文章编号:1004-2474(2018)05-0763-05

压电泵泵体出入口结构对输出性能的影响

何丽鹏1,赵 达1,李 威1,赵天浩2,黄 勇1,程光明3

(1.长春工业大学 机电工程学院,吉林 长春 130012;2. 澳大利亚新南威尔士大学 电气工程,澳大利亚 新南威尔士 2052;3. 浙江师范大学 精密机械研究所,浙江 金华 321004)

摘 要:为了提高微小型主动阀压电泵的输出性能,通过对流量计算公式的分析,推导出了影响流量的两个主要因素:阀口开度 h_v和阀口厚度 w_o利用有限元仿真分析软件 ANSYS 进行模拟流场的流动,分析了当 h_v和 w 不同时,阀口处流场的分布情况,也分析了在流速、阀口开度和阀口厚度的影响下,压强的损耗情况。在理论基础上制作了 3 个不同 h_v和 w 的压电泵的样机并进行了试验,试验结果表明,在 h_v=50 μm,w=200 μm,驱动电压为 50 V时,其输出流量达到最大值为 40 mL/min。

关键词:主动阀体;有限元分析;阀口开度;阀口厚度;ANSYS

中图分类号:TN384;TH38 文献标识码:A DOI:10.11977/j.issn.1004-2474.2018.05.026

Study on the Influence of Inlet and Outlet Structure of Piezoelectric Pump Body on Output Performance

HE Lipeng¹, ZHAO Da¹, LI Wei¹, ZHAO Tianhao², HUANG Yong¹, CHENG Guangming³

(1. College of Mechanical and Electrical Engineering, Changchun University of Technology, Changchun 130012, China;

2. Dept. of Electrical Engineering, The University of New South Wales, New South Wales, NSW 2052, Australia;

3. Institute of Precision Machinery, Zhejiang Normal University, Jinhua 321004, China)

Abstract: In order to improve the output performance of the micro-active valve piezoelectric pump, through the analysis of the flow calculation formula, two main factors influencing the flow are deduced: the valve opening h_v and the port thickness w. The finite element simulation software ANSYS is used to simulate the flow of the flow field. The distribution of the flow field at the valve port is analyzed when h_v and w are different. The loss of pressure is also analyzed under the influence of flow velocity, valve opening and valve port thickness. Based on the structure and working principle, three piezoelectric pumps with different valve opening and valve port thickness were fabricated and tested. The test results show that the output flow reaches the maximum of 40 mL/min when the valve opening h_v is 50 μ m, the port thickness w is 200 μ m and the driving voltage is 50 V.

Key words: active valve body; finite element analysis; valve opening; valve port thickness; ANSYS

0 引言

近年来,随着医学领域特别是药物微流量注射 系统的迅猛发展,传统的针滴注射由于其注射药物 的速度不恒定、注射药物流量少等问题限制了其注 射系统的发展,所以,利用有阀压电泵作为注射元件 成为了研究的热点^[1]。有阀压电泵以压电振子作为 驱动源,压电泵进出口结构处设置单向阀,通过压电 振子的高频反复振动实现泵腔容积变化,从而引起 内外压力差,在压力差和单向阀的作用下实现液体 单向流入和流出泵体。传统的被动阀包括伞形阀和 悬臂梁阀两大类。悬臂梁阀结构简单,开启压力小, 但压电泵在每个周期吸水和排水的过程中,悬臂梁 阀都会开启和关闭,长久以来,悬臂梁阀易产生疲劳 变形,反向泄露较高,影响压电泵泵送能力的稳定 性;伞形阀虽然可解决悬臂梁阀的疲劳变形,但随着 压电振子频率的增加,伞形阀的滞后性越大^[2],这严 重影响了压电泵的输出性能。2012年,董景石对悬 臂梁阀进行了测试,悬臂梁阀阀颈长为 3.7 mm,当 驱动电压 70 V,频率 180 Hz 时,压电泵输出流量达 到最大值(为 9.5 mL/min)^[3]。

收稿日期:2017-11-10

基金项目:教育部"春晖计划"合作科研基金资助项目(Z2014135)

作者简介:何丽鹏(1982-),男,长春人,讲师,工学博士,主要从事微小型机电液系统的研究。E-mail:lipeng_he@126.com。通信作者:李威(1992-),山东菏泽人,硕士生,主要从事微小型机电液系统的研究。

q

为了进一步提高压电泵的输出流量,目前国内 只有吉林大学的科研人员提出了利用主动阀取代被 动阀的设想并进行了实验。利用压电振子作为主动 阀,通过改变电信号的相位直接控制主动阀的开启 和关闭,解决了被动阀的滞后问题,提高了压电泵的 输出效率。同时,压电泵的输出流量不仅与主动阀、 泵体结构有关,还与出入口结构有关。由于不同压 电泵的进出口结构将产生不同的输出流量,因此,科 研人员一直想通过改变阀腔尺寸、阀口形状等方式 提高输出流量^[48]。2007年,李鹏等研究了圆形压 电振子式主动阀压电泵,当驱动频率为140 Hz 时, 输出流量达到最大值(为 40 mL/min)^[9]。

在本文试验中, 压电泵利用圆形压电单晶片作 为主动阀, 通过对压电泵出入口结构的设计, 提供了 一种最佳输出流量的出入口结构及其尺寸。通过 流量公式的推导, 分析了影响流量的重要因素, 再 利用 ANSYS 软件进行仿真分析了流场的分布情 况和压强的损耗情况。对样机进行实验测试, 得 出了压电泵在最佳输出流量时的出入口结构及其 尺寸。

1 主动阀压电泵出入口结构和工作原理

图1为主动阀压电泵出入口结构示意图。进口 腔道的直径大于出口腔道的直径。本次设计利用圆 形压电单晶片作为主动阀片,通过改变电信号的相 位直接控制阀片的开启和关闭,解决了被动阀的滞 后问题,提高了压电泵的输出流量。



图 1 主动阀压电泵出、入口结构图

主动阀压电泵出入口结构的工作过程:给予主动阀片电信号刺激,主动阀片向上盖弯曲变形时,阀 腔容积增大,压力减小,液体在内外压差的作用下流入腔内;当主动阀片向阀体弯曲变形时,进口腔关闭,阀腔容积减小,压力增大,液体通过出口腔被排出腔体。

2 基于阀体结构的流量计算

为了提高主动阀压电泵的输出流量,在主动阀 压电泵出入口结构中,阀口开度 h_v、阀口半径 r、阀 口厚度 w、出入口腔道长度(*l*)等因素都与输出流量 有关。由文献[10]可知,阀口开度是一个重要的影 响因素,其尺寸可通过流量计算式得到相关的数 值^[11],即

$$=\frac{\omega h_v^3 \Delta p}{12\eta} \tag{1}$$

式中:q为流量; η 为液体的动力粘度; $\Delta p = p_1 - p_2$ 为外压力 p_1 与内压力 p_2 的差。

本文利用圆形压电单晶片作为驱动元件,压电 泵出入口的形状设置为圆形,阀体进口的内、外半径 分别为 r₁ 与 r₂,h_c 为压电片位于平衡状态时距离出 口上圆环边的垂直间距,图 2 为主动阀的结构剖 面图。



图 2 主动阀几何参数的定义

圆形压电单晶片在给定交流电信号的激励下产 生变形,如图3所示。



图 3 圆形压电单晶片的变形图

由图 3(a)可知,受正向电信号激励的压电陶瓷 向两端伸长,压电基板伴随压电陶瓷向两端伸长,宏 观上圆形压电单晶片表现出开口向下的类抛物线 状;由图 3(b)可知,圆形压电单晶片表现出开口向 上的类抛物线状。

由于圆形压电单晶片的形变量很小,因此,可 忽略液体重力的影响。利用微元法建立基本模型:假定外压力为 *p*₁,阀腔内部压力 *p*₂=0,在距中 心 *r*_A 处取一液层,液层厚 dr_A。每一液层厚 dr_A 很 小,因此,每一液层 dr_A 的压力变化率近似相等, 可得

$$q = \frac{wh_{v}^{3}\Delta p}{12\eta} = -\frac{2\pi r_{A}h_{v}^{3}}{12\eta} \times \frac{dp}{dr_{A}}$$
(2)
$$dp \qquad 6m \qquad (2)$$

$$\frac{dr}{dr_A} = -\frac{\tau r_A}{\pi r_A h_v^3} \tag{3}$$

式(2)中负号表示压力与流体方向相反。对式 (3)进行积分求解,可得

$$p = \frac{6\eta}{\pi h_{\rm v}^3} \ln r_{\rm A} \tag{4}$$

将边界条件 $p = p_1 |_{r_A = r_2}$ 和 $r_2 = r_1 + w$ 代入 式(4)可得

$$q = \frac{\pi h_v^3 p_1}{6\eta \ln(r_1 + w)} \tag{5}$$

由式(5)可知,影响压电泵出入口结构的流量的 主要因素有 r,h_v 和w。 $r=r_2-r_1$,因此,利用AN-SYS软件进行仿真时,只需分析 h_v 和w的影响^[10]。 3 压电泵出入口结构的有限元分析

3.1 有限元法概述

用于结构分析的有限元法可分为:协调模型有限元法、平衡模型有限元法、杂交模型有限元法。本 文仿真采用协调模型有限元法,它是以压电振子振 动产生的形变量为基本未知数,将形变量简化为微 小单元,建立几何模型,通过分析材料参数、微小单 元类型建立有限元模型,并利用加载荷和边界条件 求解有限元模型,最后根据输出结果与标准结果的 对比,判断是否继续循环利用有限元模型进行优化 使其达到最佳输出结果。

对出入口结构流场进行分析的仿真过程如图 4 所示。



图 4 圆形压电振子的 ANSYA 分析及性能优化流程

通过有限元分析软件 ANSYS 模拟 h, 和 w 对 流量的影响状态^[12-13],可得出较好的 h, 和 w 的参 数范围。

3.2 压电泵出入口结构的流场分析

3.2.1 压电泵出入口结构的有限元模型的建立

根据圆形压电单晶片振动变形的特点,选定 $r_1=0.5 \text{ mm}, r_2=0.8 \text{ mm}, h_v=0.05 \text{ mm}$ 。有限元 模型如图 5 所示。



图 5 压电泵出入口结构的有限元模型

在压电泵出入口结构中,由于其结构的对称性, 利用 ANSYS 软件中的二维流体单元模块建立一个 以压电圆形单晶片中心为对阵点的二维模型,定义 其边界的载荷条件:

1) 出口压力为 0。

2) 进口流速为 0.02 m/s, 与压电泵腔壁接触的 边界上附加无滑移的边界条件。

3.2.2 w的流场分析

在 w 的流场分析仿真中,选定 $h_v = 50 \ \mu m$,入口 的流速为 0.02 m/s,调用 ANSYS 中的数据库函数 对 w 不同的出入口结构进行分析。

图 6 为 w 不同时,阀腔 x 方向流场。当 h_v 一 定时,随着 w 增大,左侧流出的液体不断减少,近似 成负相关;当 w=300 μ m 时,左侧流出的液体骤减, 其原因是 w 的增加使液体在流道中损失大量压力。 根据流量仿真的结果选择 w=200 μ m。



图 6 不同阀口厚度时阀腔 x 方向流场 设定液体的流速分别为 0.01 m/s、0.02 m/s、 0.03 m/s 和 0.04 m/s 时, 仿真了 w 不同时的压电 泵的压强损耗情况, 其结果如图 7 所示。w 一定时, 压强的损耗随着流速的增大而增加; 流速一定时, 压 强的损耗随着 w 的增加而增加; 当 $h_v = 200 \sim$ 400 μ m时, 压强损耗程度平缓。因此, 设计时应缩 小 w。



图 7 不同阀口厚度时的压强损耗

3.2.3 h, 的流场分析

在 h_v 的流场分析中,设定 $w = 200 \ \mu m$,设定入口流速为 0.02 m/s,调用 ANSYS 中的数据库函数 M_v 不同的出入口结构进行分析。

图 8 为 h_v 不同时阀腔 x 方向流场。w 一定时, 随着 h_v 的增大, 左侧流出的液体不断增加, 近似成 正相关; 当 $h_v = 50 \ \mu m$ 时, 左侧流出的骤增, 其原因 是随着 h_v 的增加, 液体压力的损失逐渐减少, h_v 过 大, 将影响压电振子的最大形变量。根据流量仿真 的结果选择 $h_v = 50 \ \mu m$ 。



图 8 h_v不同时阀腔 x 方向流场

在流速分别为 0.01 m/s、0.02 m/s、0.03 m/s 和 0.04 m/s 时,仿真了不同阀口开度的压电泵的压 强损耗,其结果如图 9 所示。由图可知, h_v 一定时, 压强损耗随着流速增大而增加;流速一定时,压强损 耗随着 h_v 的增加而减少; $h_v = 50 \sim 70 \ \mu m$ 时,压强 损耗的程度平缓。设计时应增大 h_v ,但不能超过压 电振子产生的最大形变量。



4 压电泵出入口结构的测试

为进一步验证微小型主动阀压电泵的输出流量 与 h_v、w 的关系,以及验证有限元分析的有效性,设 计并制作了主动阀压电泵,在相同激励条件下分析 了其流量分布情况。

4.1 w与压电泵输出流量的关系

本文中压电泵的 w 分别为 200 μm、300 μm、 400 μm,并给压电泵施加相同的电信号激励。

图 10 为 w 与流量的关系。由图可知,w 一定 时,输出流量随电压的升高而增大。当驱动电压 20~30 V 时,与 w=300 μ m 及 w=400 μ m 时相比, w=200 μ m 时流量增长率较高。驱动电压为 30~ 50 V 时,w=200 μ m 和 w=300 μ m 的流量增长率 下降,当驱动电压为 50 V 时,三者的流量几乎相同; 驱动电压 50~90 V 时,w=200 μ m 的流量增长率 最高;当驱动电压达 90 V 时,w=200 μ m 的流量增长率 到最大值(为 38 mL/min)。



4.2 h, 与压电泵输出流量的关系

本文中压电泵的 *h*、分别为 50 μm、30 μm 和 10 μm,并给压电泵施加相同的电信号激励。

图 11 为 h_v 与流量的关系。 h_v 一定时,流量随 着电压的升高而增大;在电压小于 60 V 时,与 h_v = 30 μ m 相比, h_v =10 μ m 的压电泵流量较大,其原因 是当 h_v =30 μ m 时,圆形压电单晶片的变形量受共 振的影响,使阀口不能完全关闭,导致部分液体回 流;电压为 60~75 V 时, h_v =30 μ m 的压电泵的流 量最大;当电压大于 75 V 时, h_v =50 μ m 的压电泵 流量最大;在 $w = 200 \ \mu m$, $h_v = 50 \ \mu m$, 驱动电压 90 V时,其流量达到最大值(为 40 mL/min)。



5 结论

1)通过对流量计算式的推导,分析出阀口开度
 和阀口厚度是影响流量的2个重要因素。

2)通过 ANSYS 软件模拟流场的流动情况可知,当阀口开度一定时,随着阀口厚度的增大,左侧流出的液体不断减少,且压强损耗随着流速和阀口开度的增加而减小;阀口厚度一定时,随着阀口开度的增加,左侧流出的液体不断增加,压强损耗随着流速和阀口厚度的增大而增加。

3)设计制作了压电泵样机并进行了测试可得, 当阀口厚度为 200 μm、阀口开度为 50 μm、驱动电 压为 90 V时,输出流量达到最大值(为 40 mL/ min)。

参考文献:

- [1] AGGARWAL S, PAUL E B, DASGUPTA A. Experimental characterization of piezoelectrically actuated micromachined silicon valveless micropump[J]. Microfluidics & Nanofluidics, 2017, 21(1); 2.
- [2] 吴博达,林敬国,曾平,等. 压电泵增频流量骤减现象的 解释[J]. 压电与声光,2006,28(5):588-590.
 WU Boda, LIN Jingguo, ZENG Ping, et al. Interpretation to pump's flow rate decrease when working frequency add[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2006, 28(5): 588-590.
- [3] 董景石. 微型精密压电泵设计理论及其应用技术研究 [D]. 长春:吉林大学, 2012.
- [4] 程光明,冯丽娜,曾平,等.泵用压电振子与泵腔体积变化的测试研究[J]. 排灌机械工程学报,2012,30(4):412-416.

CHENG Guangming, FENG Lina, ZENG Ping, et al. Experimental study of piezoelectric vibrator deformation and cavity volume fluctuation of piezoelectric pump[J]. Journal of Dralnage and Irrlgation Machinery Engineering, 2012, 30(4):412-416. [5] 黄丹,马玉婷,潘巧生,等.中间固定式双压电晶片大流 量压电泵的研究[J].压电与声光,2016,38(3):372-376.

HUANG Dan, MA Yuting, PAN Qiaosheng, et al. Research on large flow-rate piezoelectric pump powered by centrally clamped bimorph actuator[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2016, 38(3):372-376.

- [6] WANG Jiantao, LIU Yong, SHEN Yanhu, et al. A Resonant piezoelectric fiaphragm pump transferring gas with compact structure[J]. Micromachines, 2016, 7(12):219.
- [7] JIANF Delong, CHENG Guangming, SUN Xiaofeng, et al. Performance analysis and experimental study on delivery fluid of double-chamber piezoelectric pump in parallel[J]. Journal of Xi' an Jiaotong University, 2010,4(3):82-85.
- [8] MA H K, CHEN R H, HSU Y H. Development of a piezoelectric-driven miniature pump for biomedical applications[J]. Sensors & Actuators A Physical, 2015, 234:23-33.
- [9] 程光明,李鹏,杨晓东,等.主动阀压电泵的设计[J].排 灌机械工程学报,2007,25(5):1-4.
 CHENG Guangming,LI Peng,YANG Xiaodong,et al.
 Design for piezoelectric pump with active valve[J].
 Journal of Dralnage and Irrlgation Machinery Engineering. 2007,25(5):1-4.
- [10] 何丽鹏. 微小型主动阀压电泵的结构设计理论及控制 系统的研究[D]. 长春:吉林大学,2010.
- [11] 程光明,何丽鹏,曾平,等.单晶片主动式放大阀压电泵 的设计与实验研究[J]. 压电与声光,2010,32(4): 578-581.

CHENG Guangming, HE Lipeng, ZENG Ping, et al. Design and experimental research on the piezoelectric pump with hydraulic pressure magnification on valve and unimorph actuator [J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2010, 32(4):578-581.

[12] 程光明,朱志伟,曾平,等. 压电泵自适应神经网络预测 控制的 仿 真 研 究 [J]. 压 电 与 声 光, 2010, 32 (5): 870-873.

CHENG Guangming, ZHU Zhiwei, ZENG Ping, et al. Research on simulation of adaptive neural network predictive control of piezoelectric pump[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2010, 32(5):870-873.

[13] 曾平,李立安,胥锋,等.无阀压电泵的流固耦合仿真及 试验验证[J].光学精密工程,2016,24(1):112-118. ZENG Ping,LI Li'an,XU Feng, et al. Structural-fluid coupling simulation and experimental verification on valveless piezoelectric pump[J]. Optics and Precision Engineering,2016,24(1):112-118.