

# “Y”形流管无阀压电泵流量及流管流阻特性分析\*

张建辉<sup>1,2</sup> 黎毅力<sup>2</sup> 夏齐霄<sup>3</sup>

(1. 南京航空航天大学精密驱动研究所 南京 210016;

2. 北京工业大学机械工程及应用电子技术学院 北京 100022;

3. 北京联合大学机电工程学院 北京 100020)

**摘要:** 目前已有无阀压电泵所采用的无移动部件阀要么结构复杂, 要么会产生速度、压强变化显著的湍流流场, 不利于应用在医疗、卫生、保健等领域进行活体细胞或长链高分子细胞的输送。针对这些问题, 研制一种新型无阀压电泵——“Y”形流管无阀压电泵, 并对其进行模拟及试验研究。结合医疗领域输血、输液工作的需要, 分析当前几种典型无移动部件阀的优缺点, 并介绍“Y”形流管无阀压电泵及其流管的特点。对“Y”形流管无阀压电泵进行理论分析, 建立泵流量计算公式。基于有限元法对“Y”形流管内流体流动状态进行模拟, 得到“Y”形流管内正反流压强变化规律及内部涡旋较锥形流管内涡旋小的结论, 并计算得到“Y”形流管正反向流阻。对“Y”形流管无阀压电泵进行理论与试验流量的比较分析, 结果表明, 理论泵流量与试验泵流量的最小与最大相对误差分别为7%、13%, 也证明了理论分析与数值模拟是正确的。

**关键词:** 压电泵 流阻 “Y”形流管 有限元法

**中图分类号:** TH35

## 0 前言

无阀压电泵是利用具有逆压电效应的压电振子作为动力源, 同时利用无移动部件阀代替传统的可移动阀实现传送流体和能量的泵。这种泵具有构造简单、加工制作方便、易微小化等优点, 因而在微流体领域具有广阔的应用前景<sup>[1-13]</sup>。

目前, 泵用无移动部件阀存在三类问题: 结构简单的会产生大涡旋, 涡旋小的结构复杂, 结构复杂且产生大涡旋。STEMME等<sup>[1]</sup>发明的无阀压电泵采用的锥形流管虽然结构简单, 但会产生大涡旋; FOSTER等<sup>[2-3]</sup>发明的无阀压电泵采用的双环管道虽然能够产生小涡旋, 但结构复杂; IVANO等<sup>[4]</sup>发明的涡旋阀更是在锥形流管中增加了三角形涡旋区, 以增加泵流量。这样就严重影响了无阀压电泵在医疗、卫生、保健领域输送细胞或高分子方面的应用。

本文为解决输送细胞或高分子方面的应用需求, 发明了“Y”形流管无阀压电泵<sup>[5]</sup>, 其特点是结构简单、涡旋小。本文将首先分析“Y”形流管无阀压电泵及其流管内流体的流动特性, 建立泵流量计算公式; 然后, 将对“Y”形流管进行模拟得到

流管内压强变化规律; 同时, 采用上述模拟结果, 经计算得到“Y”形流管正反向流阻; 最后, 将进行理论与试验泵流量的比较。

## 1 无移动部件阀

容积型无阀压电泵在工作时, 任意时点都不出现流道完全断路的现象, 这种特性的获得取决于无移动部件阀, 无移动部件阀是无阀压电泵无阀原因所在。无移动部件阀就是一种特殊的流管, 它利用了具有正反向流动阻力不等的特点实现了任意时点流道的开通与泵宏观上的单向流动。

无移动部件阀能代替可移动部件阀而使泵工作时省去了阀的开启与关闭过程, 因此简化了泵的结构, 提高了泵的使用寿命。下面介绍几种典型的无移动部件阀。

图1所示为STEMME等<sup>[1]</sup>发明的圆锥形流管无阀压电泵, 其中部件3(锥形流管A)和部件4(锥形流管B)均为无移动部件圆锥形阀。圆锥形阀本质上是一种圆锥形流管, 其特点是结构简单, 管道的横截面积从入口到出口线性增加。但是, 圆锥形流管属于三维流管, 其加工属于立体加工, 对于微泵而言, 加工制作三维立体形状困难较大。另外, 圆锥形流管壁面上会产生大范围的涡旋。

图2所示为GERLACH等<sup>[6]</sup>研制的四方锥形流管无阀压电泵采用的无移动部件阀——四方锥形流管, 把四方锥形流管加工在硅板上, 其锥角等于硅

\* 国家自然科学基金(50575007)和北京市教育委员会科技发展计划(KM-200510005014)资助项目。20061128收到初稿, 20070514收到修改稿

晶间角，这样有利于硅的电化学腐蚀加工。但是，四方锥形流管除具有圆锥形流管的全部缺点外，还有一点就是锥角的非任意性。

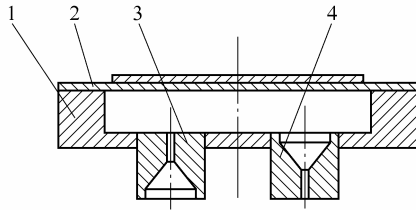


图 1 锥形流管无阀压电泵  
1. 泵体 2. 压电振子 3. 锥形流管 A  
4. 锥形流管 B

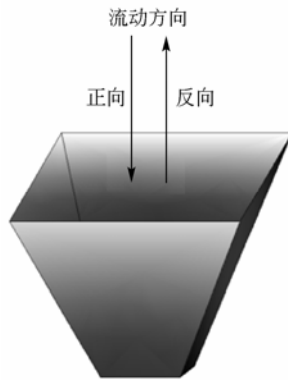


图 2 四方锥形流管

图 3 所示为 TELS A<sup>[4]</sup>于 1920 年发明的双环管道阀(也叫 Tesla 阀), 后来被 FOSTER 等<sup>[3-4]</sup>利用到双环管道无阀压电泵中, 特点是利用了非对称非等夹角的双环管道。但是, 双环管道结构复杂, 共有四个回路, 流体在管路中流动时沿程损失较大; 另外, 阀的加工也较困难。

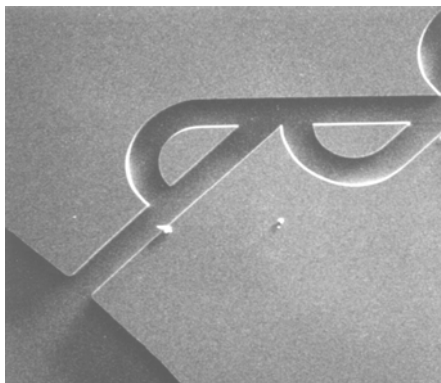


图 3 双环管道阀(Tesla 阀)

图 4 所示为 IVANO 等<sup>[4]</sup>发明的涡旋形无阀压电泵用无移动部件涡旋阀。涡旋阀实质上是在二维平面锥形流管壁面上增加了三角形的涡旋区域, 这些三角形涡旋区与锥形流管一起组成了锥形阀。但是, 正因为增加了这些三角形区域, 阀的加工制作更加困难, 流管内的涡旋也大大增加。

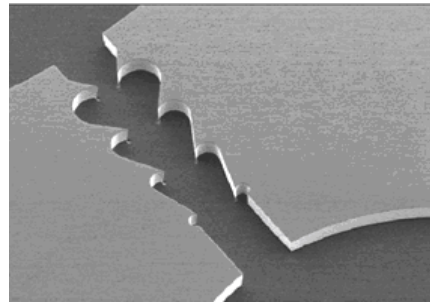


图 4 无移动部件涡旋阀

活体细胞和长链高分子的输送需要尽量避免速度、压强变化显著的湍流流场。涡旋虽不能定义为流场变化显著的湍流, 但活体细胞在这种环境中极易被挤压破坏而失去活性, 长链高分子在这种环境中也极易发生相互缠绕、拉断而使局部的分子量增大或减小, 失去原有的机能与性质。同时, 考虑到传染与污染等原因, 压电泵一般需要一次使用性应用, 这就要求加工制作的成本低廉。

上述这几种无移动部件阀对于活体细胞和长链高分子的输送用都具有加工制作和流动涡旋方面的弱点。锥形阀和涡旋阀会产生较大范围的涡旋。双环管道阀产生的涡旋虽然很小, 但环形管道与直管多次产生交接, 流体能耗较大。

为此, 本文提出一种新型的压电泵——“Y”形流管无阀压电泵。图 5 所示为“Y”形流管结构图。这种流管结构简单, 具有很好的正反向流动阻力不等特性, 流体在其中流动产生的涡旋也很小。另外, “Y”形流管断面尺寸可在流管横断面面积不变的情况下任意变化, 这就使“Y”形流管适用场合较多。

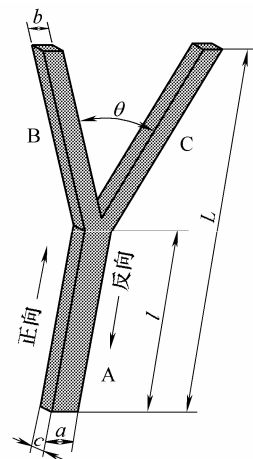


图 5 “Y”形流管结构图

“Y”形流管实际上是一种三通形流管。它由合管 A 及两支管 B, C 组成, 整管的形状像大写的英文字母“Y”, 因而称为“Y”形流管。当流体在“Y”形流管中流动时, 合管 A 的端口作为输入口、两支

管 B, C 的端口作为排出口(定义为正流)与合管 A 的端口作为排出口、两支管 B, C 的端口作为输入口(定义为反流)的流动阻力是不同的。将这样一对“Y”形流管互相倒置地装在压电泵泵腔的两端,则组成了“Y”形流管无阀压电泵。

上述“Y”形流管为方形流管,其结构形状简单,加工近乎为平面加工,因而很容易采用硅微机械加工及其他微加工方式进行,易于实现微小化。

在本研究中,两支管 B、C 与合管呈中心对称分布,且选用了完全相同的参数。设两支管宽度为  $b$ , 夹角为  $\theta$ ; 合管 A 的宽度为  $a$ , 长度为  $l$ ; 整管高为  $c$ , 长为  $L$ 。

## 2 “Y”形流管的理论分析

流体在“Y”形流管中正反向流动时的压强损失满足如下关系<sup>[1,7-8]</sup>

$$\Delta p_p = \xi_p \rho v_p^2 / 2 \quad (1)$$

$$\Delta p_n = \xi_n \rho v_n^2 / 2 \quad (2)$$

式中  $\Delta p_p$  ——正流压强损失  
 $\xi_p$  ——正流压强损失系数  
 $v_p$  ——正流平均速率  
 $\rho$  ——流体密度  
 $\Delta p_n$  ——反流压强损失  
 $\xi_n$  ——反流压强损失系数  
 $v_n$  ——反流平均速率

泵工作时,流体输入口和排出口压力相等,即  $\Delta p_p = \Delta p_n = \Delta p$ ; 流体不可压缩,令  $\lambda = S\sqrt{2\Delta p/\rho}$ , 由式(1)、(2)可计算出流管内正反向流动时的瞬时流量

$$Q_p = S v_p = S \sqrt{\frac{2\Delta p_p}{\rho}} \sqrt{\frac{1}{\xi_p}} = \lambda \xi_p^{-1/2} \quad (3)$$

$$Q_n = S v_n = S \sqrt{\frac{2\Delta p_n}{\rho}} \sqrt{\frac{1}{\xi_n}} = \lambda \xi_n^{-1/2} \quad (4)$$

式中  $S$  ——合管的横断面积  
 $Q_p$  ——正流瞬时流量  
 $Q_n$  ——反流瞬时流量

轴对称圆形压电振子在正弦电压的驱动下振动时,其振动形变曲面近似为旋转抛物面<sup>[9]</sup>,最大振幅出现在压电振子的中心。设压电振子半径为  $R$ , 最大振幅为  $w_0$ , 在压电振子上建立极坐标系,坐标原点在压电振子的中心,极轴沿半径方向,纵坐标轴沿压电振子振动方向,则压电振子运动到极限位置时,该抛物面的方程表示为

$$w(r) = w_0(1 - r^2/R^2) \quad (5)$$

于是可得到压电振子从平衡位置运动到最大位置时的泵腔容积变化量  $\Delta V_{\max}$

$$\Delta V_{\max} = 2\pi \int_0^R w_0(1 - r^2/R^2)r dr = \pi w_0 R^2 / 2 \quad (6)$$

当压电振子从平衡位置向泵腔外运动到最大位置时,泵腔吸入流体,两只“Y”形流管有一只处于正流状态,另一只处于反流状态,结合式(3)、(4)可得

$$\Delta V_{\max} = \bar{Q}_p + \bar{Q}_n = \lambda(\xi_p^{-1/2} + \xi_n^{-1/2}) \quad (7)$$

式中  $\bar{Q}_p, \bar{Q}_n$  ——压电振子从平衡位置运动到最大位置时间段内  $Q_p, Q_n$  的平均值

由式(6)、(7)可解得  $\lambda$

$$\lambda = \pi w_0 R^2 / [2(\xi_p^{-1/2} + \xi_n^{-1/2})] \quad (8)$$

同理,当压电振子从最大位置向泵腔内运动到平衡位置时,泵腔排出流体,不计流体压强对压电振子振动的影响,则泵排出的流体量也可用式(7)表示,但此时流管中流体流动方向完全改变,原来处于正流状态的流管变为反流,而原来处于反流状态的流管变为正流。因此,此时总的泵流量可以用流进流出其中任意单只“Y”形流管流量的差  $V'$  表示

$$V' = \lambda(\xi_p^{-1/2} - \xi_n^{-1/2}) \quad (9)$$

由于一个周期内单只流管经过两次变换,于是,经过计算和简化,在压电振子振动频率为  $f$  的情况下,压电泵的泵流量可表示为式(10)

$$\begin{cases} V = \pi w_0 R^2 f \frac{\xi - 1}{\xi + 1} \\ \xi = \sqrt{\xi_n / \xi_p} \end{cases} \quad (10)$$

计算泵流量时,流管的流阻  $\xi_p, \xi_n$  值难于用解析方法得到。本研究通过有限元分析方法,对单只“Y”形流管建模,求出其进出口端的压强损失及平均速率,然后将模拟结果代入式(1)、(2)中,即可求得一定几何参数下“Y”形流管的流阻。

## 3 “Y”形流管的有限元分析

利用 ANSYS 软件选用 FLUID142 单元建立三维模型来描述“Y”形流管。在建模过程中为了能更清楚地分析“Y”形流管分叉处流体的状态,网格从管的端口往中间分叉处逐渐变密,尖角周围网格密度是端口附近网格密度的 6 倍。

选用流体为水,其密度  $\rho = 1\,000 \text{ kg/m}^3$ , 动态粘性系数为 1.01,“Y”形流管各几何参数为(参见图

5):  $L=30\text{ mm}$ ,  $l=15\text{ mm}$ ,  $a=1.6\text{ mm}$ ,  $b=1.2\text{ mm}$ ,  $c=1.5\text{ mm}$ , 改变支管夹角  $\theta$  的值, 使其在  $5^\circ\sim 60^\circ$  之间变化。

图6与图7分别显示了支管夹角为  $20^\circ$ 、 $40^\circ$ 、 $60^\circ$  的“Y”形流管的正反流压强场变化模拟结果。

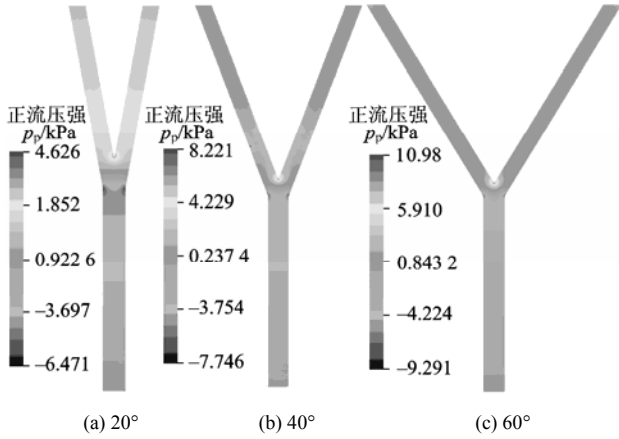


图6 不同支管夹角下“Y”形流管的正流压强变化模拟结果

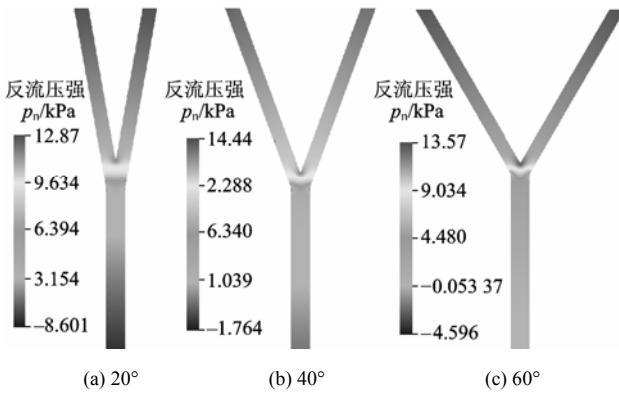


图7 不同支管夹角下“Y”形流管的反流压强变化模拟结果

由图6、7可知, 在“Y”形流管内, 正流状态压强变化比反流状态的压强变化平缓, 而且, 无论处于正流状态还是反流状态, “Y”形流管内的压强变化均随着支管夹角的增大而趋于剧烈。

图8显示了各个角度下正反向流阻的模拟结果及两者的差值, 并按这些值绘出了正反向流阻值及两者的差值随支管夹角变化的圆整后的曲线。

由图8可知, 当支管夹角增大时, 流管正反向流阻系数均随之增大, 而正反向流阻的差值随之减小。

“Y”形流管构成的无移动部件阀单向流动效率可表示为<sup>[1,4,7]</sup>

$$\eta = \frac{\Delta p_n}{\Delta p_p} = \frac{\xi_n}{\xi_p} \quad (11)$$

当  $\eta > 1$  时, “Y”形流管具有阀的功能, 可用来制作无阀泵。

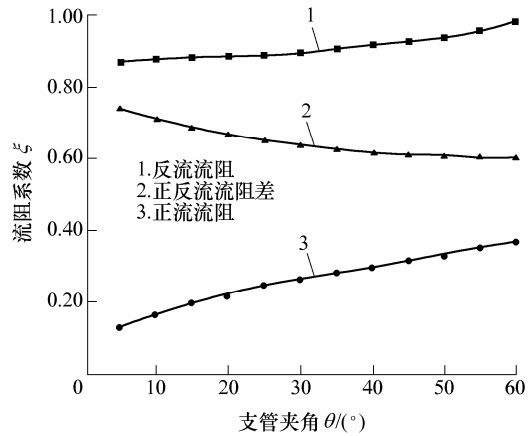


图8 正反向流阻的模拟结果及两者的差值

根据上面所得到的  $\xi_p$ ,  $\xi_n$  值还可得到如图9所示的正反向流阻比随支管夹角变化的曲线。由图9可知, 流管正反向流阻的比值均大于1, 由此可证明“Y”形流管具有阀的特性。

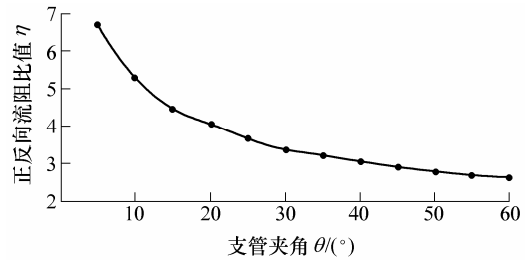


图9 正反向流阻比值随支管夹角变化曲线

## 4 流场与泵流量的理论与试验比较

### 4.1 流管内流场分析与比较

图10与图11为流体沿夹角  $\theta=40^\circ$  的“Y”形流管正向和反向流动时的压强分布和速度矢量图, 图12所示为锥形流管正流状态时的压强分布和速度矢量图。在图10~12中, b图所表示区域就是a图中的椭圆指示区。

根据模拟结果, 流体沿“Y”形流管正向流动时, 流体只在分叉处的外缘有小范围的涡旋; 而流体沿“Y”形流管反向流动时, 流体没有涡旋现象发生。处于正流状态的锥形流管, 其锥形末端壁面处有大范围的涡旋。

正流的锥形流管因空间陡然增大, 流体为了保持连续性必须向四周扩散, 从而产生大涡旋; 而在“Y”形流管中, 流管断面尺寸只在分叉处有些变化, 但变化很小, 流体可扩散的空间也很小, 因此产生的涡旋也小。

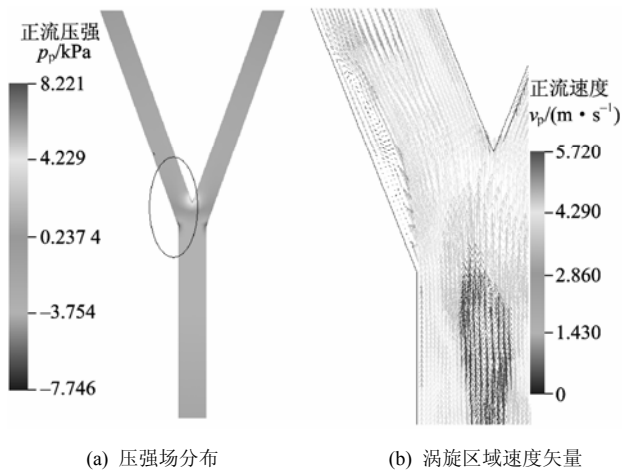


图10 正向流动时的压强分布及速度矢量图

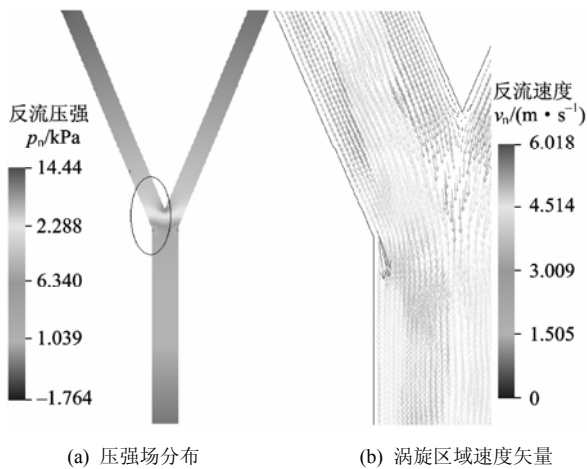


图11 反向流动时的压强场分布及速度矢量图

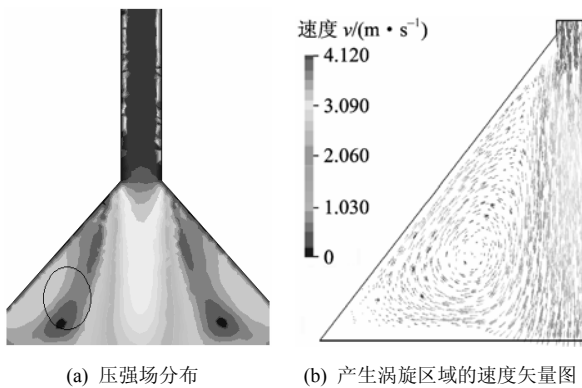


图12 锥形阀中的涡旋

由上面的分析可知,“Y”形流管在极大程度上克服与避免了锥形流管无阀压电泵产生大范围涡旋的弱点,适用于活体细胞与长链高分子的输送。

#### 4.2 泵理论流量与试验流量的比较

图13所示为实际试作的“Y”形流管无阀压电泵的照片,其流管的几何参数为:  $L=30\text{ mm}$ ,  $l=15\text{ mm}$ ,  $a=5\text{ mm}$ ,  $b=3\text{ mm}$ ,  $c=5\text{ mm}$ ,  $\theta=60^\circ$ 。

按照上述建模求解方式,得到“Y”形流管正反向流阻分别为  $\zeta_p=0.24$ ,  $\zeta_n=0.88$ , 将其代入式(10)中即求得  $\eta=3.67$ , 再将  $\eta$  值、试验测得的压电振子

的振幅  $w_0$  值及振动频率  $f$  值代入式(10)中,即可得到各个频率下的理论泵流量。

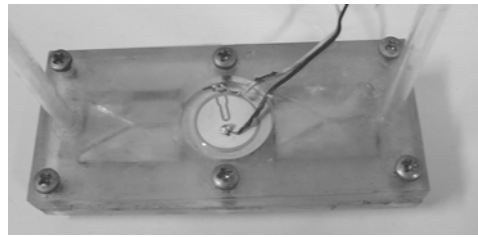


图13 实际试作的“Y”形流管无阀压电泵

图14所示为泵试验流量与理论流量随频率变化的曲线。由图14可知,理论与试验流量都随频率的增大而增大,且两者最小相对误差为7%,最大相对误差为13%。证明了上述理论分析及数值模拟的正确性。

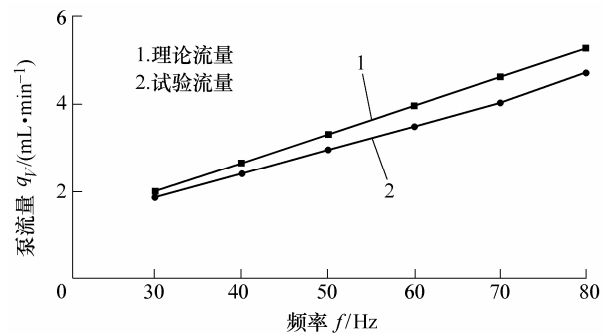


图14 压电泵的理论 and 试验流量随频率变化曲线

理论与试验流量存在一定程度的误差,且误差值随频率增大而增大,产生这个现象的原因是理论计算没有考虑泵腔内流体压力对压电振子振幅的影响、试验误差以及压电泵气穴影响<sup>[14]</sup>。流体压力使压电振子向泵腔内振动的最大振幅小于向泵腔外振动的最大振幅;气穴的产生在一定程度上将减小泵流量,理论值与试验值的差值大小也在一定程度上反映了气穴对压电泵的影响大小;另外,试验测量误差也对理论值与试验值的误差有较大影响。

## 5 结论

(1) 分析了“Y”形流管无阀压电泵及其流管内的流体流动特性,建立了泵流量计算公式。

(2) 基于有限元法,对“Y”形流管内流体流动状态进行了模拟,得到流管内正流压强变化比反流压强变化平缓,而整体变化均比较平缓的结论;同时,模拟计算得到了“Y”形流管正反向流阻。

(3) 将理论与试验泵流量进行了比较,两者最小与最大相对误差分别为7%与13%,证明了理论分析及模拟计算结果的有效性与正确性。

## 参 考 文 献

- [1] STEMME E, STEMME G. A valve-less diffuser/nozzle based fluid pump[J]. *Sensors and Actuators A*, 1993, 39(12): 159-167.
- [2] FOSTER F K, BARDELL R L, MARTIN A, et al. Design, fabrication and testing of fixed-valve micro-pumps[C]// *Proceedings of the ASME Fluids Engineering Division*, San Francisco, 1995, 234: 39-44.
- [3] FOSTER F K, BARDELL R L, BLANCHARD A P, et al. Micropumps with fixed valves: US Patent 5876187[P], 1999.
- [4] IVANO I, DINO A, ARIANNA M, et al. Modeling and experimental validation of a piezoelectric micropump with novel no-moving-part valves[J]. *Sensors and Actuators A*, 2007, 133: 128-140.
- [5] 张建辉. “Y”形流管无阀压电泵: 中华人民共和国专利, ZL99110248.7 [P]. 2001-01-17.
- [6] GERLACH T. Microdiffusers as dynamic passive valves for micropump applications [J]. *Sensors and Actuators A*, 1998, 69: 181-191.
- [7] ZHANG Tao. Valveless piezoelectric micropump for fuel delivery in direct methanol fuel cell (DMFC) devices [D]. Pittsburgh: University of Pittsburgh, 2005.
- [8] ULLMANN A. The piezoelectric valve-less pump performance enhancement analysis[J]. *Sensors and Actuators A*, 1998, 69: 97-105.
- [9] 程光明, 杨志刚, 曾平. 压电泵腔体积变化量研究[J]. *压电与声光*, 1998, 20(6): 389-392.
- [10] 程光明, 曾平, 杨国欣, 等. 新结构压电泵实验研究[J]. *中国机械工程*, 1998, 9(8): 18-20.
- [11] HESCHEL M, MULLENBORN M, BOUWSTRA S. Fabrication and characterization of truly 3-D diffuser/nozzle microstructures in silicon[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 1997, 6: 41-47.
- [12] ZHANG Jianhui, XIA Qixiao, HONG Zhen, et al. Flow direction of piezoelectric pump with nozzle/ diffuser elements [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2004, 17(1): 107-109.
- [13] ZHANG Jianhui, XIA Qixiao, LAI Dehua, et al. Discovery and analysis on cavitation in piezoelectric pumps[J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2004, 17(4): 591-594.
- [14] TELS A N. Valvular conduit: US Patent, 1329559 [P]. 1920.

## ANALYSIS OF THE PUMP VOLUME FLOW RATE AND TUBE PROPERTY OF THE PIEZOELECTRIC VALVELESS PUMP WITH Y-SHAPE TUBES

ZHANG Jianhui<sup>1,2</sup> LI Yili<sup>2</sup> XIA Qixiao<sup>3</sup>

(1. Precision Driving Laboratory, Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, Nanjing 210016;

2. College of Mechanical Engineering & Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100022;

3. College of Mechanical & Electronic Engineering, Beijing Union University, Beijing 100020)

**Abstract:** There exists serious problems in the no-moving-part valves (NMPV) used by the piezoelectric pump presently: being complex in structure or bringing on huge vortex whose pressure and velocity vary dramatically in the tubes, which will go against the aim of transporting living cells and the long-chain-macromolecule cells in the areas of medical treatment, sanitation and health care. Aiming at these problems, a new type of the piezoelectric pump—valveless piezoelectric pump with Y-shape tubes is developed, and simulative and experimental researches are applied on the pump. Combined with the needs of transporting blood and fluid in the area of medical treatment, the advantages and disadvantages of several typical no-moving-part valves are analyzed, and the properties of the piezoelectric pump with Y-shape tubes and its tubes are introduced. Theoretical analysis is applied on the pump and the theoretical formula of the pump flow rate is established. Based on the finite element method (FEM), the numerical simulation of the fluid flow situation inside the Y-shape tubes is carried out, the law of pressure change of the Y-shape tubes along the positive and reverse directions are obtained, and the conclusion that the vortex occurs in the Y-shape tube is much more feeble than that in the taper tubes, is obtained, the flow resistances of the Y-shape tubes are also calculated. A comparison is made between the theoretical and experimental flow rate for the piezoelectric valveless pump with Y-shape tubes, the results indicate that the minimum and maximum relative errors between the two results turn out to be 7% and 13% respectively. Therefore, the validity and correctness of the theoretical analysis and the numerical simulation are proved.

**Key words:** Piezoelectric pump Flow resistance

Y-shape conduit Finite element method

作者简介: 张建辉, 男, 1963年出生, 工学博士。主要研究方向为压电陶瓷在流体机械方面的应用研究。

E-mail: fuluyama@bjut.edu.cn