

[研究·设计]

DOI:10.3969/j.issn.1005-2895.2017.04.007

生物3D打印活塞式喷头有限元辅助研究

李艳^{1,2}, 李传良¹, 王梓勋¹

(1. 中南大学机电工程学院, 湖南长沙 410083;
2. 中南大学高性能复杂制造国家重点实验室, 湖南长沙 410012)

摘要:针对国内外活塞挤压喷射生物3D打印研究中,存在过于依赖实验研究、缺乏系统理论分析的问题,提出了有限元辅助分析与设计的方法。利用流体力学相关理论和有限元分析软件 ANSYS 建立了活塞式喷头挤出过程的流体动力学仿真模型,分析了喷头各项设计参数(喷嘴长度、喷嘴直径、接头长度、接头直径、各变径过渡夹角等)对挤出过程的影响,通过实验验证了喷嘴直径和喷嘴长度对挤出过程产生的影响。研究表明:喷嘴越长,缸体内所需的挤出压力就越大;喷嘴直径越小,挤出压力对其变化就越敏感。该方法能够对生物3D打印活塞式喷头的设计提供一定的理论参考。

关键词:3D打印;喷头;活塞挤压;有限元分析;ANSYS软件

中图分类号:TB332 文献标志码:A 文章编号:1005-2895(2017)04-0033-05

Finite Element Aided Study of Piston Nozzle Used in Biological 3D Printing

LI Yan^{1,2}, LI Chuanliang¹, WANG Zixun¹

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Central South University, Changsha 410083, China;
2. State Key Laboratory of High Performance Complex Manufacturing, Central South University, Changsha 410083, China)

Abstract: As there is a lack of systematic theoretical analysis for piston extrusion in biological 3D printing, fluid dynamics simulation model of extrusion process for piston nozzle was established based on fluid dynamics and finite element software ANSYS, and the influence of the nozzle design parameters on the extrusion process was analyzed. The impact of nozzle length and diameter on the extrusion process was studied through experiments. The results show that the extrusion pressure in the cylinder is bigger with longer nozzle, and the extrusion pressure is more sensitive to the diameter change with smaller nozzle diameter. This method is effective for theoretical research on the design of biological 3D printing piston nozzle.

Keywords: 3D printing; nozzle; piston extrusion; FEA (Finite Element Analysis); ANSYS

制造科学与生命科学相结合,是21世纪制造科学发展的重要趋势。组织工程是人体器官的人工替代与修复领域的学科前沿,在人体组织/器官损伤修复中被寄予厚望。作为组织工程的载体,支架是组织工程研究的一个重点内容。目前组织工程支架制造采用的生物材料喷射技术主要有螺杆挤压喷射、活塞挤压喷射、气动挤压喷射等连续喷射方式和微滴喷射等离散喷射方式^[1-8]。对于现有的生物材料喷射方法,国内外在这方面的研究还都处于初级阶段,清华大学以脂肪族聚

酯和钙磷盐的复合材料作为支架材料,采用螺杆挤压喷射成型,制造出具有孔隙结构的股骨头支架模型,德国 EnvisionTec 公司采用 Bioplotter 设备选用琼脂胶生物材料,利用启动挤压喷射技术,堆积成型凝胶性支架。解放军兰州军区总医院全军骨科中心的袁景、甄平以纳米 β -磷酸三钙为基础材料,利用3D打印制备了一种高性能多孔 β -磷酸三钙骨组^[9],加拿大萨省大学的 Chen 等人进行了一个生物组织支架制造过程中基于流体力学模型的在不同压力和温度条件下挤出流

收稿日期:2017-01-05;修回日期:2017-03-10

第一作者简介:李艳(1975),女,湖南永州人,博士,副教授,主要研究方向为机电液系统控制技术、深海作业装备。E-mail:lylsjhome@163.com

量控制实验^[10],美国德雷塞尔大学的 Khalil 等研究开发了一种基于生物喷绘和细胞组织培养的多喷嘴生物聚合物沉积成型技术体系^[11]。综合来看,国内外目前还较多依赖于实验研究,缺乏系统的理论研究^[12-13]。比如支架制备过程中,不同生物材料或者仅是配比稍有改变的生物材料,工作参数(如喷射气压、螺杆角速度、活塞线速度、工作温度、喷头运动速度等)的调整,大多采用试错法,反复试验,费时费力且浪费成本。

在活塞式喷头的挤出过程中,挤出速度、挤出力等除受到打印材料的黏度、温度等影响外,可能还会受到喷头本身的结构参数(如变径过渡面夹角、喷嘴长度、喷嘴直径、接头长度、接头直径等)的影响。本课题组通过有限元仿真分析和实验相结合的方法,对喷头内的压力分布进行了计算和分析,并对喷嘴长度、喷嘴直径、接头长度、接头直径、各变径接触面夹角等参数对挤出压力的影响进行了分析。最后,设计了一套实验装置,并通过实验研究了喷嘴长度、喷嘴直径这2个因素对挤出过程的影响。文中所做的理论和仿真分析以及实验研究旨在为今后活塞式喷头的设计提供一定的理论参考。

1 有限元仿真分析

1.1 活塞挤压喷射原理

活塞式喷头由推杆、活塞、缸体、喷嘴几个部分组成^[14-16],其挤出原理如图所示1所示。文中所研究的喷头的结构参数主要包括:喷嘴长度 L_3 、喷嘴直径 D_3 、接头长度 L_2 、接头直径 D_2 、喷嘴与接头过渡面夹角 α_2 、缸体与接头过渡面夹角 α_1 ,如图2所示。

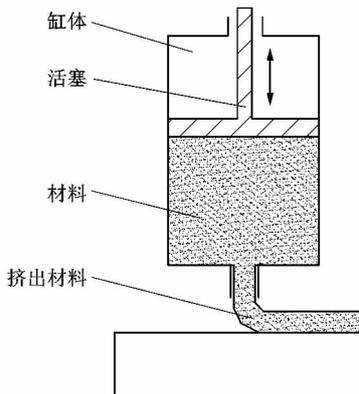


图1 活塞式喷头原理图

Figure 1 Principle diagram of piston type nozzle

2.2 模型参数

自然界中90%左右的都是非牛顿流体,本文生物3D打印中所用到的材料也不例外。但是由于本文的

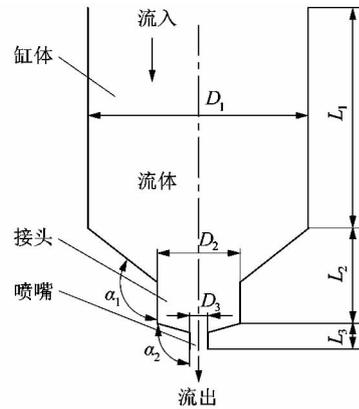


图2 喷头各项结构参数示意图

Figure 2 Sketch of nozzle structure parameters

研究对象中,流道外形尺寸比较小,再加上流体在流道中的温度和速度变化也都不大,根据以前学者的研究经验,可以按照牛顿流体来处理。活塞式流体在实际流动过程中的雷诺数 Re 计算公式为

$$Re = \frac{\rho v L}{\mu} \quad (1)$$

式中: ρ 为流体密度, μ 为动力黏性系数, v 为流场的特征速度, L 为特征长度。本文的研究对象中密度 ρ 约为 1000 kg/m^3 ,流体速度 v 一般低于 0.2 m/s ,流体特征长度 L 不超过 0.5 m ,流体动力学黏度 μ 一般均大于 $1 \text{ Pa} \cdot \text{s}$,故雷诺数 Re 会远小于 2300 ,所以本文的流体流动都可以按照层流来处理^[17]。加之在本例中挤出机构均为圆柱形,故生物3D打印活塞式喷头的挤出过程可以简化为圆管中的液体层性管流。

其流量 Q 和沿程损失表现为压力损失 Δp ,其计算公式为

$$\Delta p = \frac{128 \mu L Q}{\pi D^4} \quad (2)$$

式中 D 为圆管内径。由式(2)可知,在流量和流体黏度一定的层流性管流中,流体的压力降与管子长度成正比,与管子内径的4次方成反比。

当角 α_1, α_2 取 90° 时,从缸体到接头、从接头到喷嘴2管径突变处还涉及到了流体的突缩流动,由于是层流模型,根据流体力学原理,其局部损失计算可参照公式(3)和公式(4)进行计算:

$$\Delta p = \rho g h_f; \quad (3)$$

$$h_f = \xi \frac{v^2}{2g} \quad (4)$$

式中: g 为重力加速度, h_f 为沿程水头损失, v 为流体进入小管后的流速, ξ 为不同收缩情况下(S_1, S_2 分别突缩前后的流道截面面积)的阻力系数,其取值如表1

所示^[17]。

在图2的基础上结合实际情况,按照表2对各项参数进行初步确定。

表1 不同情况下的阻力系数 ζ

Table 1 Drag coefficient ζ under different conditions

S_2/S_1	ζ	S_2/S_1	ζ
0.01	0.490	0.60	0.257
0.10	0.469	0.70	0.212
0.20	0.431	0.80	0.161
0.30	0.387	0.90	0.070
0.40	0.343	1.00	0.000
0.50	0.298		

表2 喷头各项设计参数

Table 2 Design parameters of nozzle mm

D_1	D_2	D_3	L_1	L_2	L_3
12.30	2.38	0.40	50.00	9.00	4.00

2.3 活塞式喷头挤出过程有限元模型

利用 ANSYS Workbench 中的 Fluid Flow (FLUENT) 模块对上述挤出过程建立有限元模型(各项参数见表2),由于喷头对于中心轴旋转对称,故取其旋转截面作为研究对象,将其转化为平面问题简化计算。采用自由网格划分方式,网格大小人工设定为 0.05 mm,缸体、喷嘴边界均设定为壁面,入口边界设定为速度入口,出口边界设定为压力出口。活塞式喷头挤出过程有限元模型如图3所示。

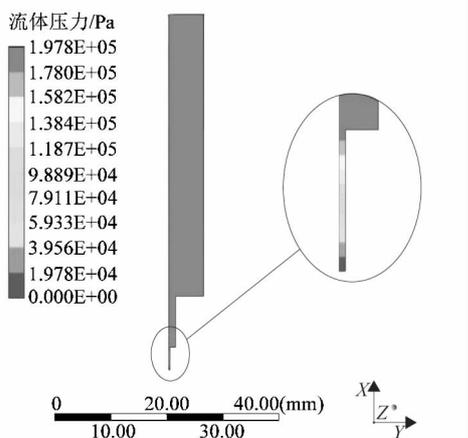


图3 活塞式喷头挤出过程有限元模型
Figure 3 Finite element model of piston nozzle extrusion process

2.4 有限元仿真分析

对上述有限元模型仿真分析,各项参数为:入口速度为 0.013 5 mm/s,出口压力为 0 Pa(相对于大气

压),流体密度为 945 kg/m³,流体黏度为 20 Pa·s^[15]。

采用控制变量法分别对活塞式喷头的喷嘴长度 L_3 、喷嘴直径 D_3 、接头长度 L_2 、接头直径 D_2 、缸体与接头过渡面夹角 α_1 、喷嘴与接头过渡面夹角 α_2 共 6 个因素进行了分组仿真研究。每组仿真只有对应因素有序变化,其它因素保持表2数据不变。

以每组仿真中的控制变量为横坐标,缸体挤出压力为纵坐标绘制二维图,找出对应因素对缸体挤出压力的影响。在活塞运动速度不变的前提下缸体挤出压力越小,说明挤出越顺畅。

2.4.1 喷嘴参数对挤出过程的影响

根据不同的喷嘴参数进行仿真并将其结果进行绘图,结果如图4所示。

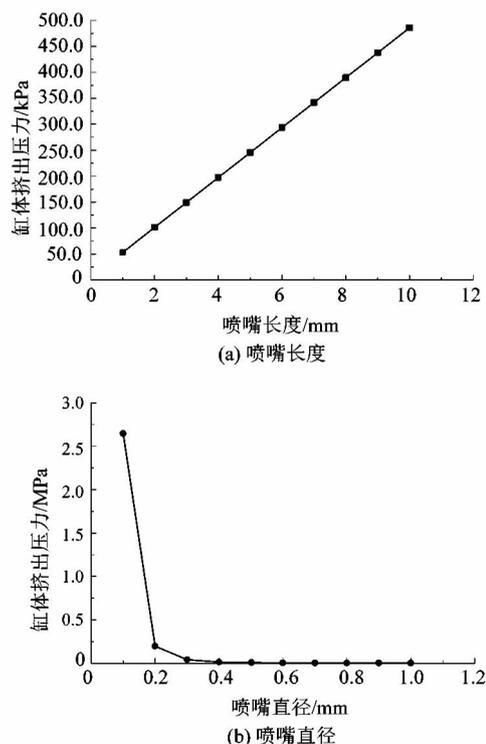


图4 喷嘴参数对缸体挤出压力的影响曲线
Figure 4 Relationship between parameters of nozzle and extrusion pressure

从图4可以看出,喷嘴长度和喷嘴直径对挤出的影响很大,缸体内所需挤出压力与喷嘴长度成正比关系,与喷嘴直径呈反相关,而且喷嘴直径越小挤出压力对其变化越敏感。

2.4.2 其他因素对挤出的影响

从图5可以看出,接头直径对缸体挤出压力有分段性影响,具体表现为:在其直径较小时(尤其是接近

喷嘴直径时)其对缸体挤出压力的影响几乎成指数关系,但是到了喷嘴直径5倍左右时,其对缸体挤出压力的影响几乎忽略不计。接头长度、缸体与接头过渡面夹角、喷嘴与接头过渡面夹角对缸体挤出压力几乎无影响。

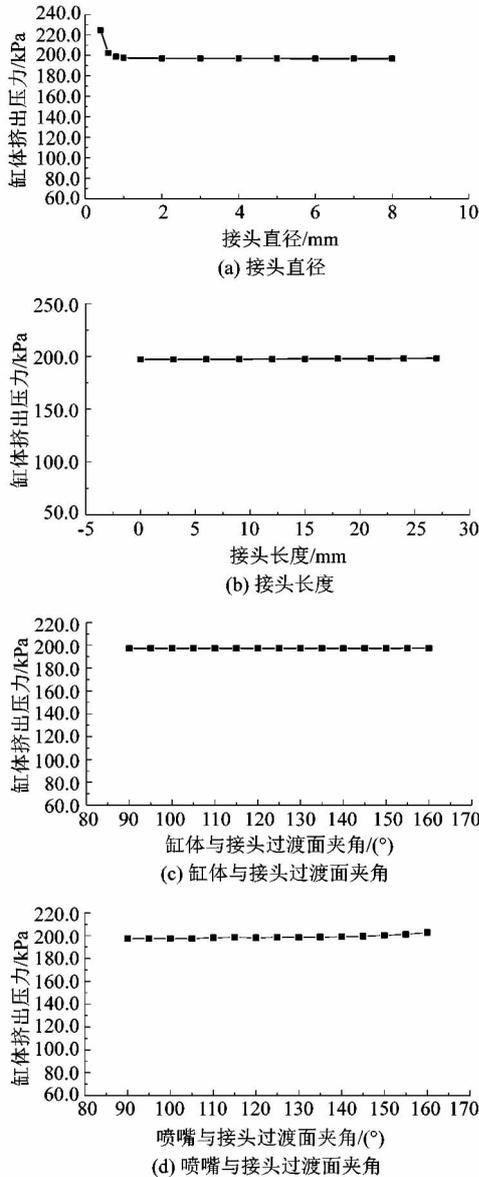


图5 接头参数及过渡面夹角对缸体挤出压力的影响
Figure 5 Influence of joined parameters and transition angle of cylinder block on extrusion pressure

3 实验研究

经上述有限元仿真分析可知,喷嘴长度、直径对挤出的影响最大,接头直径对挤出的影响次之,其他因素对挤出的影响几乎可以忽略不计。而接头直径的变化最终还是归结到喷嘴长度和喷嘴直径的影响,故实验部分只对影响较大的喷嘴长度、喷嘴直径做研究。

1) 实验对象:装有实验流体和不同喷嘴的5 mL 医用无菌注射器。

2) 实验设计:质量为2 kg的砝码安装在滑块上,使该砝码可以沿滑道自由滑动;然后将装有实验流体(立白洗洁精)的注射器置于砝码正下方,利用砝码和滑块的重力给注射器推杆施加一个恒定的压力,从而使得实验流体不断地被挤出。用码表测量在同等压力下挤完5 mL实验流体所用的时间,越早挤完证明挤出越顺畅。

3) 实验分组:用不同长度和内径的针头进行控制变量分组实验,具体分组见表3和表4。

表3 实验1组针头参数

Table 3 Parameters of nozzle in Experiment 1

mm			
针头长度	针头内径	针头长度	针头内径
10	0.30	10	0.90
10	0.41	10	1.25
10	0.60	10	1.69

表4 实验2组针头参数

Table 4 Parameters of nozzle in Experiment 2

mm			
针头内径	针头长度	针头内径	针头长度
0.3	4.3	0.3	18.7
0.3	7.8	0.3	21.8
0.3	10.0	0.3	23.3
0.3	12.8	0.3	26.7
0.3	15.8	0.3	28.5

实验实物如图6所示,实验结果如图7所示。

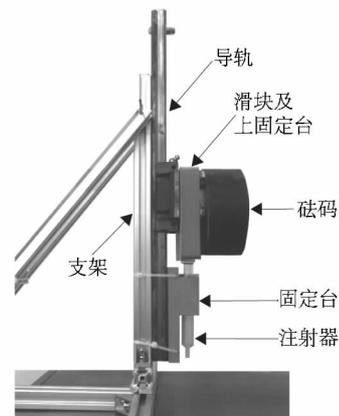


图6 实验装置实物图

Figure 6 Experiment device graph

由图7可知,针头直径越小,挤出同等体积流体所用的时间越长,而且在针头直径较小时,挤出时间对针

头直径的变化更加敏感。在其他条件不变的情况下,挤出同等体积流体所用的时间和针头长度成正比例关系。实验结果进一步验证了图4的仿真分析结果。

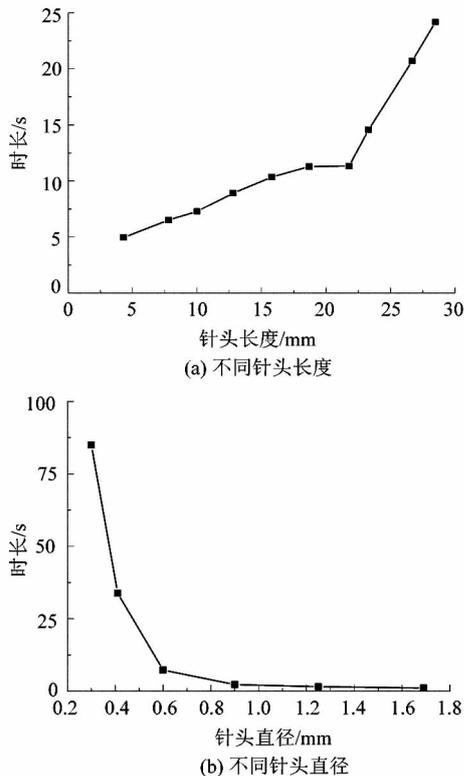


图7 不同针头参数挤出5 mL流体所用时长
Figure 7 Time needed for extrusion 5 mL fluid under different parameter of needle

由图7(a)还可以看到,在针头长度接近25 mm的时候有个拐点。实验过程中发现,随着活塞移动速度的不断减小,挤出过程中会出现活塞卡顿的现象,产生该现象的原因初步分析可能为“液压卡阻”,该现象今后可作进一步研究。

4 结语

通过理论和有限元仿真分析以及实验研究得出:在生物3D打印活塞式喷头的设计参数中,喷嘴长度、喷嘴直径、接头直径(与喷嘴直径接近时)对活塞式喷头的挤出压力影响最大;接头长度、接头直径(与喷嘴直径相差较大时)、缸体各变径夹角对缸体挤出压力影响很小或几乎无影响。所以在进行活塞式喷头设计时,从挤出效率方面考虑应该着重关注喷嘴长度、喷嘴直径对整体机构的影响。

在实验过程中,我们还发现,活塞式喷头在低速高压打印时还会出现“卡顿”现象,该现象的具体分析和研究还有待进一步讨论。

参考文献:

- [1] SHOR L, GUCERI S X, GANDHI M, et al. Fabrication of three-dimensional polycaprolactone/hydroxyapatite tissue scaffolds and osteoblast-scaffold interactions in vitro [J]. *Biomaterials*, 2007, 28 (35): 5291 - 5297.
- [2] WANG F, SHOR L, DARLING A, et al. Precision extruding deposition and characterization of cellular poly-epsilon-caprolactone tissue scaffolds [J]. *Rapid prototyping journal*, 2004, 10 (1): 42 - 49.
- [3] 张人信, 刘利, 熊卓. 高孔隙率聚(乳酸-羟基乙酸)共聚物组织工程支架快速成形新工艺 [J]. *机械工程学报*, 2010, 46 (5): 105 - 109.
- [4] 金乐, 熊卓, 刘利, 等. 基于活塞挤出的组织工程支架低温沉积制造工艺 [J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 2009, 49 (5): 34 - 38.
- [5] JIANG C P, HUANG J R, HSIEH M F. Fabrication of synthesized PCL-PEG-PCL tissue engineering scaffolds using an air pressure-aided deposition system [J]. *Rapid prototyping journal*, 2011, 17 (4): 288 - 297.
- [6] LI Jiaping, DE WIJN J R, VAN BLITTERSWIJK C A, et al. Porous Ti₆Al₄V scaffold directly fabricating by rapid prototyping: Preparation and in vitro experiment [J]. *Biomaterials*, 2006, 27 (8): 1223 - 1235.
- [7] SUN Jie, NG J H, FUH Y H, et al. Comparison of micro-dispensing performance between micro-valve and piezoelectric printhead [J]. *Microsystem technologies*, 2009, 15 (9): 1437 - 1448.
- [8] 刘丰, 吴任东, 张人信, 等. 喷射技术在生物制造工程中的应用 [J]. *机械工程学报*, 2006, 42 (12): 14 - 20.
- [9] 袁景, 甄平, 赵红斌. 高性能多孔β-磷酸三钙骨组织工程支架的3D打印 [J]. *中国组织工程研究*, 2014, 18 (43): 6914 - 6921.
- [10] CHEN X B, LI M G, KE H. Modeling of the flow rate in the dispensing-based process for fabricating tissue scaffolds [J]. *Journal of manufacturing science and engineering*, 2008, 130 (2): 21003 - 21010.
- [11] KHALIL S, SUN Wei. Biopolymer deposition for freeform fabrication of hydrogel tissue constructs [J]. *Materials science and engineering: C*, 2007, 27 (3): 469 - 478.
- [12] LANERS R, HUBNER U, SCHMELZEISEN R, et al. Rapid prototyping of scaffolds derived from thermoreversible hydrogels and tailored for applications in tissue engineering [J]. *Biomaterials*, 2002, 23 (23): 4437 - 4447.
- [13] KIM J Y, PARK J K, HAHN S K, et al. Development of the flow behavior model for 3D scaffold fabrication in the polymer deposition process by a heating method [J]. *Journal of micromechanics and microengineering*, 2009, 19 (10): 105003 - 105011.
- [14] 朱俊杰. 高黏度材料三维打印机开发及食品药品打印研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2015: 13 - 14.
- [15] 王伊卿, 方勇, 乐光, 等. 熔融沉积快速成型喷头有限元辅助设计 [J]. *航空精密制造技术*, 2009, 45 (3): 32 - 36.
- [16] 刘媛媛, 张付华, 陈伟华, 等. 面向3D打印复合工艺的生物CAD/CAM系统及试验研究 [J]. *机械工程学报*, 2014, 50 (15): 147 - 154.
- [17] 张远君. 流体力学大全 [M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 1991.