

DOI: 10.7652/xjtuxb201801014

无阀压电泵驱动的集成式微混合器

王记波, 刘国君, 马祥, 刘建芳, 姜枫

(吉林大学机械科学与工程学院, 130025, 长春)

摘要: 设计了一种无阀压电泵驱动的集成式微混合器, 其中无阀压电泵采用三棱柱阻变高度流道式结构。利用等效电路模型研究了无阀泵的流动特性, 并应用 Fluent 软件对无阀泵及 Y 型微流道进行了系统仿真分析, 确定了无阀泵和 Y 型微流道的结构参数, 并优选出了系统控制参数。在实验室内制作了微混合器样机, 并进行了脉动和混合效果实验, 结果表明: 当入口流量为 0.7 mL/min、脉动频率为 100 Hz 时, 流道内脉动效果明显, 由此验证了该微混合器具备良好的工作性能。此项研究可为无阀压电泵在微流控领域的应用提供借鉴。

关键词: 集成式微混合器; 无阀压电泵; 等效电路模型

中图分类号: TH384 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2018)01-0092-08

An Integrated Micro-Mixer Driven by Valveless Piezoelectric Pump

WANG Jibo, LIU Guojun, MA Xiang, LIU Jianfang, JIANG Feng

(College of Mechanical Science and Engineering, Jilin University, Changchun 130025, China)

Abstract: An integrated micro-mixer driven by a valveless piezoelectric pump was designed. The valveless piezoelectric pump has triangular prismatic obstacles and variable channel heights at inlet and outlet. Based on the equivalent circuit model, the flow characteristics of the valveless pump were studied, and system simulations of the pump and the Y-type micro-channel were performed by the software Fluent. The corresponding structural parameters and control parameters of the pump and Y-type micro-channel were optimized and determined. A prototype of micro-mixer was built, and experiments on the pulsating and mixing effects were carried out in laboratory. Test results show that when the frequency is 100 Hz and the output flow rate is about 0.7 mL/min, the pulsation effect is obvious in the flow channel, which verifies the good working performance of the micro-mixer. This study may provide a reference for further application of valveless piezoelectric pump in microfluidics.

Keywords: integrated micro-mixer; valveless piezoelectric pump; equivalent circuit model

随着微机电系统(MEMS)加工、制作和装配工艺的日趋成熟,微流控系统朝着微型化、集成化和智能化的方向发展^[1],在生物、化学、制药^[2]等领域具有广泛的应用价值。微流控系统主要由微泵、微混合器、微阀等部件组成,作为微流控系统的重要组成部分,微混合器的研究和应用受到了国内外学者的

广泛关注。

根据有无外加驱动源,微混合器分为主动式和被动式 2 种^[3]。被动式微混合器主要依靠曲折流道结构来增强分子间的扩散运动,达到混合的目的,其主要结构有 T-Y 型^[4]、SAR 型^[5]和 3D 型^[6]等。被动式微混合器结构简单、易加工,但混合效率相对较

收稿日期: 2017-07-01。 作者简介: 王记波(1992—),男,硕士生;刘国君(通信作者),男,教授。 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51375207);吉林省自然科学基金资助项目(20170101136JC)。

网络出版时间: 2017-10-20

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20171020.1622.004.html>

低;主动式微混合器主要通过超声波^[7]、电场^[8]、磁场^[9]等外加激励来促进流体间的混合,因而更为高效可控。目前,主动式微混合器驱动装置多以外加场能为设计思想,其原理、结构复杂,且成本相对较高,不利于发挥混合器的实际应用价值^[10-12]。压电微泵因其结构简单、加工周期短、制作成本低等优点^[13],在微流控领域应用广泛,以压电微泵为驱动源的微混合器更具有微型化、集成化的优势。目前,压电微泵多以有阀泵为主,其工作性能受阀片材料、制作精度及装配水平限制,在活细胞输送以及含颗粒流体运输方面具有一定的局限性^[14]。无阀泵由于不受单向阀限制,在多范围介质的运输和泵送过程中运送流畅,不易阻塞,已显示出其在微流控专门领域的优势。

本文设计了一种无阀压电泵驱动的集成式微混合器。该混合器由变高度障碍式无阀压电泵和 Y 型微混合流道组成,利用压电微泵脉动微混合技术实现流体的快速精密输送。通过仿真优化、样机制作以及混合性能等实验,验证了该微混合器的工作性能。

1 压电微泵驱动的脉动混合原理

脉动式微混合原理^[15]如图 1 所示。混合系统由压电微泵驱动部分和 Y 型微流道混合部分组成,通过对压电微泵输入信号的幅值、频率和相位差的调节,可实现 2 种溶液形成如层流、混沌对流、紊流等不同混合模式。当输入信号相位差为 180°时,形成 2 种溶液脉动式交替注入,改变流量、激励信号频率可以控制两溶液交替层的厚度。这种方法操作简单、效率高、混合效果良好,可提高微尺度下的流体混合效果。

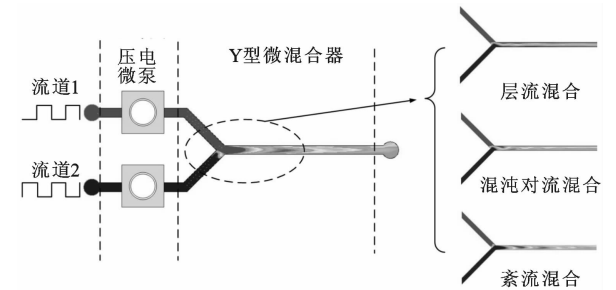


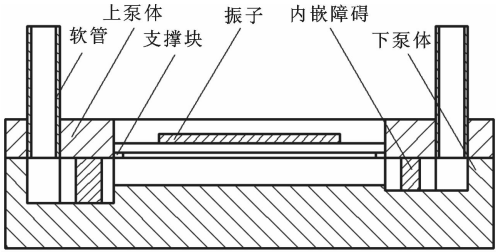
图 1 脉动式微混合原理

2 无阀压电泵的设计

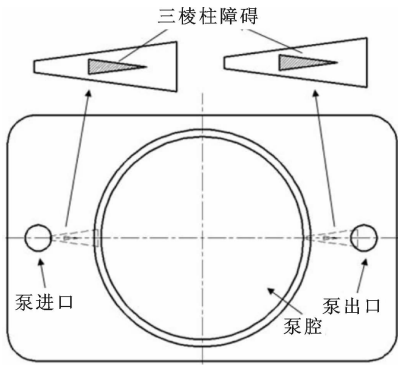
微混合器的驱动源是无阀压电微泵(以下简称无阀泵)。传统的无阀泵依靠压电振子振动产生动力源,通过扩张/收缩流道两端不同的阻力差实现流

体的单向输送。根据国内外对无阀泵的研究成果可知:通过在泵腔内设计多种形状的障碍^[16-17],可以扰乱流体在泵腔内的平稳流动,增加阻力差,提高无阀泵的输出性能;对进、出口流道进行变高度设计^[18],可以增大进、出口流道的流速差。

本文设计的无阀泵采用三棱柱障碍式泵腔和变高度流道,可提高无阀泵的性能,结构如图 2 所示。



(a) 无阀泵剖面示意图



(b) 无阀泵俯视结构图

图 2 三棱柱障碍变高度流道式无阀泵结构示意图

2.1 无阀泵的工作原理

由于三棱柱障碍的存在,无阀泵泵腔两侧的流道均被分为 3 个扩张口结构,相当于对扩张口流道进行串并联设计,其工作机理分为吸入和泵出 2 个部分。

吸入模式:压电振子向上弯曲振动,使泵腔体积增大,泵腔内压力降低,流体经两侧流道进入泵腔;由于两侧流道高度不同,左侧入口处体积较大,所以当泵腔压力降低时,入口处内外压强差增大,使流体从左侧入口处进入泵腔的流速增大;同时,左侧入口阻力经过障碍分流作用进一步减小,使流量增加,而右侧流道阻力进一步增大,使流速减小,进入的流量也相对减小。

泵出模式:当压电振子向下弯曲振动时,泵腔在内外压力差作用下从两端泵出流体;左侧流量减小、流速降低,右侧流出流量增加、流速提高,因此在一定程度上增加了两侧流道进出口的阻力差,提高了无阀泵的流量。

2.2 无阀泵的流动特性分析

为了简单有效地模拟无阀压电泵的流动特性,根据电液类比原理,将无阀泵的流固耦合模型转化为等效电路模型,分析其流动特性。

2.2.1 电液类比原理 根据电液类比原理建立如下类比关系:电压 U 类比压强 P , 电流 I 类比流量 Q 。将无阀泵的各部件分别等效成电路元件,组成完整电路。

在流体运动中,流体受流道阻力以及自身黏性力作用,出现能量损失和压降。类比电路中的电阻作用,定义流阻

$$R_{\xi} = \frac{\rho \xi q}{2S_d^2} \quad (1)$$

式中: ξ 为局部压力损失系数; S_d 为流道截面积; ρ 为流体密度; q 为流道的体积流量。

流体由于运动惯性的存在,在流道中会产生流体质量的加、减速。类比电感作用,定义流感

$$L = \frac{\Delta p}{dq/dt} = \frac{\rho l}{S_d} \quad (2)$$

式中: l 为流道长度。

在压力作用下,流道内的液体会受到压力作用出现变形,进而出现变形的反作用力,即流容。类比电容作用,定义流容

$$C = \frac{\int q dt}{\Delta p} = \frac{V}{K} \quad (3)$$

式中: V 为流体体积; K 为流体弹性模量。

2.2.2 无阀泵等效电路模型的建立 无阀泵及压电振子的相关参数如下:压电振子弹性模量 $E=190$ GPa;泊松比 $\nu=0.33$;等效系数 $\gamma=0.297$;压电振子厚度 $h_p=0.4$ mm;压电振子半径 $r_p=7.5$ mm;水的弹性模量 $K=2.2$ GPa;泵腔半径 $r_c=7.5$ mm;泵腔深度 $h_c=0.15$ mm。根据上述参数建立无阀泵的等效电路模型,组成完整电路。

(1)压电振子等效电路模型。根据类比方程,可以得到压电振子的电感方程

$$L_p = \frac{m}{S_p^2} = \frac{m_{\text{eff}}}{(\gamma S_p)^2} = 4.3 \times 10^4 \text{ N} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-5} \quad (4)$$

式中: $m_{\text{eff}}=\gamma(m_{\text{sub}}+m_{\text{act}})$,其中 m_{sub} 为铜基片质量, m_{act} 为压电陶瓷质量。

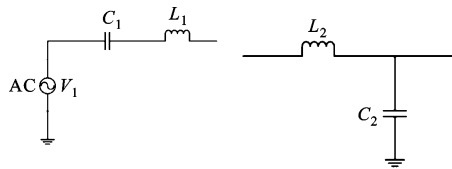
压电振子的电容方程为

$$C_p = \frac{(\gamma S_p)^2}{k} = \frac{(\gamma \pi r_p^2)^2}{k} = 8.25 \times 10^{-16} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1} \quad (5)$$

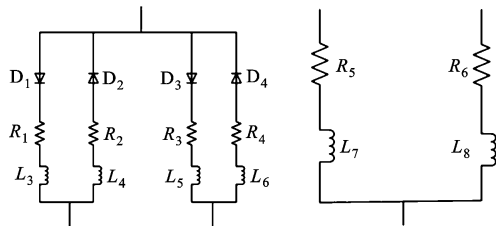
式中: S_p 为振子表面积; k 为等效弹簧系数

$$k = \frac{64}{12(1-\nu^2)} \frac{\gamma \pi E h^3}{d_2}$$

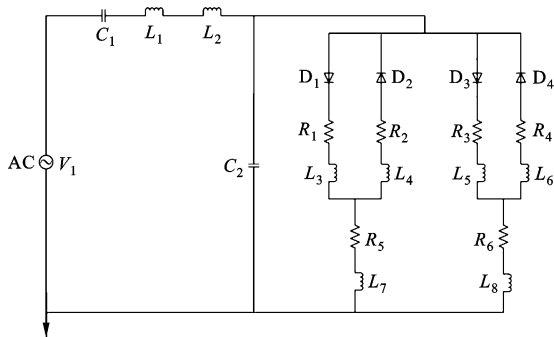
压电振子的等效电路模型如图 3a 所示。



(a) 压电振子等效电路 (b) 无阀泵泵腔等效电路



(c) 锥形障碍流道等效电路 (d) 进出口等效电路



(e) 无阀泵等效电路

图 3 等效电路模型

(2)泵腔等效电路模型。泵腔的流感方程为

$$L_c = \frac{\rho h_c}{S} = 8.49 \times 10^2 \text{ N} \cdot \text{s}^2 \cdot \text{m}^{-5} \quad (6)$$

泵腔的流容方程为

$$C_c = \frac{S_c h_c}{K} = 12.04 \times 10^{-18} \text{ m}^5 \cdot \text{N}^{-1} \quad (7)$$

式中: h_c 为泵腔深度; S_c 为泵腔横截面积; K 为流体弹性模量(2.2 GPa)。

无阀泵泵腔的等效电路模型如图 3b 所示。

(3)锥形障碍流道的等效电路模型。锥形流道的进、出口流阻不同,因此它具有流感、流阻,但不具有流容。利用二极管控制电流的正反方向来模拟无阀泵吸入和泵出的流动状态,等效电路模型图如图 3c 所示。

(4)进出口等效电路模型。无阀泵的进、出口为内嵌障碍式扩张-收缩口,具有流阻和流感,可用方程表示为

$$R_T = \frac{8\mu l}{\pi a^4}; L_T = \frac{\rho l}{S} \quad (8)$$

进、出口等效电路模型如图 3d 所示。

将上述无阀泵各部件的等效电路模型组合成整体无阀泵等效电路模型,如图 3e 所示。

由无阀泵的等效电路模型可知:当无阀泵处于泵出模式时,进、出口流阻 R_5 、 R_6 及锥形障碍流道流阻 R_1 、 R_3 和流感 L_3 、 L_5 将直接影响电路的干路电流(对应无阀泵流量)。由此可知,进、出口和锥形流道的结构参数将直接影响无阀泵的出口流量。在本文的设计中,无阀泵的进、出口采用变高度设计,而锥形障碍流道受三棱柱障碍角 θ 和最小间距 w 的影响,其中最小间距 w 指障碍最宽处到锥形边的距离,如图 4 所示。

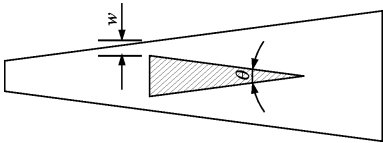


图 4 三棱柱障碍结构示意图

2.3 无阀泵结构参数的优化

为分析无阀泵的结构参数对泵性能的影响,利用流体仿真软件对三维泵体内的流场状态进行模拟仿真及参数优化,对障碍角 θ 、最小间距 w 及流道高度比 r_h 进行仿真优化设计。

2.3.1 仿真模型的建立

(1)网格划分。基于扩张-收缩口无阀压电泵的结构,根据初始结构参数,通过 Gambit 建立三维泵体模型。网格划分主要分为 3 部分:出入口;扩张-收缩流道;压电振子及三维泵体。其中,对出入口和压电振子进行四边形面网格划分,对扩张-收缩流道进行分块体网格划分,对三维泵体进行六角形体结构化网格划分,最小网格尺寸为 0.01 mm。

(2)Fluent 仿真设置。锥形管式无阀泵的内部流场受压电振子及锥形流道的影响,内部流动状态属于非定常流动,故求解器采用瞬态模拟;根据雷诺数确定流动模型采用层流模型;泵腔内的工作介质设为水;出入口设为压力出入口,压力初始值为 0。

压电振子在信号激励下产生振动。对压电振子进行静力学仿真,选择固定支承方式,振子直径为 15 mm,采用动网格模块,利用 udf 程序给压电振子加载位移变量,使振子产生弯曲振动,对流体产生驱动作用。

(3)判定标准。无阀泵以方波为驱动波形,故在仿真分析中,以 1 个周期内的最高出口流量为判定标准,用于考察和优化无阀泵的主要结构参数。

2.3.2 三棱柱障碍角对泵流量的影响 微流体通过锥形障碍流道时,受三棱柱障碍的影响,流体出现能量损失和压降,在等效电路模型中视为流阻作用。障碍角 θ 、最小间距 w 等参数在电路模型中直接影响流阻大小,进而影响无阀泵的性能。

为探究障碍角 θ 对无阀泵性能的影响并优选出最佳 θ 值,设定无阀泵工作电压为 70 V,工作频率为 200 Hz, θ 分别为 9° 、 11° 、 13° 、 15° 、 17° 、 19° ,考察 θ 值对泵出口流量的影响。出口流量仿真结果如图 5a 所示,从中可以看出,随着 θ 值的增加,无阀泵的出口流量先增大后减小,当 $\theta=15^\circ$ 时,出口流量达到最大值,即无阀泵性能最佳,故选择障碍角 θ 为 15° 。

2.3.3 最小间距对泵流量的影响 最小间距 w 直接影响进出口处的阻力差,对无阀泵的性能影响显著。设定 θ 为 15° ,工作参数与 2.3.2 小节中的相同,对 w 分别为 0.1、0.12、0.14、0.16、0.18 mm 的无阀泵进行仿真分析,以考察 w 对无阀泵性能的影响,得到的出口流量仿真结果如图 5b 所示。分析可知, w 越小则流量越大,当 w 为 0.1 mm 时,无阀泵的出口流量较大,但因加工精度的限制,无阀泵在后期需要用直径为 0.1 mm 的锥形刀具加工流道,因此最终选择 w 为 0.14 mm。

2.3.4 流道高度比对泵流量的影响 区别于传统的无阀压电泵,上述新型压电泵的扩张-收缩口流道是变高度设计。为探究变高度设计对无阀泵性能的影响,设定 θ 为 15° , w 为 0.14 mm,考察无阀泵频率在 100~300 Hz 时流道高度比 r_h 对无阀泵性能的

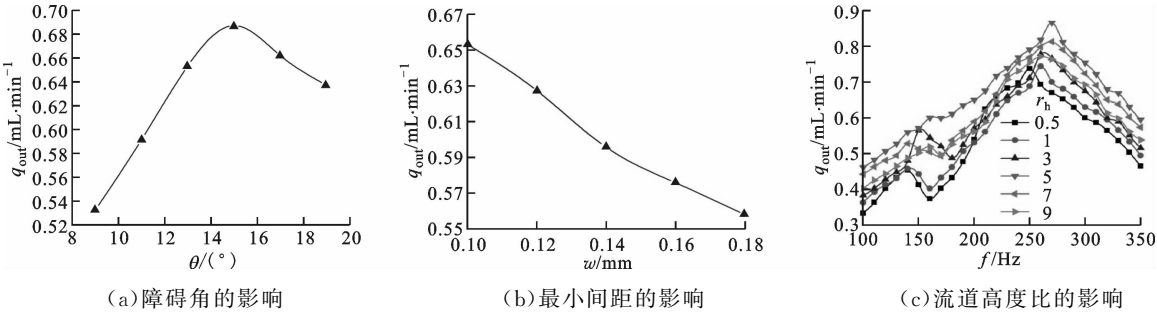


图 5 无阀泵结构参数影响出口流量的仿真结果

影响,出口流量仿真结果如图5c所示。

通过分析流道高度比-出口流量仿真曲线可知:随着高度比的增加,无阀泵出口流量呈增加趋势;当流道高度比为5、脉动频率为270 Hz时,无阀泵的性能最佳,此时出口流量为0.87 mL/min。因此,确定流道高度比为5。

3 微混合流道结构参数的确定

本文提出的微混合器以无阀泵为驱动源,对两相溶液进行脉动泵送,并在Y型混合流道中进行主动混合,Y型微流道宽度和入口流道夹角将直接影响混合效果。

采用“混合度”对混合效果进行表征,主要考察混合流道截面处流体的分布均匀性。混合度 σ 的计算公式如下

$$\sigma = 1.0 - \frac{1}{\varphi_{\infty}} \left(\frac{\sum_{i=1}^N (\varphi_i - \varphi_{\infty})^2}{N} \right)^{1/2} \quad (9)$$

式中: φ_i 为各节点的溶质体积分数; φ_{∞} 为理想均匀混合系的溶质体积分数; N 为节点数。

混合度的值为0~1,即当 $\sigma=0$ 时,2种溶液未混合;当 $\sigma=1$ 时,2种溶液完全混合。

3.1 微混合流道宽度的确定

为探究微流道宽度对混合效果的影响,设定2条入口流道的夹角为 90° ,无阀泵的工作频率为100 Hz,入口流量为0.7 mL/min,考察微流道宽度 W (0.1~0.6 mm)对混合效果的影响,仿真和计算结果如图6、图7所示。由图6、图7可知:随着微流道宽度的增大,混合度呈现先增大后减小的趋势,当流道宽度为0.2 mm时,混合度达到最大值0.86。因此,选择微流道宽度为0.2 mm。

3.2 微混合流道入口角度的确定

入口流道夹角(α)是影响混合效果的另一个重

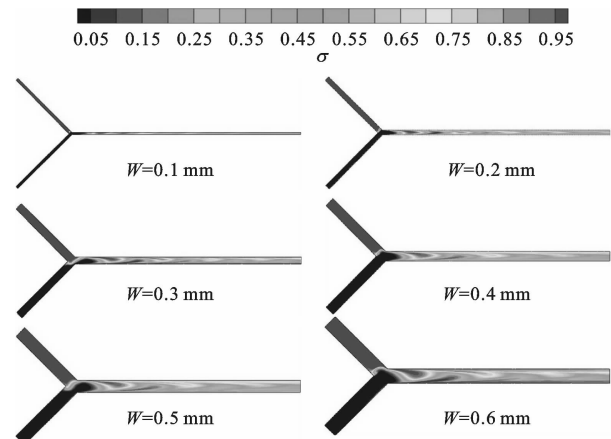


图6 不同微流道宽度时的混合度仿真结果

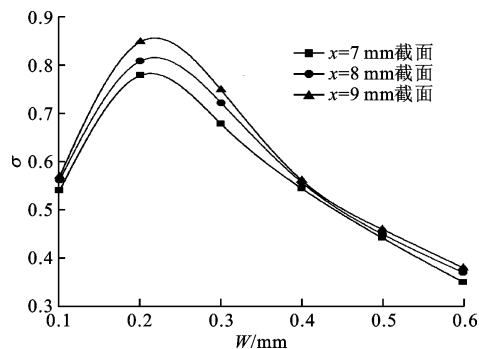


图7 混合度与微流道宽度的关系曲线

要参数。设定微流道宽度为0.2 mm,其他参数与3.1节中的相同,考察入口流道夹角(分别设为 30° 、 60° 、 90° 、 120° 、 150° 和 180°)对混合效果的影响,仿真和计算结果如图8、图9所示。

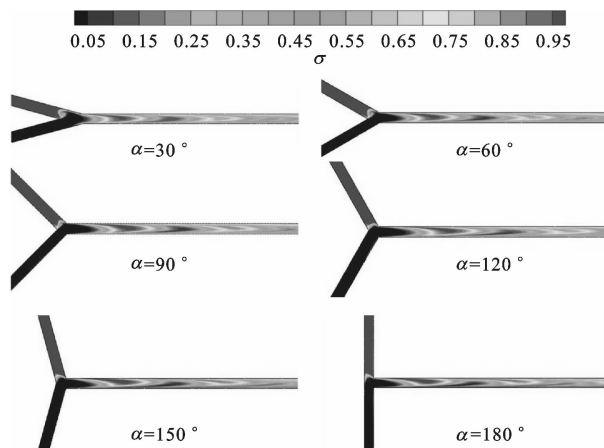


图8 不同入口流道夹角时的混合度仿真结果

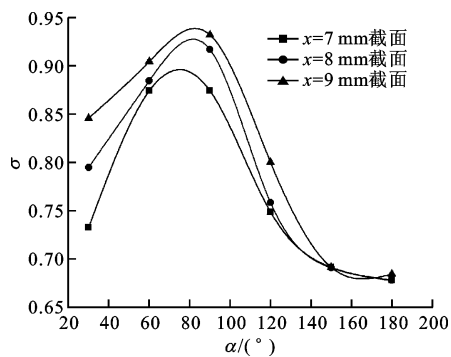


图9 混合度与入口流道夹角的关系曲线

由图8、图9可知,随着入口流道夹角的增大,混合度值先增大后减小,当 $\alpha=90^\circ$ 时混合度达到最大值,约为0.93。因此,选择入口夹角为 90° 。

4 微混合器工作参数的确定

对于脉动式微混合系统,在确定结构参数后,脉

动频率和溶液入口流量是直接影响混合效果的重要参数。

4.1 最佳脉动频率的确定

为获得最佳脉动频率,设定无阀泵的入口流量为 0.7 mL/min,脉动频率分别为 25、50、100、150、200 和 250 Hz,对混合效果进行仿真分析,结果如图 10 所示。

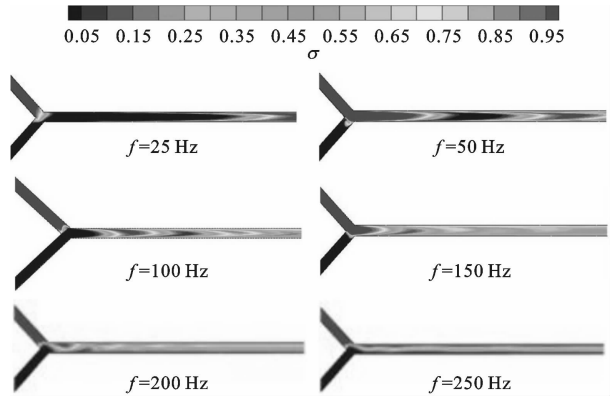


图 10 不同脉动频率下 Y 型流道混合效果的仿真结果

由图 10 可知:当频率为 25 Hz 时,流道中并无脉动现象;在 50 Hz 时,溶液已出现脉动,但效果不明显;在 100 Hz 时,流道中“月牙”清晰,脉动效果明显,具备脉动混合基本特征;在 150 Hz 时,溶液的脉动效果已开始减弱;在 250 Hz 时,混合溶液出现分层现象。分析上述结果可知:当入口流量为 0.7 mL/min 时,脉动频率取 100 Hz 混合效果最佳。

4.2 最佳入口流量的确定

设定无阀泵的脉动频率为 100 Hz,考察入口流量对混合效果的影响,仿真结果如图 11 所示。由图中可以看出:当入口流量为 0.4 mL/min 时,溶液分层现象明显;当入口流量为 0.5 mL/min 时,微流道内开始出现脉动现象;当入口流量为 0.7 mL/min 时,脉动效果最为明显,混合效果最佳;当入口流量为 0.8 mL/min 时,流体的脉动效果开始减弱。因此,当频率为 100 Hz 时,入口流量取 0.7 mL/min 脉动效果最佳。

5 微混合器样机制作

微混合器样机制作主要包括 PMMA 阳模制作、PDMS 芯片制作、无阀压电泵装配和石英玻璃板封装键合等过程,具体工艺流程如图 12 所示。

微混合器的装配图及样机照片如图 13 所示,最终获得的微混合器样机的整机尺寸为 50 mm×50 mm×8 mm。

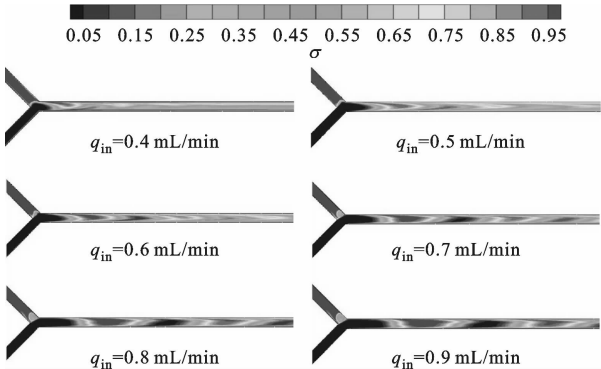


图 11 不同入口流量时 Y 型流道混合效果的仿真结果

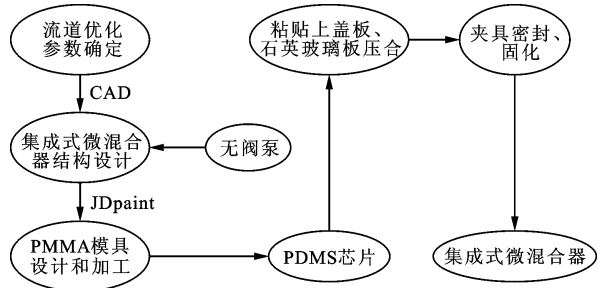
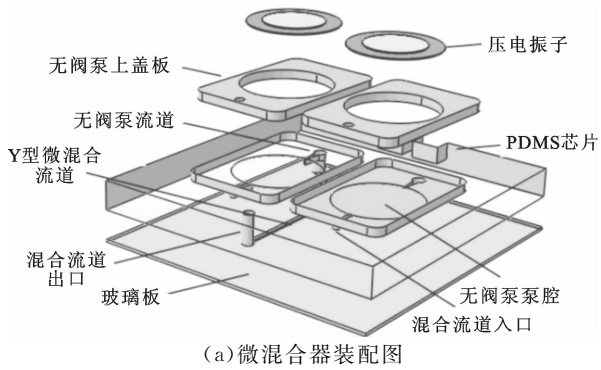
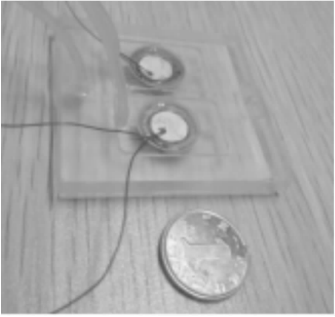


图 12 微混合器工艺制作流程



(a)微混合器装配图



(b)微混合器样机照片

图 13 微混合器装配图及样机照片

6 实验测试

对自行设计、制作的集成式微混合器进行了脉动及混合效果实验,以测试该混合器的性能。

6.1 微混合器脉动效果实验

实验方案:分别配制 10 mL 红、蓝墨水作为实

验试剂;用去离子水进行玻璃仪器的清洗并烘干备用;搭建实验平台(见图14),合理调整仪器位置及角度;利用MSH-600信号发生器调节无阀压电泵输出流量为0.7 mL/min,两相相位差为 180° ,根据无阀压电泵的不同工作频率进行实验;利用高倍放大镜观察实验结果,使用成像设备完成最后的图像处理。

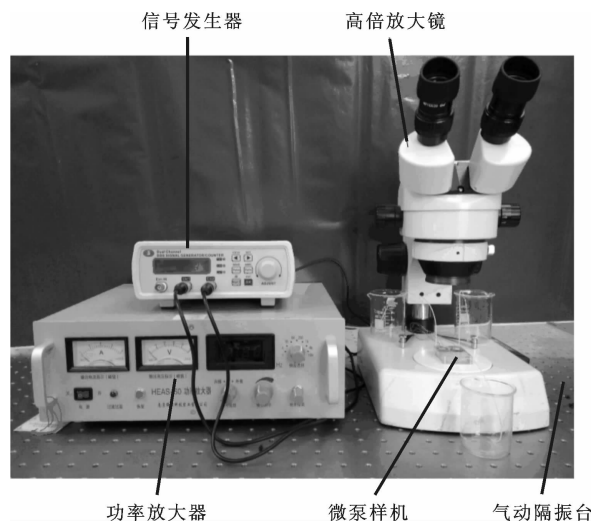


图14 微混合器脉动实验平台

实验结果如图15所示。当无阀泵的工作频率为50 Hz时,2种溶液虽无分层现象,但脉动效果并不明显;当工作频率为100 Hz时,流道内的“月牙”清晰可见,脉动效果明显;当工作频率增加至150 Hz时,脉动效果出现减弱现象;当工作频率为200 Hz时,流道内的脉动效果明显减弱,2种溶液呈现波浪形流动。流道内两相溶液的混合情况与仿真结果较为一致,说明一定的输出流量对应一定的最佳脉动频率值,同时说明该微混合器在最佳工作参数时表现出了良好的混合性能。

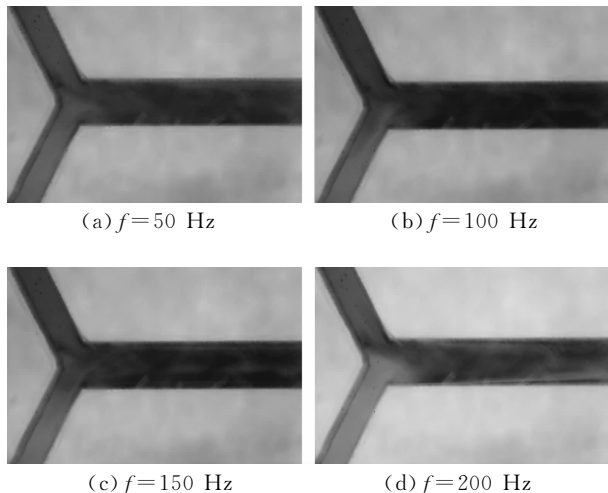
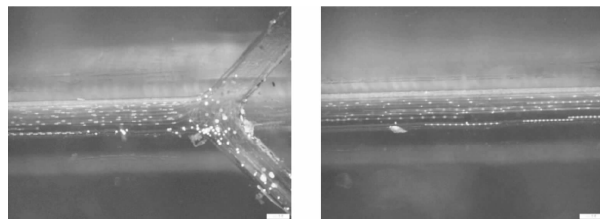


图15 脉动混合效果实验结果

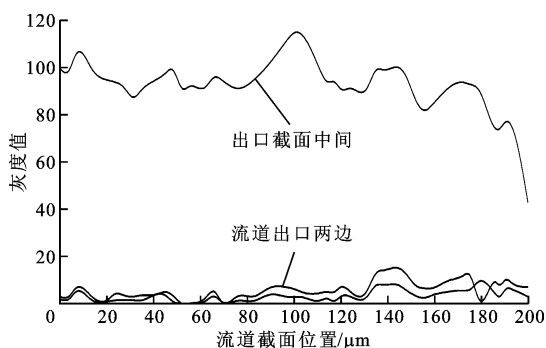
6.2 微混合器混合效果实验

实验方案:实验所用玻璃仪器均用去离子水冲洗干净,烘干备用,并用无水乙醇对无阀压电泵进行灌泵处理;配备10 mL体积分数1%的绿色荧光微球乳浊液作为一相,另一相为去离子水;用MSH-600信号发生器为无阀泵输入频率为100 Hz、相位差为 180° 的电信号,利用无阀压电泵将两相溶液以0.7 mL/min的流量脉动注入;利用倒置荧光显微镜观察流道内荧光粒子的运动及混合状态,并使用PC主机完成最后的成像及灰度值处理。

利用出口截面的灰度值检测两相溶液的混合情况,若灰度值在截面处明暗相间或者均匀分布,则表明2种溶液均匀混合。图16a为混合流道入口处的荧光粒子运动情况,可以看出此时入口处两相溶液处于脉动混合状态;图16b为流道出口处的荧光粒子运动情况,此时荧光粒子均匀充满混合流道,且流动平稳;图16c为出口处的粒子灰度值分布图,受流道壁面附着荧光粒子的影响,流道两边灰度值呈现下降趋势,而出口截面中间部分的灰度值在100上下且波动很小,曲线较为平稳,表明荧光粒子混合良好。



(a)入口处粒子混合情况 (b)出口处粒子混合情况



(c)出口处粒子灰度值分布图

图16 荧光粒子混合情况

7 结 论

本文提出了一种采用三棱柱障碍变高度流道式结构的无阀压电泵驱动集成式微混合器。对无阀压电泵的结构参数进行了优化分析,对微混合流道的结构和控制参数进行了进一步优化,设计制作了样

机,并进行了相应的脉动和混合效果实验,得出以下结论:

(1)该新型无阀压电泵通过设置三棱柱障碍以及进行进、出口流道变高度设计,可提高无阀压电泵的性能,同时,微混合器的良好性能可拓展无阀压电泵在微流控领域的应用。

(2)利用等效电路模型,将无阀压电泵的流固耦合关系转换成电路模型来分析无阀压电泵的流动特性,是一种更为简单有效的研究方式。

(3)对于脉动微混合系统,通过调节控制参数可以实现多种混合模式。

参考文献:

- [1] FU E, DOWNS C. Progress in the development and integration of fluid flow control tools in paper microfluidics [J]. *Lab on a Chip*, 2017, 17(4): 614-628.
- [2] WU M H, HUANG S B, LEE G B. Microfluidic cell culture systems for drug research [J]. *Lab on a Chip*, 2010, 10(8): 939-956.
- [3] CHEN X, LI T. Research progress of the passive microfluidic mixers [J]. *Micronanoelectronic Technology*, 2013, 50(11): 710-714.
- [4] PAPADOPOULOS V E, KEFALA I N, KAPROU G, et al. A passive micromixer for enzymatic digestion of DNA [J]. *Microelectronic Engineering*, 2014, 124: 42-46.
- [5] SADABADI H, PACKIRISAMY M, WUTHRICH R. High performance cascaded PDMS micromixer based on split-and-recombination flows for lab-on-a-chip applications [J]. *RSC Advances*, 2013, 3(20): 7296-7305.
- [6] LIU K, YANG Q, CHEN F, et al. Design and analysis of the cross-linked dual helical micromixer for rapid mixing at low Reynolds numbers [J]. *Microfluidics & Nanofluidics*, 2015, 19(1): 169-180.
- [7] SHILTON R J, YEO L Y, FRIEND J R. Quantification of surface acoustic wave induced chaotic mixing-flows in microfluidic wells [J]. *Sensors & Actuators: B Chemical*, 2011, 160(1): 1565-1572.
- [8] CHOI E, KWON K, LEE S J, et al. Non-equilibrium electrokinetic micromixer with 3D nano-channel networks [J]. *Lab on a Chip*, 2015, 15(8): 1794-1798.
- [9] KAMALI R, SHEKOOHI S A, BINESH A. Effects of magnetic particles entrance arrangements on mixing efficiency of a magnetic bead micromixer [J]. *Nano-Micro Letters*, 2014, 6(1): 30-37.
- [10] LIM C Y, LAM Y C, YANG C. Mixing enhancement in microfluidic channel with a constriction under periodic electro-osmotic flow [J]. *Biomicrofluidics*, 2010, 4(1): 014101.
- [11] LEE S J, KIM D. Millisecond-order rapid micromixing with non-equilibrium electrokinetic phenomena [J]. *Microfluidics & Nanofluidics*, 2012, 12(6): 897-906.
- [12] SALMANZADEH A, SHAFIEE H, DAVALOS R V, et al. Microfluidic mixing using contactless dielectrophoresis [J]. *Electrophoresis*, 2011, 32(18): 2569-2578.
- [13] 许忠斌, 杨世鹏, 刘国林, 等. 微泵的研究现状与进展 [J]. *液压与气动*, 2013(6): 7-12.
XU Zhongbin, YANG Shipeng, LIU Guolin, et al. Development of micropump research [J]. *Chinese Hydraulics & Pneumatics*, 2013(6): 7-12.
- [14] REVATHI S, PADMANABHAN R. Study of the effect on flow rate for planar type polymer-based diaphragm piezoelectric actuated valveless micropump for insulin delivery [J]. *Advances in Materials & Processing Technologies*, 2016(1): 1-13.
- [15] 刘国君, 杨旭豪, 刘建芳, 等. 压电驱动脉动混合可控合成金纳米粒子 [J]. *稀有金属材料与工程*, 2016(6): 1625-1630.
LIU Guojun, YANG Xuhao, LIU Jianfang, et al. Controlled synthesis of gold nanoparticles using pulsed mixing based on piezoelectric actuation [J]. *Rare Metal Materials and Engineering*, 2016(6): 1625-1630.
- [16] 张建辉, 曹炳鑫, 陈道根, 等. 半球缺阻流体无阀压电泵的实验验证 [J]. *光学精密工程*, 2014, 22(1): 76-84.
ZHANG Jianhui, CAO Bingxing, CHEN Daogen, et al. Experimental verification on valve-less piezoelectric pump with hemisphere-segment bluff-body [J]. *Optics and Precision Engineering*, 2014, 22(1): 76-84.
- [17] ZHANG J H, XIA Q X, YI H, et al. Theory and experimental verification of valveless piezoelectric pump with rotatable unsymmetrical slopes [J]. *Science China Technological Sciences*, 2011, 54(11): 3070-3077.
- [18] NAKATA A, TANAKA S, SUGANO K, et al. Electrical equivalent circuit model of microfluidic system containing piezoelectric valveless micropump and viscoelastic PDMS microchannel [C]// *Proceedings of International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*. Washington, DC, USA: Chemical and Biological Microsystems Society, 2008: 23-24.

(编辑 葛赵青)