

输送流体双腔并联压电泵性能分析与试验研究

姜德龙^{1,2}, 程光明¹, 孙晓锋², 杨志刚¹

(1. 吉林大学机械科学与工程学院, 130025, 长春; 2. 吉林化工学院信息与控制工程学院, 132022, 吉林市)

摘要: 为了提高压电泵的输出能力, 采用压电双晶片进行驱动, 设计了双腔并联被动截止阀压电泵, 并加工了试验样机. 对不同压电振子驱动方式(同步驱动或异步驱动)的双腔并联压电泵输出性能的影响规律进行了理论分析, 分别以液体和气体为介质对样机进行了试验测试. 测试结果表明: 在 110 V 驱动电压下, 工作频率小于 400 Hz 时, 输送液体最大输出流量为 1 330 mL/min, 2 个振子异步驱动泵的输出能力好于同步驱动; 输送气体最大输出流量为 950 mL/min 时, 2 个振子同步驱动和异步驱动泵的输出能力基本接近, 从而确定了双腔并联压电泵输送流体时的最佳工作方式.

关键词: 双晶片; 压电泵; 并联; 气体; 液体

中图分类号: TH38 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2010)03-0082-04

Performance Analysis and Experimental Study on Delivery Fluid of Double-Chamber Piezoelectric Pump in Parallel

JIANG Delong^{1,2}, CHENG Guangming¹, SUN Xiaofeng², YANG Zhigang¹

(1. College of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, China; 2. College of Information and Control Engineering, Jilin Institute of Chemical Technology, Jilin 132022, China)

Abstract: To improve the output capability of piezoelectric pump, a dual-chamber piezoelectric pump in parallel connection with passive check valve was designed, and the experimental prototype driven by piezoelectric bimorph was processed. The output properties of dual-chamber piezoelectric pump in parallel connection was analyzed theoretically with liquid and gas as the media for different piezoelectric vibrator driven modes (synchronous drive and asynchronous drive). The results show that the output capability of pump with two oscillators under asynchronous-driven gets better than that by synchronous drive for delivering liquid, and the maximum output flow was 1330 ml/min under 110 V drive voltage and within operating frequency range approaches less than 400 Hz. The output capability of pump with two oscillators under asynchronous drive gets close to synchronous-driven for delivering gas with maximum output flow 950 ml/min. Thus dual-chamber piezoelectric pump in parallel connection determines the optimum delivering fluid mode.

Keywords: bimorph; piezoelectric pump; parallel connection; gas; liquid

最早报道的压电泵来源于 1978 年美国 Sandia 国家试验室的 Spenser 等人^[1]发表的《电控压电胰岛素泵和阀》, 1980 年 Standora 大学的 Smits 又提出了压电液体蠕动泵^[2], 3 年后荷兰 Twente 大学利用硅微加工及薄膜技术研制了多个压电驱动微型泵^[3]. 目前, 世界上许多国家都在进行压电泵的研制

开发工作, 而国内在压电泵的研究方面起步较晚, 早期只有清华大学、吉林大学等几个研究单位进行关于压电泵的相关研究, 其中清华大学在微流量系统和微型泵方面做了大量的研究工作^[4]. 吉林大学压电驱动与控制研究室 1998 年在国内首先报道了关于锥型管式无阀压电泵的研究, 之后又研发出最小

分辨流量微升级可用于生物医药领域的微型压电泵,以及流量每分钟上千毫升、可用于计算机 CPU 水冷的系列化微型压电泵^[5]。目前,国内已有多所高校及研究院所在从事这方面的研究,如哈尔滨工业大学、南京航空航天大学等^[6-7]。

目前,国内外有关压电泵的资料基本上都是介绍输送液体的单腔泵^[8-11],对于既能输送液体又能输送气体的双腔泵或多腔泵的研究却很少见报道。本文设计了带有被动截止阀的双腔并联结构泵,对并联泵在同步驱动和异步驱动方式下的工作原理进行了分析,并分别以液体和气体为输送介质,对理论分析结果进行了试验验证。

1 双腔并联压电泵的工作原理

双腔并联压电泵在不同电信号驱动下进行工作时,流体经并联通道并从进口槽通道进入泵中,分成两路进入 2 个泵腔,再经压电振子驱动后,同时向外界输出,在形式上相当于把 2 个单腔泵并在一起,因此称为双腔并联泵。由于双腔并联压电泵的 2 个腔体在结构上是相对独立的,因此每个腔体都有进口阀和出口阀,属于 4 阀结构。双腔并联压电泵 2 个振子的电信号驱动方式为同步驱动和异步驱动。同步驱动是指 2 个压电振子在同一时刻振动时,可使泵腔容积变化量同时增大或减小,只需压电振子连接信号源时的极性相同。异步驱动是指压电振子在同一时刻振动时,各自引起的泵腔容积变化量相反,因此在压电振子上施加的信号源极性相反(2 个振子的电信号相位差为 180°)。

如图 1 所示,设在初始时刻 $0\sim 1/4$ 周期,两振子都由平衡位置向上振动,这时腔体容积变大,进口阀逐渐打开,流体同时流入 2 个腔内;在 $1/4\sim 1/2$ 周期内,液体按箭头所指的流动方向,两振子由最大变形位置向下运动,腔体容积逐渐变小,进口阀逐渐关闭,出口阀打开,流体流出腔内到出口槽;在 $1/2\sim 3/4$ 周期内,振子继续向下振动,流体不断从腔内流出;在 $3/4\sim 1$ 周期内,振子则向上振动,腔体容积开始增大,出口阀逐渐关闭,进口阀逐渐打开,流体又开始流入腔内。

在向腔外输送流体并由导管流出的过程中,压电泵 2 个腔内流出的流体会在出口槽内相遇,彼此间发生相互扰动,并可能有流体分别会流到相对的腔内,使净输出的流体量减少。当异步驱动时,工作原理如图 2 所示。由于流体进入压电泵两腔内和排出到出口槽内是交替进行的,可使压电泵两腔输出

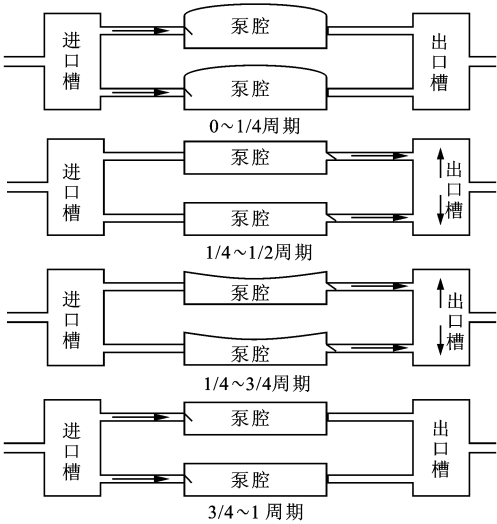


图 1 双腔并联压电泵同步驱动时的工作原理图

的流体扰动性很小,因此提高了输出效果。根据双腔并联压电泵的工作原理,设计的双腔并联压电泵的结构如图 3 所示。

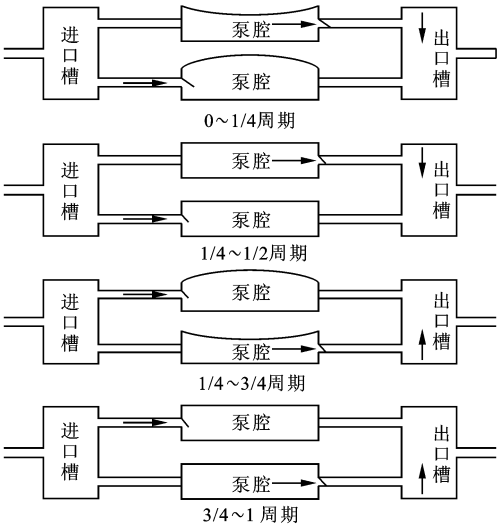
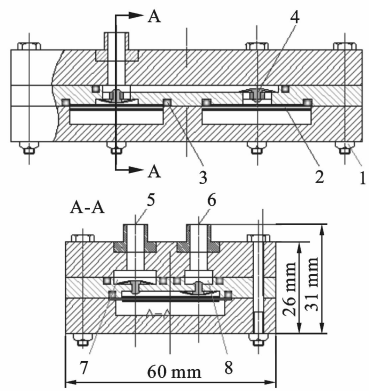


图 2 双腔并联压电泵异步驱动时的工作原理图

2 双腔并联压电泵输出流量理论计算

双腔并联压电泵的 2 个腔内的流体在独立运动时,其实际输出能力与电信号的驱动情况有关。因为不同驱动情况下,2 个腔内流体的相互扰动状况及阀的工作效率不同,导致输出能力存在很大差异。当工作性能不同的 2 个腔并联时,如果输出压力小于单个腔体独立工作时输出压力的最小值,则总的输出流量应为各腔体独立工作时的输出流量之和,即



1: 紧固螺栓; 2: 压电振子; 3: 密封圈; 4: 截止阀; 5: 出口接头;
6: 进口接头; 7: 出口槽; 8: 进口槽

图 3 双腔并联压电泵结构简图

$$Q_{out} = Q_1 + Q_2 \tag{1}$$

对于每个腔的输出流量 Q_1 和 Q_2 可由单腔输出流量得到,即

$$Q_i = 2\xi V_s f, i = 1, 2 \tag{2}$$

式中: ξ 为截止阀的工作效率; V_s 为压电振子单个冲程的容积变量; f 为压电泵的工作频率. 当振子为圆形单晶片时,由文献[12]可知

$$V_s = \frac{M_0 \pi a^2}{1+k} \left\{ \frac{ka^2}{4D_e(1+v_e)} + \frac{b^2(b^2-a^2)}{2D_{s2}[(1+v_2)a^2 + (1-v_2)b^2]} \right\} + \pi a^2 \omega_2(a) \tag{3}$$

$$k = \frac{D_e(1+v_e)(b^2-a^2)}{D_{s2}[(1+v_2)a^2 + (1-v_2)b^2]}$$

式中: M_0 为压电陶瓷产生的弯矩; a 为压电陶瓷片的半径; b 为弹性基板半径; D_e 和 v_e 分别为等效弯曲刚度和等效泊松比; D_{s2} 和 v_2 为弹性基板的弯曲刚度和泊松比; ω_2 为振子半径($r=a$)处的振幅.

当振子为双晶片、陶瓷材料为 PZT-5A、弹性基板为铍青铜、 $r=14.5\text{ mm}$ 、 $b=15.5\text{ mm}$ 时, $V_s=232.5\times 10^{-12}\text{ U}$, 其中 U 为加载在压电泵上的交流电压.

3 压电泵输出流量的性能试验分析

3.1 驱动液体的试验测试

对于有阀压电泵,被动截止阀的工作原理是,通过驱动器(压电振子)的往复振动引起泵腔容积的变化,使阀体两端产生压力差,从而自动实现开启和关闭. 对于有被动阀的压电泵,阀的振动滞后于容腔的变化是不可避免的,且随着驱动频率的增加,阀的滞后程度也不断加大,因此有阀压电泵存在最佳工作

频率点,即由振子、阀和泵体本身及输送介质构成的压电泵系统谐振工作点. 当工作介质为液体时,液体的流动阻力要比气体大得多,驱动液体时阀的滞后程度也要远远大于驱动气体,因此驱动液体时泵的最佳工作频率点要比驱动气体时低.

由于双腔并联压电泵电源驱动信号工作方式同步驱动时的输出效果不如异步驱动时的输出效果,因此以水为介质对双腔并联泵进行了输出性能测试. 从图 4 中可以看出,当输送液体时,电信号异步驱动的整体输出效果约为同步驱动时的 2 倍,同时还可以看出,同步驱动和异步驱动时并联压电泵的最佳工作频率点均为 220 Hz,其实际流量为 550 mL/min 和 1 330 mL/min. 由式(1)~式(3)计算得到并联压电泵的流量为 1 350 mL/min, ξ 分别约为 0.41 和 0.985,这说明在同步驱动时,液体的可压缩性小,并联压电泵 2 个腔内的流体同步流出时发生相互扰动,增大了液体的输出阻力,降低了阀的工作效率,从而削弱了泵的输出能力.

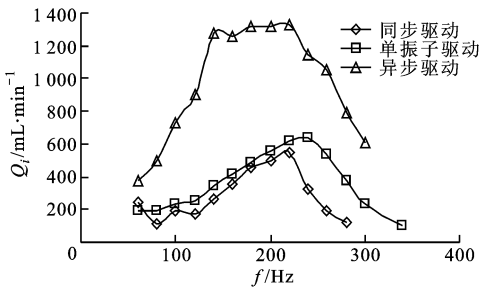


图 4 输送液体时的频率-流量曲线

3.2 驱动气体的试验测试

压电泵输送气体和输送液体的差别很大,气体的压缩性要远远大于液体,但常温下的黏度却远远小于液体. 如果压电泵截止阀的截止性能不是很好,当压电泵输送流体时,就会影响压电泵的自吸性. 一旦流体进入腔体开始工作时,由于流体对截止阀的吸附作用,可使压电泵输送液体的效果很好,但压电泵输送气体时,截止阀的截止性能不好则可能会导致压电泵根本没有气体被泵出.

在试验室中准确测定气体的流量要比测定液体的流量困难,本文采用排水法直接测量压电泵输出气体的流量,试验原理如图 5 所示. 压电泵把气体由出气口排出并注入到气体接收器中,由于气体接收器采用有机玻璃为主要加工材料,属于刚性容器,所以气体接收器的空腔体积 V 是固定的. 当注入气体不断增加时,气体接收器压力 p 会升高 Δp ,当 Δp 增加到大于水柱高度 Δh 所产生的压力时,气体接

收器内的液体由软管右端流出。当液体流速稳定时,开始测量单位时间内由软管流出的液体流量,即气体的实际输出流量。

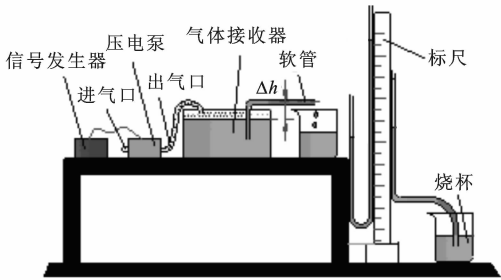


图 5 压电泵测试气体流量的原理示意图

从图 6 的试验曲线中可以看出,在压电泵的进出口压差为 0 时,由于气体可压缩性大,压电泵 2 个腔内的气体同步输出时,就不会像输送液体那样因相互扰动而产生相当大的阻力,因此在 2 种驱动情况下,压电泵的输出能力基本相接近。由于采用排水法测量气体的流量输出,使气体在很大程度上被压缩,因此测得的气体输送量要低于液体的输送量。

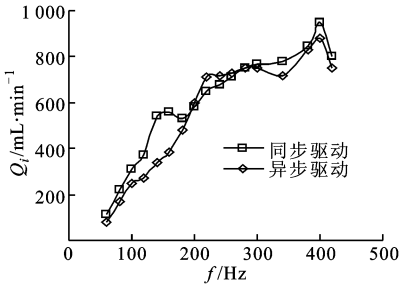


图 6 输送气体时的频率-流量曲线

4 结 论

本文通过理论分析与试验测试相结合的方法,分析了双腔并联压电泵在不同电信号驱动下的工作状态,并分别以液体和气体为介质进行试验测试,得出以下结论。

(1)双腔并联压电泵在电信号同步驱动和异步驱动的情况下均可以工作,在 110 V 驱动电压下,当工作频率小于 400 Hz 时,输送液体时最大输出流量可达 1 330 mL/min,输送气体时最大输出流量可达 950 mL/min。

(2)双腔并联压电泵在同步和异步电信号的驱动形式下,输送液体和输送气体时的工作状况并不相同,输送液体时异步驱动的输出效果要远远好于同步驱动,而输送气体时 2 种驱动形式的输出效果

基本相同。

参考文献:

[1] SPENCE W J, CORBETT W T, DOMINGUEZ L R. An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves [J]. IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics, 1978, 25(3): 153-156.

[2] LINNEMANN R, WOIAS P, SENFF C D, et al. A self-priming and bubble-tolerant piezoelectric silicon micropump for liquids and gases[J]. The 11th IEEE M EMS 1998 Technical Digest Heidelberg, 1998, (25/29): 532-537.

[3] VAN LINTEL H T G, VAN-DE Pol F C M, BOUWSTRA S. A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon[J]. Sensors and Actuators, 1988, 15:153-167.

[4] 刘长庚,周兆英,王晓浩. 压电驱动微型喷雾器的研究 [J]. 压电与声光,2001,23(4):272-274. LIU Changgeng, ZHOU Zhaoying, WANG Xiaohao. The characteristics of a piezoelectrically actuated micro Jet [J]. Piezoelectrics and Acoustooptics, 2001, 23 (4): 272-274.

[5] 曾平,程光明,刘九龙. 集成式计算机芯片水冷系统的研究 [J]. 西安交通大学学报, 2005, 39(11):1207-1210. ZENG Ping, CHENG Guangming, LIU Jiulong. Composite water-cooling system applied to computer chip[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2005, 39(11): 89-94.

[6] 王蔚,田丽,鲍志勇. 一种新型压电式双向无阀微泵的研制 [J]. 传感技术学报, 2006, 19(5):2018-2021. WANG Wei, TIAN Li, BAO Zhiyong. Research and fabrication of a bi2directional piezoelectric micropump [J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2006, 19(5):2018-2021.

[7] 焦小卫,黄卫清,赵淳生. 压电泵技术的发展及其应用 [J]. 微电机, 2005, 38(5):66-69. JIAO Xiaowei, HUANG Weiqing, ZHAO Chunsheng. The piezoelectric pump technology and its application [J]. Micromotor,2005,38(5):66-69.

[8] LASER D J, SANTIAGO J G. A review of micropumps [J]. Journal of Micromechanics and Micro-engineering, 2004, 14(6): 35-64.

[9] LI Jiahao, KAN Weihong, JIANG Lingsheng, et al. A portable micropump system based on piezoelectric actuation. [C]//United States: Institute of Electrical and Electronics Engineers Computer Society. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2007: 2898-2903.

[10] MA H K, HOU B R, WU H Y, et al. Development

- and application of a diaphragm micro-pump with piezo-electric device [J]. *Microsystem Technologies*, 2008, 14(7): 1001-1007.
- [11] 董景石,程光明,沈传亮. 压电驱动型胰岛素泵的研究 [J]. 西安交通大学学报, 2007, 41(5):602-605.
DONG Jingshi, CHENG Guangming, SHEN Chuanliang. Piezoelectric insulin pump [J]. *Journal of Xi'an Jiaotong University*, 2007, 41(5):602-605.
- [12] BU Minqiang, MELVIN T, ENSELL G, et al. Design and theoretical evaluation of a novel microfluidic device to be used for PCR [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2003, 13(4): 125-130.
- (编辑 管咏梅)