

腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的试验研究*

严天祥^{1,2}, 倪 辉^{1,2}, 宋检祥^{1,2}, 陈虎城³, 蒋海燕⁴

(1. 桂林理工大学广西高校先进制造与自动化技术重点实验室 桂林, 541006)

(2. 桂林理工大学机械与控制工程学院 桂林, 541006)

(3. 桂林电子科技大学机电工程学院 桂林, 541004)

(4. 广西壮族自治区南溪山医院神经外科重症监护室 桂林, 541002)

摘要 针对现有柔性瓣膜阀压电泵存在体积大、安装困难以及性能不佳等问题,提出了一种易于小型化且方便安装的腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵。首先,阐述了该泵的结构及无阀和有阀两种状态的工作原理;其次,制作了泵样机;最后,进行了去离子水和血液的运输试验。结果表明:运输去离子水时,该泵的输出性能优于现有柔性瓣膜阀压电泵;在驱动电压为 300 V_{pp} 时,最大流量和压力差可达到 61.26 g/min 和 4.98 kPa,工作状态随驱动电压的增加逐渐由无阀状态转变至有阀状态;该泵模拟血液运输的最大流量和压力差分别为 40.90 g/min 和 3.57 kPa,且血液运输后对红细胞与血小板的破坏程度小。

关键词 柔性瓣膜阀;压电泵;流量;压差;血液运输

中图分类号 TH38;TN384

0 引 言

静脉输液是一种通过静脉向患者体内输入营养物质、药物和血液的医疗技术,可为患者提供能量、治疗疾病和补充血容量,在许多重大疾病治疗中起着关键作用^[1-2]。泵送输液作为一种重要的静脉输液方式,其优点在于能精确控制输液的速度和压力,确保输液过程的稳定性和安全性,同时减轻护士的工作量^[3-4]。但是,传统的采用电机驱动的输液泵结构复杂且体积大,不方便携带,不适用于需要便携式输液的场合^[5-6]。基于压电驱动技术的压电泵具有结构简单、易于小型化和输出性能方便控制等优点,有望在静脉输液相关的医疗领域发挥重要作用^[7-9]。

21 世纪以来,压电泵在医疗应用方面的研究深受广大学者关注。阚君武等^[10]研制了一种适用于药品输送的便携式薄膜阀压电泵,通过改变阀片参数达成药物输送所需条件,但其工作频率较高,使薄膜阀易于疲劳失效。Ma 等^[11]设计了一种压电振子可多次使用且泵腔可拆卸替换的凸型膜片阀压电泵,该泵成本低,但其流量和压力差一般。唐茗等^[12]提出了一种输液时内部漩涡较小的流线形流管无阀压电泵,该泵适用于输送活体细胞,但会产生回流使其

应用范围受限。张立敏等^[13]利用甘油和水混合溶液,通过伞阀压电泵模拟了血液运输。Huang 等^[14]提出了一种外置柔性瓣膜阀压电泵,该泵输送活体细胞的成活率高,但其体积较大且输出性能不佳,同时柔性瓣膜不易安装。

针对现有柔性瓣膜阀压电泵体积大、安装困难及性能不佳等问题,笔者设计了一种易于小型化且方便安装的腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵。首先,阐述了该泵的结构及无阀和有阀两种状态的工作原理,对其输出性能进行理论分析;其次,进行泵样机的去离子水运输试验,分析其输出性能变化规律,并将其与现有柔性瓣膜阀压电泵进行了性能对比;最后,通过试验验证了该泵的血液运输性能及其对红细胞与血小板的破坏程度。

1 结构与工作原理

压电泵的结构示意图如图 1 所示。图 1(a)为腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的爆炸图,主要由泵体、环形垫圈、压电振子、柔性瓣膜阀、泵盖、螺栓及螺母等组成。图 1(b)为该泵的泵体内部结构,包含入水口、入口流道、泵腔、阀门凹槽、柔性瓣膜阀、出口流道及出水口。柔性瓣膜阀由 2 个对称的柔性瓣膜和

* 国家自然科学基金资助项目(52465004,52365006);广西科技基地和人才专项资助项目(桂科 AD23026145)

收稿日期:2024-01-24;修回日期:2024-05-13

1个固定柔性瓣膜的基座组成,一对柔性瓣膜阀互为倒置安装在与入口流道和出口流道相连的阀门凹槽中,入口柔性瓣膜阀的开口与泵腔相连,出口柔性瓣膜阀的开口与出口流道相连。由于柔性瓣膜阀为一体结构且内置于泵腔底部,使得该泵方便安装且易于小型化。

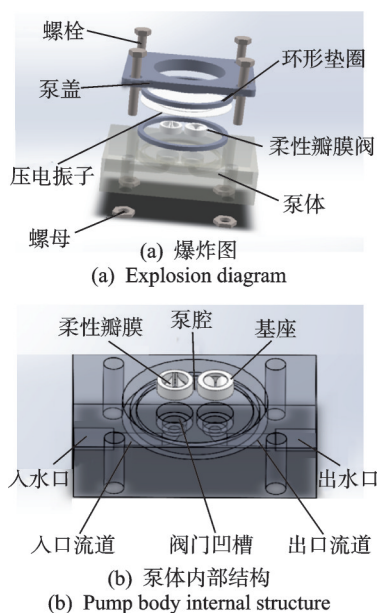


图1 压电泵的结构示意图

Fig.1 Structure diagram of piezoelectric pump

在正弦电压激励下,压电振子往复振动使压电泵的泵腔体积发生变化,流体经柔性瓣膜阀流入或流出,柔性瓣膜阀的开口会受到影响,可以改变驱动信号来控制柔性瓣膜阀的状态。柔性瓣膜阀的开口未能关闭的情况为无阀状态,其开口完全关闭的情况为有阀状态。

腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的无阀状态工作原理如图2所示。在 $0 \sim T/4$ (T 为1个工作周期)内,随着电压增大,压电振子向上凸起,泵腔内压力降低,流体流入泵腔,此时出口柔性瓣膜阀的开口减小,入口柔性瓣膜阀的开口增大,入口比出口流入泵腔的流体多;在 $T/4 \sim 2T/4$ 内,随着电压减小,压电振子变形减小,泵腔内压力升高,柔性瓣膜阀恢复到初始状态,流体排出泵腔;在 $2T/4 \sim 3T/4$ 内,随着电压进一步减小,压电振子达到最低位置,泵腔内压力增大,流体排出泵腔,这时入口柔性瓣膜阀的开口减小,出口柔性瓣膜阀的开口增大,出口排出的流体多于入口;在 $3T/4 \sim T$ 内,随着电压回归至0,压电振子变形减小,泵腔内压力减小,柔性瓣膜阀恢复到初始状态,流体流入泵腔。无阀状态下由于柔性瓣膜阀的作用,使得压电泵吸程时从入口进入的流体多,

排程时从出口排出的流体多,在宏观上实现了从入口到出口的单向流动。

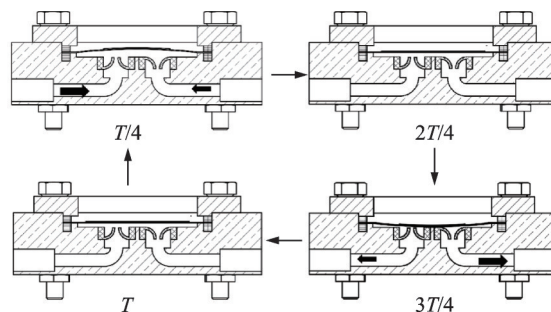


图2 无阀状态工作原理

Fig.2 Working principle of valveless state

腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的有阀状态工作原理如图3所示。在 $0 \sim T/4$ 内,随着电压增大,压电振子上凸使泵腔内压力降低,流体流入泵腔,此时出口柔性瓣膜阀的开口变为关闭状态,流体仅从入口流入泵腔;在 $T/4 \sim 2T/4$ 内,随着电压减小,压电振子下降到中间位置,泵腔内压力增大,柔性瓣膜阀恢复至初始状态,流体流出泵腔;在 $2T/4 \sim 3T/4$ 内,随着电压进一步减小,压电振子下凹至最低位置,泵腔内压力增大,入口柔性瓣膜阀闭合,此时流体只从出口排出;在 $3T/4 \sim T$ 内,随着电压增至0,压电振子变形减小使泵腔内压力减小,柔性瓣膜阀恢复至初始状态,流体流入泵腔。有阀状态下由于柔性瓣膜阀的作用,使得压电泵吸程时流体只从入口进入,排程时流体只从出口排出,实现了从入口到出口的单向流动。

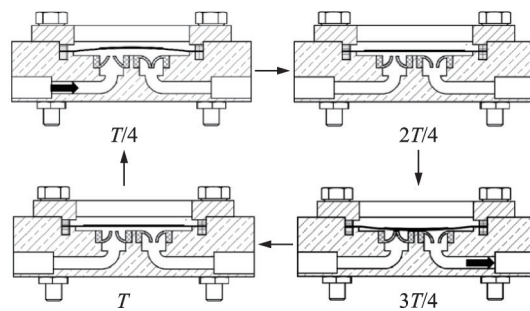


图3 有阀状态工作原理图

Fig.3 Working principle of valve state

2 理论分析

压电泵是利用压电振子的弯曲变形使泵腔容积产生交替变化,进而实现流体的输送功能。在正弦电压激励下,压电泵的泵腔容积最大变化量 $\Delta V_m^{[15]}$ 为

$$\Delta V_m = \omega_m \frac{\pi R^2}{2} = \frac{3\pi d_{31} R^4 U}{4t^2} \tag{1}$$

其中： ω_m 为压电振子中心从平衡位置到最大形变位置的位移； R 为压电振子的半径； d_{31} 为压电陶瓷片的压电常数； U 为压电振子的驱动电压； t 为压电振子的厚度。

无阀状态下，压电泵的流量 Q_w 和压力差 p_w ^[16-17] 的表达式分别为

$$Q_w = 2\Delta V_m f \eta_w = \frac{3\pi d_{31} R^4 U f \eta_w}{2t^2} \tag{2}$$

$$p_w = \frac{1}{2} \rho \left(\frac{Q_w}{SC_d} \right)^2 \tag{3}$$

其中： f 为驱动电压的频率； η_w 为无阀压电泵的效率， $\eta_w = \frac{\sqrt{\lambda}-1}{\sqrt{\lambda}+1}$ ； λ 为阻力系数比， $\lambda = K_i/K_z$ ； K_i 为反向阻力系数； K_z 为正向阻力系数； ρ 为流体密度； S 为进出口管道的横截面积； C_d 为流量系数。

有阀状态下，压电泵的流量 Q_y 和压力差 p_y ^[17] 分别为

$$Q_y = 2\Delta V_m f C_v = \frac{3\pi d_{31} R^4 U f C_v}{2t^2} \tag{4}$$

$$p_y = \frac{1}{2} \rho \left(\frac{Q_y}{SC_d} \right)^2 \tag{5}$$

其中： C_v 为阀的响应系数。

由式(2)~(7)可得，在无阀状态和有阀状态下，压电泵的流量和压力差均与驱动电压呈正相关关系。

3 试验研究

3.1 去离子水运输试验

腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的泵腔内部结构如图4所示。其中： D 为泵腔内径； H 为泵腔高度； h 为泵腔到流管距离； d_1 为流道内径； d_2 为流管内径； l 为流管长度。泵腔内部尺寸见表1。在柔性瓣

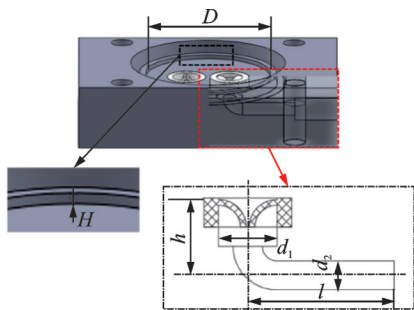


图4 泵腔内部结构

Fig.4 Pump chamber internal structure

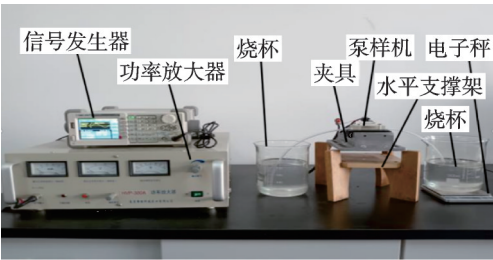
表1 泵腔内部尺寸

Tab.1 Pump chamber internal dimensions

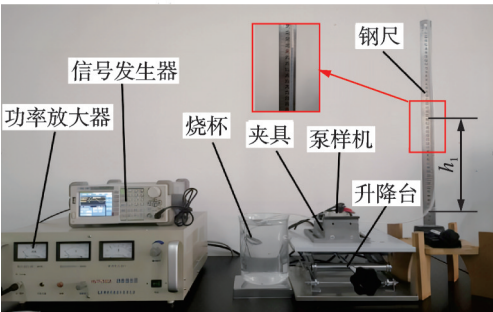
腔体内部结构	数值/mm
泵腔内径	29
泵腔高度	0.5
泵腔到流管距离	8
流道内径	6
流管内径	3
流管长度	15

膜阀中，柔性瓣膜厚度为0.6 mm，两柔性瓣膜之间的距离为0.3 mm，基座的内径为6 mm，高度为3 mm。

为测试腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的输出性能，制作泵样机进行去离子水运输试验。泵体采用光敏树脂进行3D打印加工(精度为0.05 mm)，柔性瓣膜阀采用邵氏硬度为35的硅胶进行注塑制造^[14]。样机的驱动元件是由铜基底(直径为35 mm)和压电陶瓷片构成的压电振子。流量和压力差的试验装置如图5所示。进行去离子水流量试验时，分别使用信号发生器改变驱动频率，功率放大器(调压范围为0~300 V_{pp})改变驱动电压，电子秤(精度为0.01 g)测量不同驱动信号的压电泵流量。进行去离子水压力差试验时，使用钢尺测量不同驱动信号的水柱高度 h_1 ，再依据压强公式计算压力差。



(a) 流量试验装置
(a) Flow rate device

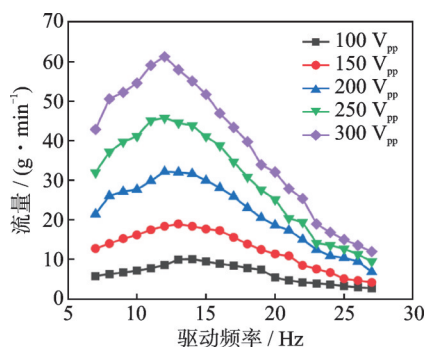


(b) 压力差试验装置
(b) Pressure difference device

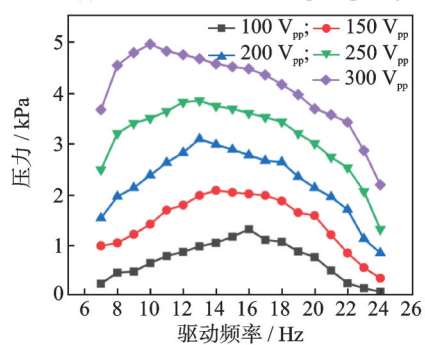
图5 流量和压力差的试验装置

Fig.5 Flow rate and pressure difference devices

运输去离子水时输出性能与驱动频率的关系如图6所示。由图6(a)可知:当驱动电压为200 V_{pp}时,该泵的最大流量为32.20 g/min,相比文献[14]中柔性瓣膜阀压电泵的最大流量提高了16.94 g/min;当驱动电压为300 V_{pp}、驱动频率为12 Hz时,其流量达到最大值61.26 g/min。由图6(b)可知:当驱动电压为200 V_{pp}时,该泵的最大压力差为3.10 kPa,相比文献[14]中柔性瓣膜阀压电泵的最大压力差提高了2.56 kPa;当驱动电压为300 V_{pp}、驱动频率为10 Hz时,其压力差达到最大值4.98 kPa。



(a) 流量和驱动频率的关系
(a) Flow rate versus driving frequency



(b) 压力差和驱动频率的关系
(b) Pressure difference versus driving frequency

图6 运输去离子水时输出性能与驱动频率的关系

Fig.6 Output performance versus driving frequency for deionized water transportation

运输去离子水时流量与驱动电压的关系如图7所示。由图可知:当驱动电压在50~125 V_{pp}之间

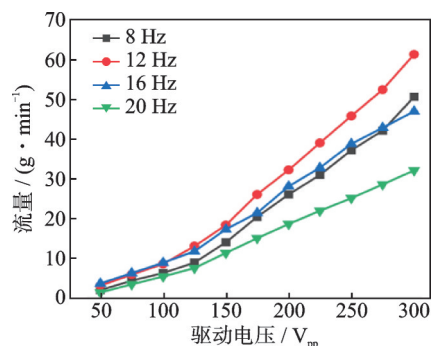


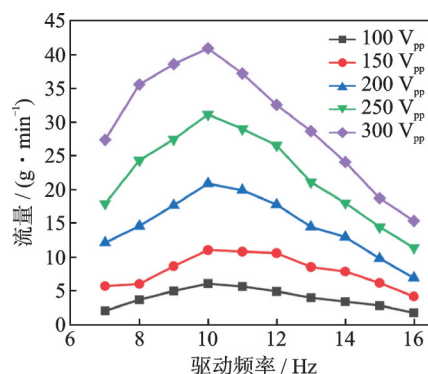
图7 运输去离子水时流量与驱动电压的关系

Fig.7 Flow rate versus driving voltage for deionized water transportation

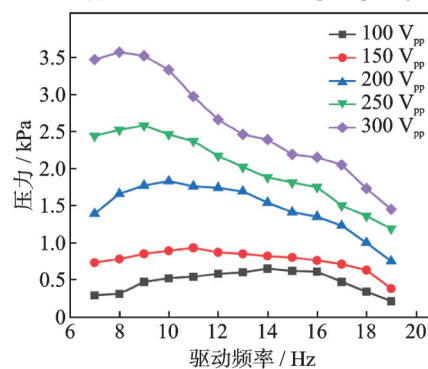
时,流量的上升趋势比较平缓;当驱动电压在125~300 V_{pp}之间时,流量的上升趋势更加显著。这是由于随着驱动电压的增加,柔性瓣膜阀的响应逐渐明显,腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的工作状态逐渐由无阀状态转变至有阀状态。

3.2 血液运输试验

在常温条件下,38%浓度甘油和水混合溶液的黏度为3.1 mPa·s,密度为1 090 kg/m³,能够准确模拟血液的状态^[18],因此选择该混合溶液进行模拟血液运输的性能测试。模拟血液运输时输出性能与驱动频率的关系如图8所示。由图可知:当驱动电压为300 V_{pp}、驱动频率为10 Hz时,该泵的最大流量为40.90 g/min;当驱动电压为300 V_{pp}、驱动频率为8 Hz时,最大压力差为3.57 kPa。与运输去离子水相比,模拟血液运输的最大流量与压力差都有一定程度的下降,这是由于甘油和水混合溶液的黏度高于去离子水。



(a) 流量与驱动频率的关系
(a) Flow rate versus driving frequency



(b) 压力差与驱动频率的关系
(b) Pressure difference versus driving frequency

图8 模拟血液运输时输出性能与驱动频率的关系

Fig.8 Output performance versus driving frequency for simulating blood transportation

血液运输时,红细胞和血小板的破坏会产生溶血和血栓现象,从而对生命健康造成严重危害。为研究腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵对红细胞与血小

板的破坏情况,使用抗凝兔血进行泵样机的血液运输试验。血液运输试验装置与血细胞分析仪如图 9 所示。血液运输前,利用恒温水浴锅将输血袋中的血液温度加热至 37℃,以防止低温运输产生的剪切力对血液造成破坏。根据模拟血液运输的流量试验结果,设定驱动电压和驱动频率分别为 300 V_{pp}和 10 Hz,随后泵样机开始工作,血液从输血袋流经泵体运输至集血袋,运输一段时间后停止。血液运输后,从输血袋和集血袋中提取微量的血液样本,使用优利特动物血细胞分析仪对运输前后血液样本的红细胞数量和血小板数量进行检测。

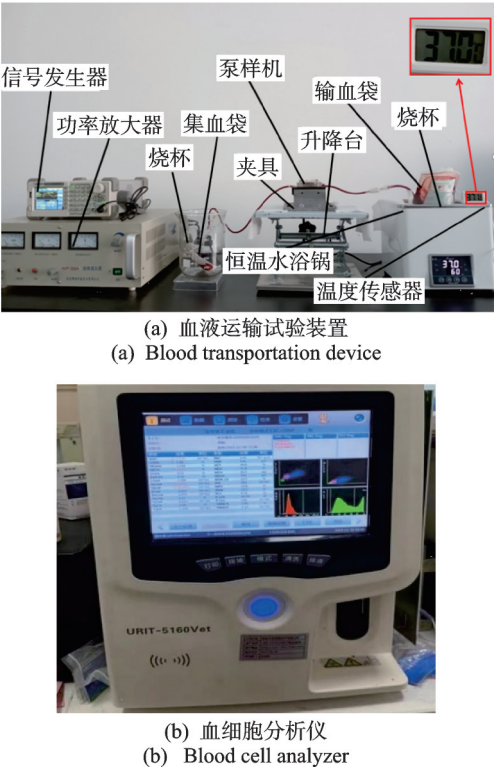


图 9 血液运输试验装置与血细胞分析仪
Fig.9 Blood transportation device and blood cell analyzer

运输前后单位体积内的红细胞与血小板的数量对比如图 10 所示。由图可知,运输前后红细胞与血

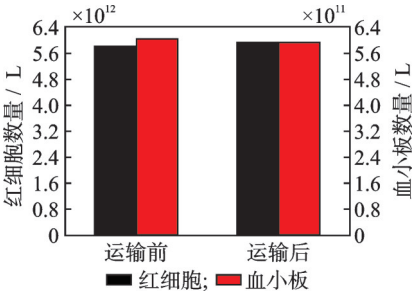


图 10 红细胞与血小板的数量对比
Fig.10 Number comparison of erythrocytes and platelets

小板的数量变化均不明显,轻微的数量变化是由于血液的浓度分布不均引起,表明腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵血液运输后对红细胞与血小板的破坏程度较小。一般情况下成人输血速度为 5~10 mL/min,急性大出血患者快速输血时成人输血速度为 50~100 mL/min^[19],本研究设计的腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵可应用于急性大出血患者的快速输血。

4 结 论

- 1) 针对现有柔性瓣膜阀压电泵体积大、安装困难及性能不佳等问题,提出了一种腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵,其柔性瓣膜阀为一体式结构并内置于泵腔底部,使得该泵方便安装且易于小型化。
- 2) 运输去离子水时,腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的输出性能相比现有柔性瓣膜阀压电泵得到明显提高,在驱动电压为 300 V_{pp}时最大流量和压力差可达 61.26 g/min 和 4.98 kPa。
- 3) 驱动电压在 125~300 V_{pp}之间时,其相较于 50~125 V_{pp}驱动电压的流量上升趋势更加显著,表明随着驱动电压的增加,腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵的工作状态逐渐由无阀状态转变至有阀状态。
- 4) 当驱动电压为 300 V_{pp}时,腔底一体式柔性瓣膜阀压电泵模拟血液运输的最大流量和压力差分别为 40.9 g/min 和 3.57 kPa,且血液运输后对红细胞与血小板的破坏程度小,可应用于急性大出血患者的快速输血。

参 考 文 献

[1] MENG H, CHEN F, HE L H, et al. The effects of using a micro-infusion pump without accompanying fluid at a low flow rate on patients undergoing cardiac surgery [J]. Transplant Immunology, 2022, 73: 101611.

[2] ASSERI A A, MANNA M M. Role of smart infusion pumps in reducing intravenous medication administration errors[J]. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 2021, 205(S): 105975.

[3] COPPETA J R, MESCHER M J, ISENBERG B C, et al. A portable and reconfigurable multi-organ platform for drug development with onboard microfluidic flow control[J]. Lab on a Chip, 2016, 17(1): 134-144.

[4] MI S L, PU H T, XIA S Y, et al. A minimized valveless electromagnetic micropump for microfluidic actuation on organ chips[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2020, 301: 111704.

[5] KANT R, SINGH D, BHATTACHARYA S.

- Digitally controlled portable micropump for transport of live micro-organisms[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2017, 265: 138-151.
- [6] SUN P, LIU C K, HE Z Z. A compact double-spiral electromagnetic pump for liquid metal cooling[J]. *Annals of Nuclear Energy*, 2023, 180: 109486.
- [7] 严天祥, 龙志文, 陈辉庆, 等. 三叉四通管无阀压电泵的设计与试验[J]. *河南科技大学学报(自然科学版)*, 2023, 44(5): 25-30.
YAN Tianxiang, LONG Zhiwen, CHEN Huiqing, et al. Design and experiment of valve-less piezoelectric pump with four-way pipe[J]. *Journal of Henan University of Science & Technology (Natural Science)*, 2023, 44(5): 25-30. (in Chinese)
- [8] CHEN S, LIU H D, JI J, et al. An indirect drug delivery device driven by piezoelectric pump[J]. *Smart Materials and Structures*, 2020, 29(7): 075030.
- [9] 黄俊, 张建辉, 王守印. 变截面Y型流管无阀压电泵原理及试验[J]. *振动、测试与诊断*, 2014, 34(1): 15-19.
HUANG Jun, ZHANG Jianhui, WANG Shouyin. Theory and experimental verification on valveless piezoelectric pump with variable crass section Y-shape tubes[J]. *Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis*, 2014, 34(1): 15-19. (in Chinese)
- [10] 阚君武, 宣明, 杨志刚, 等. 微型药品输送压电泵的性能分析与试验研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2005, 22(4): 809-813.
KAN Junwu, XUAN Ming, YANG Zhigang, et al. Analysis and test of piezoelectric micropump for drug delivery[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2005, 22(4): 809-813. (in Chinese)
- [11] MA H K, LUO W F, LIN J Y. Development of a piezoelectric micropump with novel separable design for medical applications [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2015, 236: 57-66.
- [12] 唐茗, 包启波, 张建辉, 等. 流线形流管无阀压电泵的仿真与实验[J]. *振动、测试与诊断*, 2021, 41(1): 56-61.
TANG Ming, BAO Qibo, ZHANG Jianhui, et al. Simulation and experiment of streamlined flow tube valveless piezoelectric pump[J]. *Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis*, 2021, 41(1): 56-61. (in Chinese)
- [13] 张立敏, 王国旭. 大振子压电泵模拟血液泵送研究[J]. *机床与液压*, 2017, 45(19): 23-25.
ZHANG Limin, WANG Guoxu. Simulated hematological pumping system research on piezoelectric pumps driven by large vibrator[J]. *Machine Tool & Hydraulics*, 2017, 45(19): 23-25. (in Chinese)
- [14] HUANG J, LIU J M, LI K, et al. Piezoelectric pump with flexible venous valves for active cell transmission[J]. *Frontiers of Mechanical Engineering*, 2022, 17(4): 56.
- [15] 李立安, 曾平, 董景石, 等. 双入口压电泵的流体混合仿真分析与验证[J]. *哈尔滨工程大学学报*, 2016, 37(8): 1124-1129.
LI Lian, ZENG Ping, DONG Jingshi, et al. Simulation and experimental study on fluidic mixing of a dual-inlet piezoelectric pump[J]. *Journal of Harbin Engineering University*, 2016, 37(8): 1124-1129. (in Chinese)
- [16] 严天祥, 屈俊辰, 陈辉庆, 等. 类鹅卵石表面结构阻流体无阀压电泵的试验[J]. *机械设计与研究*, 2023, 39(5): 95-99.
YAN Tianxiang, QU Junchen, CHEN Huiqing, et al. Experiment on valve-less piezoelectric pump with cobble-like surface structure bluff body[J]. *Machine Design & Research*, 2023, 39(5): 95-99. (in Chinese)
- [17] PENG T J, GUO Q Q, YANG J, et al. A high-flow, self-filling piezoelectric pump driven by hybrid connected multiple chambers with umbrella-shaped valves[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2019, 301: 126961.
- [18] 喻哲钦, 谭建平, 王带领, 等. 轴流式血泵分流叶片的多性能影响机理研究[J]. *工程热物理学报*, 2018, 39(3): 539-544.
YU Zheqin, TAN Jianping, WANG Dailing, et al. Study on the influence mechanism of axial blood pump's splitter blades on multiple performances[J]. *Journal of Engineering Thermophysics*, 2018, 39(3): 539-544. (in Chinese)
- [19] 杨雪, 谭春泽, 李聚林. 输血护理的细节管理[J]. *微创医学*, 2017, 12(5): 725-727.
YANG Xue, TAN Chunze, LI Julin. Detail management of blood transfusion care[J]. *Journal of Minimally Invasive Medicine*, 2017, 12(5): 725-727. (in Chinese)



第一作者简介:严天祥,男,1987年4月生,博士、高级实验师。主要研究方向为压电材料与器件。曾发表《Structure evolution, dielectric, and conductivity behavior of $(K_{0.5}Na_{0.5})NbO_3$ -Bi $(Zn_{2/3}Nb_{1/3})O_3$ ceramics》(《Journal of Advanced Ceramics》2021, Vol.10, No.4)等论文。
E-mail: yangtxboy@163.com

通信作者简介:蒋海燕,女,1986年9月生,本科、副主任护师。主要研究方向为神经外科护理及重症护理。
E-mail: 461210227@qq.com