형상을 제작하는데 적합하다. Z 축에는 볼스크류 (BNK0802-3RRG0+155 LC5Y, Samick THK, Korea)와 AC 서보 모터 (CSMT-01BR1ABT3, Tamakawa, Japan)를 채택하여 Z 축을 제어하는데 있어서 정밀한 움직임을 가능하게 하였다. Fig. 1 은 폴리머 적층 시스템의 개략도를 보여 주고 있다. 압력 제어는 공압기기를 통해서 나오는 원 압력을 필터 및 미스트 세퍼레이터에서

미세의 먼지를 걸러주며 압력을 조절한다. 압력은 다시 디스펜서(Super x-V7, Musashi, Japan)를 통해서 2 차적으로 정밀하게 조절되어 분사된다. 공압기기로는 에어 콤프레샤(S50-50-5.5, Airssen, Korea)를 사용하였으며 디스펜서에서는 최대 800 kPa 의 압력이 사용 가능하다. 온도 제어에서는 서모마스터 (TCU-02, Musashi, Japan)를 사용하였으며 온도의 최고점은 250℃까지 조절 가능하게 하였다. Fig. 2 는 개발된 폴리머 적층 시스템의 실물을 보여준다.

이러한 구동 축을 제어하기 위한 모션 제어기로는 MEI 사의 XMP-Synqnet 이 사용되었다. 이 모션제어기는 최대 20 kHz 의 매우 빠른 서버 응답성을 가지고 있으며 최대 8 축의 모션제어를 가능하게 한다. 또한 G-code 를 입력하여 X, Y, Z 축을 자유롭게 제어할 수 있다. 이 때 모션 시스템의 구동 범위에서는 정밀도가 높은 제어를 가능하게 하며 모션 제어기의 I/O 출력을 통해 3 차원 미세 구조물을 제작하기 위한 CAD/CAM 시스템을 구축하였다. Fig. 3 은 폴리머 적층 시스템과 구동되고

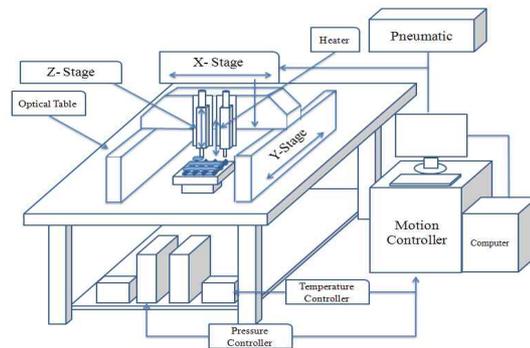


Fig. 1 Schematic diagram of polymer deposition system

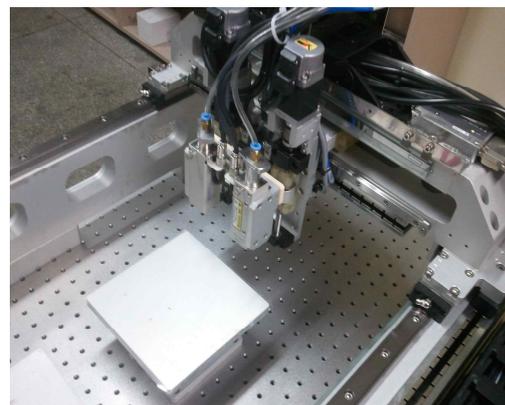


Fig. 2 Image of polymer deposition system



Fig. 3 Peripheral equipment

있는 부속품으로 서모마스터, 디스펜서, 콤프레샤 그리고 모션 제어기의 실물을 보여준다. 이 시스템을 통해서 본 연구에서는 다양한 형상 및 패턴을 가지는 3 차원 미세 구조물들을 제작하였다.

### 3. 다양한 3 차원 미세 구조물 제작

#### 3.1 구조물 재료

본 연구에서는 폴리머 적층 시스템을 이용하여 3 차원 미세 구조물을 제작하기 위해 생분해성 및 생체적합성을 가지는 polycaprolactone (PCL)을 사용하였다. 이 재료는 낮은 용융점 (60°C)으로 온도 조절이 용이하며 높은 전단 속도에서도 점도의 크기 변화가 작으므로 구조물 제작에 유리하며 인체에 무해한 것으로 알려져 있다. 또한 높은 열분해 특성으로 다양한 온도 범위에서 가공이 가능하며 기계적 강도에서도 우수한 안정성을 보이며 온도 및 습도의 영향 또한 받지 않는다. 다른 생체적합성 재료인 Poly-lactic-co-glycolic acid (PLGA)에 비교하였을 경우에도 기계적 강도가 우수하며 가격적인 부분에서도 저렴하여 널리 이용되고 있으며 3 차원 미세 구조물 제작에 적합한 것을 확인하였다.<sup>1,16</sup> Table 1, Fig. 4 에서는 PCL 재료의 물성치와 분자식 구조를 각각 보여주고 있다.

Table 1 Material property of polycaprolactone

	PCL
Glass transition temperature	- 60°C
Melting temperature	> 60°C
Average molecular weight	45,000

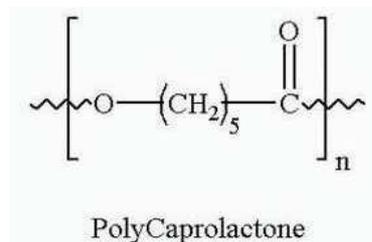


Fig. 4 Chemical structure of polycaprolactone

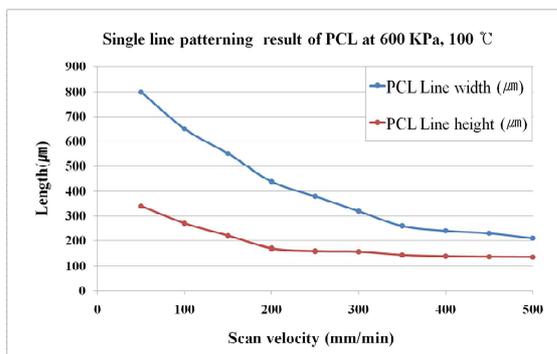
#### 3.2 단선 패터닝 실험을 통한 재료의 특성

본 연구에서는 단선 패터닝 실험을 통해 재료의 가공성을 확인하였다. 분사 특성에 변화를 주는 요인은 X, Y, Z 축의 이송속도, 온도, 압력 그리고 노즐 사이즈를 선정하였다. 이번 실험에서는 다른 변수들의 비교 변화를 위해 노즐의 내경은 200 μm 로 설정하고 이송 속도, 온도, 압력만을 조절하여 실험을 수행하였다.

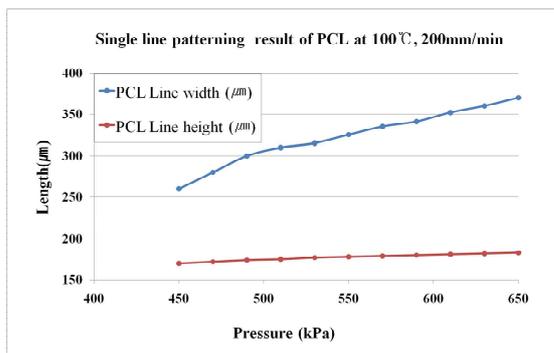
Fig. 5(a)는 압력과 온도는 600 kPa 과 100°C 로 각각 일정하게 설정하고 실험을 한 결과이며 이송 속도만을 조절하였을 때의 선 폭과 선 높이를 측정하였다. 이를 통해 이송 속도가 증가함에 따라 선 폭과 선 높이가 일정한 것을 확인할 수 있었다. 따라서 이송 속도만을 조절하였을 때에 350 mm/min 이상의 속도가 되었을 경우에는 최소 선 폭 및 선 높이가 200 μm, 150 μm 로서 감소하는 폭이 낮은 것을 확인하였다. 이송 속도 만을 조절하였을 경우 본 그래프에서의 최소 선 폭이 200 μm 임을 보여 준다.

Fig. 5(b) 에서는 압력과 이송 속도를 600 kPa 과 220 mm/min 로 각각 일정하게 설정하였으며 온도를 변화시켜 선 폭 및 선 높이를 측정하였다. 온도가 증가함에 따라 선 폭이 증가하였으며 115°C 이후에 급격하게 증가하여 완전히 용해가 된 것을 확인하였다. 선 높이에서는 온도가 증가함에 따라 비교적 일정한 값인 선형의 특성을 확인하였다.

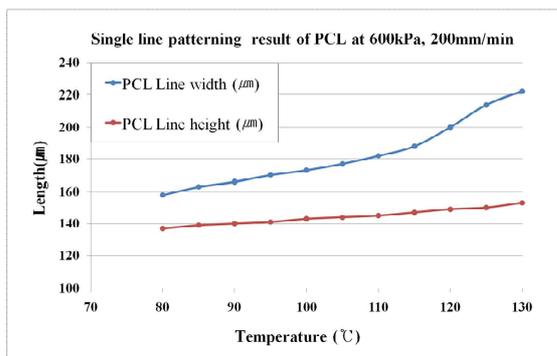
Fig. 5(c)는 온도와 이송 속도를 100°C와 200 mm/min 로 일정하게 설정하였으며 압력만을 변화시켜 선 폭 및 선 높이를 측정하였다. 압력이 증가함에 따라서 선 폭이 선형으로 증가하는 변화를 보여주며 높이에서는 선 폭과 달리 아주 낮은 값으로 일정하게 증가하였다. 따라서 압력만을 조절하였을 경우 비교적 선형적인 값을 갖는 것을 확인하였다. 이 그래프들을 분석하여 3 차원 미세 구조물에 적합한 공정 조건을 얻을 수 있었다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 5 Single line test using PCL

3.3.3 차원 미세 구조물 제작을 위한 공정조건

본 연구에서는 폴리머 적층 시스템과 단선 패터닝 실험을 통해 얻어진 이송 속도, 온도, 압력 등의 값을 이용하여 3 차원 미세 구조물을 제작하였다. 제작 과정으로는 PCL 재료를 시린지에 넣고 10 분 동안 가열 시간을 거치게 된다. 그 이후 시린지를 통해서 분사가 이루어진다. Table 2 는 PCL

재료를 이용한 ANU (a pattern named after Andong National University)패턴, 45°패턴 사각형, 실린더형, 삼각형, 육각형, 십자가형 그리고 형틀 모양인 3 차원 미세 구조물을 제작하기 위한 공정 조건을 보여주고 있다.

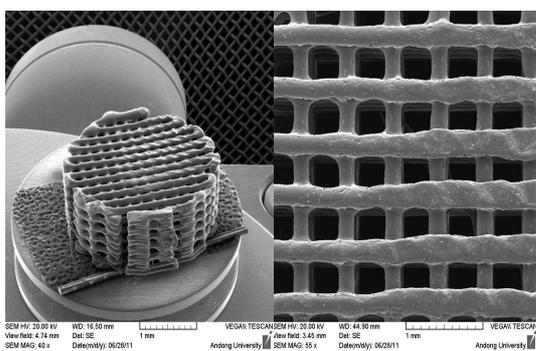
Table 2 Process Condition for 3D microstructure

Condition	PCL
Nozzle Size	200 μm
Pneumatic Pressure	600 KPa
Temperature	110°C
Scan Velocity	200~220 mm/min
Ambient Temperature	18°C
Overall Size (ANU)	25.0 x 8.0 x 3.0 mm
(45° Square)	8.0 x 8.0 x 3.0 mm
(Cylindrical)	8.0 x 8.0 x 3.0 mm
(Triangular)	12.0 x 8.0 x 3.0 mm
(Hexagonal)	12.0 x 12.0 x 3.0 mm
(Cross-shaped)	9.8 x 9.8 x 3.0 mm
(Frame)	16.3 x 16.3 x 1.8 mm
Line Width	200±20 μm
Line height	200±20 μm

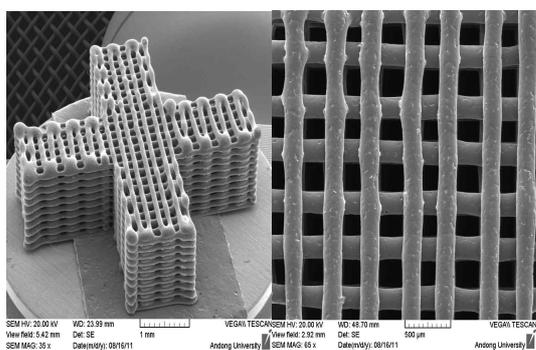
3.4 격자 형 3 차원 미세 구조물

Fig. 6 은 제작된 3 차원 미세 구조물을 주사전자현미경 (Scanning electron microscope, SEM)을 통한 이미지이다. Fig. 6(a) 구조물은 실린더형 패턴은 격자형으로 제작되었다. 적층 높이가 증가함에 따라 냉각 시간이 길어져 테두리의 선 폭이 집중되어 구조물 유지에 어려움이 있었다. 노즐 방향이 변화하는 구간의 이송 속도를 상대적으로 더 증가시켜 한 레이어가 적층되고 다음 레이어가 적층되기 위한 대기 시간을 설정하여 선 폭이 집중되는 현상을 줄였다.

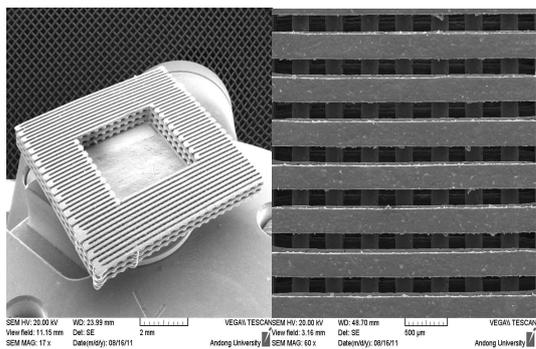
Fig. 6(b)는 십자가의 형태로 두 번의 G-code 를 설정하여 한 레이어 씩 적층한 구조물이다. 선 길이가 충분치 않아 적층되지 않고 지나가는 현상을 방지하기 위해 이송 속도를 줄여 형상을 유지하였다. Fig. 6(c)의 구조물인 경우 선 길이가 충분하여 비교적 잘 제작되었음을 보여주고 있다.



(a)



(b)



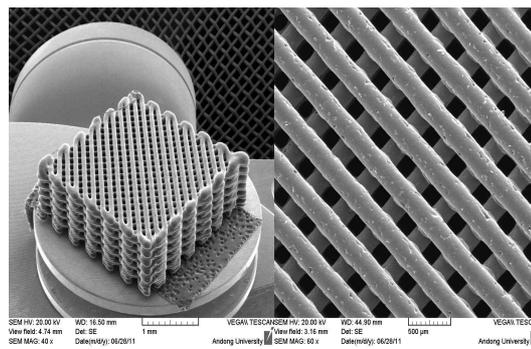
(c)

Fig. 6 SEM image of grid PCL structures

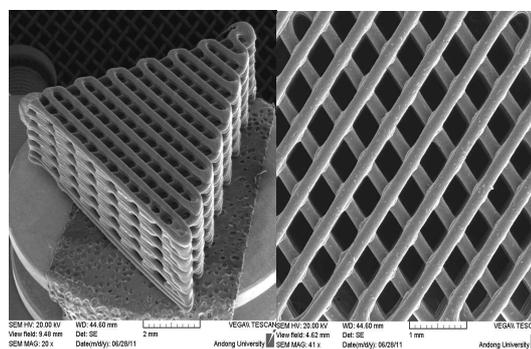
### 3.5 사선 형태의 3 차원 미세 구조물

Fig. 7 은 사선 패턴의 구조물로서 45° 패턴의 사각형, 삼각형, 육각형 형태의 3 차원 구조물을 보여준다. Fig. 7(a) 는 사선의 형태로써 45° 패턴의 사각형 구조물을 제작하였다. 주사전자현미경 이미지를 통해 공극의 크기 및 선 폭이 일정하며 내부 연결성이 우수한 것을 확인하였다. Fig. 7(b)는 적층 시작 부분의 선 길이가 충분치 않아 선 폭이

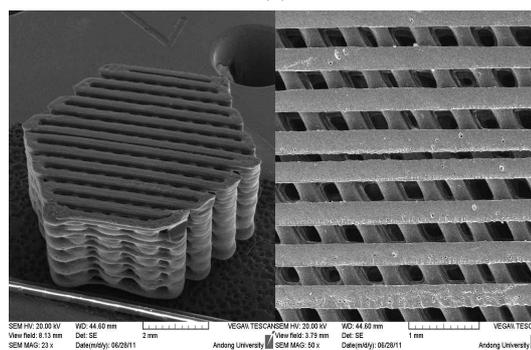
집중되어 형상을 유지하는데 어려움이 있었다. 이 또한 이송 속도를 상대적으로 낮게 설정하여 집중되는 현상을 줄였다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 7 SEM image of diagonal line PCL structures

시작하는 부분을 제외한 다른 부분에서는 공극의 크기가 일정하며 비교적 잘 제작되었음을 보여준다. Fig. 7(c)는 다른 형상과 달리 코드를 설정하여 적층 하는 경우로 양쪽의 균형 있는 적층을 위해 중심 부분의 공극 크기를 작게 하여 제작하였다.

### 3.6 복합형 3차원 미세 구조물

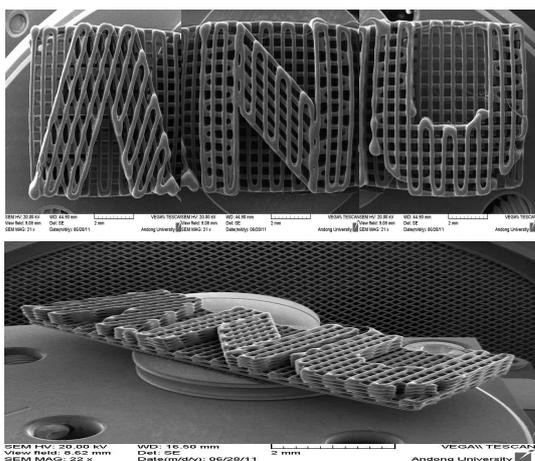


Fig. 8 SEM image of hybrid PCL structure

격자의 패턴과 사선의 패턴을 융합하여 복합형 3차원 미세 구조물을 제작하였다. Fig. 8은 국립안동대학교의 상징인 ANU 구조물을 보여주고 있다. 복합형 패턴으로써 각각의 A, N, U 구조물을 하나의 구조물로 연결하기 위해 격자패턴의 사각형 구조물을 제작하고 그 위에 ANU를 적층하였다. A, N, U 각각의 G-Code를 사용하여 각각의 구조물을 적층하였다. 하지만 이 구조물 또한 격자패턴의 구조물을 적층하는 과정에서 적층된 높이가 커짐에 따라 구조물이 유지되는 것은 어려움과 3개의 구조물과 격자 형태의 사각형 구조물을 제작하는 시간이 오래 걸리는 단점이 있었다.

### 4. 결론

본 연구에서는 정밀한 3차원 미세 구조물을 제작할 수 있는 폴리머 적층 시스템을 개발하였다. 생분해성 및 생체적합성 재료인 폴리카프로락톤을 사용하였으며 반복적인 단선 패턴링 실험을 통해 3차원 미세 구조물제작에 적합한 결과값을 얻을 수 있었다. 압력은 600 kPa, 온도는 110°C, 이송 속도는 200 ~ 220 mm/min의 공정조건을 확인하였다. 실험을 통해 얻어진 공정조건을 이용하여 ANU 마크, 실린더, 삼각형, 45°패턴 사각형, 육각형, 십자가, 사각형인 3차원 미세 구조물을 제작하였으며 주사전자현미경을 통해 그 형태를 확인하였다. 그 결과 다음과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

(1) 단선 패턴링 실험을 통해 얻은 공정 조건을 이용하여 3차원 미세 구조물을 제작하였다. 제작하는데 있어서 발생하는 오류는 반복적인 실험을 통해서 보완하였다. 그 중 높이가 높아짐에 따라 발생하는 냉각 시간이 길어지는 현상을 주위의 온도를 낮게 맞추고 적층할 때 마다 대기시간을 주어 구조물을 안정적으로 유지하였다.

(2) 기본적인 격자 형 패턴과 달리 사선 형 패턴으로 제작할 때에는 노즐이 테두리 구간을 분사할 때에 집중되어 선 폭이 변화하며 구조물을 유지하기 힘든 어려움이 있다. 이러한 현상을 줄이기 위해 집중되는 구간의 속도를 상대적으로 낮게 설정하여 구조물을 적층하였다.

(3) 복합 형태로 각각의 다른 형태의 패턴을 이용하였으며 3개의 구조물을 한 구조물로 제작하기 위해 격자 패턴의 사각형을 제작하고 그 위에 ANU 구조물을 적층하였다. A, N, U 형상 유지가 어려우며 모든 구조물이 형성되기까지의 많은 시간이 소모되었다.

본 시스템을 통해 제작된 3차원 미세 구조물은 내부 연결성이 매우 우수하며 공극률, 공극 크기 및 다양한 패턴 제어가 가능하다. 3차원 미세 구조물제작을 통해 폴리머 적층 시스템의 성능을 평가하였으며 향후 제작된 3차원 미세 구조물의 기계적 강도를 측정할 예정이다. 이를 위해 곡선 형태의 복잡한 구조물을 제작하기 위한 다양한 연구가 추가로 필요하다.

### 후 기

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2010-0022011). 또한, 본 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(A110416).

### 참고문헌

1. Wang, F., Shor, L., Darling, A., Khalil, S., Sun, W., and Lau, A., "Precision extruding deposition and characterization of cellular poly-e-caprolactone tissue scaffolds," *Rapid Prototyping J.*, Vol. 10, No. 1, pp. 42-49, 2004.
2. Vozzi, G., Previty, A., Rossi, D., and Ahluwalia, A., "Microsyringe-based deposition of two-dimensional

- and three-dimensional polymer scaffolds with a well-defined geometry for application to tissue engineering,” *Tissue Eng.*, Vol. 8, No. 6, pp. 1089-1098, 2002.
3. Kim, J. Y., Jin, G.-Z., Park, I. S., Kim, J.-N., Chun, S. Y., Park, E. K., Kim, S.-Y., Yoo, J., Kim, S.-H., Rhie, J.-W., and Cho, D.-W., “Evaluation of solid free-form fabrication-based scaffolds seeded with osteoblasts and human umbilical vein endothelial cells for use in vivo osteogenesis,” *Tissue Eng.: Part A*, Vol. 16, No. 7, pp. 2229-2236, 2010.
  4. Hutmacher, D. W., Sittinger, M., and Risbud, M. V., “Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems,” *Trends Biotechnol.*, Vol. 22, No. 7, pp. 354-362, 2004.
  5. Shin, B. S., Yang, S. B., Chang, W. S., Kim, J. G., and Kim, J. M., “Rapid Manufacturing of 3D-Shaped Microstructures by UV Laser Ablation,” *J. of KSPE*, Vol. 21, No. 7, pp. 30-36, 2004.
  6. Lee, S.-J., Kang, H.-W., Kang, T.-Y., Kim, B., Lim, G., Rhie, J.-W., and Cho, D.-W., “Development of a scaffold fabrication system using an axiomatic approach,” *J. Micromech. Microeng.*, Vol. 17, No. 1, pp. 147-153, 2007.
  7. Yang, D.-Y., Lim, T. W., Son, Y., Kong, H.-J., Lee, K.-S., Kim, D.-P., and Park, S. H., “Additive process using femto-second laser for manufacturing three-dimensional nano/micro-structures,” *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, Vol. 8, No. 4, pp. 63-69, 2007.
  8. Shim, J.-H., Kim, J. Y., Park, M., Park, J., and Cho, D.-W., “Development of a Hybrid Scaffold with Synthetic Biomaterials and Hydrogel Using Solid Freeform Fabrication Technology,” *Biofabrication*, Vol. 3, No. 3, Paper No. 034102, 2011.
  9. Williams, J. M., Adewunmi, A., Schek, R. M., Flanagan, C. L., Krebsbach, P. H., Feinberg, S. E., Hollister, S. J., and Das, S., “Bone tissue engineering using polycaprolactone scaffolds fabricated via selective laser sintering,” *Biomaterials*, Vol. 26, No. 23, pp. 4817-4827, 2005.
  10. Cooke, M. N., Fisher, J. P., Dean, D., Rinnac, C., and Mikos, A. G., “Use of stereolithography to manufacture critical-sized 3D biodegradable scaffolds for bone ingrowth,” *J. Biomed. Mater. Res. B*, Vol. 64, No. 2, pp. 65-69, 2002.
  11. Zein, I., Hutmacher, D. W., Tan, K. C., and Teoh, S. H., “Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications,” *Biomaterials*, Vol. 23, No. 4, pp. 1169-1185, 2002.
  12. Kim, J. Y., Yoon, J. J., Park, E. K., Kim, S. Y., and Cho, D. W., “The Fabrication of Rapid Prototype based 3D PCL and PLGA Scaffolds using Precision Deposition System,” *Tissue Eng. Regen. Med.*, Vol. 5, No. 3, pp. 506-511, 2008.
  13. Kim, J. Y. and Cho, D.-W., “Development of polymer deposition system for three dimensional scaffold fabrication in tissue engineering,” *Proc. of KSPE Spring Conference*, pp. 1459-1460, 2011.
  14. Hutmacher, D. W. and Cool, S., “Concepts of scaffold-based tissue engineering-the rationale to use solid free-form fabrication techniques,” *J. Cell. Mol. Med.*, Vol. 11, No. 4, pp. 654-669, 2007.
  15. Lee, M., Dunn, J. C. Y., and Wu, B. M., “Scaffold fabrication by indirect three-dimensional printing,” *Biomaterials*, Vol. 26, No. 20, pp. 4281-4289, 2005.
  16. Mondrinos, M. J., Dembzyński, R., Lu, L., Byrapogu, V. K. C., Wootton, D. M., Lelkes, P. I., and Zhou, J., “Porogen-based solid freeform fabrication of polycaprolactone-calcium phosphate scaffolds for tissue engineering,” *Biomaterials*, Vol. 27, No. 25, pp. 4399-4408, 2006.