

# 生物 3D 打印机气动挤料系统协同控制研究

袁方敏, 于尚红

(郑州工业应用技术学院机电工程学院, 河南 郑州 451100)

**[摘要]** 气动挤料方式作为挤出式生物 3D 打印机常用供料方法, 存在气动挤料与打印头移动协调性差, 打印效果不理想等问题, 我们为此提出气动挤料与打印头移动协同控制方法, 实现打印模型中纤维线条直径一致性控制。文章介绍了气动挤出系统组成和电控系统组成, 建立了气动挤出过程数学模型, 并通过 AMESim-Matlab 联合仿真得到打印头气动挤料速度与打印头内外压差、针头内径的关系, 以及气动挤料系统工作时打印头移动目标速度。最后提出了气动挤料及打印头移动速度协同控制方法, 通过打印实验验证了协同控制方法的有效性。

**[关键词]** 气动挤料, AMESim-Matlab, 协同控制, 打印实验

**[中图分类号]** TP23 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1001-4616(2022)02-0009-07

## Research on Collaborative Control of Pneumatic Extrusion System of Biological 3D Printer

Yuan Fangmin, Yu Shanghong

(School of Mechanical and Electrical Engineering, Zhengzhou University of Industrial Technology, Zhengzhou 451100, China)

**Abstract:** Pneumatic extrusion is a common method for extruded biological 3D printers, but pneumatic extrusion and printing head movement is not well coordinated, thus results in the printing effect is not ideal. The collaborative control method of pneumatic extrusion and print head movement is proposed to realize the uniform control of fiber diameter in the printing model. The composition of pneumatic extrusion system and electronic control system are introduced, and the mathematical model of pneumatic extrusion process is established. Through AMESim-Matlab simulation, the relationship among pneumatic extrusion speed, differential pressure and inside diameter of the needle, and the moving target speed of the printing head during the operation of pneumatic extrusion system are obtained. Finally, The collaborative control method of pneumatic extrusion and printing head movement is proposed, and the effectiveness of the method is verified by printing experiments.

**Key words:** pneumatic extrusion, AMESim-Matlab, collaborative control, printing experiments

3D 打印是增材制造领域的一个分支, 通过将三维模型层层分割、逐层制造、层层粘接的方式, 实现三维立体模型的打印制造, 可快速制造复杂三维模型, 提供个性化制作方案<sup>[1]</sup>。生物 3D 打印是 3D 打印中发展潜力巨大的应用领域, 将生物材料、细胞、生长因子等材料通过 3D 打印的方式, 构建成结构复杂、形态各异的组织工程支架、器官<sup>[2-4]</sup>。目前, 生物 3D 打印已成为国内外科研工作者追捧的热点研究方向。

生物 3D 打印机是生物 3D 打印研究的必备基础设备, 广泛应用的主要由挤出式生物打印、激光式生物打印和喷墨式生物 3 种形式<sup>[5]</sup>。其中挤出式生物打印技术是利用气压将细胞或生物材料连续挤出纤维线条, 通过移动打印头在三维空间内的移动, 实现细胞或生物材料按照规划轨迹定向排列, 形成需要的支架或组织, 适用于各种粘度溶液和凝胶的打印, 尤其对于高粘度液体打印有更加突出的优势<sup>[6-8]</sup>。2010 年韩国 Ahn 团队采用挤出式 3D 打印机打印培养出皮肤组织<sup>[9]</sup>; 徐铭恩团队利用自研生物挤出式打印机成功打印出肝单元和人耳软骨组织等<sup>[10]</sup>。

挤出式生物 3D 打印机的挤出方式主要有推杆挤出式、螺杆挤出式、气动挤出式。因制作简单、成本低

收稿日期: 2021-01-05.

基金项目: 河南省自然科学基金资助项目 (182300410229).

通讯作者: 袁方敏, 硕士, 讲师, 研究方向: 3D 打印, 工业设计理论及方法等. E-mail: yuanfangmin2020@126.com

廉,市面上大多数挤出式生物 3D 打印机采用气动挤出方式,通过控制气压大小调节生物材料的挤出速度<sup>[11]</sup>. 本文详细介绍了可适用 4 种打印头交替工作的气动挤出系统组成,并对打印过程中气动挤料与打印头移动协同控制展开研究.

1 气动挤料系统组成

1.1 挤出式生物 3D 打印机组成

挤出式生物 3D 打印机主要由三轴移动系统、气动挤料系统、温控系统、针头定位系统、电控系统及上位机系统组成,如图 1 所示:

工作过程如下:首先将三维模型导入上位机系统,通过设置打印速度、切片层高、填充方式等参数对模型进行切片处理,形成打印头运行轨迹规划;切片完成后选择打印头、装料、并通过针头定位系统完成打印头定位,打印头运行至打印原点位置;启动温控系统,将打印材料加热至能够稳定挤出的温度;设置气压值,然后通过试挤功能调节材料挤出速度,同时保证将打印针头内填满打印材料;启动连续打印,在气动挤料与打印头移动的控制下完成模型打印.

1.2 气动挤料系统组成

气动挤料系统是挤出式生物 3D 打印机的核心控制系统,其气压控制精度是影响打印过程中挤料速度稳定性的重要因素之一,特别是对于低压下就可挤出的打印材料,气压稳定性对其挤出速度稳定性的影响更大. 针对 4 路打印头交替工作所需气动挤料系统,设计了如图 2 所示气动控制原理. 设计的气动挤料系统主要由气动两联件、干燥器、比例压力阀、中卸式三位四通换向阀、压力传感器,气动适配器等元件组成.

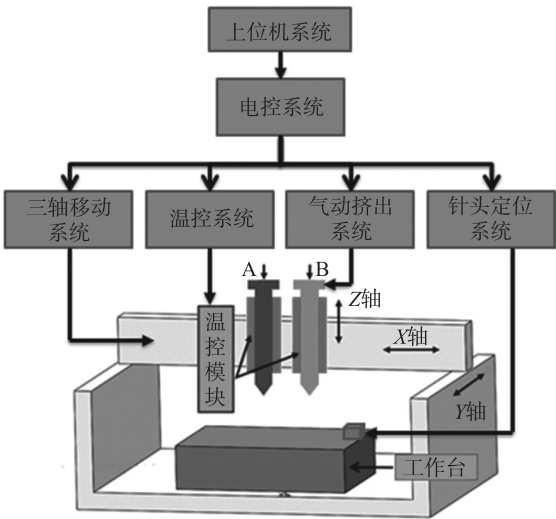


图 1 挤出式生物 3D 打印机系统组成

Fig. 1 Extruded bio-3D printer system composition

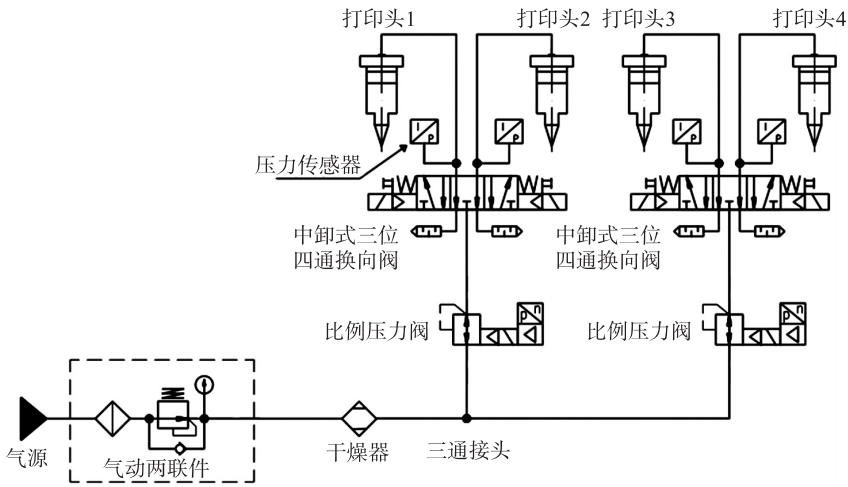


图 2 气动挤料系统原理图

Fig. 2 Pneumatic extrusion system principle diagram

气动两联件用于控制输入气源的压力,并对气体进行过滤,防止杂质进入打印头;干燥器用于去除气体中的水分,避免水分稀释打印材料浓度;比例压力阀采用 FESTO 品牌的高精度闭环调压阀,用于控制各打印头挤出气压,调压精度可达 2%;1 个中卸式三位四通换向阀用于控制两个打印头之间的切换,确保 1 个打印头在加压挤出时,另一个打印头处于泄压状态,通过两路比例阀及换向阀动作,实现 4 个打印头之间的挤料切换;各打印头均设有压力传感器,用于检测打印头内气压,作为打印头移动控制的输入信号.

### 1.3 气动挤料电控系统组成

气动挤料控制系统是以 STM32F407 单片机和基于 LABVIEW 的上位机界面为控制核心,搭配电源模块、模拟量输出板、继电器等元件实现压力显示和精准压力控制. 上位机系统主要实现压力设置和实时压力显示,通过 USB 串口将指令发送至单片机;单片机处理器负责系统数据的处理及指令控制,通过 PWM 脉冲信号控制模拟量输出板输出控制电压,实现比例调压阀压力控制,同时控制继电器通断实现电磁换向阀的控制,通过比例调压阀和电磁换向阀的协同控制,实现不同打印头的气压控制;压力传感器将检测信号反馈至单片机,用于现实打印头的运动控制.

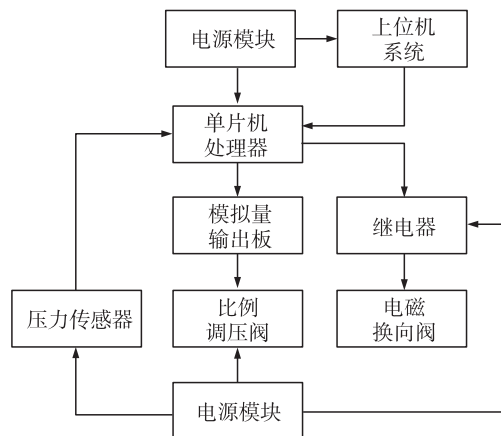


图 3 气动挤料电控系统图

Fig. 3 Pneumatic extrusion electric control system diagram

## 2 气动挤料过程模型建立与仿真

气动挤料技术主要是通过控制打印头内外压差来实现生物材料纤维形态的挤出速度控制,挤料速度除了受到压差影响之外,还与打印头针头内径、打印材料性质等因素有关. 本文以海藻酸钠作为打印材料进行详细说明.

### 2.1 气动挤料过程数学模型搭建

流体按剪切应力与剪切应变是否成比例关系可分为牛顿流体和非牛顿流体,非牛顿流体按粘度函数与时间的关系又分为时变性非牛顿流体和非时变性非牛顿流体,非时变性非牛顿流体又分为塑性流体、假塑性流体和膨胀性流体<sup>[12]</sup>,不同流体剪切速率与剪切应力的关系曲线如图 4 所示:

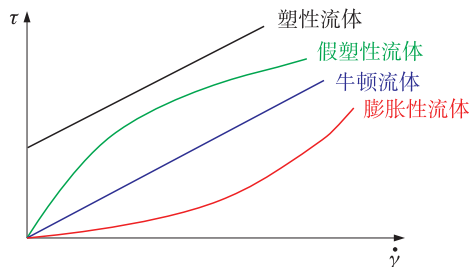


图 4 不同流体剪切应变速度与剪切应力关系曲线

Fig. 4 The relationship between shear strain rate and shear stress for different fluids

我们研究的生物材料大多属于假塑性流体,假塑性流体也被称为剪切稀化流体,其剪切应力与剪切应变速度符合幂律函数关系. 为研究打印过程中各打印参数之间的相互关系,将打印针头简化为图 5 所示模型<sup>[13]</sup>.

根据均匀流动方式,求得针管管壁处切应力:

$$\tau = K * \dot{\gamma}^n = \frac{\Delta P * R}{2L}, \quad (1)$$

式中,  $\tau$  为剪切应力,  $K$  为稠度系 [ $\text{Ns}^n/\text{m}^2$ ],  $\dot{\gamma}$  为剪切速率,  $n$  为流变指数,  $\Delta P$  为针头内外压差,  $R$  为针头内径,  $L$  为针头长度. 对于假塑性流体来说,流变指数  $n < 1$ .

根据公式(1)可求得针头内流体速度分布方程为:

$$u = \int \dot{\gamma} dr + C = \int \left( \frac{\Delta P * r}{2KL} \right)^{\frac{1}{n}} dr + C, \quad (2)$$

式中,  $u$  为针头内任一点流速,  $r$  为流体单位半径.

根据针头内壁处流速为 0 的边界条件,通过积分得到速度分布方程为:

$$u = \frac{n}{n+1} \left( \frac{\Delta P}{2KL} \right)^{\frac{1}{n}} \left( R^{\frac{n+1}{n}} - r^{\frac{n+1}{n}} \right), \quad (3)$$

通过对流体速度积分,得到针头任意截面处的流量为:

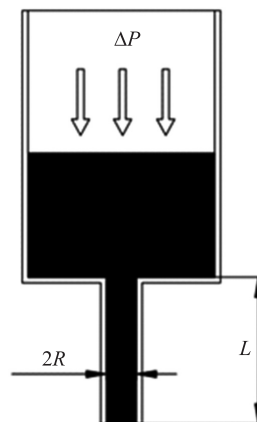


图 5 打印针头简化模型

Fig. 5 Printing a simplified model of the needle

$$Q = \int_0^R u * 2\pi r dr = \pi \frac{n}{3n+1} \left( \frac{\Delta P}{2KL} \right)^{\frac{1}{n}} R^{\frac{3n+1}{n}}, \quad (4)$$

式中,  $Q$  为针头任意截面处流量.

根据  $Q = V * A$ , 得到稳态时针头内流速为:

$$V = \frac{Q}{\pi R^2} = \frac{n}{3n+1} \left( \frac{\Delta P}{2KL} \right)^{\frac{1}{n}} R^{\frac{n+1}{n}}, \quad (5)$$

式中,  $V$  为针头内纤维线条挤出流速.

从公式(5)可知, 纤维线条的挤出速度与流变系数、稠度系数、压差、针头长度、针头半径都有关系. 为得到较好打印效果, 需要时刻控制打印头移动速度与纤维线条的挤出流速保持一致.

## 2.2 气动挤料过程仿真分析

为进一步研究纤维线条挤出速度与压差、针头内径、针头长度等参数的关系, 选择质量体积分数 3% 的海藻酸钠溶液作为打印材料, 并采用流变仪设备检测出海藻酸钠溶液的稠度系数为  $35.44 \text{ Ns}^n/\text{m}^2$ , 流变系数为 0.331. 根据以往实际打印经验, 生物材料 3D 打印速度一般控制在  $20 \text{ mm/s}$  以下, 打印针头规格选择 30G~22G, 气体压差控制在 1 bar 以内. 因气体压缩速度极快, 故不考虑气体压缩过程. 采用 matlab 软件进行仿真, 得到纤维线条挤出速度与压差、针头内径的三维关系图, 如图 6 所示:

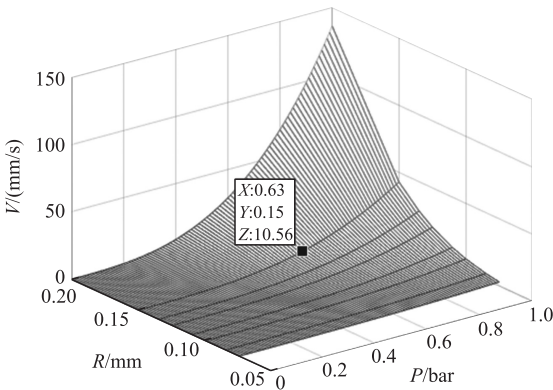


图 6 挤出速度与压差、针头内径关系图

Fig. 6 The relationship between extrusion speed, pressure gauge and needle inner diameter

从仿真结果可以看出, 对同一规格打印针头, 纤维线条挤出速度随着气体压差的增大而增大, 且呈指数关系; 相同气体压差条件下, 纤维线条挤出速度随着针头内径的增大而增大. 当采用 23G 不锈钢针头打印, 在气体压差为 0.63 bar 时, 纤维线条挤出速度达到  $10.56 \text{ mm/s}$ , 与打印实验设置条件相似, 证明了气动挤出系统搭建数学模型的正确性.

根据气动挤出系统原理图, 建立基于 AMESim-MATLAB 软件的联合仿真模型, 4 路打印头气动挤出系统组成元件相同, 取其中 1 路气动回路建立仿真模型即可, 仿真模型如图 7、图 8 所示:

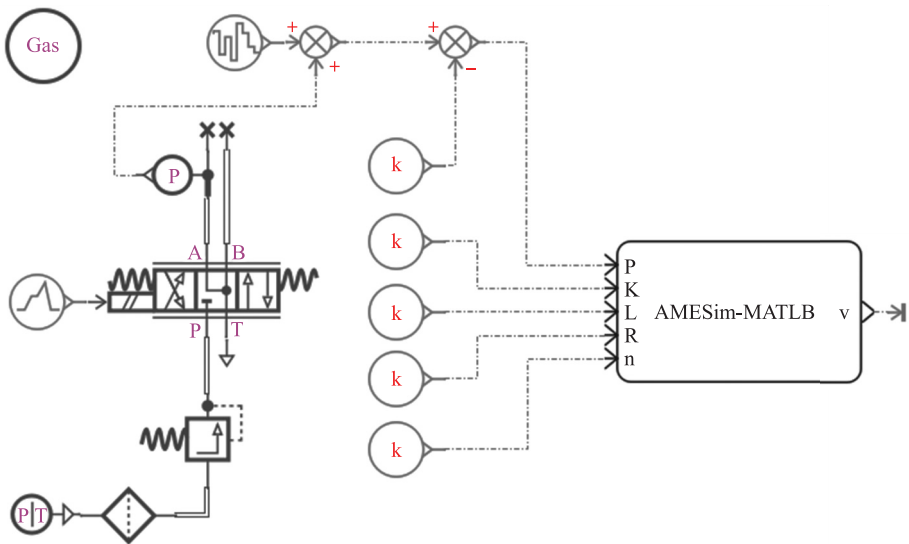


图 7 基于 AMESim 软件气动挤出系统仿真模型

Fig. 7 Simulation model of pneumatic extrusion system based on AMESim software



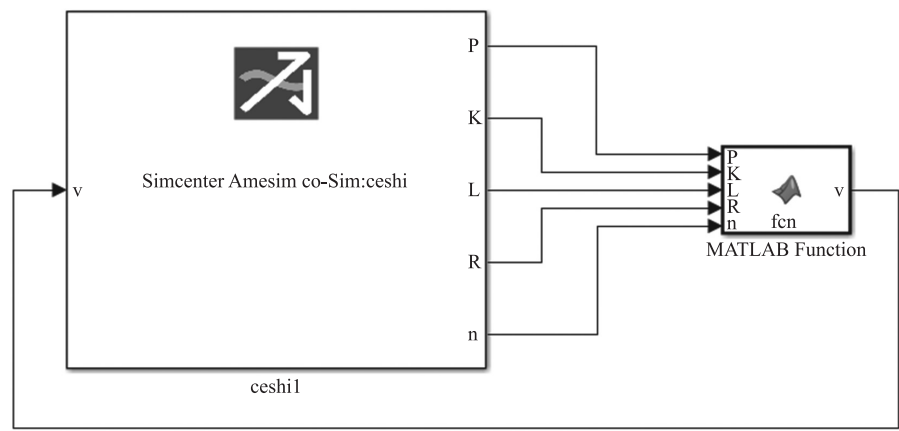


图 8 基于 MATLAB 软件气动挤出系统仿真模型

Fig. 8 Simulation model of pneumatic extrusion system based on MATLAB software

气动挤料系统选用 VPPM-6L 系列比例阀,该阀压力控制精度为 $\pm 1\%$ ,为模拟气压真实控制情况,仿真模型叠加一个压力波动补偿信号;设置针头长度 18 mm,针头内径为 0.3 mm,比例阀输出气压为 1.6 bar,即压差为 0.6 bar;设定电磁换向阀在 1 s 时吸合. 得到打印头内外压差曲线和纤维线条挤出速度曲线,如图 9、图 10 所示:

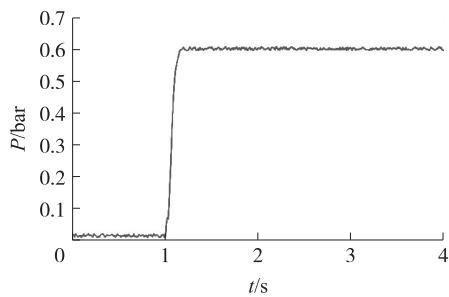


图 9 打印头内外压差曲线

Fig. 9 Differential pressure curve inside and outside the print head

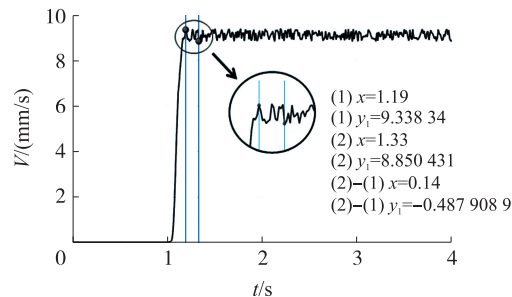


图 10 纤维线条挤出目标速度曲线

Fig. 10 Fiber line extrusion target speed curve

从打印头压力曲线可以看出,打印头内压力在 1.16 s 时初次达到设定值 0.6 bar,整个仿真过程压力波动在 0.594 bar 和 0.606 bar 之间;通过仿真得到了纤维线条挤出的目标速度曲线,可以看出纤维线条挤出目标速度在 8.85 mm/s 和 9.39 mm/s 之间波动,平均速度为 9.12 mm/s,控制精度约为 $\pm 3\%$ ,纤维线条挤出目标速度的控制误差被进一步放大.

### 3 气动挤料与打印头移动协同控制

生物挤出 3D 打印过程可以分解为多层打印的高度叠加,每层打印过程中打印头按照规划路径在 XY 平面内以一定速度运动. 因气压控制响应速度和控制精度相对打印头移动控制精度低,因此设计打印头在 XY 平面内移动时,气压设定值不变,通过压力闭环控制打印头移动速度,使打印头移动速度能够跟随气压微小变化实时调整,确保挤出纤维线条直径保持较高一致性.

打印头移动按照规划路径,在 XY 平面内的运动分为 X 轴运动、Y 轴运动、XY 轴协同运动三种情况,协同控制流程图如图 11 所示. 路径规划由上位机切片软件完成,单片机处理器按照压力传感器反馈信号,实时计算打印头在 XY 平面内的移

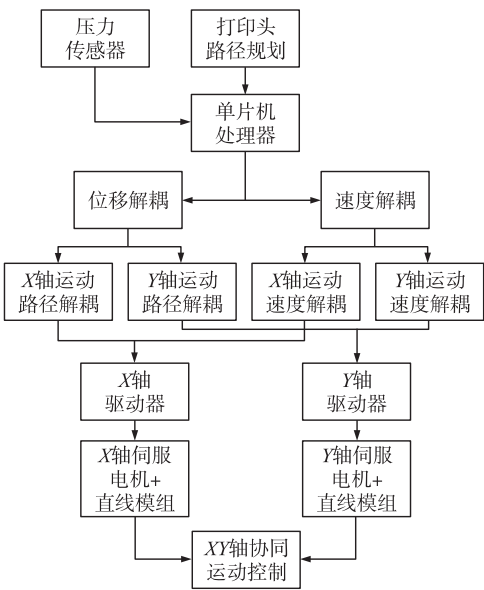


图 11 气动挤料与打印头移动协同控制图

Fig. 11 Synergistic control diagram of pneumatic extrusion and print head movement

动速度,并根据打印路径和气压值对打印头在  $X$ 、 $Y$  两个方向进行位移解耦和速度解耦,然后单片机处理器对  $X$ 、 $Y$  轴伺服电机驱动器发送控制指令,通过直线模组运动,实现打印头在  $XY$  平面内的协同控制。

4 打印实验

为验证设计的气动挤料及打印头移动协同控制方法是否有效,选用硅酮橡胶和浓度 3% 的海藻酸钠溶液作为打印材料,利用自研挤出式生物 3D 打印机进行打印测试,自研挤出式打印机移动系统如图 12 所示。首先利用流变仪等设备检测出硅酮橡胶和浓度 3% 的海藻酸钠溶液的流变指标和稠度系数,然后在上位机设定比例阀输出压力、针头长度、针头内径、材料流变指标和稠度系数,打印头移动速度自适应。硅酮橡胶打印时选择半球打印模型,3% 浓度海藻酸钠选择正方体打印模型,为验证打印头在  $XY$  平面运动解耦控制效果,打印模型内部填充采用带不同角度的直线填充。点击开始打印进行打印实验,打印效果如图 13 和图 14 所示。

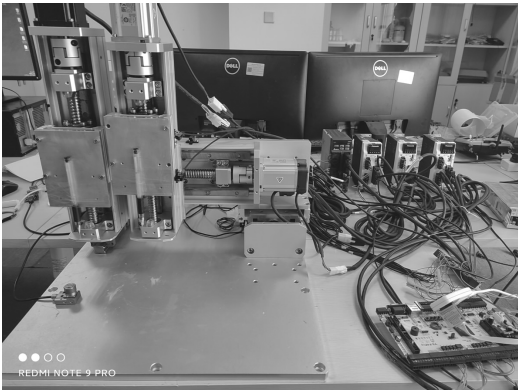


图 12 自研挤出式打印机移动系统  
Fig. 12 Self-developed extrusion printer mobile system

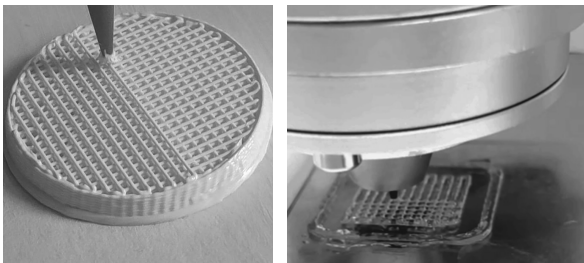


图 13 硅酮橡胶(左)和海藻酸钠(右)打印过程  
Fig. 13 Silicone nobble(left) and sodium alginate(right) printing process

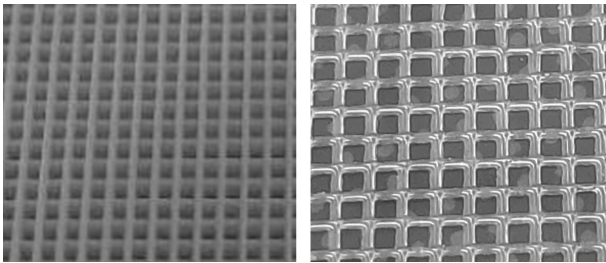


图 14 硅酮橡胶(左)和海藻酸钠(右)打印模型放大图  
Fig. 14 Enlarged view of the printed models of silicone rubber(left) and sodium alginate(right)

通过两种材料打印模型的局部放大图可以看出,硅酮橡胶及海藻酸钠打印过程的控制效果比较理想,打印线条连续,粗细均匀,说明气动挤料和打印头移动配合效果较好,证明了提出的气动挤料与打印头协同控制方法的有效性。

5 结论

文章详细介绍了气动挤料系统组成和电控系统组成,并建立了气动挤料过程数学模型,通过联合仿真得到打印头气动挤料速度与打印头内外压差、针头内径的关系,以及气动挤料系统工作时打印头移动目标速度。然后提出了气动挤料及打印头移动的协同控制方法,并通过打印实验验证了协同控制方法的有效性。

[参考文献]

[1] 左进富,孙森,韩宁宁,等. 3D 生物打印在组织工程中的应用[J]. 组织工程与重建外科杂志,2019,15(3):201-203.  
[2] 王强,郑雄飞,王赫然,等. 基于多喷头生物 3D 打印系统的管腔型结构构建[J]. 机械设计与制造,2019(11):265-268.  
[3] 王玲,方奥,申皓,等. 3D 打印的发展前沿——类脑组织打印[J]. 机械工程学报. 2018,54(1):198-204.  
[4] 贺永,高庆,刘安,等. 生物 3D 打印——从形似到神似[J]. 浙江大学学报,2019,53(3):6-18.  
[5] 吴明明,林子锋,程德林,等. 生物打印技术在组织与器官修复中的应用进展[J]. 集成技术,2018,7(1):59-71.  
[6] 陈鑫,李方正. 生物 3D 打印技术的应用现状和发展趋势[J]. 新材料产业,2017(11):2-4.  
[7] KHALIL S,NAM J,SUN W. Multi-nozzle deposition for construction of 3D biopolymer tissue scaffolds[J]. Rapid prototyping

- journal,2005,11(1):9-17.
- [8] PATI F,SHIM J H,LEE J S,et al. 3D printing of cell-laden constructs for heterogeneous tissue regeneration[J]. Manufacturing letters,2013,1(1):49-53.
- [9] AHN S H,YOON H,KIM G H,et al. Designed three-dimensional collagen scaffolds for skin tissue regeneration[J]. Tissue engineering part C:methods,2010,16(5):813-820.
- [10] 赵占盈,徐铭恩,石然,等. 基于细胞 3D 打印技术的肿瘤药物筛选细胞芯片研究[J]. 中国生物医学工程学报,2014,33(2):161-169.
- [11] 崔濛,汤浩,杨帅,等. 多材料生物 3D 打印设备气压控制系统设计[J]. 南京师大学报(自然科学版),2020,43(2):23-28.
- [12] 欧攀,刘泽阳,高汉麟,等. 基于柔性材料的双喷头 3D 打印技术研究[J]. 工具技术,2019,53(5):26-30.
- [13] 谷龙. 面向皮肤组织工程的水凝胶与细胞打印研究[D]. 杭州:浙江大学,2017:25-30.

[责任编辑:顾晓天]