

1-2-2019

Modeling and Numerical Simulation of Tissue Engineering Scaffold 3D Printing Process

Congping Chen

College of Mechanical & Power Engineering, China Three Gorges University, Yichang, 443002, China;

Jieguang Huang

College of Mechanical & Power Engineering, China Three Gorges University, Yichang, 443002, China;

Hu Qiong

College of Mechanical & Power Engineering, China Three Gorges University, Yichang, 443002, China;

Yanhua Ran

College of Mechanical & Power Engineering, China Three Gorges University, Yichang, 443002, China;

See next page for additional authors

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the Artificial Intelligence and Robotics Commons, Computer Engineering Commons, Numerical Analysis and Scientific Computing Commons, Operations Research, Systems Engineering and Industrial Engineering Commons, and the Systems Science Commons

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

Modeling and Numerical Simulation of Tissue Engineering Scaffold 3D Printing Process

Abstract

Abstract: In the process of tissue engineering scaffold fabrication using injecting 3D printing, the viscous fluid material is extruded out with a style of microfilament, which is deposited on a substrate layer by layer. The materials spread, pile up, remelt and solidify as a consequence of the couple effects of gravity, surface tension, viscous force and solidification drag force. *Aiming at the above issues, the forming process of scaffold with homogeneously-sized space pores is studied with a CFD approach to research the pore forming mechanism.* The results show that the viscous fluid is cooled mainly by the substrate, and heat transfers from the top to the bottom in the scaffold. The fluid's temperature is lower and the solidification ratio is higher where it's closer to the substrate. In this paper, under the conditions mentioned, the effect of solidification drag is greater than the viscous force and the surface tension. The viscous fluid spreads and solidifies subsequently when depositing on the substrate. The pores size decreases with the spreading time. With the scaffold layers rising, the overall trend of porosity decreases.

Keywords

3D printing, tissue engineering scaffold, pore forming mechanism, pore size, porosity

Authors

Congping Chen, Jieguang Huang, Hu Qiong, Yanhua Ran, and Li Bo

Recommended Citation

Chen Congping, Huang Jieguang, Hu Qiong, Ran Yanhua, Li Bo. Modeling and Numerical Simulation of Tissue Engineering Scaffold 3D Printing Process[J]. Journal of System Simulation, 2018, 30(3): 1008-1016.

3D 打印组织工程支架成形过程建模与数值模拟

陈从平, 黄杰光, 胡琼, 冉艳华, 李波

(三峡大学机械与动力学院, 湖北 宜昌 443002)

摘要: 注射式 3D 打印技术制备组织工程支架过程中, 粘性流体材料以微丝状从喷嘴挤出, 在基板上逐层布施。在重力、表面张力、粘性力及固化拉力耦合作用下发生铺展、堆积、重融、固化等序列动力学及热力学行为, 过程十分复杂。针对上述问题, 利用 CFD 方法模拟均匀分布孔支架的成形过程, 借此探究孔隙的成形机理。结果表明, 支架成形过程中流体材料主要与基板进行换热冷却, 热能从支架顶层向底层传递, 越接近基板温度越低, 固化率越大; 成形过程中固化发生在铺展之后, 孔隙大小与铺展时间变化趋势相反; 孔隙率随支架层数的增加总体呈减小趋势。

关键词: 3D 打印; 组织工程支架; 孔隙成形机理; 孔隙尺寸; 孔隙率

中图分类号: O351.2

文献标识码: A

文章编号: 1004-731X (2018) 03-1008-09

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201803030

Modeling and Numerical Simulation of Tissue Engineering Scaffold 3D Printing Process

Chen Congping, Huang Jieguang, Hu Qiong, Ran Yanhua, Li Bo

(College of Mechanical & Power Engineering, China Three Gorges University, Yichang, 443002, China)

Abstract: In the process of tissue engineering scaffold fabrication using injecting 3D printing, the viscous fluid material is extruded out with a style of microfilament, which is deposited on a substrate layer by layer. The materials spread, pile up, remelt and solidify as a consequence of the couple effects of gravity, surface tension, viscous force and solidification drag force. Aiming at the above issues, the forming process of scaffold with homogeneously-sized space pores is studied with a CFD approach to research the pore forming mechanism. The results show that the viscous fluid is cooled mainly by the substrate, and heat transfers from the top to the bottom in the scaffold. The fluid's temperature is lower and the solidification ratio is higher where it's closer to the substrate. In this paper, under the conditions mentioned, the effect of solidification drag is greater than the viscous force and the surface tension. The viscous fluid spreads and solidifies subsequently when depositing on the substrate. The pores size decreases with the spreading time. With the scaffold layers rising, the overall trend of porosity decreases.

Keywords: 3D printing; tissue engineering scaffold; pore forming mechanism; pore size; porosity

引言

在组织工程中, 细胞在体外二维增殖环境下理



收稿日期: 2016-03-23 修回日期: 2016-06-26;
基金项目: 国家自然科学基金(51475266, 51005134),
三峡大学研究生科研创新基金(2015CX039);
作者简介: 陈从平(1976-), 男, 湖北荆州, 博士,
教授, 研究方向为 3D 打印。

论上只会形成随机的单层组织, 如何使孤立的组织细胞通过增殖分化, 形成具有特定形态的组织和器官, 是组织工程要解决的关键问题。因此组织工程的核心是将具有良好生物相容性及生物降解性的生物材料制成具有特定形状和孔隙结构的三维支架, 再将细胞种植在其中, 形成细胞-支架复合体。因而, 支架为细胞提供生长环境和新陈代谢的场

<http://www.china-simulation.com>

• 1008 •

所, 起到细胞外基质的作用, 并决定着新生组织器官的形态。

制备组织工程细胞支架三维孔隙结构的方法有很多。传统方法有溶液浇铸/粒子沥滤法、相分离/冷冻干燥法、气体发泡法、电纺丝法。使用这些方法制备支架时无法有效控制支架内部的孔隙大小、几何形状以及空间分布, 还有基本不能构建支架的内通道, 除此之外, 这些方法常常会用到有毒有机溶剂, 且制造过程十分繁琐^[1]。因此快速成形(RP)技术作为一种高效可行的方法越来越多地被应用于组织工程支架的制备当中。RP 技术可以根据不同患者的不同受损器官组织的创面形状, 快速而精确地制备出极具个性化的细胞支架, 并且能够对支架的微观结构进行精确控制。目前广泛使用的 RP 技术主要包括光固化(SLA)、选择性激光烧结(SLS)、三维打印(3DP)、熔融沉积(FDM)、低温沉积(LDM)等^[2-3]。然而这些 RP 系统对材料的适用性十分局限。

注射式 3D 技术对此有较大的改善, 坩埚内的粘性流体(胶液、溶液、熔体)在气压的作用下从喷嘴挤出, 在基板上以微丝的形式逐层堆积固化成形。材料适用性十分广泛, 制造过程简单, 制件无需后处理。成形过程中, 离散化的粘性流体在基板上以特定的形式布施, 在压力梯度、粘性流体流速、温度梯度的耦合作用下铺展, 随后逐渐固化。相邻两层之间, 因粘性流体的初始温度高于已成形材料的凝固点, 因此已固化材料的表面会发生重融, 两层间相互浸润, 然后一起固化。由此支架的最终外形和孔径大小与 CAD 模型存在差异, 这将导致支架无法与损伤处匹配以及孔隙之间的通道因变形而闭塞, 因此必须对孔隙的成形机理进行研究, 以便合理设置成形过程工艺参数, 有效控制支架实际形貌。

大多学者^[4-6]均采用试验的方式研究组织工程支架的微观结构、材料等对支架力学性能、孔隙大小、孔隙率及细胞存活率等指标的影响。Melchels 等^[7]利用有限元软件预测支架的力学特性, 模拟水

银孔隙度法测支架孔隙贯通性, 结果与实验吻合。Almeida 等^[8]利用仿真模拟注射式 3D 打印制备所得不同孔隙大小聚合物支架的压缩性能, 将其与实验数据对比, 以此辅助支架的设计。Sandino 等^[9]利用有限元软件分析磷酸钙基支架在机械刺激下的应力和应变分布, 以及流体在孔隙内部的剪切应力分布。本文采用数值模拟的方式对材料相变过程中粘性流体成形机理进行研究, 得到支架孔径及孔隙率的变化规律, 为确定粘性流体温度、基板温度、成形速度等工艺参数提供理论指导^[10]。

1 理论模型

粘性流体在基板上沉积的实质是流体在自身重力、表面张力、粘性力耦合作用下形成的自由表面流, 粘性流体接触基板后开始沉积服从连续性方程和 N-S 方程。连续性方程在笛卡尔坐标系中可表示成

$$\frac{\partial}{\partial x}(uA_x) + \frac{\partial}{\partial y}(vA_y) + \frac{\partial}{\partial z}(wA_z) = 0 \quad (1)$$

式中: u 、 v 、 w 分别为沿 x 、 y 、 z 坐标轴方向的流动速度; A_x 、 A_y 、 A_z 为流动方向的正交面积; N-S 方程在笛卡尔坐标系中可表示成

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{1}{V_F} \left[uA_x \frac{\partial u}{\partial x} + vA_y \frac{\partial u}{\partial y} + wA_z \frac{\partial u}{\partial z} \right] + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} = f_x + S_u \quad (2)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + \frac{1}{V_F} \left[uA_x \frac{\partial v}{\partial x} + vA_y \frac{\partial v}{\partial y} + wA_z \frac{\partial v}{\partial z} \right] + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y} = G_y + f_y + S_v \quad (3)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + \frac{1}{V_F} \left[uA_x \frac{\partial w}{\partial x} + vA_y \frac{\partial w}{\partial y} + wA_z \frac{\partial w}{\partial z} \right] + \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} = f_z + S_w \quad (4)$$

式中: V_F 、 ρ 、 P 分别为流体的体积、密度、压力, f_x 、 f_y 、 f_z 为粘性项, 根据 Brackbill^[11]提出的自由表面连续性表面张力模型, 将表面张力处理成体积力的形式, 分布在液体和气体交界的一层很薄的

面上, 在VOF法中, f 可定义为^[10,12]

$$f = \sigma \kappa \mathbf{n} \delta(x) \quad (5)$$

式中: σ 为表面张力系数; κ 为自由表面的曲率; $\kappa = \nabla \cdot \mathbf{n}$; \mathbf{n} 为交界面的法向向量, $\mathbf{n} = \nabla \phi / |\nabla \phi|$; $\delta(x)$ 为集中在交界面上的delta函数; ϕ 为水平集函数, 表示标记处到界面的最短距离

$$\phi(x, y, z, t) = \begin{cases} > 0, & \text{outside of the interface} \\ = 0, & \text{at the interface} \\ < 0, & \text{inside the interface} \end{cases} \quad (6)$$

S_u 、 S_v 、 S_w 为与固化率相关的源项。 S 可以定义为

$$S = T_{drg} \frac{f_s^2}{(1-f_s)^3} \mathbf{u} \quad (7)$$

式中: T_{drg} 为固化拉力系数, $T_{drg} = 180\mu / (\lambda^2 \rho)$, 其中 λ 在 $[0.05\mu\text{m}, 5\mu\text{m}]$ 之间取值, μ 为动力粘度。 f_s 为固化率, 在0到1之间取值, 当取0时, $S=0$, 材料为液态, 动量方程不需要修正; 当 f_s 越接近1时, S 的值越大, 会影响动量方程中的瞬态扩散项以及对流项, 使流速减小为0。

由于流体的沉积过程属于自由表面流, 本文采用VOF (Volume of Fluid)函数 F 来追踪流体表面的变化, 有

$$\frac{\partial F}{\partial t} + \frac{1}{V_F} \left[\frac{\partial}{\partial x} (FuA_x) + \frac{\partial}{\partial y} (FvA_y) + \frac{\partial}{\partial z} (FwA_z) \right] = 0 \quad (8)$$

F 的取值范围为 $[0,1]$, 代表计算单元内流体的体积分数。

在沉积过程中粘性流体与基板和空白域之间进行热交换, 流体内部则进行热传递, 当粘性流体温度降低到平衡溶解温度以下则开始固化, 材料的流动性会受到影响。热传递过程中流体能量守恒有

$$\begin{aligned} & \frac{1}{V_F} \frac{\partial}{\partial t} (\rho H) + \frac{\partial}{\partial x} (\rho H u A_x) + \frac{\partial}{\partial y} (\rho H v A_y) + \\ & \frac{\partial}{\partial z} (\rho H w A_z) = \frac{\partial}{\partial x} (k A_x \frac{\partial T}{\partial x}) + \frac{\partial}{\partial y} (k A_y \frac{\partial T}{\partial y}) + \\ & \frac{\partial}{\partial z} (k A_z \frac{\partial T}{\partial z}) + S_h \end{aligned} \quad (9)$$

式中: k 为导热系数; S_h 为热源项; H 为焓, 有

$$H = H_{ref} + \int_{T_{ref}}^T C_{P,l} dT_l + L(1-f_s) \quad (10)$$

式中: H_{ref} 为与参考温度对应的显焓; $C_{P,l}$ 为熔融材料的比热容; T_{ref} 为参考温度; L 为潜热。固化过程中, 流体与基板进行热交换

$$\dot{q} = h_l A_{sub} (T_l - T_{sub}) \quad (11)$$

式中: \dot{q} 为热流率; h_l 为换热系数; A_{sub} , T_l , T_{sub} 分别为基板面积、流体温度与基板温度。

2 数值模拟

2.1 边界条件与初始条件

采用固定的矩形网格将计算域离散化, 如图1所示, 矩形网格容易生成, 且便于储存, 计算单元以连续的方式编号, 三维网格中的每一个单元都被赋予一个唯一的地址, 数值解精确、稳定。本文将计算域当作一个封闭空间, 计算域边界设置为压力截止边界, 以避免对流场产生影响, 但与计算域之间存在热交换, 热交换系数为 $6 \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$ 。环境初始温度为293 K, 粘性流体初始温度为303 K, 基板的初始温度为298 K, 且基板上设有冷却通道, 以确保基板温度恒定。

2.2 模型的求解

如图1所示, 粘性流体以微丝的形式在基板上逐层堆积, 基板尺寸为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$, 微丝横截面直径 D 为0.2 mm, 长 L_s 为2 mm, 两微丝间中心距 l 为0.2 mm, 初始孔隙高 h 为0.2 mm。为了保证在堆积过程中支架不发生塌陷, 在增材前必须保证前一层支架材料已部分凝固, 有足够的强度支撑新堆积的材料; 此外还要保证前一层支架材料表层能被新增支架材料重融, 确保支架各层之间保持良好的连接, 为此通过多次仿真对比, 设定每隔0.5 s堆积一层, 共堆积七层。整个计算域内压力视为0 Pa, 流体在重力、表面张力与粘性力的作用下沉积。由于粘性流体的膨胀系数和压缩系数都很小, 喷头内部温度恒定, 为简化计算, 又不失为实际, 做如下假设: (1) 流体不可压缩(即 $\partial \rho / \partial t = 0$); (2) 喷头内流体温度场分布均匀。

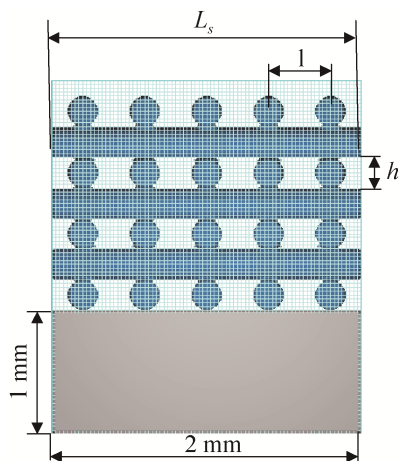


图 1 计算区域网格

Fig. 1 The mesh of computational domain

利用 FLOW-3D 10.1 软件(运行环境: Core i5-4590 CPU 3.3GHz, 内存 4G, Win7 64 位操作系统)求解上述理论模型, 计算域尺寸 $2\text{ mm} \times 2.5\text{ mm} \times 2\text{ mm}$, 将其离散成 640 万个网格, 能准确地渲染模型。支架材料为明胶, 基板材料为 H13 号钢, 仿真所用支架及基板材料的相关热物理特性见表 1。

表 1 支架及基板的材料热物理特性

Tab. 1 The thermo physical properties of scaffold and substrate materials

参数	数值
粘性流体密度 $\rho_f / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1 200
基板材料密度 $\rho_{sub} / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	7 850
明胶比热容 $C_{p,f} / (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	3 000
基板比热容 $C_{p,sub} / (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1})$	453.5
导热系数 $k_f / (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1})$	5
基板导热系数 $k_{sub} / (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1})$	28.6
表面张力系数 $\sigma / (\text{N} \cdot \text{m}^{-1})$	0.07
动力粘度 $\mu / (\text{Pa} \cdot \text{s})$	45
凝胶点 $T_g / (\text{K})$	300
平衡溶解温度 $T_m / (\text{K})$	303
潜热 $L / (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1})$	1.1×10^5
基板密度*比热 $(\text{J} \cdot \text{m}^{-3} \cdot \text{K}^{-1})$	3.56×10^6
换热系数 $h_f / (\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1})$	2 000

3 结果及分析

3.1 支架成形过程

组织工程支架在结构上需满足以下要求^[13]: (1) 孔隙相互贯通、大小合适、孔隙率高; (2) 大的比

表面积、合适的表面理化性质; (3) 特定的空间外形; (4) 良好的力学性能, 结构强度与植入部位的组织相匹配; 要达到这些目标, 就要了解支架材料粘性流体在堆积成形过程中的动力学行为, 以便对其精确控制。本文采用如表 1 所示的参数代入数值模型, 结果如图 2 所示, 它反映了支架成形过程中材料堆积-铺展-固化-重融-再固化等系列传热传质行为。由于基板与粘性流体之间的换热系数($2\ 000\ \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$)远大于粘性流体与环境之间的换热系数($6\ \text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-1}$), 以至于粘性流体基本依靠基板以热传导的方式进行冷却, 因此热能从顶层向底层传递, 越接近基板温度越低。如图 2(a)和(b)所示第一、第二层粘性流体在 0.5 s 内温度下降至与基板温度相当, 能完全凝固, 第二层粘性流体的温度略高于第一层, 且由于第二层粘性流体的缘故, 1.0 s 时刻第一层粘性流体的温度较 0.5 s 时刻有所升高; 由图 2(c)发现第三层粘性流体在 0.5 s 内温度未能降至固相线以下, 以致在 1.5 s 时刻, 第四层粘性流体布施时未能完全固化。此后在每层粘性流体布施时, 其前一层粘性流体均未完全固化, 且固化率越来越小, 温度场及固化率呈梯度变化, 如图 2(e)、(f)、(g)所示。同层粘性流体中温度场分布也存在微小差异(数量级为 0.01 K), 这种差异较为随机, 且不具径向传热的特征, 很有可能是由于网格分辨率不够而引起数值噪声导致的。

3.2 孔隙大小

分别沿 x , z 方向, 在每根支架材料的对称轴处做剖切面, 每个方向得到 5 个切片, 如图 3 所示, 由此得到每层每个孔隙的轮廓, 通过图像处理提取每个孔隙的尺寸的大小, 取位于同一层支架所有的孔隙大小的平均值, 得到孔隙大小随支架层数的变化曲线如图 4(a)所示。当支架从第一层构造到第三层过程中, 孔隙大小由 $163.5\ \mu\text{m}$ 增大至 $182.5\ \mu\text{m}$; 此后孔隙大小随支架层数的增加而减小, 孔隙高的变化规律与孔隙大小的变化规律类似且满足线性关系, 如图 4(b), 线性回归方程为 $d=1.6862h-178.47$ 。

在支架打印过程中, 第一层支架材料以熔融态布施与基板上, 此后每一层均布施于前一层支架材料上, 在重力的作用下发生铺展, 每一层支架的孔隙大小主要取决于粘性流体的铺展因子, 铺展因子越大则孔隙越小。表面张力对粘性流体的铺展起阻

碍作用, 表面张力对粘性流体的铺展起阻碍作用, 粘性力会减缓这一过程的进行, 当 We 数与 Re 数满足式(12)关系时, 表面张力在阻止粘性流体的铺展中起主要作用^[14-15]。

$$We \ll 2.8Re^{0.457} \tag{12}$$

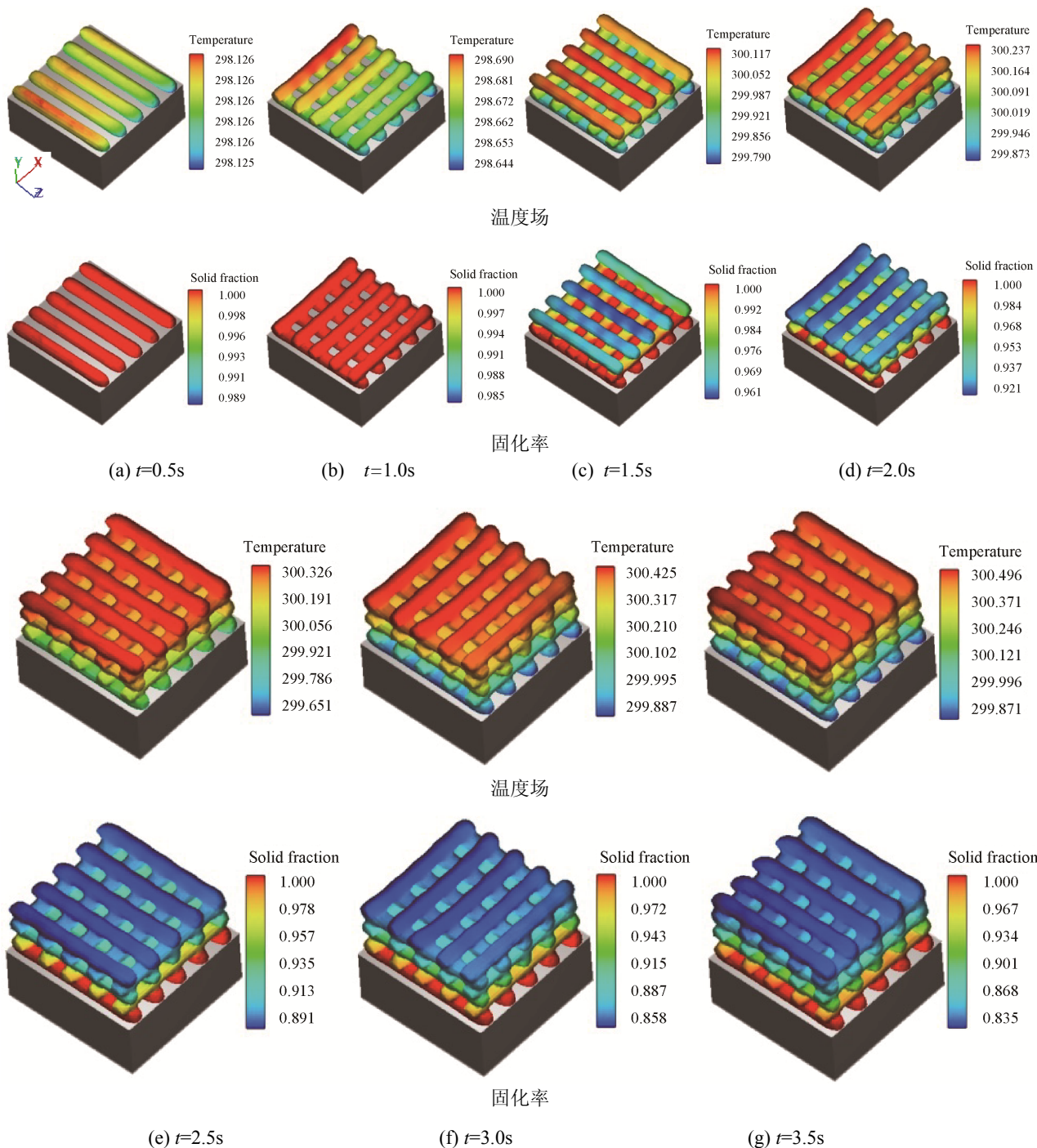


图 2 支架成形过程不同时刻温度场及固化率云图

Fig. 2 The temperature and solidification contour plots at varying times during scaffold forming process

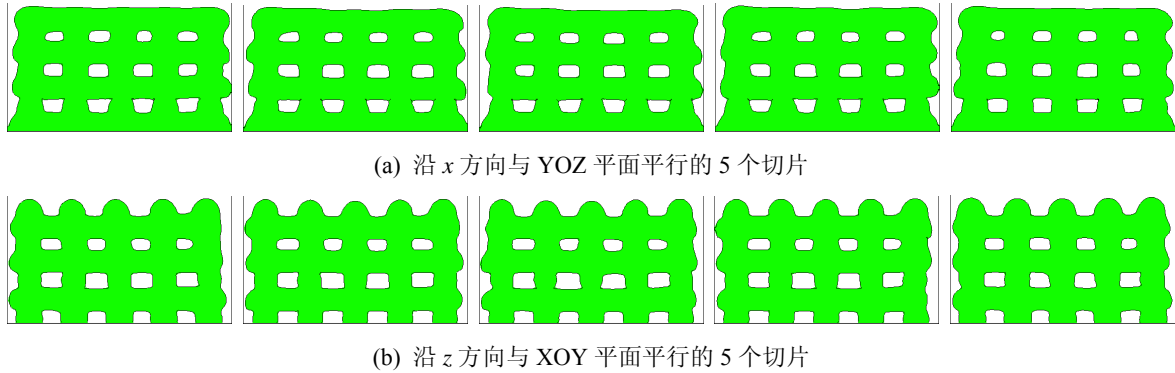


图3 支架孔隙切片图

Fig. 3 The slice figures of scaffold pores

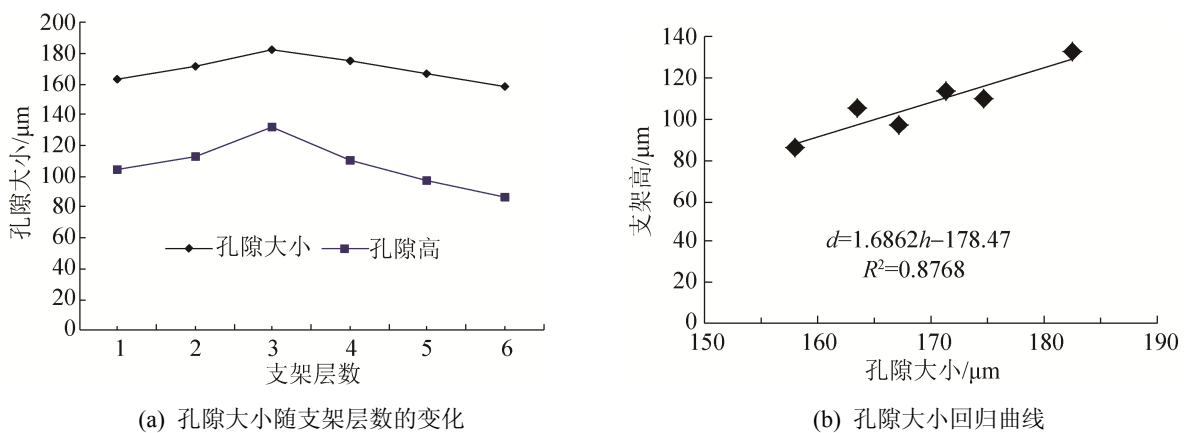


图4 孔隙大小变化曲线

Fig. 4 The curves of the pore size

在布施过程中, 粘性流体接触基板时的速度几乎为零, 因此 We 数和 Re 数都为零, 由此表面张力的作用可以忽略。此外固化也会影响粘性流体的铺展, 当粘性流体固化到一定程度时, 其动能以及表面能减小为 0, 当 $\phi < 1$ 时, 固化的作用可以忽略^[16]。

$$\phi = \frac{Ste}{\sqrt{Pr}} \sqrt{\frac{k_{sub} \rho_{sub} C_{p,sub}}{k_l \rho_l C_{p,l}}} < 1 \quad (13)$$

式中: Pr 为 Prandtl 数, $Pr = Pe/Re = \mu/\varepsilon$, 其中 ε 为热扩散率, 取值 1.66×10^{-5} 。 k , ρ , C_p 分别为导热系数, 密度和比热, 下标 l 表示粘性流体, sub 表示基板。代入表 1 中的参数值, 得到 ϕ 的值远大于 1。综上, 在支架打印过程中, 固化对粘性流体的动力学过程影响最大, 通过凝固抑制湿润线的延展从而影响粘性流体的铺展, 而不是通过抵消动能

的方式。当粘性流体布施后, 首先在自身重力作用下进行铺展, 随后开始固化。因此支架的铺展因子主要受粘性流体的铺展时间 t_β 的影响, 继而影响支架的孔隙大小, 孔隙大小与 t_β 的变化趋势相反。铺展时间 t_β 满足

$$\frac{t_\beta}{t_s} = \frac{Oh \cdot Ste}{Pr} \quad (14)$$

式中: t_s 为固化时间; Oh 为 Ohnesorge 数; Ste 为 Stefan 数; Pr 为 Prandtl 数。其中固化时间 t_s 满足

$$t_s = \frac{E}{\dot{Q}} = \frac{\pi \rho D^2 L_s [c_{p,l}(T_{n,0} - T_m) + L] h}{4k_{eff} A(T_{n,0} - T_{n-1,0})}, \quad (n \in 2, \dots, 7) \quad (15)$$

式中: E 为所布施粘性流体微丝的初始热能; \dot{Q} 为传热速率; $T_{n,0}$, $T_{n-1,0}$ 分别为粘性流体从喷头挤出时的初始温度以及铺展时第 $n-1$ 层支架材料的

温度； k_{eff} 为 $n-1$ 支架材料的有效热传导系数； A 为第 $n-1$ 层支架材料与第 $n-2$ 层支架材料之间的接触面积，第 0 层为基板。

由(14)、(15)式可知， t_{β} 主要受 A 以及 $(T_{n,0} - T_{n-1,0})$ 的影响，这两个变量变化趋势相反，受这两个因素的耦合作用，铺展时间在支架的第三层出现最小值，如图 5 所示，其变化趋势与图 4(a) 所示支架孔隙大小的变化趋势正好相反。由于顶层固化速度越来越慢，孔隙越来越小，且为了防止孔隙发生闭塞现象，支架的纵向堆积层数应加以限制。

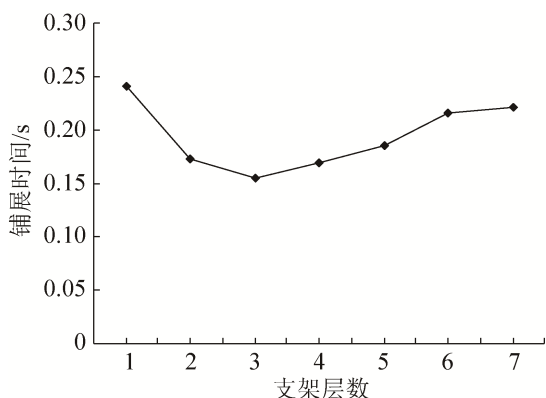


图 5 铺展时间 t_{β} 随支架层数的变化

Fig. 5 The curve of the spreading time t_{β} changes with the scaffold layer number

3.3 孔隙率大小

孔隙作为细胞种植、增殖、细胞外基质分泌、血管和神经内生长的空间环境，为输送氧、营养物质、排泄代谢产物提供通道，孔隙率是评价支架性能的一个重要指标，支架 CAD 模型的孔隙率，即理论孔隙率可以表示为

$$P_t = \left(1 - \frac{V_t}{V_c}\right) \times 100\% \quad (16)$$

式中： V_t 为支架的理论体积，在支架的 CAD 模型中，每一个材料微丝为规则的圆柱体，故可以直接根据其几何特征计算得到 V_t 的值； V_c 为包络支架整体的方块的体积，将本文所述支架的几何参数代入(16)式，得到支架的理论孔隙率为 60.8%。对于打印成形的支架，在流场及温度场等的耦合作用

下，材料微丝的最终外形变为不规则的柱状体，无法通过其几何特征计算求得，为此本文利用后处理软件 EnSight 直接提取支架材料的表观体积 V_a ， V_a 的值如表 2 所示，通过对比发现比 V_t 小 2%到 5%，这是因为在数值计算中存在体积损失，这会导致仿真与实际存在一定偏差，但是这种微小的偏差在工程中基本可以忽略。支架的实际孔隙率可以表示为

$$P_m = \left(1 - \frac{V_a}{V_c}\right) \times 100\% \quad (17)$$

支架的实际孔隙率 P_m 的值如表 2 所示， P_m 比理论孔隙率稍小，与支架层数之间的关系如图 6 所示。由于受多因素的耦合影响 V_a 与 V_c 的增长率不同，从而导致孔隙率的大小随着层数的增加并不呈单调性，但是总体上呈减小的趋势，这也进一步说明了增材过程中应当对支架的层数加以限制。

表 2 支架前 n 层孔隙率及相关体积大小

Tab. 2 The porosity and volume of the former n layers of a scaffold

层数(n)	1	2	3	4
$V_a (\times 10^{-9} m^3)$	0.298 0	0.611 5	0.920 3	1.232 7
$V_t (\times 10^{-9} m^3)$	0.314 0	0.628 0	0.942 0	1.265 0
$V_c (\times 10^{-9} m^3)$	0.700 0	1.288 0	1.992 0	2.592 0
$P_m (\%)$	57.400	52.500	53.800	52.400
层数(n)	5	6	7	
$V_a (\times 10^{-9} m^3)$	1.542 6	1.855 8	2.166 8	
$V_t (\times 10^{-9} m^3)$	1.579 0	1.893 0	2.207 0	
$V_c (\times 10^{-9} m^3)$	3.292 0	3.876 0	4.400 0	
$P_m (\%)$	53.100	52.100	50.800	

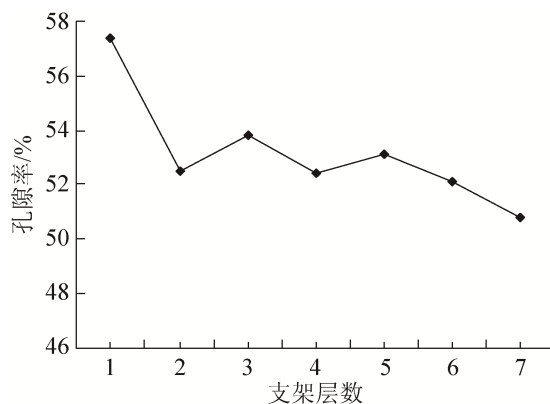


图 6 孔隙率随支架层数的变化

Fig. 6 The curve of the porosity changes with the scaffold layer number

4 结论

利用数值仿真模拟了均匀分布孔支架的成形过程中每个阶段的流场以及温度场的变化情况, 借此探究流场及温度对孔隙尺寸、孔隙率的影响, 及其随支架层数的变化趋势。得到以下结论:

(1) 粘性流体靠基板以热传导的方式进行冷却, 热能从顶层向底层传递, 越接近基板温度越低, 固化率越大, 不同层间的温度场及固化率呈梯度变化, 同层粘性流体中温度场分布存在微小差异。

(2) 在本文所述条件下, 固化对粘性流体成形过程的影响较粘性力以及表面张力大, 通过凝固抑制湿润线的延展从而影响粘性流体的铺展, 而不是通过抵消粘性流体的动能。当粘性流体布施后, 首先在自身重力作用下进行铺展, 随后开始固化。因此支架的铺展因子主要受粘性流体铺展时间的影响, 继而影响支架的孔隙大小, 孔隙大小与的铺展时间变化趋势相反。

(3) 当支架从第一层构造到第三层过程中, 孔隙大小由 $163.5 \mu\text{m}$ 逐渐增大至 $182.5 \mu\text{m}$; 此后孔隙大小随支架层数的增加而减小, 孔隙高的变化规律与孔隙大小的变化规律类似且满足线性关系。

(4) 孔隙率大小随着支架层数的增加并不呈单调性, 但是总体上呈减小趋势。

参考文献:

- [1] 经鑫, 彭响方. 生物可降解聚合物多孔支架的制备研究进展[J]. 中国塑料, 2012, 26(2): 1-6.
Jing X, Peng X F. Research progress in preparation of biodegradable polymer porous scaffolds[J]. China Plastics, 2012, 26(2): 1-6.
- [2] 贺超良, 汤朝晖, 田华雨, 等. 3D打印技术制备生物医用高分子材料的研究进展[J]. 高分子学报, 2013, 52(6): 722-732.
He C L, Tang Z H, Tian H Y, et al. Progress in the development of biomedical polymer materials fabricated by 3-dimensional printing technology. Acta Polymerica Sinica, 2013, 52(6): 722-732.
- [3] 魏学磊, 董福慧. 计算机辅助成形技术制备骨组织工程支架的研究进展[J]. 中国修复重建外科杂志, 2011, 25(12): 1508-1512.
Wei X L, Dong F H. Development of computer aided forming techniques in manufacturing scaffolds for bone tissue engineering[J]. Chinese Journal of Reparative & Reconstructive Surgery, 2011, 25(12): 1508-1512.
- [4] Sobral J M, Caridade S G, Sousa R A, et al. Three-dimensional plotted scaffolds with controlled pore size gradients: effect of scaffold geometry on mechanical performance and cell seeding efficiency [J]. Acta Biomaterialia (S1742-7061), 2011, 7(3): 1009-1018.
- [5] Mohanty S, Larsen L B, Trifol J, et al. Fabrication of scalable and structured tissue engineering scaffolds using water dissolvable sacrificial 3D printed moulds [J]. Materials Science and Engineering C (S0928-4931), 2015, 55: 569-578.
- [6] Boomer L, Liu Y, Mahler N, et al. Scaffolding for challenging environments: Materials selection for tissue engineered intestine [J]. Journal of Biomedical Materials Research (S1552-4965), 2014, 102(11): 3795-3802.
- [7] Melchels F P W, Bertoldi K, Gabbriellini R, et al. Mathematically defined tissue engineering scaffold architectures prepared by stereolithography[J]. Biomaterials (S0142-9612), 2010, 31(27): 6909-6916.
- [8] Almeida H A. Numerical simulations of bioextruded polymer scaffolds for tissue engineering applications[J]. Polymer International (S0959-8103), 2013, 62(11): 1544-1552.
- [9] Sandino C, Planell J A, Lacroix D. A finite element study of mechanical stimuli in scaffolds for bone tissue engineering [J]. Journal of Biomechanics (S0021-9290), 2008, 41(5): 1005-1014.
- [10] 刘大利, 刘媛媛, 王强高, 等. 低温沉积成形与电纺丝成形多尺度组织工程支架的多物理场耦合分析和试验研究[J]. 机械工程学报, 2012, 48(15): 137-143.
LIU Dali, LIU Yuanyuan, WANG Qianggao, et al. Multiphysics Coupling Analysis and Experiment of Low-temperature Deposition Manufacturing and Electrospinning for Multi-scale Tissue Engineering Scaffold [J]. JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING, 2012, 48(15): 137-143.
- [11] Brackill J U, Kothe D B, Zemach C. A continuum method for modeling surface tension[J]. Journal of Computational Physics (S0021-9991), 1992, 100(2): 335-354.
- [12] 石建军, 成志强, 柳葆生. 微注射成形中表面张力效应的数值模拟[J]. 应用力学学报, 2010, 27(4): 727-731.
Shi J J, Cheng Z Q, Liu B S. Numerical analysis to surface tension effects of micro-injection molding[J]. Chinese Journal of Applied Mechanics, 2010, 27(4): 727-731.

(下转第 1022 页)

<http://www.china-simulation.com>

• 1015 •