

3 차원 미세 구조물 제작을 위한 폴리머 유동 모델의 적용

Application of the Polymer Behavior Model to 3D Structure Fabrication

김종영¹, 조동우^{1,2,✉}

Jong Young Kim¹ and Dong-Woo Cho^{1,2,✉}

¹ 포항공과대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, POSTECH)

² 포항공과대학교 융합생명공학과 (Department of Integrative Bioscience and Bioengineering, POSTECH)

✉ Corresponding author: dwcho@postech.ac.kr, Tel: 054-279-2171

Manuscript received: 2009.8.3 / Accepted: 2009.9.9

This study presents the application of a polymer behavior model that considers fluid mechanics and heat transfer effects in a deposition system. The analysis of the polymer fluid properties is very important in the fabrication of precise microstructures. This fluid behavior model involves the calculation of velocity distribution and mass flow rates that include the effect of heat loss in the needle. The effectiveness of the proposed method was demonstrated by comparing estimated mass fluid rates with experimental values. The mass fluid rates under various process conditions, such as pressure, temperature, and needle size, reflected the actual deposition state relatively well, and the assumption that molten polycaprolactone(PCL) is a non-Newtonian fluid was reasonable. The successful fabrication of three-dimensional microstructures demonstrated that the model is valid for predicting the polymer behavior characteristics in the microstructure fabrication process. The results of this study can be used to investigate the effect of various parameters on fabricated structures before turning to experimental approaches.

Key Words: Polymer behavior model (폴리머 유동 모델), 3D micro-structure (3 차원 미세 구조물), Deposition system (적층 시스템)

기호설명

R = Radius of circular needle

R = Distance located at infinitesimal fluid element

P = Pressure added in the fluid

ΔP = Pressure variation between inlet and outlet needle

τ_{rz} = Shear stress according to velocity of planes

L = Length of circular needle

V_z = Velocity distributions of moving fluids

μ = Viscosity of fluid

τ_0 = Yield stress of polymer

R_p = Range of solid plug-like fluid in the middle of a pipe

τ_w = Wall shear stress

Q = Volumetric fluid rate of polymers

K = Thermal conductivity of the fluid

ρ = Density of fluids

C_p = Specific heat of fluids

T_0 = Uniform temperature of the needle wall

T_i = Inlet temperature in the needle

θ = Dimensionless temperature

ξ = Dimensionless axial coordinate

γ = Dimensionless radial coordinate

V_{max} = Maximum velocity of fluids

$R(\gamma)$ = Function of r only in the partial differential equations

$Z(\xi)$ = Function of z only in the partial differential equations

λ_i = Eigen values of Sturm-Liouville equation

$R_i(\gamma)$ = Eigenfunctions of the Sturm-Liouville equation, which is a type of the modified Bessel functions

P_a = Ambient pressure

$\theta_{avg}(\xi)$ = Average outlet temperature of needle

1. 서론

열 용해 적층법(Fused deposition modeling)과 같은 쾌속 조형 장치(Rapid prototyping system)를 이용하여 3 차원 미세 구조물을 제작하는 데 있어 가공 효율성을 증가시키고 구조물의 정밀도를 향상시키기 위해 폴리머의 적층 현상에 관한 연구가 활발히 수행되고 있다.^{1,3} 폴리머 적층 현상에 대한 유체 유동 모델의 개발 목적은 3 차원 미세 구조물의 가공에 미치는 여러 공정 변수의 영향을 사전에 평가 및 분석하기 위함이다. 본 연구에서는 자체 개발된 쾌속 조형 장치의 일종인 폴리머 적층 시스템(Polymer deposition system)의 적층 공정을 최적화 하기 위해 유체역학 및 열전달 현상을 고려하여 유체 유동 모델을 개발하였고 실제 유동률과 비교 및 평가하였다.

노즐에서 분사되는 폴리머의 유동 특성을 분석하는 과정은 3 차원 미세 구조물을 제작하는 데 있어 필수적이다. 이러한 적층 공정에서의 유동 특성을 분석하기 위하여 많은 연구가 수행되어 왔다. Vozzi⁴ 등은 폴리머의 유동을 Newtonian 유동으로 가정하여 파이프 내에서의 유동률을 예측 및 평가하였다. 하지만 열 방식의 적층 공정에 적용되는 대부분의 재료는 non-Newtonian 유동 특성을 가지기 때문에 실제 적층 결과와 비교하여 많은 차이를 가지게 된다. 따라서, Chen⁵ 등은 유량계(Rheometer)로 측정된 폴리머의 전단응력(Shear stress)과 전단변형률(Shear strain rate)의 관계를 이용하여 폴리머의 non-Newtonian 특성의 효과를 고려한 유체 유동 모델을 개발하였다. 하지만 개발된 유체 유동 모델은 노즐 부에서의 온도 분포를 고려하지 않아 실제 결과와 많은 차이를 가지는 한계점을 가지고 있다.⁶

폴리머 적층 시스템과 점소성(Viscoplastic) 폴리머를 이용한 3 차원 미세 구조물 제작 공정은 적절한 유체 유동성을 확보하기 위해 가열 공정이 필수적이다. 이 공정 중 니들(Needle) 부의 대류

현상에 따른 열 손실은 폴리머의 유동률(Flow rate)을 저하시키는 주 원인으로 알려져 있다. 따라서 유체 유동 특성을 모델링하는 데 있어 열전달 현상을 고려한 유체 역학적 모델의 개발이 필수적이다. 이때 가장 중요한 요소는 폴리머의 열전도 계수, 비열 및 열팽창 계수 등이다.⁷⁻⁹ 본 연구에서는 유량계(Rheometer)를 이용하여 온도에 따른 폴리머의 전단응력과 전단변형률의 관계를 추출하였으며 이를 토대로 유체 역학 및 열전달 현상을 고려한 유체 유동 모델을 개발 및 평가하였다.

2. 폴리머 적층 시스템

본 연구에서 적용된 폴리머 적층 시스템은 3 축의 정밀 모션 제어 파트와 온도 및 압력 제어 파트를 가지고 있다. 따라서 이 시스템을 이용하여 고온에서 용융된 폴리머를 적층시켜 정밀한 3 차원 구조물을 제작할 수 있다. x-y 축에서는 고해상도와 높은 정밀도를 달성하기 위하여 리니어 모터(Kollmorgen, USA) 및 리니어 엔코더(ST36D, Mitutoyo)가 이용되었다. z 축의 경우 정밀 볼스크류(BNK 0802, THK) 및 AC 서보 모터(SGMAS, Yaskawa)를 이용하여 정밀 모션 제어를 수행하였다.

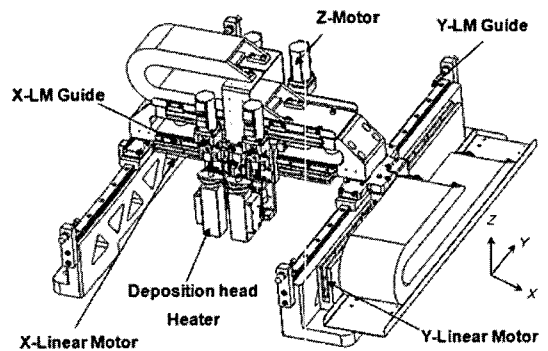


Fig. 1 Schematic diagram of developed system

Fig. 1은 자체 개발된 폴리머 적층 시스템의 개략도를 보여주고 있다. 이러한 구동 축들을 제어하기 위해 본 연구에서는 MEI사에서 제조한 최대 8000Hz의 응답성을 가지는 XMP Synqnet이 이용되었다. 이때 모션 시스템의 전 구동 범위에서의 정밀도(Accuracy)는 $\pm 1.6\sim 5\mu\text{m}$ 로서 매우 정밀한 위치 제어를 가능하게 하였다. 또한, 모션 제어기의

I/O 출력을 통해 온도와 압력을 제어함으로써 마이크로 구조물 제작을 위한 CAD/CAM 시스템을 구현하였다.^{10,11} 이 시스템을 이용하여 본 연구에서는 개발된 유체 유동 모델의 검증을 수행하였으며, 3 차원 마이크로 구조물의 제작 가능성을 탐색하였다.

3. 폴리머 유체 유동 모델 개발

3.1 유체 역학을 고려한 유체 유동 모델

고온에 의해 녹은 폴리머의 유체 유동이 Fig. 2 와 같이 층류(Laminar), 정상(Steady), 비압축성(Incompressible) 및 완전발달(Fully-developed)되어 있다고 가정하면, 니들 내로 유입되는 공기의 압력 (P), 니들 파트에서의 압력 손실(ΔP), 니들의 길이(L) 및 니들의 반경(R)에 대하여 힘 평형 식 (Force balance equation)은 다음 식 (1)과 같이 표현 된다. 즉,

$$P(\pi r^2) - (P + \Delta P)\pi r^2 = \tau_{rz} \cdot 2\pi r L \quad (1)$$

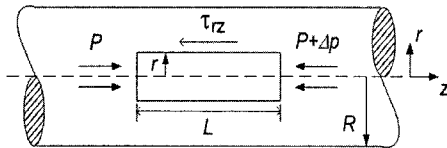


Fig. 2 Laminar fluid through a circular needle

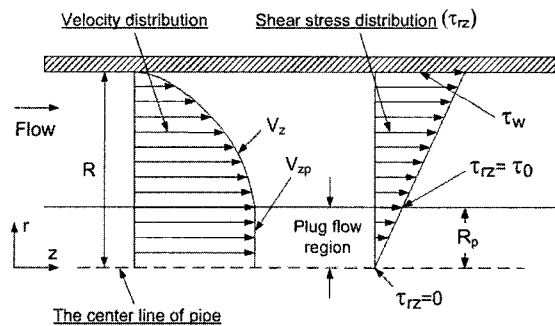


Fig. 3 Velocity distributions for laminar fluid

이때, Fig. 3 으로 표현되는 Herschel-Bulkley 유체의 일반화된 Power-law 식은 폴리머의 점도(μ), 항복전단응력(τ_0) 및 유체 유동 계수(n)을 통해 식 (2)와 같이 나타낼 수 있다. 따라서 식 (2)의 적분 과정을 통해 니들 파트 내에서의 유체의 속도 분포(V_z)는 식 (3) 및 (4)와 같이 나타낼 수 있다. 또

한, 유체 속도 식을 면적에 대하여 적분함으로써 유동률 (Q)은 식(5)와 같이 표현할 수 있다.^{12,13}

$$\tau_{rz} = \tau_0 + \mu \left(-\frac{dV_z}{dr} \right)^n \quad (2)$$

$$V_z = \frac{1}{\mu^{1/n}} \frac{n}{n+1} \left(\frac{-2L}{\Delta P} \right) \left\{ \left(-\frac{R\Delta P}{2L} - \tau_0 \right)^{(n+1)/n} - \left(-\frac{r\Delta P}{2L} - \tau_0 \right)^{(n+1)/n} \right\} \quad (3)$$

$$V_{zp} = V_{Max} = \frac{1}{\mu^{1/n}} \frac{n}{n+1} \left(\frac{-2L}{\Delta P} \right) \left(-\frac{R\Delta P}{2L} - \tau_0 \right)^{(n+1)/n} \quad (4)$$

$$Q = \int_0^R 2\pi r V_z dr = \int_0^{R_p} 2\pi r V_{zc} dr + \int_{R_p}^R 2\pi r V_z dr \quad (5)$$

$$= \frac{\pi}{\mu^{1/n}} \left(\frac{-2L}{\Delta P} \right) \left(-\frac{R\Delta P}{2L} - \tau_0 \right)^{(n+1)/n} \left\{ \frac{n}{3n+1} R^2 - \frac{4n^2}{(2n+1)(3n+1)} \frac{L}{\Delta P} R\tau_0 + \frac{8n^3}{(n+1)(2n+1)(3n+1)} \left(\frac{L\tau_0}{\Delta P} \right)^2 \right\}$$

3.2 열전달 효과를 고려한 유체 유동 모델

Fig. 4 와 같이 니들 부에 인가되는 폴리머의 온도가 T_l 으로 일정하다고 가정하면, 니들의 축(Axial) 방향과 반경(Radial) 방향을 통해 열 손실(Heat loss)이 발생하게 된다. 따라서, 유체의 미소 체적(Control volume)에서의 열전달 지배 방정식은 폴리머의 열전도 계수(K), 밀도(ρ) 및 비열(C_p)등을 이용하여 식 (6)으로서 표현될 수 있다.¹⁰

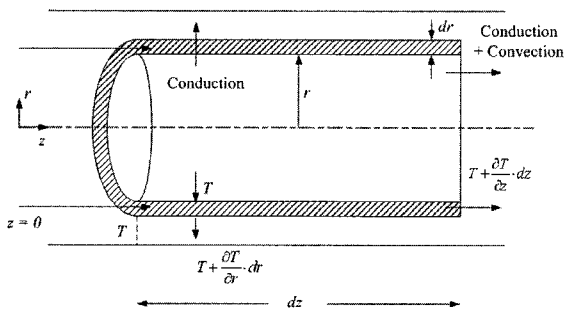


Fig. 4 Schematic diagram for heat transfer in a needle

$$\rho C_p V_z(r) \frac{\partial T}{\partial z} = K \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{K}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \quad (6)$$

식 (6)에서 z 축 방향으로의 대류 효과는 r 방향에 비해 그 효과가 매우 적기 때문에 무시될 수 있다. 이때 변수의 수를 줄이기 위해 무 차원(Dimensionless) 온도(θ), 축 방향 변위(ξ) 및 반경 방향 변위(γ)를 이용하여 식 (7) 및 (8)과 같이 단순화할 수 있다. 이때 미분방정식 (8)은 아래의 적절한 경계조건과 변수 분리(Separation of variables)의 방법에 의해 $\theta = R(\gamma)Z(\xi)$ 로 놓음으로써 해를 구할 수 있다.

$$\theta = \frac{T - T_0}{T_1 - T_0}, \xi = \frac{K}{R^2 \rho C_F V_{Max}} z, \gamma = \frac{r}{R} \quad (7)$$

$$(1 - \gamma^{(n+1)/n}) \frac{\partial \theta}{\partial \xi} = \frac{1}{\gamma} \frac{\partial}{\partial \gamma} (\gamma \frac{\partial \theta}{\partial \gamma}) \quad (8)$$

$$\begin{aligned} \gamma = 1, \theta = 0, & \quad \text{for all values of } \xi > 0 \\ \gamma = 0, \partial \theta / \partial \gamma = 0, & \quad \text{for all values of } \xi \\ \xi = 0, \theta = 1, & \quad \text{for all values of } \gamma \\ \partial \theta / \partial \xi = 0, & \quad \text{for } \xi = \infty \end{aligned}$$

따라서, 식 (8)의 해인 Sturm-Liouville 식의 Eigen function($R_i(\gamma)$)을 이용하여 무 차원화된 온도 변수 θ_{avg} 를 식 (9), (10) 및 (11)과 같이 놓을 수 있다.^{12, 13}

$$\theta(\gamma, \xi) = \sum_{i=1}^{\infty} (-1)^{i+1} A_i Z(\xi) R_i(\gamma) \quad (9)$$

$$A_i = \frac{\int_0^1 R_i(\gamma) (1 - \gamma^{(n+1)/n}) \gamma d\gamma}{\int_0^1 R_i^2(\gamma) (1 - \gamma^{(n+1)/n}) \gamma d\gamma} \quad (10)$$

$$\theta_{avg}(\xi) = \int_{\gamma}^{2\pi} \theta(\gamma, \xi) d\gamma \quad (11)$$

4. PCL 폴리머의 유체 유동 모델

4.1 PCL의 점도(Viscosity) 측정

개발된 유체 유동 모델의 적용을 위해 Polycaprolactone(PCL, 181609-500G; Sigma-Aldrich, St. Louis, MO)을 이용하여 실험 결과와 비교 및 평가

하였다.¹⁴⁻¹⁷ 이때, 유량계(Fig. 5)를 이용하여 PCL의 점도를 평가함으로써 온도에 따른 폴리머 점도의 관계식을 도출하였다(Fig. 6). 여러 온도 조건에 따른 실험 결과를 통하여 PCL이 non-Newtonian ($n=0.92$) 거동을 보이며, 항복 전단 응력(τ_0)은 0임을 확인하였다. 식 (12)은 유량 측정을 통해 얻은 온도에 따른 전단응력의 관계를 보여주고 있다.

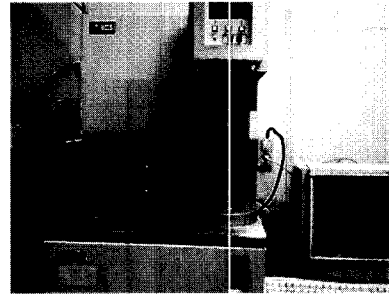


Fig. 5 Measurement of the viscosity using advanced rheometry expansion system (ARES)

$$\tau_{rz} = 8.593 \times 10^3 e^{-0.023T} \left(-\frac{dV_z}{dr}\right)^{0.92} \quad (12)$$

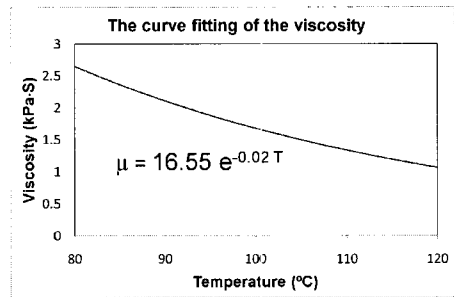


Fig. 6 Relationship between viscosity vs. temperature

4.2 PCL의 유체 유동 모델

PCL 폴리머의 유체 유동 특성을 분석하기 위하여 물성치, 니들의 형상 및 폴리머 적층 시스템의 공정 조건이 요구된다. 이때 PCL의 경우 가해지는 압력이 350 kPa 또는 온도가 80°C 이하일 경우, 폴리머의 제한된 유동성 때문에 노즐에서 분사가 잘 되지 않는 특성을 가지게 된다. 또한, 온도를 120°C 이상으로 매우 높일 경우 폴리머의 열분해가 가속화되어 원래의 특성을 유지하지 못하는 문제가 생길 수 있다. 따라서, 본 연구에서 이용된 노즐의 형상 정보 및 폴리머 적층 시스템의 공정

조건은 허용 가능한 압력 및 온도 분포를 고려하여 Fig. 7 및 Table 1 과 같이 설정하였다. 한편, PCL 폴리머의 비열 및 열전도 계수로서 1.91 J/gK 및 0.4W/mK 을 각각 이용하였다.^{18,19} 이때 식 (3), (11) 과 (12)을 이용함으로써 PCL 의 시간당 유동율(Q) 및 무 차원화된 온도(θ_{avg})는 식 (13) 및 (14)로 각각 표현될 수 있다. Fig. 8 은 무 차원화된 온도 (θ_{avg})로부터 니들의 온도(T_{avg})를 구하기 위해 실험한 과정을 보여주고 있다.

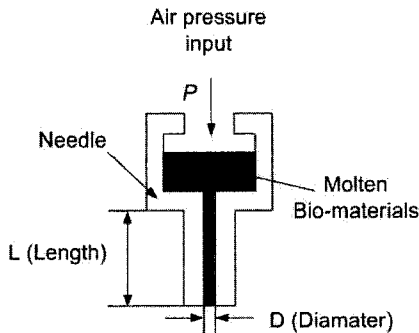


Fig. 7 The geometrical information of micro-needle

Table 1 Conditions for fluid behavior model

Material	Polycaprolactone
Density (ρ)	1.146 g/ml
Applied pressure (P)	350 ~ 650 kPa
Ambient pressure (P_a)	100 kPa
Needle Temperature (T)	80 ~ 120 °C
Diameter of needle (D)	200 μ m
Length of needle (L)	3 mm

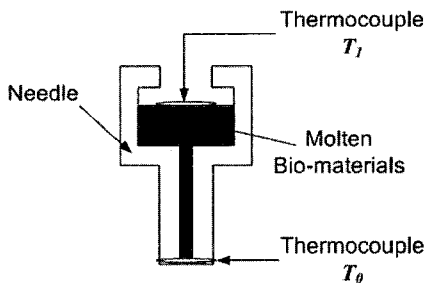


Fig. 8 Measurement of temperature T_0 and T_1 in needle

온도계(Thermo-couple)을 이용함으로써 니들의 입구 온도(T_1)와 니들 끝단의 온도(T_0)사이의 관계를 실험적으로 추출하였다. Fig. 9 는 니들의 입구 온도와 니들 끝단의 온도 사이의 관계를 보여주고

있으며, 이를 통해 전도 및 대류 현상에 의해 온도 감소가 상당히 발생함을 확인할 수 있다. 따라서, 폴리머의 평균 온도 (T_{avg})는 식(15)와 같이 니들의 입구 온도(T_1)의 함수로 표현될 수 있다.

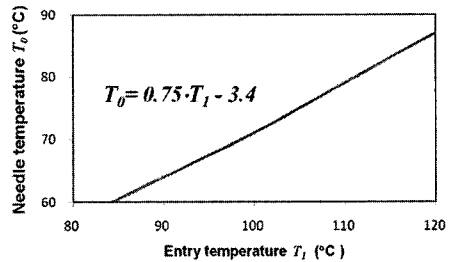


Fig. 9 Uniform needle temperature (T_0) vs. entrance temperature (T_1)

$$Q = \frac{0.245\pi R^2}{(8.593 \times 10^3 e^{-0.0237})^{0.92}} \frac{2L}{P - P_a} \left(\frac{R(P - P_a)}{2L} \right)^{2.087} \quad (13)$$

$$\theta_{avg}(\xi) = 0.7355 \exp(-3.359 \xi V_{max} / V_{avg}) \quad (14)$$

$$T_{avg}(\xi) = 0.75T_1 - 3.4 - 0.7355(0.25T_1 + 3.4)\exp(-6.57\xi) \quad (15)$$

5. 시뮬레이션 및 실험 결과

5.1 유체 유동 모델의 검증

개발된 유체 유동 모델을 검증하기 위해 폴리머 적층 장치를 이용하여 PCL 의 단위 시간당 유동율(Mass flow rates, μ g/sec)을 측정하였다. Table 2 는 여러 압력 및 온도 조건에 따른 PCL 의 평균 유동율을 보여주고 있다. 또한, Fig. 10 은 실험 결과와 유체 유동 모델의 비교 결과를 보여주고 있다. 선으로 표현된 부분은 시뮬레이션 된 결과를 보여주고 있으며, 점으로 표현된 부분들은 폴리머 적층 시스템으로 실험한 결과를 보여주고 있다. 개발된 유체 유동 모델이 실제 폴리머 적층 장치의 분사 특성을 잘 반영하고 있음을 확인할 수 있다. 하지만, 650kPa 의 압력 인가시 일부 오차가 존재하고 있음을 확인하였으며, 이 원인은 단위 시간당 유동율 및 폴리머 점도 측정과정에서 발생하는 측정 오차인 것으로 사료된다. 따라서, 본 연구를 통해 개발된 유체 유동 모델을 이용함으로써 여러 공정 조건에 따른 유동율의 특성을 사전에 파악하게 해 줄 것으로 판단된다.

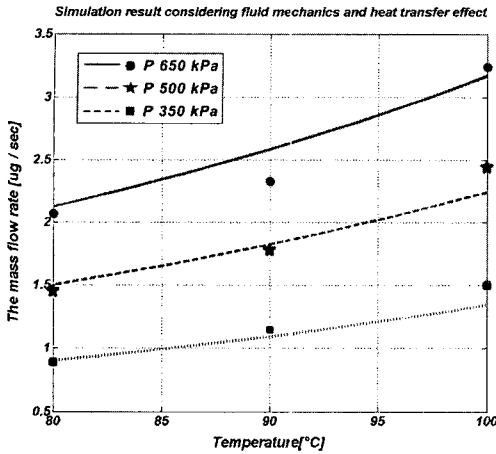


Fig. 10 Comparison of simulated model and experimental result

Table 2 Fluid rates measured for various conditions

Fluid rates (µg/sec)		Pressure (P)		
		350kPa	500kPa	650 kPa
Temperature (T)	80 °C	0.89	1.15	1.50
	90 °C	1.45	1.78	2.44
	100 °C	2.07	2.33	3.24

5.2 유동률에 영향을 미치는 공정 변수

폴리머 적층 시스템을 이용하여 3 차원 마이크로 구조물의 제작을 제작하는 데 있어 중요한 변수들은 압력, 온도, 노즐 사이즈 및 구동 속도이다. 따라서 본 연구에서는 이들 변수가 유동률에 미치는 영향에 대하여 시뮬레이션을 수행하였다. Fig. 10 을 통해 알 수 있듯이, 압력과 온도가 증가할수록 폴리머의 유동률이 증가함을 알 수 있다. 따라서 온도와 압력이 증가할수록 마이크로 구조물의 제작 시간이 더 빨라질 것을 예상할 수 있다. 하지만, 폴리머에 가해지는 온도가 높을수록 폴리머의 점도 및 분자량이 낮아지는 역효과가 발생하게 된다. 따라서, 폴리머의 원상태를 유지하면서 최대한 빨리 제작할 수 있는 공정 조건의 고찰이 필수적이다.

Fig. 11 는 노즐 사이즈의 변화에 따른 유동률의 차이를 보여주고 있다. 이러한 노즐 사이즈의 변화는 유동률의 급속한 변화를 가져옴을 알 수 있다. 따라서, 유동률의 미세 조정을 위해서는 노즐 사이즈의 변화보다는 온도, 압력 및 이송 속도를 조정하는 것이 더 효과적일 것으로 판단된다.

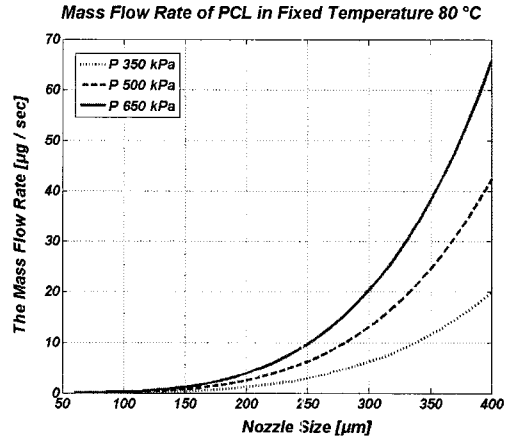


Fig. 11 Effect of the fluid rate on nozzle size variation in a fixed pressure of 350kPa

5.3 복잡한 3 차원 형상을 가지는 구조물 제작

본 연구에서 개발된 폴리머 유체 유동 모델의 적용 가능성을 평가하기 위하여 3 차원 미세 구조물이 제작되었다. 제작된 3 차원 구조물의 목표화된 공정 조건은 선폭 200µm, 선높이 100µm 이다. 이때 구조물의 내부는 비어있으며, 외부 형상은 상단의 경우 가로 8mm, 세로 4mm 인 타원 형상이고 높이가 8mm 로서 치아의 외곽 형상을 모방함으로써 제작되었다. 이를 위하여 시뮬레이션 된 공정 변수는 Fig. 12 과 같다. 이때 모션 시스템의 이송 속도는 유동률을 선택된 노즐의 단면적을 나눔으로써 계산될 수 있다. 이때 이송속도는 2~7mm/min 이 적절한 것으로 예측되었다. 따라서 실제 공정 평

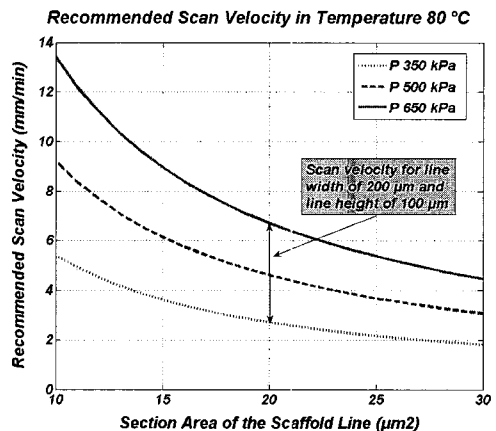


Fig. 12 Recommended moving velocity in a fixed temperature of 80 °C

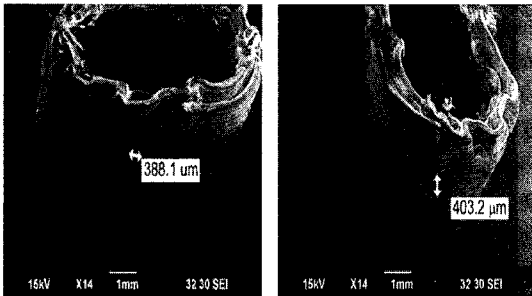


Fig. 13 SEM image of micro-structure with bio-tooth shape

가를 통해서 마이크로 구조물 제작을 위한 공정 변수는 압력 350kPa, 온도 80°C 및 이송속도 2.4mm/min 로 결정하여 미세구조물을 제작하였다.

Fig. 13 은 제작된 3 차원 미세구조물의 주사 전자 현미경(SEM) 사진을 보여주고 있다. 미세 구조물의 공극(Pore size)은 약 $400 \pm 20\mu\text{m}$ 이며, 이러한 공극들은 서로 완벽히 연결되어 있음을 알 수 있다. 성공적인 3 차원 미세 구조물 제작을 통하여 본 연구에서 제시한 폴리머 유체 유동 모델의 적용 가능성을 검증하였다.

6. 결론

본 연구에서는 자체 개발된 폴리머 적층 시스템의 유체 유동 특성을 예측하기 위해 니들 부에서의 유체역학과 열전달 현상을 고려한 유체 유동 모델을 개발하였다. 개발된 모델의 검증을 위해 PCL 폴리머를 이용하여 실험 결과와 비교하였으며 실험 결과의 특성을 잘 반영하는 것을 증명하였다. 복잡한 형상을 가지는 3 차원 미세 구조물을 성공적으로 제작함으로써 유체 유동 모델이 공정 조건을 사전에 예측 가능하도록 하였다. 향후 다른 바이오 폴리머 등을 이용하여 개발된 유체 유동 모델의 타당성을 추가로 확인할 예정이다.

후 기

이 논문은 2009 년 가톨릭세포치료사업단 기초 과학연구사업 연구비에 의하여 이루어졌음.

참고문헌

1. Yamada, A., Niikura, F. and Ikuta, K., "A three-dimensional microfabrication system for

biodegradable polymers with high resolution and biocompatibility," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 18, No. 2, Paper No. 025035, 2008.

2. Wang, F., Shor, L., Darling, A., Khalil, S., Sun, W., Gucerri and Lau, A., "Precision extruding deposition and characterization of cellular poly-e-caprolactone tissue scaffolds," *Rapid Prototyping Journal*, Vol. 10, No. 1, pp. 42-49, 2004.
3. Chu, W.-S., Jeong, S.-Y., Pandey, J. K., Ahn, S.-H., Lee, J.-H. and Chi, S.-C., "Fabrication of composite drug delivery system using nano composite deposition system and in vivo characterization," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 9, No. 2, pp. 81-83, 2008.
4. 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 Engineering*, Vol. 8, No. 6, pp. 1089-1098, 2002.
5. Chen, X. B. and Ke, H., "Effects of fluid properties on dispensing processes for electronics packaging," *IEEE Transactions on Electronics Packaging Manufacturing*, Vol. 29, No. 2, pp. 75-82, 2006.
6. Chen, X. B., Li, M. G. and Ke, H., "Modeling of the fluid rate in the dispensing-based process for fabricating tissue scaffolds," *Journal of Manufacturing Science and Engineering*, Vol. 130, No. 2, Paper No. 021003, 2008.
7. Loulou, T., Peerhossaini, H. and Bardon, J. P., "Experimental study on the thermal conductivity of non-Newtonian fluids under shear: Application to the solutions of Carbopol 940," *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol. 35, No. 10, pp. 2557-2562, 1992.
8. Brandrup, J. and Immergut, E. H., "Polymer Handbook 3rd edition," Wiley, 1989.
9. Domininghans, H., "Plastics for Engineers: Materials, Properties and Applications," Hanser Gardner Publications, 1993,
10. Kim, J. Y., Yoon, J. J., Park, E. K., Kim, D. S., Kim, S.-Y. and Cho, D.-W., "Cell adhesion and proliferation evaluation of SFF-based biodegradable scaffolds fabricated using multi-head deposition

- system,” *Biofabrication*, Vol. 1, No. 1, Paper No. 015002, 2009.
11. Kim, J. Y., Park, E. K., Kim, S.-Y., Shin, J.-W. and Cho, D.-W., “Fabrication of a SFF-based three-dimensional scaffold using a precision deposition system in tissue engineering,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 18, No. 5, Paper No. 055027, 2008.
 12. Chhabra, R. P. and Richardson, J. F., “Non-Newtonian fluid in the process industries,” Butterworth-Heinemann, 1999.
 13. Lyche, B. C. and Bird, R. B., “The Graetz-Nusselt problem for a power-law non-Newtonian fluid,” *Chemical Engineering Science*, Vol. 6, No. 1, pp. 35-41, 1956.
 14. Yang, S., Leong, K.-F., Du, Z. and Chua, C.-K., “The design of scaffolds for use in tissue engineering. Part 1. Traditional factors,” *Tissue Engineering*, Vol. 7, No. 6, pp. 679-689, 2001.
 15. Hutmacher, D. W., Sittering, M. and Risbud, M. V., “Scaffold-based tissue engineering: rationale for computer-aided design and solid free-form fabrication systems,” *Trends in Biotechnology*, Vol. 22, No. 7, pp. 354-362, 2004.
 16. 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.
 17. Cao, T., Ho, K.-H. and Teoh, S.-H., “Scaffold design and in vitro study of osteochondral coculture in a three-dimensional porous polycaprolactone scaffold fabricated by fused deposition modeling,” *Tissue Engineering*, Vol. 9, Suppl. 1, pp. S103-S112, 2003.
 18. Peter, S. and Ake, F., “Continuous cooling and isothermal crystallization of polycaprolactone,” *Journal of Applied Polymer Science*, Vol. 61, No. 13, pp. 2455-2465, 1996.
 19. Minakov, A. A. and Schick, C., “Advanced AC calorimetry of polycaprolactone in melting region,” *Thermochimica Acta*, Vol. 330, No. 1-2, pp. 109-119, 1999.