

基于小型电磁动力驱动器的微流道混合控制研究

刘庆明*¹, 白春华¹, Nadine Aubry²

(1. 北京理工大学 机电工程学院, 北京 100081; 2. New Jersey Institute of Technology, Newark, NJ 07102, U SA)

摘要: 对于许多微流体应用系统来说, 流体的混合是至关重要的。本文研究了基于电磁流体动力混合器的微流道主动混合控制方法, 建立了该微流道混合系统的理论模型并进行了数值模拟。在交变 Lorentz 驱动下, 流经混合器流道的流体及其分界面在混合器流道内往复运动, 流体界面的反复折叠与流体局部流动使流体混合, 流体的横向往复运动使流体分界面反复折叠从而使流体间的接触面积大大增加。对流体混合过程进行了讨论并给出了流体混合程度评价方法。

关键词: 流体混合; 微管道流动; 微尺度混合; 流动控制
中图分类号: O361 **文献标识码:** A

1 引言

微流体系统正在广泛应用于生物学、生物技术等科学领域, 典型应用包括化学分析(NDA 及蛋白质)、分子筛选、化学反应及微量流体传输等^[1]。在这些应用中, 通常都要将两种或两种以上的流体快速混合。实际上, 对应于压力驱动的微流体管道流动的 Reynolds 很小, 流体的流动状态为层流, 相邻流体间的混合方式主要是分子扩散。由于分子扩散导致的流体混合速度很慢, 要使流体在微流道内靠扩散完全混合, 需要很长的混合时间和混合流道长度, 而对于一些微流体应用领域如微化学反应、微快速检验等来说, 流体组分的快速混合是至关重要的。

近几十年来, 很多学者从理论和实验的角度对微流体进行了广泛研究, 并提出了多种类型的微流体混合器, 这些微混合器可分为(1)主动混合器和(2)被动混合器^[2,3]。被动混合器又可分为简单平面混合器^[4], 迭片结构混合器^[5,6]和随机对流混合器^[7]。被动混合器采用灵巧的特殊几何形状产生横向流动或使流体处于无序的流动状态以增加流体的混合速度。主动混合器采用外加于流体上的激励以加强流体混合。一般的激励方式有: 运动部件^[8]、压力头^[9]、电渗驱动^[10]、外加热流场^[11]、超声

波^[12]、电场、磁场^[13,14]等。

与大尺度宏观流体流动相比, 当流体的特征尺度接近微米量级时, 流体的流动特征发生了很大变化, 这种变化对气体的影响较大。当微流体流动的特征尺度接近分子的平均自由程时, 经典的连续介质理论不再适用, 可压流体的流动状态(层流或湍流)的判断准则及无滑移边界条件等, 都需要进行修正或重新定义; 与气体不同, 液体分子间距接近分子直径, 因此液体几乎是不可压缩的, 同时无滑移边界条件在大多数液体微流体流动中是适用的。液体单位体积内包含足够量的分子, 因此即使在极小的管道中也可以看作是连续的。一般情况下, Navier-Stokes 方程和无滑移边界条件可以描述液体在微流道中的流动。

本文对“T”型微流体管道中的电磁动力混合过程进行了理论分析和数值模拟, 并与实验结果进行了比较。给出了流体混合程度的评价方法。该混合程度评价方法, 可用于微流道混合过程数值试验结果及微流道混合过程物理实验结果的流体混合程度评价。数值计算结果与实验结果吻合较好。

2 结构与原理

电磁流体动力驱动的微流道混合系统由“T”型微流道与环形驱动器组成, 如图 1 所示。图中 1、2 流道为流体供给通道, 3 为流体混合通道, 6 为环形驱动器流体通道。A 和 D 分别为不同流体入口, C 为混合流体出口, 4 和 5 分别为环形驱动器的电极。环形驱动器轴线通过混合通道对称面且

收稿日期: 2006-08-20; 修改稿收到日期: 2006-06-18
基金项目: 国家自然科学基金(10772032)资助项目。
作者简介: 刘庆明*(1963), 男, 博士, 教授
(E-mail: qmliu@bit.edu.cn)

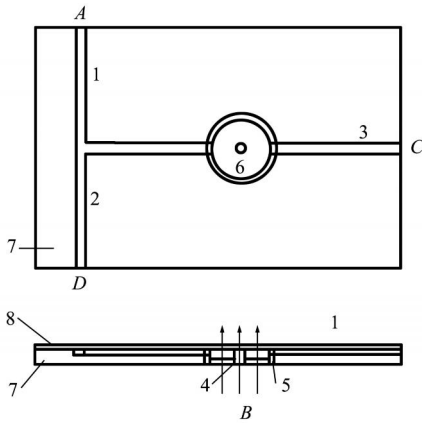


图1 “T”型微流道混合器

Fig. 1 “T” shape micro channel mixer

与 T 形流道组成的平面垂直。流体供给流道长 6mm, 流体混合流道长 16 mm, 环形流体驱动器位于混合流道中部。微流道横截面尺寸为 0.5 mm × 0.3 mm。环形驱动器流道内径 0.5 mm, 外径 3.0 mm, 流道截面尺寸为 1.25 mm × 0.5 mm。“T”型微流道基体 7 的材料为透明聚碳酸酯塑料, 采用数控铣床在基体材料上加工出矩形截面流道沟槽和环形驱动混合器流道。环形驱动器由铜质圆环形电极、铜质圆柱形中心电极与聚碳酸酯基座组成; 当在电极两端加上电压时, 在环形流道内就会产生沿半径向方向的电场。在环形电极与微流道交界处, 环形电极上开一与流道相对的矩形槽, 使微流道与环形驱动器流道连通。在微流道及环形混合器的上表面, 胶合一光学玻璃 8 使之与微流道及环形混合流道形成封闭通道。在环形驱动器的下面, 有一与环形驱动器同轴的轴向极化的环形永久磁铁, 以在环形流道内产生沿轴线方向的磁场 B。

当不同流体分别经由“T”型微流道的两个入口进入微流道后, 在混合流道汇合并形成具有明显分界面的并行流动。在流体流经混合器环形流道时, 由于周期性 Lorentz 力的作用, 流体分界面发生折叠并在不同流体间穿梭、扫动, 使流体很快混合。

3 理论建模

随着微机电系统的发展及其应用领域的不断扩大, 流体在微尺度管道中的流道特征引起了人们的重视。在微米或纳米尺度下研究流动问题时, 需要考虑流道尺寸与分子平均自由程的相对关系。如果流道的特征尺度与流体分子平均自由程相近

或小于平均自由程, 宏观尺度下的连续性假设就不再适用了。无量纲参数 Knudsen 数

$$K_n = \frac{\lambda}{L} \quad (1)$$

可用来表征分子自由程和流道尺寸对流动状态的影响。式中 λ 为流体分子平均自由程, L 为流道的特征长度。当 $K_n \leq 0.001$ 时, 流体的流动满足无滑移边界条件及连续流体的 Navier-Stokes 方程; 当 $K_n \leq 10$ 时, 流体的流动即不是连续流道, 也不是自由分子流动; 当 $K_n \geq 10$ 时, 流体的流动可以看成是分子自由流动^[15]。在一个大气压和 300°K 条件下, 空气分子的平均自由程为 0.07 μm , 水分子平均自由程为 0.09177 nm。由此可以推算得到: 在一个大气压和 300°K 条件下, 满足无滑移流动和连续流动的水和空气的最小尺度为 91.77nm 和 70 μm , 即当空气流动的特征流动尺度大于 70 μm 时, 可视为无壁面滑移的连续流动, 水流动的特征尺度大于 91.77 nm 时, 水的流动可视为连续流动。本文采用的流体介质为室温(20°K)氯化钠饱和水溶液, 微流道的特征尺度为 300 μm , 可视为无壁面滑移的连续流动。

3.1 驱动器流道内电场分布

根据电场理论, 电场强度 E 可表示为

$$E = -\nabla V \quad (2)$$

式中 V 为电势, 电势 V 满足 Laplace 方程:

$$\nabla^2 V = 0 \quad (3)$$

在以环形混合器轴线为中心的圆柱坐标系中, Laplace 方程可以写成

$$\nabla^2 V = \frac{1}{r} \left(\frac{\partial}{\partial r} r \frac{\partial V}{\partial r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial^2 V}{\partial \theta^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial Z^2} = 0 \quad (4)$$

本研究驱动器流道为轴对称结构, 电极分布也为轴对称分布, 因此可以认为电势分布是基本轴对称的; 同时假设在驱动器流道内, 电势沿轴线 Z 方向均布, 即有

$$\frac{\partial^2 V}{\partial \theta^2} = 0, \quad \frac{\partial^2 V}{\partial Z^2} = 0 \quad (5)$$

则 Laplace 方程可以简化成:

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} \left(r \frac{\partial V}{\partial r} \right) = 0 \quad (6)$$

边界条件为

$$V_r \Big|_{r=r_0} = V_0, \quad V_r \Big|_{r=R} = 0 \quad (7)$$

式中 R 为驱动器流道外径, r_0 为驱动器流道内径(中心电极直径)。

由式(2), 式(6)和式(7), 可得驱动器流道内

电场分布:

$$E = \frac{V_0}{\ln r_0} \frac{1}{r} \mathbf{e}_r = E_r \mathbf{e}_r \quad (8)$$

3.2 作用于流体的驱动力分布

根据欧姆定律, 导电率为 σ 的导体在电磁场中运动时, 导体中的电流密度 \mathbf{J} 可以表示为

$$\mathbf{J} = \alpha(\mathbf{E} + \mathbf{u} \times \mathbf{B}) \quad (9)$$

式中 \mathbf{B} 是磁场的磁通量密度, \mathbf{u} 是流体质点的速度。作用于流体的 Lorentz 力可以写成:

$$\mathbf{F} = \mathbf{J} \times \mathbf{B} = \alpha(\mathbf{E} + \mathbf{u} \times \mathbf{B}) \times \mathbf{B} \quad (10)$$

本研究 $\mathbf{B} = B_z \mathbf{e}_z$, 在圆柱坐标系中, 驱动器流道内流体受到的 Lorentz 力表示为

$$\mathbf{F} = F_\theta \mathbf{e}_\theta + F_r \mathbf{e}_r \quad (11)$$

式中 $F_\theta = -\alpha B_z (E_r + B_z u_\theta)$, $F_r = -\alpha u_r B_z^2$, 在直角坐标系中, 驱动器流道内流体受到的 Lorentz 力表示为

$$\mathbf{F} = F_x \mathbf{i} + F_y \mathbf{j} = (F_r \cos \theta - F_\theta \sin \theta) \mathbf{i} + (F_r \sin \theta + F_\theta \cos \theta) \mathbf{j} \quad (12)$$

式中 $\cos \theta = x / \sqrt{x^2 + y^2}$, $\sin \theta = y / \sqrt{x^2 + y^2}$ 。

3.3 有驱动力源项的多组分系统基本方程

综上所述, 有电磁驱动力源项的多组分系统基本方程可写为

质量守恒方程:

$$\frac{\partial}{\partial t} \rho + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = 0 \quad (13)$$

组分守恒方程:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho Y_i) + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = -\nabla \cdot \mathbf{J}_i \quad (14)$$

$$\mathbf{J}_i = -(\rho D_{im}) \nabla Y_i$$

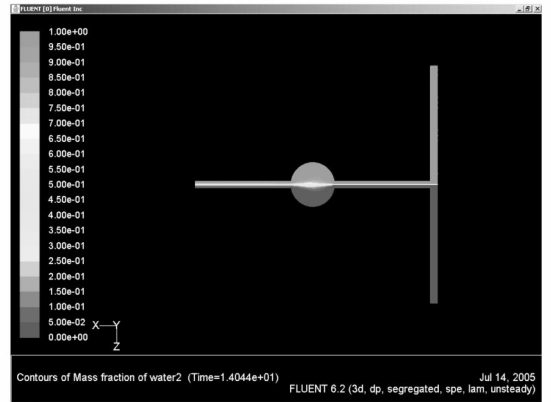
动量守恒方程:

$$\frac{\partial}{\partial t} (\rho \mathbf{v}) + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v} \mathbf{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot \bar{\boldsymbol{\tau}} + \rho \mathbf{g} + \mathbf{F} \quad (15)$$

式中 $\bar{\boldsymbol{\tau}}$ 为应力张量, $\rho \mathbf{g}$ 和 \mathbf{F} 分别为重力和 Lorentz 力。

4 数值分析及结果讨论

采用流体力学计算机模拟软件, 对上述“T”微流道电磁流体动力混合过程进行了数值分析。数值计算模型参数及其边界条件为: 混合流体为氯化钠去离子水饱和溶液, 导电率为 13 S/m, 混合室内磁场强度为 0.15 T, 含 Cl 和 Na 离子的溶液的扩散系数 D_{im} 为 $10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$, 水粘度为 $10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ 。流体 1 和流体 2 以 10 mm/s 的速度分别由 T 形微流道的 A



$$Md(x = -2 \text{ mm}) = 0.02, Md(x = 2 \text{ mm}) = 0.185$$

图 2 “T”型流道内不同流体的扩散混合流动

Fig. 2 Diffusive mixing flow in “T” shape channel

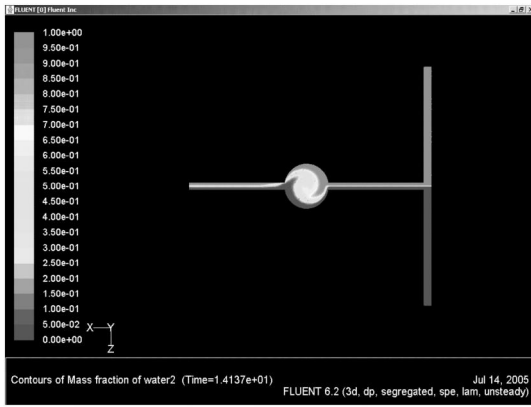
入口与 D 入口进入微流道, 不同的流体在微流道汇合并形成具有明显分界面的平行流动。流体在管道壁的边界条件为无滑移边界条件。在没有电场作用条件下, 在混合流道内的流体的稳定流动状态为具有明显分界面的平行流动, 流动为层流。在流动过程中, 由于流体分子、离子的自由扩散, 分界面附近的流体发生局部扩散混合, 在混合流道内, 沿流体流动方向, 流体分界面宽度有微量增加, 但在混合流道出口处, 流体的混合程度很小, 绝大部分流体未被混合, 如图 2 所示。图中 Md 为流体混合程度系数, 详见下文。在电极中心轴处 $x = 0$, x 轴正方向为流动分析。该流动的 $Re = v \cdot L / \nu = \frac{10 \text{ mm/s} \cdot 0.3 \text{ mm}}{10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}} = 3$, 流体的流动状态为层流。

当在混合器电极加上按正弦规律变化的电压后, 在混合器流道内产生交变磁场。在 Lorentz 力的作用下, 流体在混合器内沿圆周方向往复运动, 流体的分界面发生褶皱并在两种流体之间往复扫动, 流体分界面变宽并最终消失。图 3(a ~ f) 所示为当在流体混合器电极间施加频率 2 Hz、峰值电压为 1 V 正弦电压条件下, 流体的混合过程。图 4 所示为实验得到的初始时刻流体组分分布, 图 5 所示为实验得到的电磁流体驱动混合器流道内的混合过程, 图 6 所示为实验得到的混合流道内的混合过程。

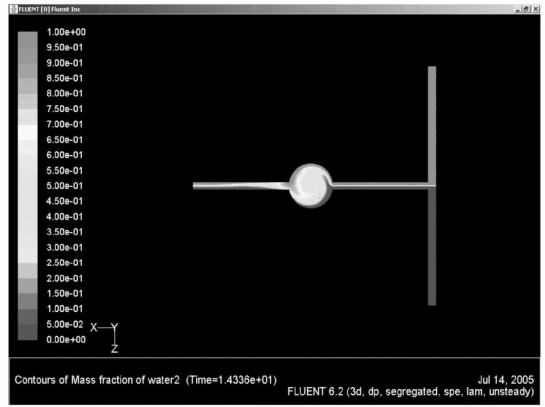
为了定量描述流体的混合程度, 引入混合度系数 Md , 其定义为

$$Md = 1 - \frac{1}{\mu} \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (Y_{Ai} - \mu)^2}{N}} \quad (16)$$

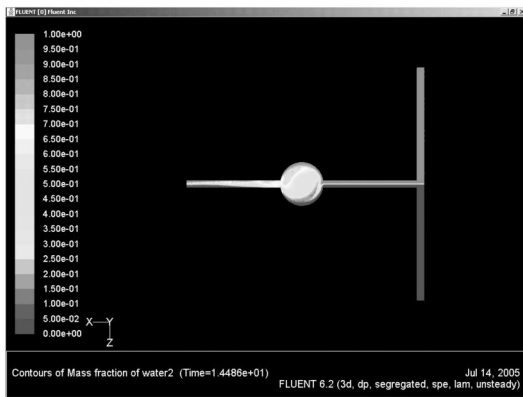
式中 Y_{Ai} 为组分 A 在 i 单元的质量分数, N 为被评



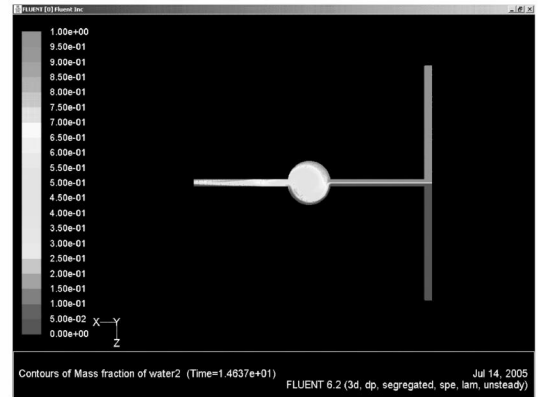
(a) $Md = 0.23$



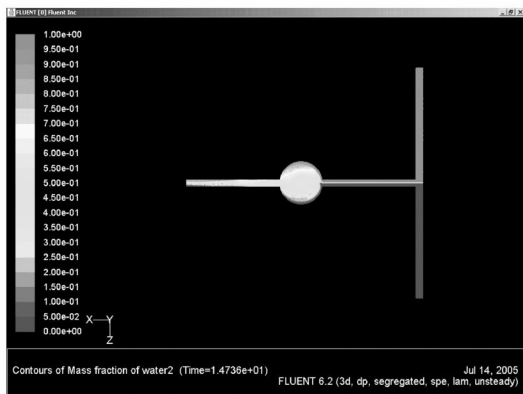
(b) $Md = 0.42$



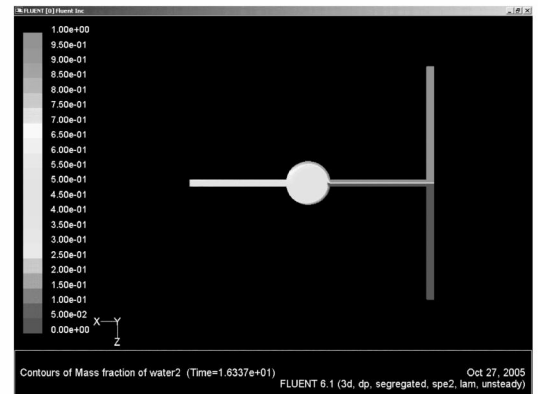
(c) $Md = 0.69$



(d) $Md = 0.82$



(e) $Md = 0.85$



(f) $Md = 0.96$

图 3 频率 2 Hz、峰值电压 1 V 条件下流体的混合过程中的质量分数分布

Fig. 3 Mass fraction distribution during the mixing process at actuation frequency 2 Hz, peak voltage 1 V

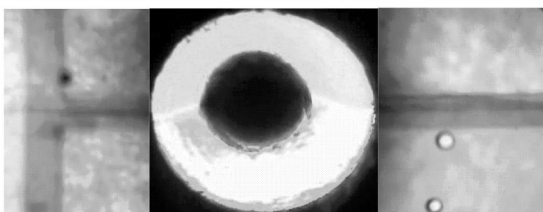


图 4 实验得到的无电磁驱动力作用下流体初始流动
Fig. 4 Experimental result of initial flow without electro magneto hydrodynamic actuation

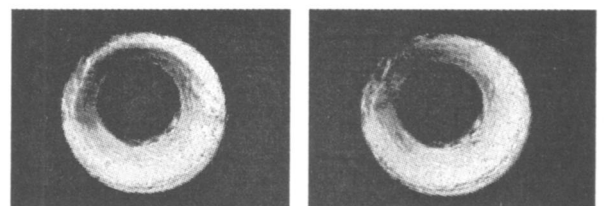


图 5 实验得到的电磁流体驱动器流道驱动混合过程
Fig. 5 Experiment results of stirrer chamber mixing process

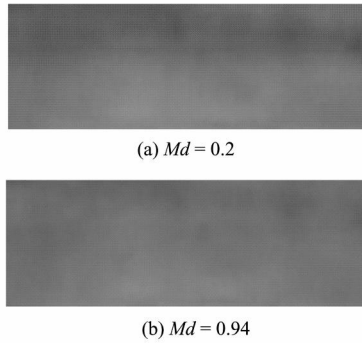


图 6 实验得到的混合流道混合过程

Fig. 6 Experimental results of channel mixing process

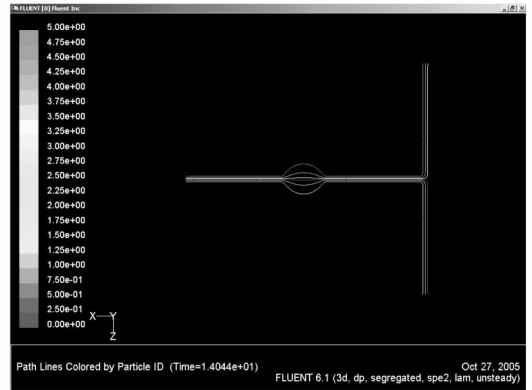


图 7 无电磁驱动力条件下流体流线

Fig. 7 Streamline without electro magneto actuation

价区域的单元个数, μ 为流体组分完全混合时, 组分 A 的质量分数。本研究中, 两种流体的供给速度与供给流量相等, 因此流体完全混合时任一流体组分的质量分数相等且 $\mu = 0.5$ 。当流体完全混合时, $M_d = 1$, 当流体完全分开时, $M_d = 0$ 。该混合度系数可以用于对流体混合结果(包括数值计算结果和实验结果)进行量化评估。由图 2 所示的无电磁驱动力条件下的组分质量分数分布图中可以得到: 流体由两个入口分别进入混合流道并形成具有明显分解面的平行流动, 在进入驱动混合器流道之前流体只有微量局部混合, 在距混合器中心轴上游 2 mm 处混合度系数为 0.02; 当流体流经流体驱动器流道时流道横截面发生突变, 流体在分界面很小的局部范围发生混合, 流体混合度系数从进入流体混合器前的 0.02 增加到 0.185。在流体混合驱动器电极上施加幅值为 1 V、频率 2 Hz 的正弦电压后, 流体迅速混合, 由图 3 所示不同时刻流体组分的质量分数分布可得, 在流体混合器施加驱动力 0.69 s 后, 流体混合器下游 2 mm 处的流体混合度系数达到 0.85, 在流体混合器施加驱动 2.3 s 后, 流体混合器下游 2 mm 处的流体混合度系数达到 0.96。通过与实验结果对比, 数值模拟结果与实验结果吻合较好; 流体的快速混合主要是由于流体分界面的折叠与流体质点的局部流运。图 7 所示为没有外加驱动力条件下流体流线分布图, 可见流体流线呈对称分布, 对称面为流体分界面。在混合器驱动力的作用, 流经驱动器流道的流体界面发生弯曲和折叠, 时而第一种流体进入第二种流体, 时而第二种流体进入第一种流体, 使流体界面发生折叠, 大大增加了流体界面的面积, 同时流体质点在流体界面附近交替运动, 也会增加流体质点的局部流动, 从而增加流体的混合程度。在流体流出混合器流道进入混合流道过程中, 由于交变驱动力的作用, 时而大部

分一种流体和少部分第二种流体进入混合流道, 时而大部分第二种和少部分第一种流体进入混合通道, 这也使流体分界面发生弯曲和折叠, 加速了流体的混合。搅拌混合过程中流体流线如图 8 所示, 可以看出, 有时第一种流体进入第二种流体, 有时第二种流体进入第一种流体。流体分界面在搅拌混合流道内的折叠(即一种流体进入另一种流体中)次数及流体分界面往复折叠运动的幅值是影响流体混合效果的主要参数。为了表征周期性外力作用下流体的特性, 引入 Strouhal 数, 定义为流体的流动时间与周期性外加激励的周期之比, 即

$$St = \frac{t_{\text{flow}}}{t_{\text{forcing}}} = \frac{(D/v)}{(1/f)} = \frac{Df}{v} \quad (17)$$

式中 v 为流体质点在驱动器流道内的平均速度, D 为流体驱动器流道外径。流体流经驱动器流道的时间 t_{flow} 可用下式求得:

$$t_{\text{flow}} = \frac{\pi}{4A_s v_{ch}} D^2 h \quad (18)$$

式中 v_{ch} 为混合微流道内流体的速度, A_s 为微流道横截面积, h 为混合器流道高度。本研究中, $D = 3 \text{ mm}$, $h = 0.5 \text{ mm}$, $A_s = 0.3 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$, $v_{ch} = 20 \text{ mm/s}$, 可得 $t_{\text{flow}} = 1.675 \text{ s}$ 。由式(17)得 $St = 2.355$ 。即流体流经驱动器流道时, 作用在流体质点的激励周期数为 2.355。在折叠运动幅值一定的情况下, St 越大, 流体混合越均匀。

在正弦电场驱动下, 流体在混合器流道内往复运动, 不同时刻其横向运动速度最大值沿混合器流道半径的分布如图 9 所示。考虑到流体速度在流道内的分布及其搅拌运动的周期性变化, 可得流体搅拌运动的平均速度为 21 mm/s。由于流体的驱动力按正弦周期性变化, 由驱动力导致的流体分界面的振动(折叠)幅值为 5.25 mm。要使流体有效混合,

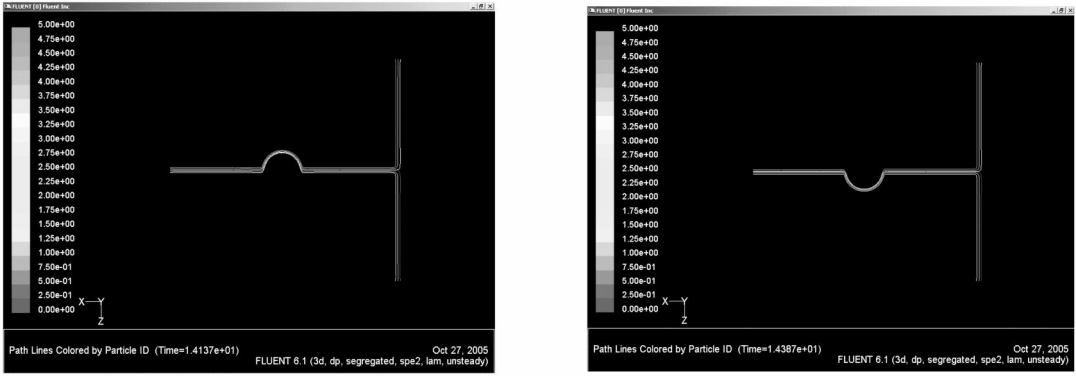


图 8 有电磁驱动力条件下流体流线

Fig. 8 Streamline under electro magneto actuation

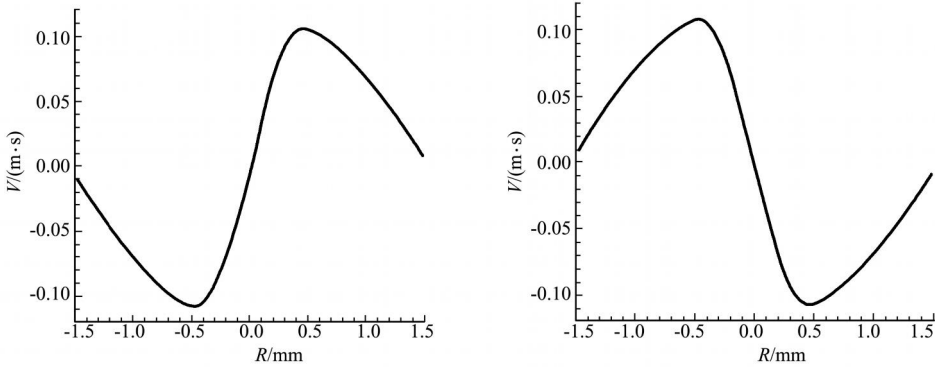


图 9 有电磁驱动力条件下流体的横向搅拌运动速度分布

Fig. 9 Transverse flow velocity distribution of stirrer under electro magneto hydrodynamic actuation

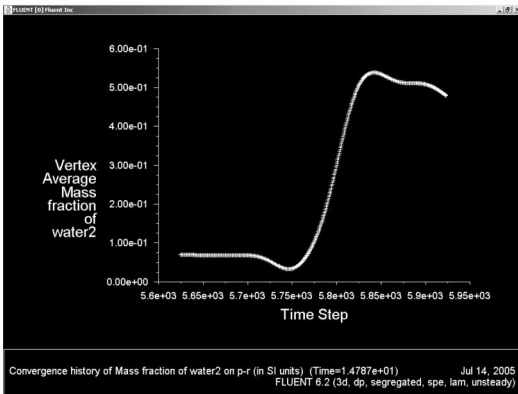


图 10 出口处流体介面附近的质量分数

Fig. 10 Mass fraction history at channel outlet

图 10 所示为混合流道出口处流体界面附近某点处组分质量分数的变化曲线。由图可见, 在没有电磁驱动条件下, 流体组分的质量分数稳定在一个较低的水平, 约为 0.08。在经过 100 个时间步长后 (每个时间步长为 0.0025 s), 组分的质量分数变为已经接近完全混合时的质量分数(完全混合时的质量分数为 0.5), 流体的混合时间为 0.25 s。

5 结 论

采用环形电磁流体驱动器可以实现微流道流体的连续快速混合。通过在环形混合器电极两端施加周期性变化的电压, 并在混合器流道内施加沿轴线方向的磁场, 借助于作用在流体上的 Lorentz 力, 可以实现流体在微流道中的快速混合。电磁驱动微流体混合的机理是在外加驱动力作用下, 流体界面发生变形和折叠以及驱动诱导的流体局部的流动。流体激励运动的 Strouhal 数足够大及流体界面折叠运动的相对振动足够大, 是流体的混合必要条件, 二者缺一不可。电磁驱动的微流体混合具

流体折叠运动的振幅与为流道宽度相比应足够大。本研究微流道宽度为 0.5 mm, 折叠运动幅值远大于为流道宽度。定义界面折叠运动的振幅与流道宽度之比为相对振幅, 则流体有效混合条件为相对振幅远大于 1。流体搅拌运动的振幅越大, 流体界面变形越大, 流体的接触面积越大; 搅拌运动的 St 越大, 流体界面的折叠次数越多, 流体地接触面积也越大, 同时流体质点的随机对流运动也有助于流体的混合。

有如下优点: (1) 流道及混合驱动器几何形状简单, 方便了微流控系统的加工; (2) 混合速度快, 流体由不同入口进入混合系统, 出口即为混合均匀的流体; (3) 不需外加运动部件。

参考文献(References):

- [1] ABRAHAM D. STROOCK Stephan K. W. Dertinger, Armand Ajdari, Igor Mezic, Howard A. Stone, George M. Whitesides, 2002. Chaotic Mixer for Micro channels. *Science* 295: 647-651.
- [2] 白 兰, 吴一辉, 张 平. 基于 MEMS 的微流体混合器的研究与进展[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2004, **36** (4): 543-545. (BAI Lan, WU Yi hui, ZHANG Ping. Investigation progress of microfluidic mixers based on MEMS[J]. *Journal of Harbin Institute of Technology*, 2004, **36** (4): 543-545. (in Chinese))
- [3] 孙长敬, 鲁 建, 褚家如. 一种新型压电驱动微流体混合器[J]. 微细加工技术, 2005, **6** (2): 55-62. (SUN Chang jing, LU Jian, CHU Jia ru. A new microfluidic mixer driven by piezoelectric ceramic[J]. *Microfabrication Technology*, 2005, **6** (2): 55-62. (in Chinese))
- [4] HAYES M A, POLSON N A, PHAYRE A N, et al. Flow Based Micro immunoassay[J]. *Analytical Chemistry* 2001, **73**: 5896-5902.
- [5] EDMAN C F, RAYMOND D E, WU D, et al. Electric field directed nucleic acid hybridization on microchips[J]. *Nucleic Acids Research*, 1997, **25**: 4907-4914.
- [6] EWALT K L, HAIGIS R W, ROONEY R, et al.

- Detection of biological toxins on an active electronic microchip[J]. *Analytical Biochemistry*, 2001, **289**: 162-172.
- [7] ABRAHAM D. Stroock, Stephan K. W. Dertinger, Armand Ajdari, Igor Mezic, Howard A. Stone, George M. Whitesides. Chaotic Mixer for Micro channels[J]. *Science*, 2002, **295**: 647-651.
- [8] LU L H, RYU K S, LIU C. A magnetic microstirrer and array for microfluidic mixing[J]. *Journal of Micro electro mechanical System*, 2002, **11**: 462.
- [9] Lan Glasgow, Nadine Aubry, 2003. Enhancement of microfluidic mixing using time pulsing[J]. *Lab Chip* 3: 114-120.
- [10] QIAN S Z, BAU H. A chaotic electroosmotic stirrer[J]. *Analytical Chemistry*, 2002, **74**: 3616-3625.
- [11] Anton A. Darhuber, Joseph P. Valentino, Jeffrey M. Davis, and Sandra M. Troian Sigurd Wagner, 2003. Microfluidic actuation by modulation of surface stress[J]. *Applied Physics Letters* 82: 657-659.
- [12] RIFE J C, BELL M I, HOROWITZ J S, et al. Miniature valveless ultrasonic pumps and mixers[J]. *Sensors and Actuators*, 2000, **86**: 135-140.
- [13] LU L H, RYU K S, LIU C. A magnetic microstirrer and array for microfluidic mixing[J]. *Journal of Micro Electro Mechanical System*, 2002, **11**: 462.
- [14] POLLACK M G, FAIR R B, SHENDEROV A D. Electrowetting-based actuation of liquid droplets for microfluidic applications[J]. *Applied Physics Letters*, 2000, **77**: 1725.
- [15] M. Gad-el-Hak. The Fluid Mechanics of Microdevices[J]. *J Fluid Eng T ASME*, 1995, **121**: 5-33.

Mixing in micro channel by a mini electro magneto hydrodynamic stirrer

LIU Qing-ming^{*1}, BAI Chur-hua¹, AUBRY Nadine²

(1. Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;

2. New Jersey Institute of Technology, Newark, NJ 07102, USA)

Abstract: Mixing is important and critical for most microfluidic devices. An active mixing method based on an electro magneto hydrodynamic stirrer studied for mixing control in micro channel theoretically and numerically. A mixing chamber is used for the microchannel flow mixing. The dynamic Lorentz force acted on the fluids causes them to move back and forth periodically in the chamber. The periodically changed velocity causes the interface between fluids folded and the interfacial areas increase dramatically. The repeat movement and the folding of the interface make the fluids mixed. The mixing process was discussed and the mixing performance was evaluated.

Key words: fluids mixing; micro channel flow; micro mixing; flow control