

# 조직공학용 3차원 인공지지체 제작을 위한 유체 유동 모델 개발

## Development of the flow behavior model for 3D scaffold fabrication in tissue engineering

\*김종영<sup>1</sup>, #조동우<sup>1,2</sup>

\*J. Y. Kim<sup>1</sup>, #D. W. Cho(dwcho@postech.ac.kr)<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> 포스텍 기계공학과, <sup>2</sup> 포스텍 융합생명공학과

Key words: Flow behavior model, Multi-head deposition system, Scaffold, Tissue engineering

### 1. 서론

열 용해 적층 법(Fused deposition modeling)과 같은 쾌속 조형 장치(Rapid prototyping system)를 이용하여 3차원 미세 구조물을 제작하는 데 있어 가공 효율성을 증가시키고 구조물의 정밀도를 향상시키기 위해 폴리머의 적층 현상에 관한 연구가 활발히 수행되고 있다. 적층 현상에 대한 유체 유동 모델의 개발 목적은 3차원 미세 구조물의 가공에 미치는 여러 공정 변수의 영향을 사전에 평가 및 분석하기 위함이다. 본 연구에서는 쾌속 조형 장치의 일종인 다축 적층 시스템(Multi-head deposition system)의 적층 공정을 최적화 하기 위해 유체 유동 모델을 개발하였으며 이를 통해 복잡한 3차원 인공지지체의 제작을 수행하였다. 다축 적층 시스템과 점소성(Viscoplastic) 폴리머를 이용한 3차원 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 모델링 하는 데 있어 열전달 현상을 고려한 유체 역학적 모델의 개발이 필수적이다. 이때 가장 중요한 요소는 폴리머의 열전도 계수, 비열, 표면 장력 및 열팽창 계수 등이다. 본 연구에서는 유량계(Rheometer)를 이용하여 온도에 따른 폴리머의 전단응력 과 전단변형률의 관계를 추출하였으며 이를 토대로 유체 역학 및 열전달 현상을 고려한 유체 유동 모델을 개발 및 평가하였다.

### 2. 유체 유동 모델의 개발

폴리머의 유체 유동이 Fig. 1 과 같이 층류(Laminar), 정상(Steady), 비압축성(Incompressible) 및 완전발달(Fully-developed)되어 있다고 가정하면, 니들 내로 유입되는 공기의 압력  $P$ , 니들 파트에서의 압력 손실( $\Delta P$ ), 니들의 길이 ( $L$ ) 및 니들의 반경( $R$ )에 대하여 힘 평형 식(Force balance equation)은 식 (1)과 같이 표현된다. 즉,

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

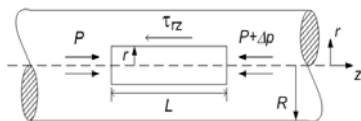


Fig. 1 Laminar flow through a circular needle

이때, Fig. 2 로 표현되는 Herschel-Bulkley 유체의 일반화된 Power-law 식은 폴리머의 점도( $\mu$ ), 항복전단응력( $\tau_0$ ) 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.

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

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

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

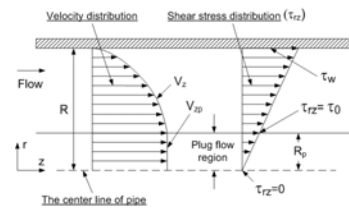


Fig. 2 Velocity distributions for laminar flow

Fig. 3 과 같이 니들 부에 인가되는 폴리머의 온도가  $T_1$  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( $\rho$ ) 및 비열( $C_p$ ) 등을 이용하여 식 (5)로서 표현될 수 있다. 즉,

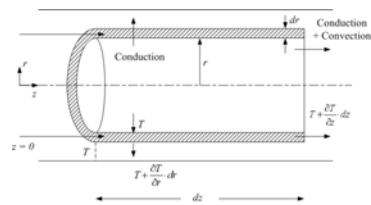


Fig. 3 Schematic diagram for heat transfer in a needle

$$\rho C_p V_z(r) \frac{\partial T}{\partial z} = K \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{K}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left( r \frac{\partial T}{\partial r} \right) \quad (5)$$

식 (5)에서  $z$  축 방향으로의 대류 효과는  $r$  방향에 비해 그 효과가 매우 적기 때문에 무시될 수 있다. 이때 변수의 수를 줄이기 위해 무차원(Dimensionless) 온도( $\theta$ ), 축 방향 변위( $\xi$ ) 및 반경 방향 변위( $\gamma$ )를 이용하여 식 (6) 및 (7)과 같이 단순화 할 수 있다. 이때 미분방정식 (7)은 아래의 적절한 경계조건과 변수 분리(Separation of variables)의 방법에 의해  $\theta = R(\gamma)Z(\xi)$ 로 놓음으로써 해를 구할 수 있다.

$$\theta = \frac{T - T_0}{T_1 - T_0}, \quad \xi = \frac{K}{R^2 \rho C_p V_{Max}} z, \quad \gamma = \frac{r}{R} \quad (6)$$

$$(1 - \gamma^{(n+1)/n}) \frac{\partial \theta}{\partial \xi} = \frac{1}{\gamma} \frac{\partial}{\partial \gamma} \left( \gamma \frac{\partial \theta}{\partial \gamma} \right) \quad (7)$$

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

따라서, 식 (7)의 해인 Sturm-Liouville 식의 Eigen function( $R(\gamma)$ )을 이용하여 무차원화된 온도 변수  $\theta_{avg}$ . 를 식 (8), (9) 및 (10)과 같이 놓을 수 있다.

$$\theta(\gamma, \xi) = \sum_{i=1}^{\infty} (-1)^{i+1} A_i Z(\xi) R_i(\gamma) \quad (8)$$

$$A_i = \frac{\int_0^1 R_i(\gamma)(1 - \gamma^{(n+1)/n})\gamma d\gamma}{\int_0^1 R_i^2(\gamma)(1 - \gamma^{(n+1)/n})\gamma d\gamma} \quad (9)$$

$$\theta_{avg.}(\xi) = \int_{\gamma}^{2\pi} \theta(\gamma, \xi) d\gamma \quad (10)$$

### 3. PCL 을 이용한 유체 유동 모델

개발된 유체 유동 모델의 적용을 위해 본 연구에서는 Poly-caprolactone (PCL, 181609-500G; Sigma-Aldrich, St. Louis, MO)을 이용하여 실험 결과와 비교 및 평가하였다. 이때, PCL의 유량계를 이용하여 점도를 평가함으로써 온도에 따른 전단응력과 전단변형률의 관계식을 도출하였다 (Fig. 4). 여러 온도 조건에 따른 실험 결과를 통하여 PCL은 non-Newtonian (n=0.92) 거동을 보이며, 항복전단응력( $\tau_0$ )은 0임을 확인하였다. 식 (11)은 유량 실험을 통해 얻은 온도에 따른 전단응력의 관계식을 보여주고 있다.

$$\tau_{rz} = 8.593 \times 10^3 e^{-0.023T} \left(-\frac{dV_z}{dr}\right)^{0.92} \quad (11)$$

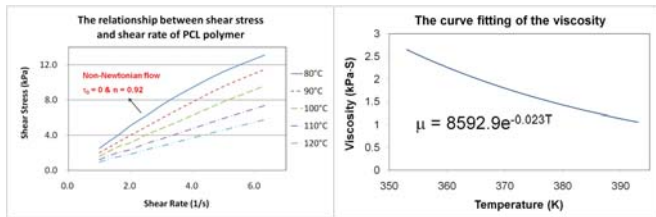


Fig. 4 Relationship between shear stress versus shear rate of PCL

PCL 폴리머의 유체 유동 특성을 알기 위하여 물성치, 니들의 형상 및 다축적층시스템의 공정 조건이 요구된다. Table 1은 본 연구에서 이용된 노즐의 형상 정보 및 다축적층시스템의 공정 조건을 보여주고 있다. 이때 식 (3), (10)과 (11)을 이용함으로써 PCL의 시간당 유동율(Q) 및 온도( $T_{avg.}$ )는 식 (12) 및 (13)으로 각각 표현될 수 있다. 즉,

Table 1 Conditions for flow behavior model

Material	Polycaprolactone
Density	1.146 g/ml
Applied pressure	350 ~ 650 kPa
Ambient pressure	100 kPa
Temperature	80 ~ 120 °C
Diameter of needle	200 μm
Length of needle	3 mm

$$Q = \frac{0.245 \pi R^2}{(8.593 \times 10^3 e^{-0.023T})^{0.92}} \frac{2L}{P - P_a} \left(\frac{R(P - P_a)}{2L}\right)^{2.087} \quad (12)$$

$$T_{avg.}(\xi) = 0.75T_1 - 3.4 - 0.7355(0.25T_1 + 3.4)\exp(-6.57\xi) \quad (13)$$

### 4. 유체 유동 모델 검증

개발된 유체 유동 모델을 검증하기 위해 다축 적층 장치틀 이용하여 PCL의 단위 시간당 분사량(Mass flow rates, μg/sec)을 측정하였다. Table 2는 여러 압력 및 온도 조건에 따른 PCL의 평균 분사량을 보여주고 있다. 또한, Fig. 5는 실험 결과와 유체 유동 모델의 비교 결과를 보여주고 있다. 온도 및 압력이 높아질수록 유체 유동률이 증가함을 알 수 있다. 또한, 이를 통해 개발된 유체 유동 모델이 실제 다축 적층 장치의 분사 특성을 잘 반영하고 있음을 확인할 수

있다. 따라서, 본 연구를 통해 개발된 유체 유동 모델을 이용함으로써 여러 공정 조건에 따른 분사량의 특성을 사전에 파악하게 해 줄 것으로 판단된다.

Table 2 Flow rates measured for various conditions

Flow rates (μg/sec)	Pressure (P)			
	350 kPa	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

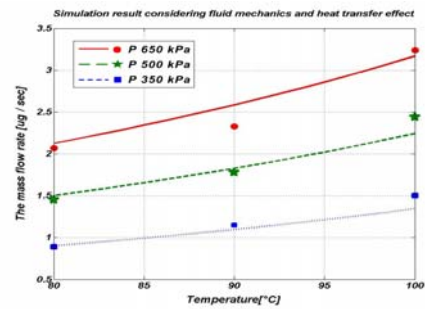


Fig. 5 Comparison of simulated model and experimental result

본 연구를 통해 개발된 유체 유동 모델의 효용성을 검증하기 위해 복잡한 형상의 조직공학용 3차원 인공지지체를 제작하였다. Fig. 6과 같이 제작된 인공지지체의 형상은 생체 바이오 치아의 외형을 닮은 큰(Cone)형상의 구조로서 선 폭은 200 μm이고 선 높이는 100 μm이다. 이때 유체 유동 모델을 통해 예측된 공정 조건은 압력 350 kPa, 온도 80 °C 및 속도 2.4 mm/min이며 제작이 성공적으로 이루어졌음을 확인하였다.

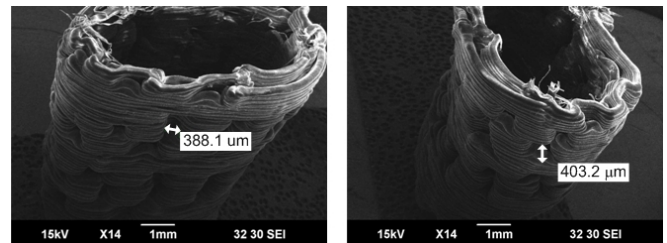


Fig. 6 Bio-tooth shaped scaffold

### 5. 결론

본 연구에서는 다축 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. 또한, 바이오 치아 형상의 3차원 인공지지체의 성공적인 제작을 통하여 유체 유동 모델이 복잡한 3차원 형상을 위한 공정 조건을 사전에 예측 가능하도록 하였다. 향후 다른 바이오 폴리머 등을 이용하여 개발된 유체 유동 모델의 타당성을 추가로 확인할 예정이다.

### 후기

이 논문은 2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행한 연구임(No. R0A-2005-000-10042-0 & No. M1064602 0003-06N4602-00310).

### 참고문헌

1. B.C. Lyche and R.B. Bird, "The Graetz-Nusselt problem for a power-law non-Newtonian fluid", Chem. Eng. Sci. **6**, 35-41, 1956.