

仿鱼摆动式无阀压电泵的新进展*

张建辉^{1,2}, 胡笑奇³, 赵淳生²

(1. 广州大学机械与电气工程学院 广州, 510006)

(2. 南京航空航天大学机械结构力学及控制国家重点实验室 南京, 210016)

(3. 丽水学院工程与设计学院 丽水, 323000)

摘要 近年来,随着医疗、卫生和保健领域的发展,对压电泵、特别是无阀压电泵的微型化、传输流体的稳定性、流动脉动及回流等方面提出了更高的要求。容积型压电泵因其固有的周期性、波动性而不能产生连续输出和压力,同时回流、脉动现象或微型阀片阻塞现象无法避免;回转型压电泵因其固有的复杂性和难控性无法满足体内输送的安全及稳定的需要。因此,探索新型工作原理的压电泵尤为重要。基于摆动驱动形成流体单向流动的现象,综述了南京航空航天大学机械结构力学及控制国家重点实验室流体驱动研究小组近年来对 3 种非容积型、非回转型的仿鱼尾摆动式无阀压电泵研究成果。

关键词 压电; 无阀泵; 仿尾鳍; 摆动振子

中图分类号 TH35; TH38

引 言

近年来,压电泵的研究与开发真可谓是方兴未艾,新进展也是此起彼伏。研究者为实现体积更小、结构更简和输出更强的应用目标进行努力^[1-8]。为此,胰岛素注射给药泵^[9]、肿瘤导向性和局部性治疗用埋置药泵^[10]、血液透析微泵和便携式人工肾系统^[11-13]、避开“血脑屏障”对脑疾病的治疗用泵^[14]都得到了研究和开发。医疗、卫生和保健领域的发展与进步对压电泵特别是无阀压电泵的微型化程度、简单可靠性、流体传输的稳定性、流动脉动及回流等方面提出了更高的要求。传统的容积型无阀压电泵具有周期性和波动性,不能连续产生向外部的流动与压力。传统的回转型无阀压电泵具有复杂性和难控性,不能适应体内的安全、可靠及稳定的要求。同时,传统的压电泵或结构复杂,不利于泵的微型化;或回流现象严重,不适宜于药液输送;或由于存在微型阀片,易引起流道堵塞,体内使用的可操作性较差。因此,从泵的工作原理上寻求突破显得势在必行。

D. G. Lee 研制了一种压电主动阀压电泵^[15],可以通过控制截止阀的振动而与压电振子保持同步。

为了实现流体的连续输送,多个工作相位的蠕动式压电泵引起了研究者的兴趣^[16-18], F. Goldschmidtboing 和张建辉分别提出了蠕动式压电泵和手指压电泵^[19-20]。可是,上述压电泵仍不能满足体内流体输送的种种要求。

自然界的生物,从微观层面的原生动物和动植物精子,到宏观层面上大型海洋鱼类等,普遍采用鞭毛、纤毛或尾鳍的摆动作为游动的动力。如果逆向思维能够成为主流思维,假想固定上述各类生物躯干部以上的部位,那么尾部“S”形或其他类形的摆动也就顺理成章地必然推动流体向相反于游动趋势的方向流动,这就形成了流体的单向流动。事实上,众多的研究者在观察游动生物体时已发现了摆动就可以形成驱动,进而形成流体单向流动的现象。

Rog'erio F. Piresa^[21]和 De Lima Ccero R^[22]利用压电双晶片的弯曲振动,开展了驱动流体的初步研究,但是文献^[21-22]缺少深入的原理方面的分析,在实验方面还不完善。

受上述研究的启发和提示,笔者提出了泵分类学既不属于容积型泵也不属于回转型泵的仿鱼尾摆动式无阀压电泵^[23-27]。运动器的生物体结构、驱动原理及其与环境流体之间的相互作用等一系列仿生学方面研究的最新成果介绍如下。

* 国家自然科学基金资助项目(51475221;51205193);国家自然科学基金重大研究计划资助项目(91223201)
收稿日期:2015-11-10

1 仿鱼尾摆动式无阀压电泵

1.1 原理

图1为仿鱼尾摆动式无阀压电泵的原理与结构示意图。摆动放大器固定在固支面,压电陶瓷片黏接在摆动放大器的前端。当施加交变电压时,假设纸面外的压电陶瓷充入陶瓷的为正电荷,纸面内的压电陶瓷充入陶瓷的为负电荷,则发生 A 与 A' 方向伸长、 D 与 D' 方向收缩变形,带动摆动放大器发生向 B' 点摆动变形,摆动放大器到达 B' 点时,交变电压达到正幅值;接下来交变电压逐渐减小,陶瓷片由伸长量的幅值也逐渐减少,进而回归到平衡点 B 。根据上述过程可以知道交变电压的另外半周时摆动放大器到达 B' 点的对称位置的情况,此处不赘述。

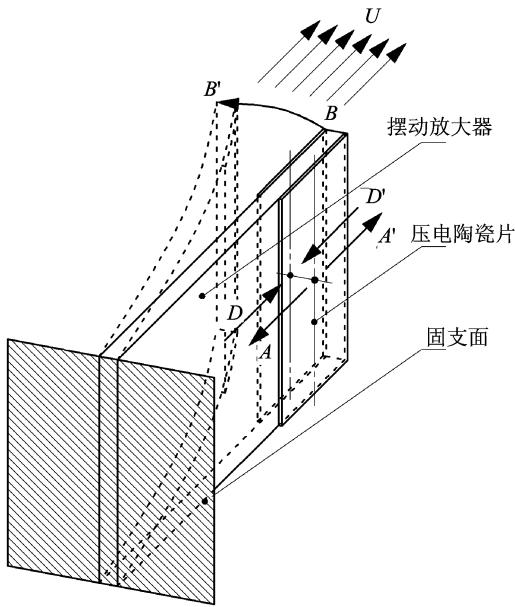
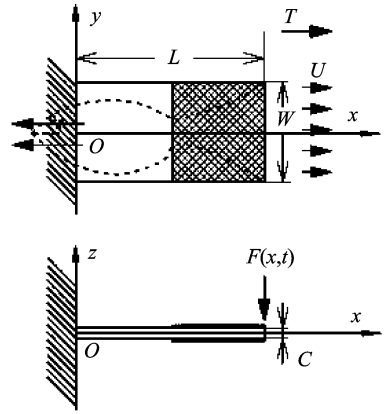


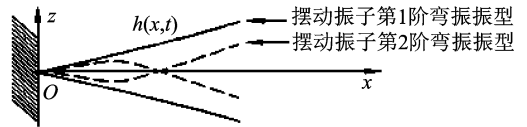
图1 仿鱼尾摆动式无阀压电泵的结构与原理示意图
Fig.1 Structure and theory indication for the pump

图2为仿鱼尾摆动式无阀压电泵的摆动振子的坐标及其振型示意图。在图2(a)中,若图中鱼正常游动,则其以速度 u 沿着 $-x$ 方向运动;若将鱼头固定住,那么鱼尾摆动将使流体产生沿 $+x$ 方向的流动。仿鱼尾摆动式无阀压电泵的工作原理和鱼头被固定住后的鱼尾摆动一致。

在压电摆动振子的往复摆动作用下,其末端流体沿 $+x$ 以速度 U 流动,摆动振子产生的沿 $+x$ 的推力的合力(对于流体)为 T ,摆动振子与流体之间的相互作用力为 $F(x,t)$ 。



(a) 摆动振子的坐标系
(a) Coordinate system of swing vibrator



(b) 振型示意图
(b) Diagram of vibration mode

图2 摆动振子的坐标系及其振型示意图

Fig.2 Coordinate system for the vibrator and the schematic diagram for its vibration mode

1.2 实验

对一阶振型时摆动振子的一个周期运动进行了仿真和实测,结果显示两者反映的摆动振子的振动特点相同。

图3为一阶振型时摆动振子实测的一个周期, A点为节点,振子在图(a)一图(b)一图(c)一图(d)一图(a)的过程中完成了末端D点从平衡位置趋于正向的最大位移—平衡位置—负向的最大位移处—平衡位置最后回到初始位置的一个典型的一阶弯振振动周期。图4为一阶振型时摆动振子仿真模拟的一个周期,其振动特点和实测振动特点相同。

图5为一阶弯振的频率与泵流量实验曲线。一阶弯振产生了稳定的流量。把上述实验结果与一阶弯振的驱动频率与泵流量的理论计算结果对比。理论结果均大于相对应的实验结果,两者趋势相一致。实验证明了理论分析的正确性与实施方案的可行性。

以上研究利用仿生学模仿了尾部“S”形或其他类形的摆动,提出了既不属于容积型也不属于回转型的仿鱼尾摆动式无阀压电泵。这种泵目前为止在泵分类中尚没有被分类,该工作为无阀压电泵的研究开辟了新的天地。

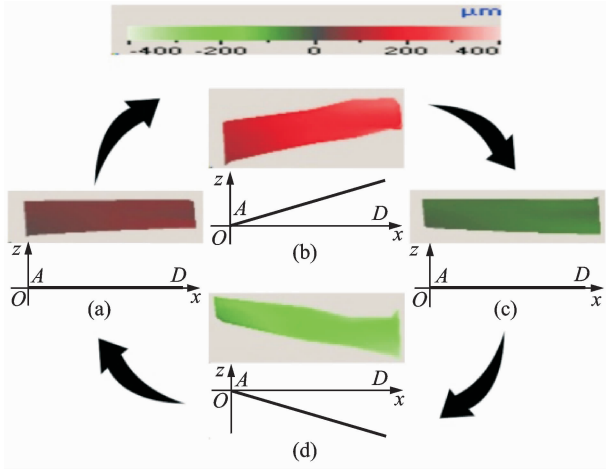


图 3 一阶振型时摆动振子实测的一个周期
 Fig. 3 Experimental results for the vibrator's first vibrator mode

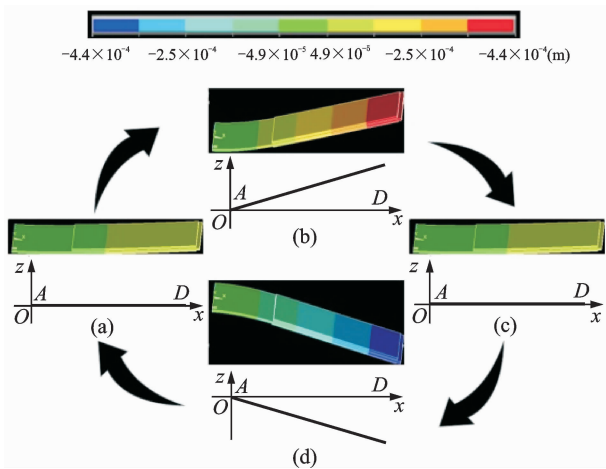


图 4 一阶振型时摆动振子仿真模拟的一个周期
 Fig. 4 Finite element method results of the vibrator's first vibrator mode

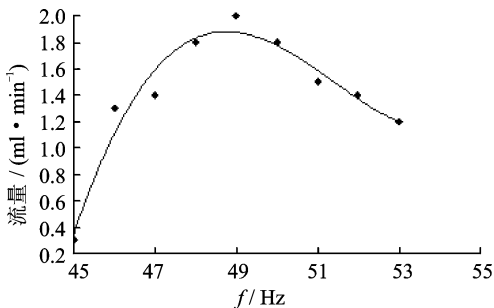


图 5 一阶弯振的频率与泵流量实验曲线
 Fig. 5 Experimental relationship of the flow rate and the driving frequency for the first vibration mode

2 仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵

2.1 原理

传统的理论解释多认为鱼摆动推进的动力源泉是摆动产生类卡门涡街现象。涡街单涡频率与绕流速度成正比,与档流体的当量圆柱体直径成反比,也与雷诺数有一定的关系。涡街消耗了能量使摆动源两侧能量产生瞬间失衡,进而产生压力差,推动鱼向前行进。这个过程就像是街角少年玩的滑板车,身体的晃动使滑轮左右失衡,摆角形成的合力刚好能够推动滑板车前行。但是,鱼摆动前行的频率一般都很低,如果发生高频摆动将是什么情况? 仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵^[24-26]的研究者们认为:发生高频摆动时,单向驱动的动力源泉是摆动振子的部分类圆形或者是“S”形摆动所带动其临近部分气体或液体产生的离心力。为此采用在长度方向改变截面积的摆动振子来模仿鱼类自然情况,同时也增加其部分类圆形或者是“S”形摆动振幅,进而增加瞬间离心力的产生。

图 6 为仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵的结构原理及振动模式示意图。摆动振子的一端通过柔性铰链和固定端相连,在压电叠堆的激励下,产生以 O 为轴心的圆弧摆动或者是“S”形产生离心力。贴近振子的流体微团在离心力的作用下沿径向

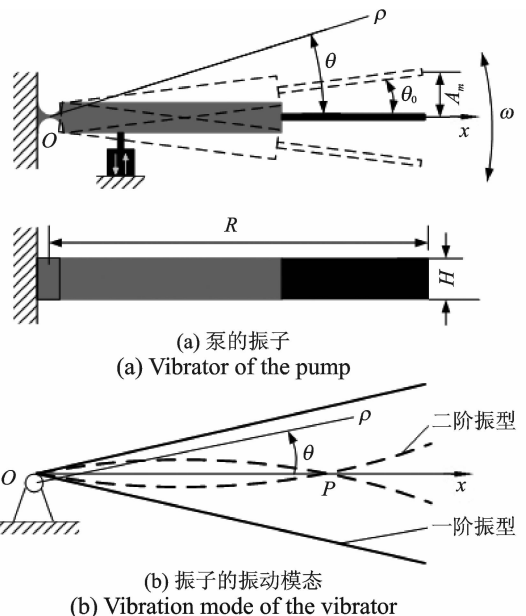


图 6 泵的结构原理及振动模式示意图

Fig. 6 Structure principle and vibration mode of vibrator

离开摆动振子,外围新的流体微团跟进并贴近振子。周而复始,摆动振子的往复摆动推动无数的流体微团沿径向离开摆动振子,实现泵的功能。

2.2 实验

图 7 为模拟了驱动电压为 80V 时,振子一阶弯振的一个振动周期。一阶弯振的理论节点为 O 点,柔性薄片和柔铰弹性板的连接处为 M 点。实验中认为一阶弯振的实际节点在 M 点,摆动半径为 MN 段的长度。振子从平衡位置向上振动到最高点时,尾端最大位移为 0.24mm ,从最高点继续运动向下经过平衡位置到达反向最低点时,尾端的位移为 -0.24mm 。

图 8 为振子定频扫描。振子从平衡位置 I 向上振动到位置 II 时,尾端 N 点到达最大位移 0.04mm ,从最大位移处继续运动向下经过平衡位置 III 到达位置 IV,此时尾端 N 点的位移为 -0.04mm ,由此向上振动,再次回到平衡位置 I。对比实测值和理论值结果,共振频率相差 25% 。

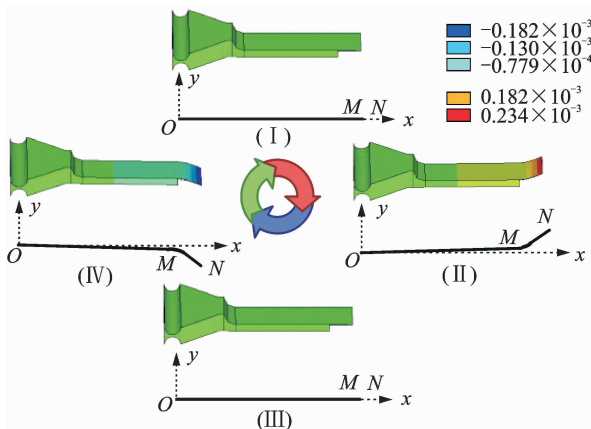


图 7 一阶弯振数值模拟的一个振动周期

Fig. 7 One vibration period of numerical simulation for the first order bending modal

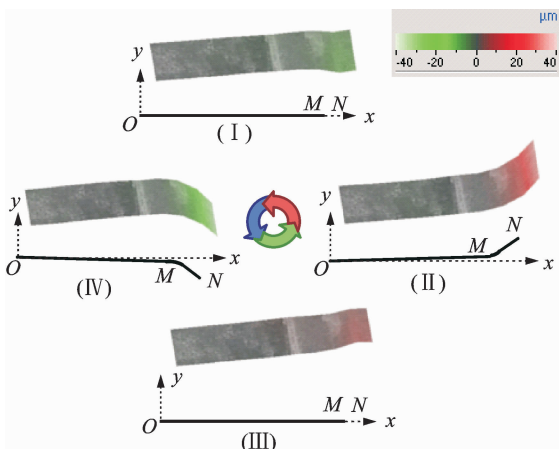
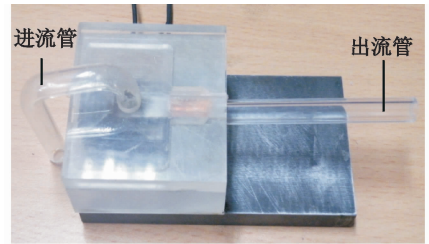


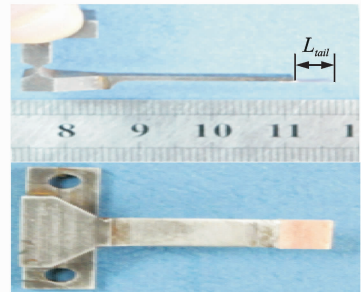
图 8 振子的一阶弯振定频扫描

Fig. 8 Fixed frequency scan for the first order mode

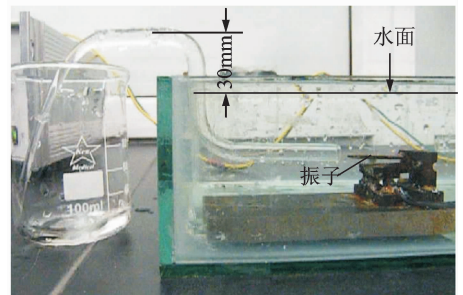
图 9 为泵样机、振子和泵流量实验的照片。图 10 为压差-频率实验曲线。驱动频率与泵流量实验表明,理论解析值和实验值相比较总趋势一致。



(a) 泵样机
(a) Pump prototype



(b) 振子
(b) Vibrator



(c) 泵流量实验
(c) Flow rate testing experiment of the pump

图 9 泵样机、振子和泵流量实验照片

Fig. 9 Pump prototype, vibrator and flow rate experiment

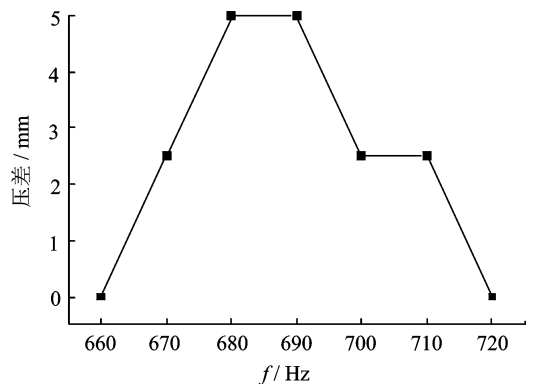


图 10 振子工作在一阶弯振时泵的压差

Fig. 10 Pressure head when the vibrator works in the first order mode

驱动流体需要更大的力和振幅,且这个驱动力只能依靠离心力实现,驱动流体的原理尚未明确被研究。模仿尾鳍摆动现象,利用变截面摆动振子和压电叠堆设计,提出了根据泵分类学既不属于容积型泵也不属于回转型泵的仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵。理论分析与实验结果均表明,二阶弯振模态下泵振子工作时的泵性能相对较好,这与金枪鱼高速巡游模式相吻合。同时认为,二阶弯振模态下是“S”形摆动振幅既可以增加产生离心力的面积,又可以减少多阶摆动带来相互间的干扰。

3 仿尾鳍压电双晶片无阀泵

3.1 原理

在外形方面模仿了金枪鱼的身体结构,将 PZT 粘贴在基体上构成双晶片结构以提高振子的变形量,如图 11 仿尾鳍振子所示,在振子的尾端构造柔性小翼 NT 段模仿鱼尾鳍的柔性摆动^[27]。粘贴在基体上下两面的 PZT,在电压的激励下产生伸长和收缩,引起振子的弯曲振动,进而激发柔性小翼 NT 段的大幅摆动。

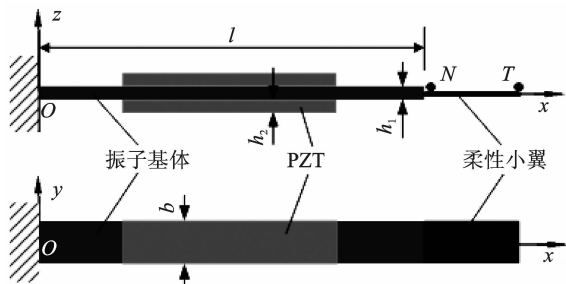


图 11 仿尾鳍振子

Fig. 11 Vibrator imitating caudal-fin

为提高激励效果,且将 x 方向和 y 方向的模态频率尽量分开,只激发起 x 方向的弯振而屏蔽沿 y 方向的弯振和扭振,选择长方形的陶瓷片,厚度为 0.5mm,且振子基体的宽度及厚度与 PZT 的一致。

图 12 为前三阶固有振型数值计算结果,振子的一阶振型和悬臂梁的一阶振型相似,为一条直线。由于柔性小翼的存在,二阶振型和三阶振型在梗部 N 点有突然变化,这个特点和金枪鱼的游动姿态相类似。在同样电压的激励下,一阶弯振的响应最微弱,不能作为工作模态,工作模态应该在二阶和三阶弯振当中选取。

如图 12 所示,振子一阶振型和悬臂梁的一阶振

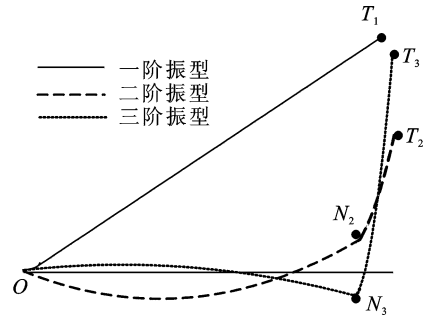


图 12 振子浸没在水中的前三阶振型数值计算结果

Fig. 12 The first three orders numerical results when the vibrator immersed in water

型相似,为一条直线。二阶振型和三阶振型由于柔性小翼的存在,在梗部 N 点有突然变化,这个特点和金枪鱼的游动姿态相类似。频率响应结果表明,在相同的电压的激励下,一阶弯振的响应微弱到不足以视为工作模态,而二阶和三阶弯振的响应都很强,能够胜任工作模态,如图 13 所示。

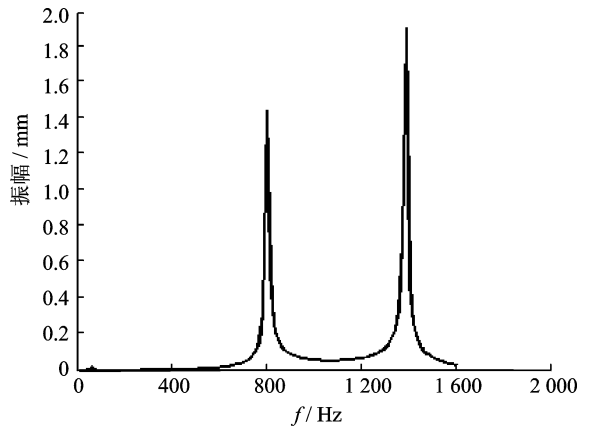


图 13 振子在水中的频率响应曲线计算结果

Fig. 13 Frequency response curve computation result of vibrator immersed in water

3.2 实验

图 14 为流体水中的频率响应曲线。图 15 和图 16 为使用激光多普勒测振仪对振子测振的结果。实验曲线图 14 中的两个峰点 832Hz 与 1388Hz 分别表明振子在流体水中的二阶谐振频率与三阶谐振频率。

泵分别工作在二阶弯振和三阶弯振状态时,泵驱动频率与流量关系曲线如图 17 和图 18 所示。驱动电压为 60V,二阶弯振驱动频率为 740Hz 时,泵的流量达到 266ml/min 的峰值;驱动电压为 60V,三阶弯振驱动频率为 1280Hz 时,泵的流量达到 105ml/min 的峰值。

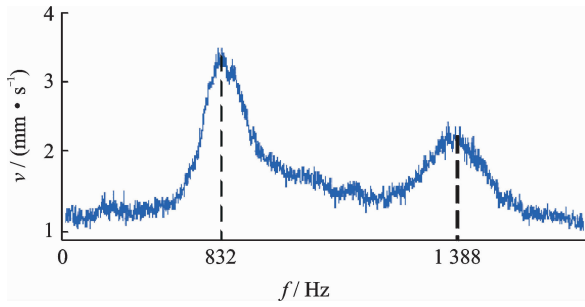


图 14 振子在水中的频率响应曲线

Fig. 14 Frequency response curve experimental result of vibrator immersed in water

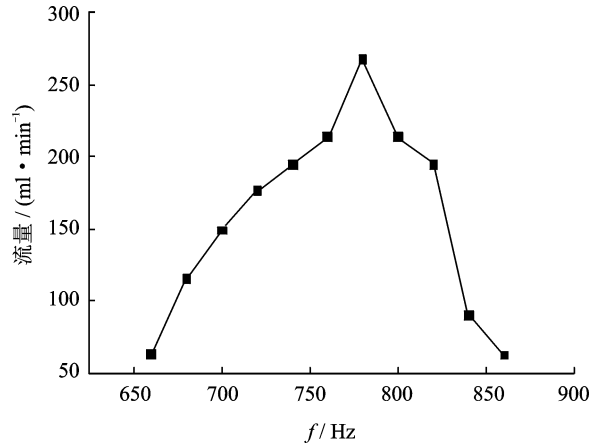


图 17 振子工作在二阶振型时泵的流量

Fig. 17 Flow rate of the pump when the vibrator operates in the second order mode

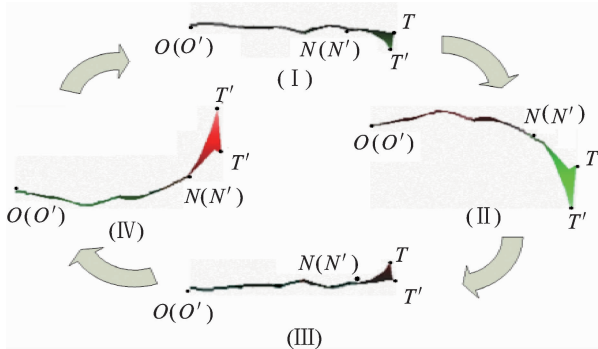


图 15 振子在水中二阶振型的一个振动周期

Fig. 15 One vibration period of Doppler laser scan for the second order bending modal

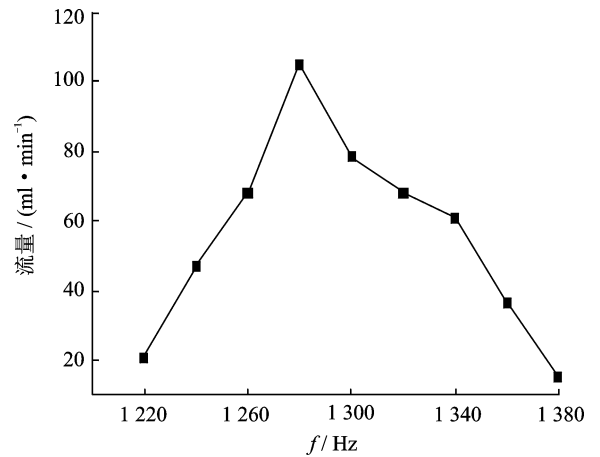


图 18 振子工作在三阶振型时泵的流量

Fig. 18 Flow rate of the pump when the vibrator operates in the third order mode

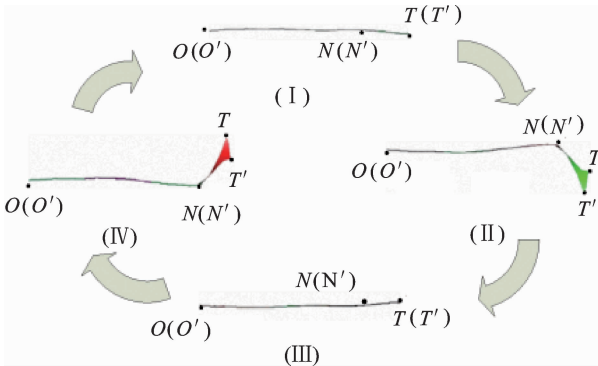


图 16 振子在水中三阶振型的一个振动周期

Fig. 16 One vibration period of Doppler laser scan for the third order bending modal

笔者提出了柔性小翼结构仿金枪鱼游动姿态的摆动式无阀压电泵,构造了泵尾鳍形振子的摆动更接近于真实金枪鱼尾的摆动。设计了泵的样机并进行了一系列实验,证明了该设计有利于泵工作效率的提高。

4 理论解析

4.1 黄毅建立的理论解析

针对仿鱼尾摆动式无阀压电泵章中的图 1 与图 2 模型,建立了摆动振子的速度 $v(x,t)$ 的微分方程。首先假设:a. 流体无黏性,不可压缩且流体的流动为定常流动,只考虑流动的平均值;b. 摆动振子在工作时,流体在其耦合面附近始终可以保持其连续性;c. 忽略摆动振子和流体耦合时的热能损失;d. 设本节推导公式用的坐标系与流体相对静止。

摆动振子的速度 $v(x,t)$ 为

$$v(x,t) = \frac{\partial h(x,t)}{\partial t} + U \frac{\partial h(x,t)}{\partial x} \quad (1)$$

其中: $h(x,t)$ 为摆动振子的运动方程。

运动特点可以描述为

$$h(x,t) = a(x + Ut) \sin(2\pi ft) \sin(2\pi(x + Ut)/\lambda) \quad (2)$$

其中: a 为一次多项式系数; f 为振动频率; λ 为等效波长。

对于式(2)有一个特例是一阶弯振,可以表达为 $\sin(2\pi(x + Ut)/\lambda) = 1$ 。

流体与摆动振子相互间作用力 $F(x,t)$ 可以根据牛顿第二定律得到

$$F(x,t) = \frac{d}{dt}\{V(x,t)m(x)\} = \left(\frac{\partial}{\partial t} + U \frac{\partial}{\partial x}\right)\{V(x,t)m(x)\} \quad (3)$$

x 处与摆动振子之间相互耦合的流体质量用 $m(x)$ 表示。

通过摆动振子与流体之间的相互作用力求出振子平均功率为

$$\bar{P} = \int_0^l \frac{\partial h(x,t)}{\partial t} F(x,t) dx = Um(x)B \Big|_{x=l} \quad (4)$$

其中

$$B = \left\{ \frac{\partial h(x,t)}{\partial t} \left[\frac{\partial h(x,t)}{\partial t} + U \frac{\partial h(x,t)}{\partial x} \right] \right\} \Big|_{x=l}$$

根据能量守恒关系式,摆动振子平均功率减去摆动振子耗散至流体的能量即为摆动振子产生单向流动的功率。工程上假设摆动振子耗散至流体的能量只在摆动振子的尾部发生($x=l$),因此可以求出摆动振子平均推力功率为

$$\bar{TU} = \bar{P} - \frac{1}{2}Um(l) \overline{V^2(l,t)} = \frac{1}{2}Um(l) \left\{ \overline{\left(\frac{\partial h(x,t)}{\partial t}\right)^2} - U \overline{\left(\frac{\partial h(x,t)}{\partial x}\right)^2} \right\} \Big|_{x=l} \quad (5)$$

$m(l)$ 为 $x=l$ 处自由端与摆动振子相互耦合的流体的质量。根据能量守恒可以得到

$$\bar{TU} = \frac{1}{2}Um(l)U^2 \quad (6)$$

简化后

$$\overline{\left(\frac{\partial h(x,t)}{\partial t}\right)^2} \Big|_{x=l} = U^2 \left[1 + \overline{\left(\frac{\partial h(x,t)}{\partial x}\right)^2} \right] \Big|_{x=l} \quad (7)$$

式(2)中的一次多项式系数 a 与振动频率 f 之间的关系式可以根据振动理论得到

$$a = \frac{b}{\sqrt{\left(1 - \frac{f}{f_0}\right)^2 + \left(2c \frac{f}{f_0}\right)^2}} \quad (8)$$

其中: f_0 为谐振频率; c 为阻尼比; b 为比例系数。

参数 b, c 由测振实验部分的数据确定。一阶弯振 $c = 0.060; b = \frac{1}{500}$ 。二阶弯振 $c = 0.015; b =$

$$\frac{1}{7000}。$$

至此可求解与摆动振子耦合区域流体的流动速度,再经过转换就可求解压电泵的泵腔内的流速并考虑流管的面积就能求得泵的流量。一阶弯振的流量频率关系式为

$$Q_i = q(f) \quad (9)$$

其中: $i = 1, 2$ 分别对应一阶弯振和二阶弯振。

由于二阶弯振流量频率关系式较复杂,无法求出精确解,但可以参考一阶弯振的结果,忽略掉二阶振型固支端到第二条节线之间的部分,近似将其处理成一阶弯振,就可以得到二阶弯振的频率流量曲线的近似关系式。一阶弯振和二阶弯振驱动频率与泵流量的理论关系计算结果由图 19, 20 所示。

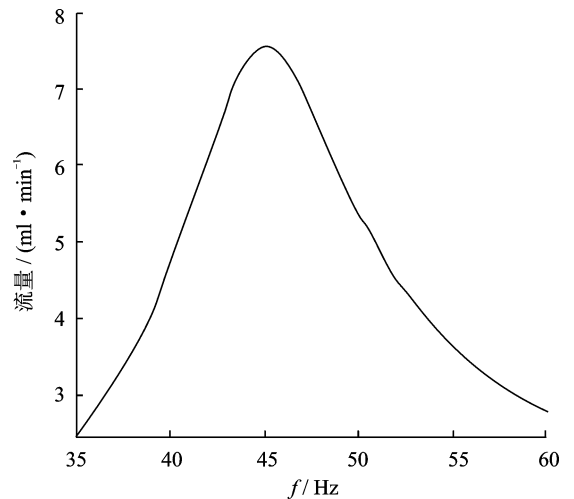


图 19 一阶弯振的驱动频率与泵流量的理论关系曲线
Fig. 19 Curve of theoretical flow rate of the pump vs the driving frequency in the first order mode

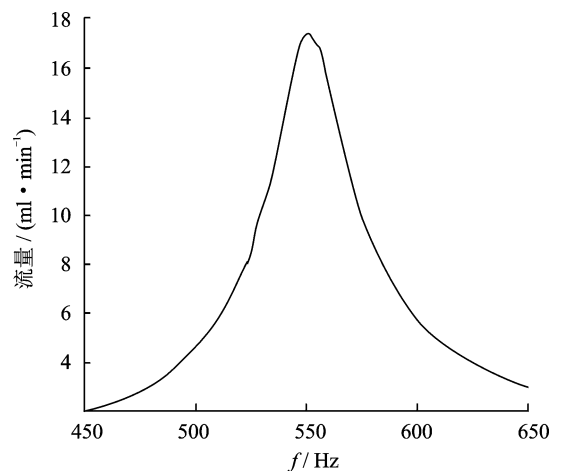


图 20 二阶弯振的驱动频率与泵流量的理论关系曲线
Fig. 20 Curve of theoretical flow rate of the pump vs the driving frequency in the first order mode

4.2 胡笑奇建立的理论解析

建立如图 21 所示的极坐标系。假设流体为无黏不可压缩流体, 流体微团不受剪切力的作用, 振子在时开始摆动。摆动振子的角位移方程可表示为

$$\theta = \theta_0 \sin(2\pi ft) \quad (10)$$

摆动的角速度可表示为

$$\dot{\theta} = \theta_0 2\pi f \cos(2\pi ft) \quad (11)$$

任意点的周向速度可表示为

$$\dot{v}^- = r\dot{\theta} = r\theta_0 2\pi f \cos(2\pi ft) \quad (12)$$

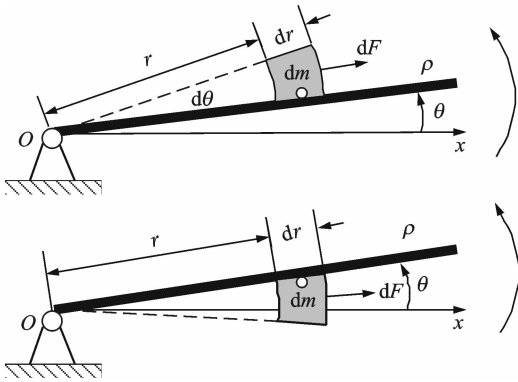


图 21 黏附在振子上流体微团的受力

Fig. 21 Force distribution of the fluid micelle adhere to the vibrator

摆动振子周向运动产生的正压力使流体微团产生沿着周向的运动。振子在一个周期内两次经过同一个位置, 只是运动方向相反, 由这一运动引起的沿泵腔轴向的流量分量也为零。因此, 在下面的分析中将不考虑周向正压力的作用。

微团 dm 在做圆弧摆动的时候, 在离心力的作用下将产生背离旋转轴 O 的径向运动。振子自平衡位置开始摆动。在某一位置, 流体微团所受离心力为

$$dF = \rho dV \frac{(v^-)^2}{r} = \rho H r^2 \theta_0^2 (2\pi f)^2 (\cos^2 \theta) dr d\theta \quad (13)$$

振子从平衡位置经 $1/4f$ 时间摆动到 θ_0 , 泵腔内的流体在振子的作用下产生了振子径向的流动, 对流体作用后动量的增加等于流出管道部分的流体的动量, 可表示为

$$P = \int_0^t v(t) dm = \int_0^t v(t) A \rho v(t) dt = A \rho \int_0^t v^2(t) dt \quad (14)$$

其中: v 为流体微团沿泵腔方向的速度分量。

流体所受到的沿泵腔方向的冲量为

$$I = \iiint (\cos \theta) dF dt = \rho H \theta_0^2 (2\pi f)^2 \frac{R^3}{3} \cdot$$

$$\int_0^t \left[\sin \left(\sin(2\pi ft) - \frac{\sin^3(\sin(2\pi ft))}{3} \right) \right] dt \quad (15)$$

联立式(14), (15)可得

$$A \rho \int_0^t v^2(t) dt = \rho H \theta_0^2 (2\pi f)^2 \frac{R^3}{3} \cdot$$

$$\int_0^t \left[\sin(\theta_0 \sin(2\pi ft)) - \frac{\sin^3(\theta_0 \sin(2\pi ft))}{3} \right] dt \quad (16)$$

泵出流体的瞬时速度为

$$v(t) = \sqrt{\frac{H \theta_0^2 (2\pi f)^2 \cdot \frac{R^3}{3} \left[\sin(\theta_0 \sin(2\pi ft)) - \frac{\sin^3(\theta_0 \sin(2\pi ft))}{3} \right]}{A}} \quad (17)$$

1/4 周期内泵出水的体积为

$$V_{1/4} = 2\pi \theta_0 \sqrt{AH \frac{R^3}{3}} \cdot$$

$$\int_0^{1/4} \sqrt{\left[\sin(\theta_0 \sin(2\pi ft)) - \frac{\sin^3(\theta_0 \sin(2\pi ft))}{3} \right]} dt \quad (18)$$

泵的流量为

$$Q = \frac{V}{1/4f} = 8f^2 \pi \theta_0 \sqrt{AH \frac{R^3}{3}} \cdot$$

$$\int_0^{1/4} \sqrt{\left[\sin(\theta_0 \sin(2\pi ft)) - \frac{\sin^3(\theta_0 \sin(2\pi ft))}{3} \right]} dt \quad (19)$$

其中: v 为 1/4 周期泵出液体的体积; f 为激振频率; θ_0 为角振幅; A 为输水通道截面积; H 为振子的宽度; R 为振子的摆动半径。

图 22, 23 为理论计算一阶弯振和二阶弯振时的驱动频率与流量曲线图。

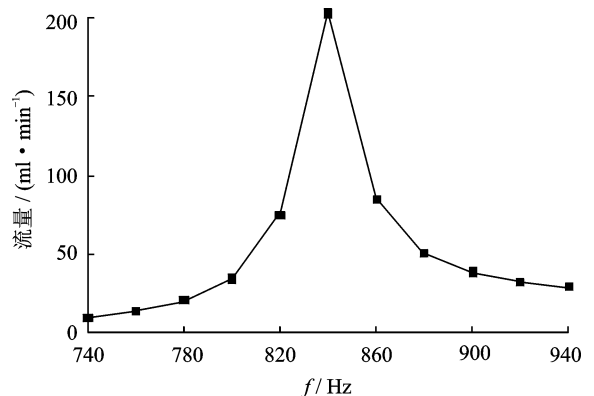


图 22 一阶弯振时泵的理论流量

Fig. 22 Theoretical flow rate of the pump when the vibrator operates in the first order mode

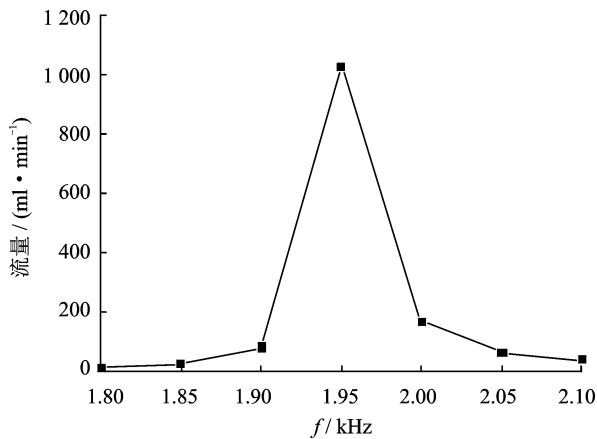


图 23 二阶弯振泵的理论流量

Fig. 23 Theoretical flow rate of the pump when the vibrator operates in the second order mode

5 结束语

近年被提出的仿鱼摆动式无阀压电泵主要有:仿鱼尾摆动式无阀压电泵、仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵和仿尾鳍压电双晶片无阀泵 3 种结构形式。它们属于在泵的分类学上既不属于容积型泵,也不属于回转型泵的非传统分类。具有结构简单、驱动力强、安全稳定及可能微小化等优点,极有可能成为今后的研究热点,并且在医疗、卫生和保健领域得到应用。

参 考 文 献

- [1] Lee D G, Or S W, O'Neill C, et al. Piezoelectric hydraulic pump with innovative active valves[C]// Proceedings of SPIE, The International Society for Optical Engineering. San Diego:[s. n.], 2002(4301): 530-536.
- [2] 曾平, 刘国君, 杨志刚, 等. 球阀式压电薄膜泵的初步研究[J]. 压电与声光, 2005, 27(2): 118-120.
Zeng Ping, Liu Guojun, Yang Zhigang, et al. Preliminary research of piezo-pump using ball check valves[J]. Piezoelectrics Acousto-optics, 2005, 27(2): 118-120. (in Chinese)
- [3] Feng G H, Kim E S. Piezoelectrically actuated dome-shaped diaphragm micropump[J]. Journal of Microelectromechanical Systems, 2005, 14(2): 192-199.
- [4] Yoshida K, Watanabe K, Yokota S. Development of a piezoelectric micropump using resonantly-driven active check valve[C]// Proceedings of the SICE Annual Conference. Okayama, Japan: [s. n.], 2005: 2510-2513.
- [5] 阚君武, 宣明, 杨志刚, 等. 微型药品输送压电泵的性能分析与实验研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(4): 809-813.
- [6] 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)
- [7] 刘国君, 范尊强, 董景石, 等. 用于胰岛素推注的压电微泵[J]. 吉林大学学报: 工学版, 2007, 37(2): 372-376.
Liu Guojun, Fan Zunqiang, Dong Jingshi, et al. Piezoelectric micro-pump for insulin injection[J]. Journal of Jilin University: Engineering and Technology Edition, 2007, 37(2): 372-376. (in Chinese)
- [8] 董景石, 程光明, 沈传亮, 等. 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, et al. Piezoelectric insulin pump[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2007, 41(5): 602-605. (in Chinese)
- [9] 张建辉, 郭宗信, 黄毅, 等. 内外不等锥度的软质锥壳形单阀体压电泵的原理与实验研究[J]. 机械工程学报, 2010, 46(24): 143-149.
Zhang Jianhui, Guo Zongxin, Huang Yi, et al. Theory and experiment on the soft texture and conning shaped single valve piezoelectric pump with different interior and exterior taper[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2010, 46(24): 143-149. (in Chinese)
- [10] 郎江明, 魏爱生. 糖尿病强化治疗学智能胰岛素泵动态血糖监测临床研究[M]. 广州: 广东科技出版社, 2007: 87-97.
- [11] Meng E, Hoang T. Micro- and nano-fabricated implantable drug-delivery systems [J]. Therapeutic Delivery, 2012, 3(12): 1457-1467.
- [12] Kang J, Scholz T, Weaver J D, et al. Pump design for a portable renal replacement system[J]. Journal of Medical Devices, 2011, 5(3): 31001-31008.
- [13] Locatelli F, Buoncristiani U, Canaud B, et al. Dialysis dose and frequency [J]. Nephrol Dial Transplant, 2005, 20(2): 285-296.
- [14] Kang J. Pump design for a portable renal replacement system[D]. Atlanta: Georgia Institute of Technology, 2010.
- [15] 菲琳. 直接输送药物到大脑的可植入药泵[J]. 国外医学情报, 2003(24): 17.
Fei Lin. Implantable drug pump which can deliver drug directly into the brain [J]. Foreign Medical Information, 2003(24): 17. (in Chinese)
- [16] Lee D G, Or S W, Carman G P. Design of a

- piezoelectric-hydraulic pump with active valves [J]. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2004, 15(2): 107-116.
- [16] Husband B, Bu M, Evans A G R, et al. Investigation for the operation of an integrated peristaltic micropump[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2004, 14(9): S64-S69.
- [17] Lee D S, Ko J S, Kim Y T. Bidirectional pumping properties of a peristaltic piezoelectric micropump with simple design and chemical resistance[J]. *Thin Solid Films*, 2004, 468(1-2): 285-290.
- [18] Lee D, Yoon H C, Ko J S. Fabrication and characterization of a bidirectional valveless peristaltic micropump and its application to a flow-type immunoanalysis [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2004, 103(1): 409-415.
- [19] Goldschmidtboing F, Doll A, Heinrichs M, et al. A generic analytical model for microdiaphragm pumps with active valves[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2005, 15(4): 673-683.
- [20] 张建辉. 一种手指式泵及其驱动方式: 中国, ZL 02117260.9[P]. 2002-04-23.
- [21] Pires R F, Vatanabe S L, De Oliveira A R, et al. Water cooling system using a piezoelectrically actuated flow pump for a medical headlight system [J]. *Proceedings of SPIE*, 2007, 6527: 1-11.
- [22] De Lima C R, Vatanabe S L, Choi A, et al. A biomimetic piezoelectric pump: computational and experimental characterization[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2009, 152(1): 110-118.
- [23] Huang Yi, Zhang Jianhui, Hu Xiaoqi, et al. Dynamics analysis and experiment on the fishtailing type of valveless piezoelectric pump with rectangular vibrator [J]. *Science China: Technological Sciences*, 2010, 53(12): 3241-3247.
- [24] 胡笑奇, 张建辉, 夏齐霄, 等. 柔性尾长对尾鳍式压电泵的影响 [J]. *机械工程学报*, 2012, 48(8): 167-173.
- Hu Xiaoqi, Zhang Jianhui, Xia Qixiao, et al. Influence from length of flexible caudal-fin for caudal-fin-type piezoelectric pump [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2012, 48(8): 167-173. (in Chinese)
- [25] Hu Xiaoqi, Zhang Jianhui, Huang Yi, et al. Principle and experimental verification of caudal-fin-type piezo-stack pump with variable-cross-section oscillating vibrator [J]. *Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 2012, 25(1): 128-136.
- [26] 胡笑奇, 张建辉, 黄毅, 等. 仿尾鳍式变截面摆动振子无阀压电叠堆泵的结构设计 [J]. *光学精密工程*, 2011, 19(6): 1334-1343.
- Hu Xiaoqi, Zhang Jianhui, Huang Yi, et al. Structure design of caudal-fin-type piezoelectric-stack pump with variable cross-section oscillating vibrator [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2011, 19(6): 1334-1343. (in Chinese)
- [27] 胡笑奇, 张建辉, 黄毅, 等. 仿尾鳍压电双晶片无阀泵的模拟与实验 [J]. *振动、测试与诊断*, 2011, 31(2): 193-197.
- Hu Xiaoqi, Zhang Jianhui, Huang Yi, et al. Simulation and design of caudal-fin-type valveless pump driven by piezoelectric bimorphs [J]. *Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis*, 2011, 31(2): 193-197. (in Chinese)



第一作者简介: 张建辉, 男, 1963年4月生, 博士、教授、博士研究生导师。2001年于日本国立山形大学工学部获得博士学位。主要研究方向为机械设计及理论、压电流体驱动理论及应用化研究。曾发表压电泵相关论文40余篇, 申请压电泵相关的专利30余项。在压电泵专项上获得4次国家自然科学基金资助。提出或发明新型压电泵及压电雾化器10余种。

E-mail: zhangjh@nuaa.edu.cn

