

基于微泡共振的快速微流体声学混合方法研究

赵章凤 张文俊 牛丽丽 孟龙 郑海荣

Microbubble oscillation induced acoustic micromixing in microfluidic device

Zhao Zhang-Feng Zhang Wen-Jun Niu Li-Li Meng Long Zheng Hai-Rong

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 67, 194302 (2018) DOI: 10.7498/aps.67.20180705

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.67.20180705>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2018/V67/I19>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

[长骨中振动声激发超声导波的方法](#)

Vibro-acoustic stimulating ultrasonic guided waves in long bone

物理学报.2017, 66(15): 154303 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.66.154303>

[气泡线性振动对含气泡水饱和多孔介质声传播的影响](#)

Effect of linear bubble vibration on wave propagation in unsaturated porous medium containing air bubbles

物理学报.2016, 65(23): 234301 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.234301>

[超声造影剂微泡非线性动力学响应的机理及相关应用](#)

Mecanism and applications of the nonlinear dynamic response to ultrasound contrast agent microbubbles

物理学报.2015, 64(9): 094306 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.094306>

[一种新型声学超材料平板对机械波吸收性能的模拟与实验研究](#)

Simulation and experimental study of a metamaterial panel for mechanical wave absorption

物理学报.2012, 61(15): 154302 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.61.154302>

基于微泡共振的快速微流体声学混合方法研究*

赵章风¹⁾ 张文俊¹⁾²⁾ 牛丽丽²⁾ 孟龙^{2)†} 郑海荣²⁾

1) (浙江工业大学, 特种装备制造与先进加工技术教育部/浙江省重点实验室, 杭州 310014)

2) (中国科学院深圳先进技术研究院, 生物医学与健康工程研究所, 劳特伯生物医学成像研究中心, 深圳 518055)

(2018年4月16日收到; 2018年7月12日收到修改稿)

微流体在生物医学、化学工程等领域应用广泛, 并具有重大意义. 在预处理中, 液体混合也是关键且最为必要的前序. 为了提高微流控腔道内液体混合的效率, 本文提出基于单微泡振动的声学混合器, 通过微泡共振, 产生声微流, 声微流形成的剪切力将在流体中产生微扰动, 实现液体的混合. 设计了底面直径为 40 μm 的微孔结构, 由于液体表面张力作用形成微泡, 在共振频率为 165 kHz 的压电换能器激励下, 气泡发生共振产生声微流. 通过对压电换能器输入不同能量, 获取混合液体的最优参数, 可在 37.5 ms 内实现混合效果, 混合均匀度达到 92.7%. 本文设计的单微泡振动混合器结构简单、混合效率高、混合时间短、输入能量低, 可为生物化学等方面的研究提供强有力的技术支撑.

关键词: 生物医学超声, 单微泡, 振动, 声微流

PACS: 43.35.Ei, 43.80.Vj

DOI: 10.7498/aps.67.20180705

1 引言

快速混合层流状态液体是微流控系统样品预处理的重要组成部分^[1-4], 由于液体在微尺度容器内, 液体表面积与其体积比较大, 微流控腔道内液体处在雷诺数较小的层流状态, 要实现液体的快速且均匀混合非常困难^[5,6].

为了突破雷诺数较小的情况下液体混合困难的限制, 研究人员在主动混合和被动混合方面做了大量研究. 主动混合主要是借助外部场的激励, 如磁场^[7,8]、电场^[9,10]、压力场^[11,12]和声场^[13,14]; 被动混合主要借助结构本身增加液体对流和扩散运动^[15,16]. 在特殊液体混合的情况下, 引入磁场或者电场会改变液体的黏滞系数、pH值、介电常数等性质^[17], 对实验结果的准确性有较大影响; 通过压力场混合液体, 在瞬态的压力冲击下, 腔道内无法形成稳定流, 影响液体的均匀混合, 从而导致实验结果不准确. 外部声场驱动液体是指流体吸收声波能

量形成声流, 利用声流剪切力作用混合液体, 这种混合方法无需改变液体的原有性质, 极具吸引力. 然而, 流体吸收声波能量的效率较低, 利用声流效应混合液体往往需要较大能量, 而超声导致的热效应显著, 这限制了其应用.

本文提出基于声学气泡共振驱动液体混合的新方法, 该方法具有制作成本低、作用范围大、混合快速、效率高和输入能量低等优势. 采用软光刻技术制作微孔结构和微流控腔道, 通过构建被动空化检测系统 (passive cavitation detector, PCD) 监测气泡振动, 通过在腔道内注入直径为 2 μm 的聚苯乙烯小球, 观察在外部压电换能器 (piezoelectric transducers, PZT) 激励下微泡振动产生微流场, 利用图像粒子测速 (particle image velocimetry, PIV) 方法对流场可视化. 在输入频率为 165 kHz 时, 分别设置输入 PZT 的能量为 4.04, 6.32 和 8.08 V, 在倒置荧光显微镜下观察微泡作用下两种层流液体的混合情况, 引入相对混合指数 (relative mixing

* 国家自然科学基金 (批准号: 11674347)、中国科学院青年创新促进会 (批准号: 2018393)、广东省自然科学基金 (批准号: 2017B030306011) 和深圳市基础研究学科布局 (批准号: JCYJ20160429184552717) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: long.meng@siat.ac.cn

index, RMI) 定量分析液体的混合效率. 通过实验研究不同输入能量对液体的混合效率的影响, 输入能量为 8.08 V_{pp} 时, 两种液体实现了最佳混合, 混合效率达到 92.7%.

2 微孔结构设计

本文提出一种底面微孔结构, 微孔直径为 40 μm, 在液体流过之后, 由于液体表面张力的作用, 将在微孔结构处产生微泡, 微泡的直径与微孔直径相同.

低振幅声场中的微泡呈现出关于其平衡半径对称的径向振动. 在这个线性范围内, 微泡的振动行为可以近似看成质量-弹簧-阻尼系统, 其中弹簧代表气体的压缩性、周围液体的惯性质量、阻尼器的黏性、热或者辐射损耗^[18,19]. 对于任意二阶线性系统, l ($l > 1$) 阶球形谐振的自然频率为 f_l , 自然频率不同于(一般是低于)预测的零阶波动的共振频率 f_0 , 也称为零阶共振方程^[20].

$$f_l = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{(l-1)(l+1)(l+2)\sigma}{\rho_M R^3}} \quad (l > 1), \quad (1)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi R \sqrt{\rho_M}} \sqrt{3k \left(P_0 + \frac{2\sigma}{R} - P_v \right) - \frac{2\sigma}{R} + P_v}, \quad (2)$$

其中 σ 是表面张力, ρ_M 是液体的密度, R 球形气泡的等效平衡半径, k 是气体的多变指数, P_0 是气泡受到的压力, P_v 是气泡中气体的蒸汽压力.

假定气泡是绝热的, 且气泡内部为空气, 在常温 (25 °C) 下进行实验, 微流控腔道内液体主要成分是水, 为了简化计算, 假定为水; 液体流过微孔处, 内部没有蒸汽, 且 PZT 在外部, 整个微流控腔道不受热影响, 因此气泡中气体的蒸汽压力为 0, 则各参数取值如表 1 所列^[21-23].

表 1 实验与计算参数
Table 1. Experiment and calculation parameters.

名称	数值
气泡直径	40 μm
表面张力 σ	0.07179 N/m
液体的密度 ρ_M	1000 kg/m ³
气体的多变指数 k	1.4
气泡受到的压力 P_0	100 kPa
气泡中气体的蒸汽压力 P_v	0

将表 1 的数据代入 (2) 式, 计算得 $f_0 = 167.486$ kHz, 根据设计频率选用宽频 PZT, 通过阻抗分析仪测量其实际频率, 实验时, 将频率从 160 kHz 每隔 0.1 kHz 增加到 185 kHz, 观察微泡振动情况, 在 165 kHz 时微泡振动最为剧烈, 因此, 本文的实验频率为 165 kHz.

微泡在超声场中产生共振, 共振微泡的多模态被激发, 产生不同的微流场图形. 为了获得更高的振动模态, 通过实验验证了复杂的微流场图形. 为了直观地观察微流场图形, 在微流控腔道内注入球形聚苯乙烯 (polystyrene, PS) 颗粒, 腔道内的 PS 颗粒同时受到声辐射力和微流诱导拉拽力, 振动气泡产生的入射波散射而导致粒子受到辐射力作用, 在超声场中, 由于微泡振动而作用于微粒上的时均辐射力可以表示成^[24,25]:

$$F_R = \frac{4}{3} \pi \rho_M u_0^2 a_s^3 a^4 d^{-5} \cdot \varphi(\rho), \quad (3)$$

$$\varphi(\rho) = \frac{3(\rho_S - \rho_M)}{2\rho_S + \rho_M}, \quad (4)$$

其中 a 为微泡的半径, a_s 为 PS 粒子的半径, d 为微泡和粒子的中心距, u_0 为气泡表面径向振动速度, ρ_S 和 ρ_M 分别代表粒子的密度和液体的密度. 此外, 辐射力的大小和粒子与微泡的中心距的大小也密切相关, 由 (3) 式可知, F_R 与 d^5 成反比, 即在一定范围内, 粒子直径越小, F_R 越大. 振动微泡对粒子的作用力是复杂的, 仅分析辐射力无法确定微泡对粒子的作用力是吸引还是排斥.

微流控腔道内形成的振动微泡在微米尺度, 微流运动的机制也不同, 因此需要考虑微流的雷诺数^[26].

$$Re = \varepsilon^2 \left(\frac{\omega a^2}{v} \right)^{1/2}, \quad (5)$$

微泡振动幅度 $\varepsilon = 0.05$, 运动黏度 $v = 1.0 \times 10^{-6} \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, $\omega = 2\pi f$, 计算得 $Re = 0.1018$, 由计算可知 $Re \ll 1$, 因此, 该微流可称为 Rayleigh-Nyborg-Westervelt (RNW), 可以用斯托克斯流来分析腔道内的流场情况^[27].

为了更好地理解粒子的俘获机制, 还需要考虑声微流对粒子的作用力. 声微流在振动边界层内与振动速度的平方梯度成正比, 将边界层简化后, 可得到非振动状态下流场的最大限值, 可用 (6) 式表示, (7) 式为声微流产生的斯托克斯拽力, 也称微流场力^[23,24].

$$U_L = \omega^{-1} u_0^2 a^4 d^{-5}, \quad (6)$$

$$F_{AS} = 6\pi\eta a_S U_L, \quad (7)$$

其中 η 是介质的动力黏度, $\omega = 2\pi f$, f 表示频率.

在声场中, 靠近振动微泡的粒子都受到辐射力和流场力的作用, 为了更确切地了解粒子能否被振动微泡俘获, 需要分析作用于粒子的超声辐射力和流场力, 用 m 表示辐射力与微流场力的比值:

$$m = \frac{F_R}{F_{AS}} = \frac{4}{9}\pi f \rho_M \cdot \varphi(\rho) \cdot a_S^2 \eta^{-1}. \quad (8)$$

PZT 激励频率为 165 kHz, PS 小球密度为 $\rho_S = 1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 液体动力黏度为 $\eta = 1.2 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ (25 °C 时). 当 $m = 1$ 时, 由 (4) 式和 (8) 式可得粒子半径临界值 $a_{SL} = 8.4129 \text{ }\mu\text{m}$; 当 $m < 1$, 即 $a_S < a_{SL}$ 时, 微流场力 F_{AS} 占主导; 当 $m > 1$, 即 $a_S > a_{SL}$ 时, 声辐射力 F_R 占主导.

3 材料和方法

3.1 微流控腔道的制备

图 1 为聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 微结构加工示意图. 将洁净的 3 英寸硅片放在 95 °C 的热板上烘烤 30 min, 冷却后, 负胶 SU-8 3025 在匀胶旋涂仪上以 500 r/min 旋涂 15 s, 2000 r/min 旋涂 30 s, 旋涂后的硅片放在 95 °C 的热板上烘烤 30 min. 冷却后, 将含有微流控腔道结构的菲林片置于光刻胶区域正上方, 通过光刻机对光刻胶进行曝光, 曝光剂量为 350 mJ/cm², 然后在 95 °C 的热板上烘烤 15 min. 由 SU-8 3025 的特性决定, 受紫外光照射的区域, 光刻胶内部发生交联反应, 为受到光照区域; 光刻胶内部不发生交联反应, 从而使得受光照的区域固化程度远大于未受到光照区域. 在 SU-8 显影液浸泡清洗后, 受到光照的区域保留下来, 其他区域被溶解, 清洗干净的硅片放在 95 °C 的热板上烘烤 20 min, 增强微结构在硅片上的黏附力. 用台阶仪测得微结构厚度为 38.1465 μm .

PDMS 主剂与硬化剂以质量比 10 : 1 的比例混合均匀后, 倒入含有微结构的硅片上, 然后抽真空 15 min, 除去 PDMS 里面的气泡, 将其在 80 °C 下固化 1 h, 然后揭下固化后的 PDMS, 用孔径为 0.75 mm 的打孔器在 PDMS 腔道的液体入口和出口处打孔. 将 PDMS 腔道和带有微孔的 PDMS 经氧等离子处理 30 s, 然后腔道和带有微孔结构的 PDMS 键合在一起, 然后贴在载玻片上, 放在 80 °C 烘箱中烘烤 30 min. 微孔结构加工完成之后,

液体流过腔道, 微孔俘获微泡. 图 2 为微孔结构形成微泡的示意图.

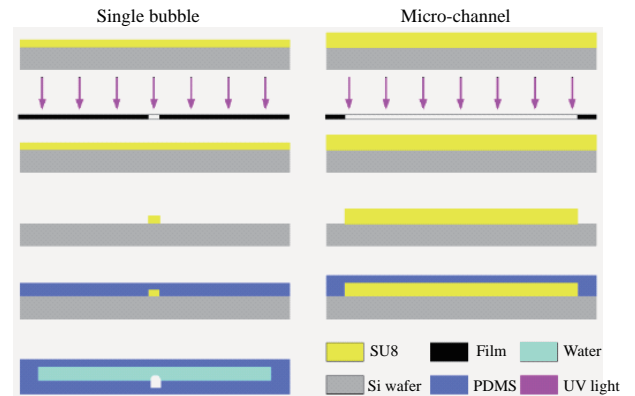


图 1 微结构加工示意图

Fig. 1. Schematic of the fabrication process of microstructure and micro-channel.

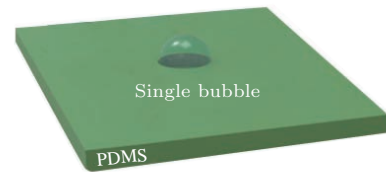


图 2 微泡形成示意图

Fig. 2. Schematic of the generation of microbubbles.

3.2 微泡振动频谱测量

图 3 为微泡振动频谱测量装置, 底面带微孔的 PDMS 贴合在载玻片上, 开放环形 PDMS 腔道与带微孔 PDMS 键合, 在腔道内加入水, 将微型探头放置于微泡上方, 通过构建被动空化检测系统监测微泡振动信号 [28,29]. 信号发生器输出频率 165 kHz、电压 4.40 V 的脉冲信号, 经过功率放大器放大后输入到 PZT, 从而驱动 PZT, 使得微泡共振, 通过微型探头接收微泡振动信号, 通过模拟带通滤波器处理后储存在电脑上, PZT 和玻片之间通过超声耦合剂连接.

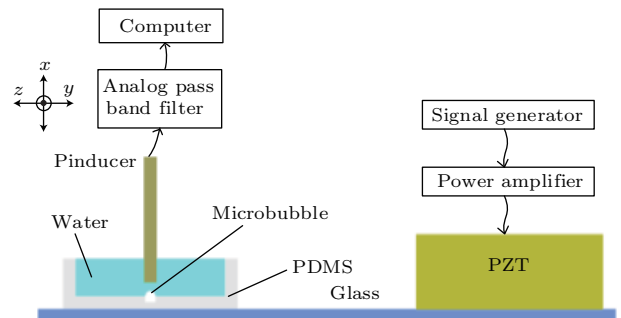


图 3 被动空化检测系统记录微泡振动

Fig. 3. PCD recording the microbubble oscillation.

3.3 PS小球观察微泡振动

本文通过在腔道引入直径为2 μm的PS小球, 根据(8)式的计算可知, 小球在微流控腔道内主要受到声辐射力 F_R 的作用. 在腔道内用注射泵注入已稀释的PS小球溶液, 液体流过微孔结构时, 微泡被俘获, 待液体充满腔道之后, 停止注射, 腔道内液体静止后, 用超声耦合剂将PZT和载玻片之间黏接在一起, 输入频率为165 kHz的能量, 经过功率放大器后激励PZT振动. 实验用显微镜高速相机以400帧/s的速度录制小球的运动情况.

3.4 液体混合

微泡振动引起液体液体混合示意图见图4. 设计腔道宽度为240 μm, 高度为40 μm, 微泡直径为40 μm, 液体A为稀释的玫瑰红色荧光染料罗丹明b, 液体B为透明液体磷酸缓冲盐溶液 (phosphate buffered saline, PBS). Y形腔道和带有微孔结构的基底键合在一起, 然后与载玻片贴合, PZT通过超声耦合剂与载玻片黏合, 信号发生器输出频率为165 kHz, 经过功率放大之后激励PZT, 从而导致微泡振动.

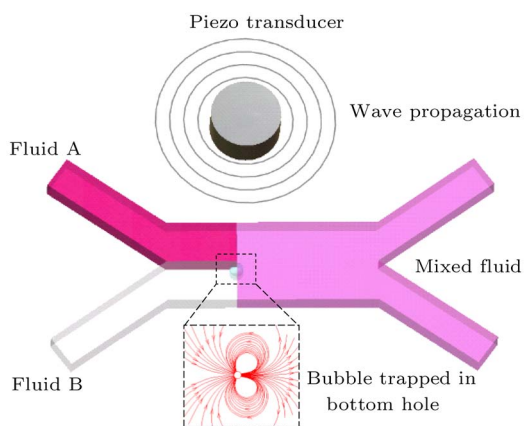


图4 液体混合示意图

Fig. 4. Schematic of liquid mixing.

通过微流泵控制两种液体流入的速度, 使得两种液体在微泡未振动时能够有明显的分界, 在荧光场下, 通过观察荧光亮度来判断液体混合状态, 通过ImageJ处理混合前后的图片, 读取图片的灰度值, 从而量化液体混合强度.

通过改变PZT的输入能量, 微泡振动幅度不同, 液体的混合程度也不同, 引入相对混合指数来定量分析不同状态下液体混合的程度, 其计算公式^[30,31]为:

$$RMI = 1 - \frac{\sigma}{\sigma_0} = 1 - \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_i - \langle I \rangle)^2}}{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (I_{oi} - \langle I \rangle)^2}}, \quad (9)$$

其中 σ 是像素强度的标准差, σ_0 是为混合时的像素强度的标准差, I_i 是局部像素强度, $\langle I \rangle$ 是像素的总数.

4 结果与讨论

4.1 微泡振动频谱

由于液体的张力作用, 在液体流过微孔后, 形成微泡. 图5是在10倍显微镜下观察到的微孔结构和液体流过后形成的微泡. 通过构建被动空化检测系统, 分别测量有微泡和没有微泡的状态下开放环形腔道接收到的超声信号. 图6为有微泡和没有微泡状态下的微型探头 (pinducer) 获取到的振动信号, 输入信号频率165 kHz, 电压分别为4.40 V和8.08 V. 结果表明有微泡时基频信号振动幅值比没有微泡时明显增强, 且随着输入能量的增加基频信号强度也随之增加. 由于微泡存在非线性振动, 频谱中出现了二次谐波成分. 由此可见, 微孔结构可产生稳定微泡, 并且PZT产生的能量可有效地耦合到腔道内施加到微泡, 激励微泡产生共振, 使得气泡处于稳态空化.

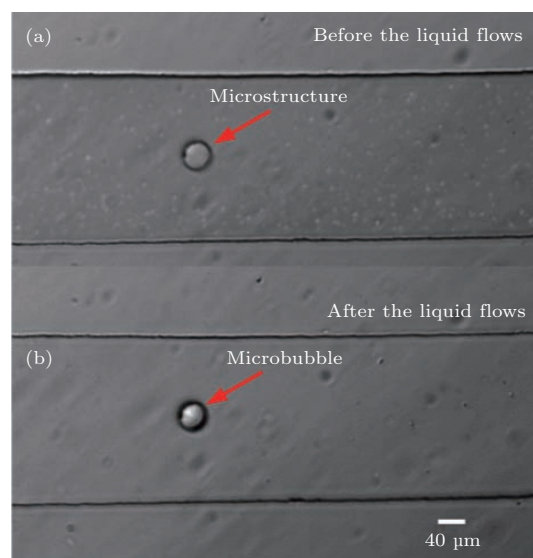


图5 微泡显微结构图 (a) 液体流过前; (b) 液体流过后 (10×)

Fig. 5. Microscopic structure of microbubbles: (a) Before the liquid flows; (b) after the liquid flows (10×).

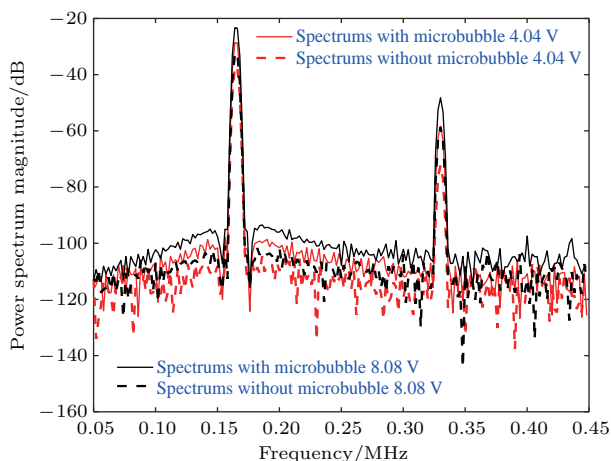


图6 微泡振动频谱图

Fig. 6. The frequency spectrum of the PCD signal generated by microbubble oscillation.

微泡振动频谱图中几乎没有宽带噪声, 表明微

泡一直处于稳态空化状态, 没有出现破碎的情况, 图5所示的显微镜光学成像也进一步证明了微泡在实验过程中始终存在, 并处于稳定振动状态.

4.2 超声作用下PS小球运动轨迹

微泡振动形成的微流场是决定能否利用该结构实现液体混合的关键. 我们进一步研究微泡共振产生的微流, 图7(a)是在10倍显微镜下观察到振动微泡引起PS小球在腔道内的典型运动轨迹, 输入能量为165 kHz、电压为4.40 V, 图7(b)是借助PIV算法计算得到的微泡振动流线图. 微孔结构俘获的微泡为半球形, 在PZT激励下, 产生的流场是对称的, 流场的作用范围是微泡直径的20—25倍, 即800—1000 μm . 对称涡旋可用于液体混合, 并且具有较大的作用范围.

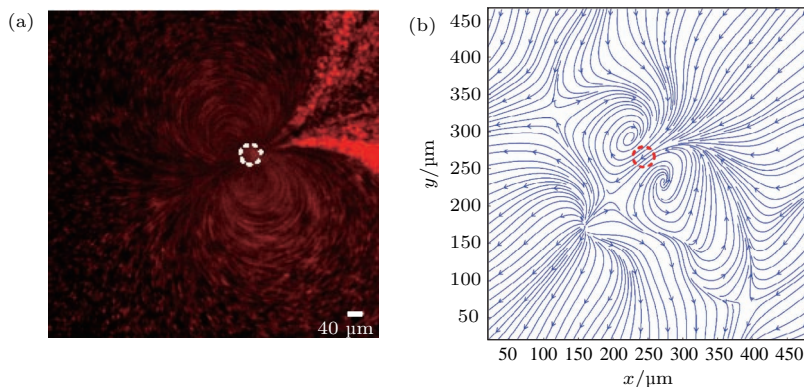


图7 微泡振动产生的微声流 (a) 荧光场中PS小球运动轨迹; (b) 声微流流线图

Fig. 7. Microbubble oscillation induced microstreaming: (a) Trajectory of the PS fluorescent particles in the microstreaming; (b) streaming line of the microstreaming.

4.3 液体混合

图8为165 kHz, 8.08 V的输入能量激励微泡振动产生微流引起液体混合的实验图. 腔道内荧光染液和透明PBS均以50 nL/s的速度流入, 腔道内液体的流速达到1 cm/s, 液体流向如图8(a)箭头方向所示, 待腔道内液体流稳定时, 开始实验.

0 ms时PZT未工作, 荧光染液和透明PBS有很明显的界线, 实验用显微镜高速相机最小拍摄间距在2.5 ms, 在PZT工作时, 微泡振动产生微流, 使得染液和PBS混合在一起. 图8在2.5 ms时, 观察到涡流; 5.0 ms时, 产生的微流已经覆盖了整个腔道, 微流逐渐扩大作用范围; 在37.5 ms时, 微流漩涡卷动的染液和入口处的染液完全融合, 使得微

泡前后的液体完全混合; 40 ms时PZT停止工作, 腔道内的两种液体已经混合均匀. 然而, 当腔道内没有气泡存在时, 在相同的输入功率下两种液体并不会混合, 如图8(f)所示.

通过ImageJ读取PZT未工作和工作时腔道内横截面的灰度值, 判断液体混合程度. 如图9为图8(a)和图8(e)划线处距离与灰度值大小的变化曲线, 其中虚线表示图8(a)即微泡振动前腔道横截面的灰度值变化曲线, 实线表示图8(e)即微泡振动后腔道横截面的灰度值变化曲线, 点线表示液体混合后沿液体流动方向的灰度值变化. 由图9可以很明显看出微泡振动使得两种液体在横向和纵向均能均匀混合.

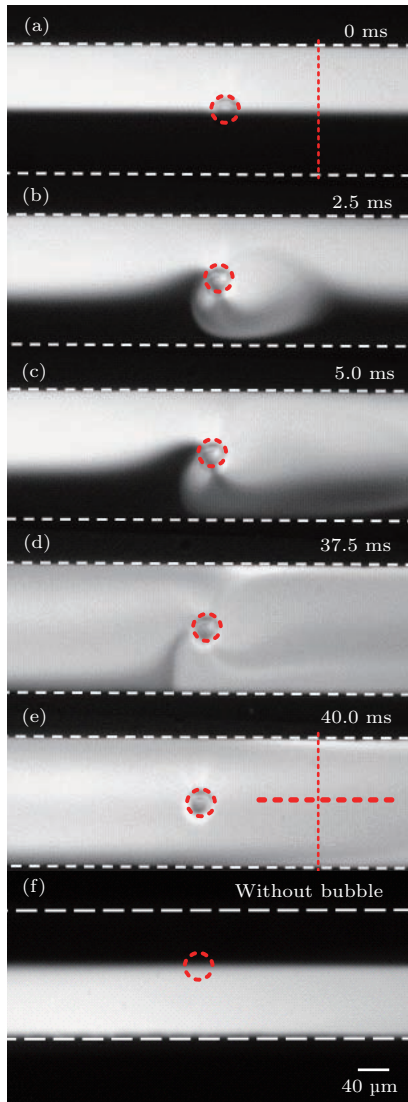


图8 液体混合过程 (a) PZT未工作; (b) PZT工作 2.5 ms; (c) PZT工作 5.0 ms; (d) PZT工作 37.5 ms; (e) PZT工作 40.0 ms; (f) 腔道没有气泡, 液体未能混合
Fig. 8. Mixing process of liquid in the microchannel: (a) Without PZT excitation; (b) PZT excitation after (b) 2.5 ms, (c) 5.0 ms, (d) 37.5 ms, (e) 40.0 ms; (f) no mixing effects were observed without microbubble.

0 ms时, 腔道内透明液体PBS流过处没有荧光, 表现为黑色, 其灰度值变化很大; 荧光染液流过处发出白色亮光, 微泡振动引起液体混合, 在PZT停止工作时, 腔道内同一位置处的灰度值变得更均匀, 其灰度值变化曲线较为缓和; 沿液体流动方向液体的灰度值变化也较为缓和. 因此, 荧光染液和透明PBS能均匀混合, 且液体流动方向两种液体的混合也较为均匀.

随着温度升高, 罗丹明B内部化学结构发生变化, 导致其荧光量子产率降低^[32], 从而在光学显微镜下可以观察到其荧光强度的变化. 在实验过程中, 在液体未混合的情况下, 罗丹明B染液的颜色

没有明显变化; 通过红外热像仪测量, 发现PZT作用下腔道内液体温度几乎没有变化, 说明该体系下热效应不显著, 微泡振动是导致混合的最主要因素.

液体的混合效率与输入能量有关, 本文研究了165 kHz的输入频率下, PZT的输入能量分别为4.40, 6.32和8.08 V时, 微泡振动幅度不同, 两种液体的混合程度也不同. 图10为不同输入电压下两种液体的混合程度变化曲线. 通过引入RMI, 说明了液体混合均匀程度, 本文选取不同时刻液体混合后的灰度值作为表征液体混合均匀性的参数, 通过图10可以得知, 能量越大, 液体混合得越均匀.

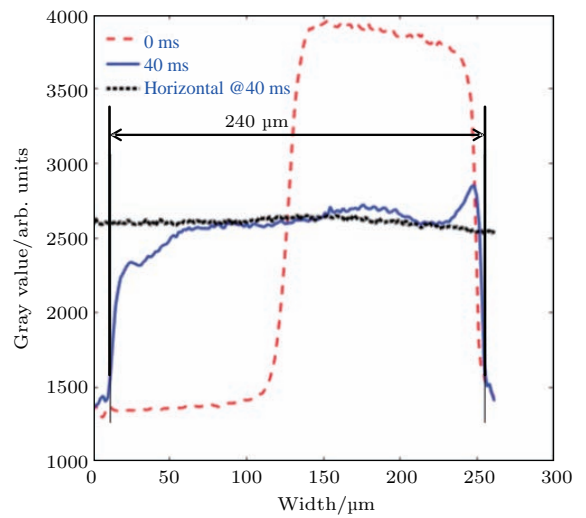


图9 腔道内液体灰度值的变化

Fig. 9. Gray value of liquid in microchannel before and after microbubble oscillation.

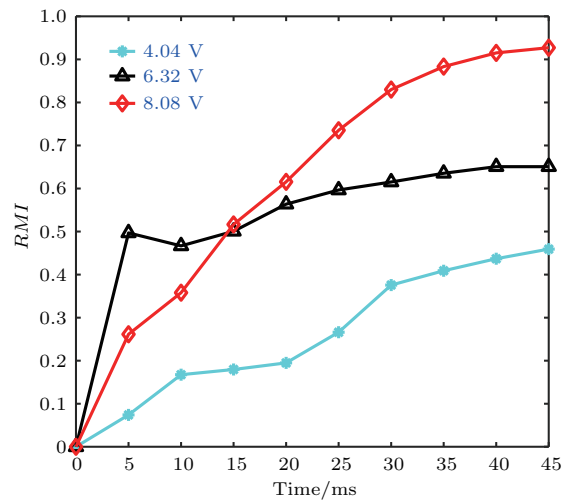


图10 不同能量时相对混合指数

Fig. 10. The relationship between the RMI and input power as a function of time.

5 结 论

本文研究了单微泡振动特性及其应用, 实现了基于声微流作用的微流控混合器, 通过微孔结构俘获微泡, 微泡在PZT的激励下引起空气-液体交界面产生振动, 周围液体发生微扰动, 从而达到液体混合的效果. 通过PS小球在微流控腔道内的运动轨迹可知微泡振动引起的液体扰动作用范围是微泡直径的20—25倍, 即800—1000 μm , 作用范围大. 通过定量分析可知微泡振动产生的微流在5 ms时已经扩展到整个腔道, 37.5 ms时微泡产生的涡流已经完全闭合, 因此在165 kHz, 8.08 V的输入能下, 微泡在5 ms时已经可以较好地混合流动液体, 在37.5 ms时, 可以完全充分地混合流动液体, 实现了高速流动液体快速高效地混合. 通过比较不同能量下振动微泡的混合效率, 确定了165 kHz时, 输入能量为8.08 V为最佳混合参数. 该液体混合器具有低成本、作用范围大、混合效率高和能量低等优势, 在微流体混合方面有着重要意义. 进一步的研究工作中, 将在侧面观察微泡表面的振动情况, 实验研究微泡的振动在空间上形成的流场.

参考文献

- [1] Jia X, Wang W, Han Q, Wang Z, Jia Y, Hu Z 2016 *ACS Med. Chem. Lett.* **7** 429
- [2] Kastania A S, Tsougeni K, Papadakis G, Gizeli E, Kokkoris G, Tserepi A, Gogolides E 2016 *Anal. Chim. Acta* **942** 58
- [3] Othman R, Vladislavljević G T, Bandulasena H C H, Nagy Z K 2015 *Chem. Eng. J.* **280** 316
- [4] Lee C Y, Fu L M 2017 *Sensor Actuat. B: Chem.* **259** 677
- [5] Sritharan K, Strobl C J, Schneider M F, Wixforth 2006 *Appl. Phys. Lett.* **88** 054102
- [6] Ai X P, Ni B Y 2017 *Acta Phys. Sin.* **66** 234702 (in Chinese) [艾旭鹏, 倪宝玉 2017 物理学报 **66** 234702]
- [7] Chen X, Zhang L 2017 *Microchim. Acta* **184** 3639
- [8] De B D, Recht M I, Bhagat A A, Torres F E, Bell A G, Bruce R H 2011 *Lab. Chip* **11** 3313
- [9] Lang Q, Ren Y, Hobson D, Tao Y, Hou L K, Jia Y K, Hu Q M, Liu J W, Zhao X, Jiang H Y 2016 *Biomicrofluidics* **10** 064102
- [10] De L F, Soref R A, Vmm P 2017 *Sci. Rep.* **7** 3401
- [11] Abbas Y, Miwa J, Zengerle R, Stetten F V 2013 *Micro-machines* **4** 80
- [12] Xia Q, Zhong S 2012 *J. Visual-Japan* **15** 57
- [13] Luong T D, Phan V N, Nguyen N T 2011 *Microfluid. Nanofluid.* **10** 619
- [14] Shilton R, Tan M K, Yeo L Y, Friend J R 2008 *J. Appl. Phys.* **104** 014910
- [15] Chen X, Li T 2017 *Chem. Eng. J.* **313** 1406
- [16] Huang P H, Xie Y, Ahmed D, Rufo J, Nama N, Chen Y C, Chan C Y, Huang T J 2013 *Lab Chip* **13** 3847
- [17] Razmkhah M, Moosavi F, Mosavian M T H, Ahmadpour A 2018 *Desalination* **432** 55
- [18] Prosperetti A 1977 *J. Acoust. Soc. Am.* **61** 17
- [19] Coussios C C, Farny C H, Haar G T, Roy R A 2007 *Int. J. Hyperther.* **23** 105
- [20] Birkin P R, Offen D G, Vian C J, Leighton T G, Maksimov A O 2011 *J. Acoust. Soc. Am.* **130** 3297
- [21] Crum L A 1984 *Ultrasonics* **22** 215
- [22] Lu Y G, Wu X H 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 046202 (in Chinese) [卢义刚, 吴雄慧 2011 物理学报 **60** 046202]
- [23] Hu Y, Ge Y, Zhang D, Zheng H R, Gong X F 2009 *Acta Phys. Sin.* **58** 4746 (in Chinese) [胡艺, 葛云, 章东, 郑海荣, 龚秀芬 2009 物理学报 **58** 4746]
- [24] Ahmed D, Ozcelik A, Bojanala N, Nama N, Upadhyay A, Chen Y, Hanna-Rose W, Huang T J 2016 *Nat. Commun.* **7** 11085
- [25] Miller D L 1988 *J. Acoust. Soc. Am.* **84** 1378
- [26] Marmottant P, Hilgenfeldt S 2003 *Nature* **423** 153
- [27] Patel M V, Nanayakkara I A, Simon M G, Lee A P 2014 *Lab Chip* **14** 3860
- [28] Meng L, Cai F, Jiang P, Deng Z T, Li F, Niu L L, Chen Y, Wu J R, Zheng H R 2014 *Appl. Phys. Lett.* **104** 073701
- [29] Yu J, Guo X S, Tu J, Zhang D 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 094306 (in Chinese) [于洁, 郭霞生, 屠娟, 章东 2015 物理学报 **64** 094306]
- [30] Hashmi A, Xu J 2014 *J. Lab. Auto.* **19** 488
- [31] Bertin N, Spelman T A, Combriat T, Hue H, Stéphan O, Lauga E, Marmottant P 2017 *Lab Chip* **17** 1515
- [32] Arden J, Deltau G, Huth V, Kringel U, Peros D, Dreshage K H 1991 *J. Lumen.* **48** 352

Microbubble oscillation induced acoustic micromixing in microfluidic device*

Zhao Zhang-Feng¹⁾ Zhang Wen-Jun¹⁾²⁾ Niu Li-Li²⁾ Meng Long^{2)†} Zheng Hai-Rong²⁾

1) (Key Laboratory of E&M, Ministry of Education and Zhejiang Province, Zhejiang University of Technology, Hangzhou 310014, China)

2) (Paul C Lauterbur Research Center for Biomedical Imaging, Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

(Received 16 April 2018; revised manuscript received 12 July 2018)

Abstract

Microfluidic is of great significance for biomedical research and chemical engineering. The mixing of liquids is an essential and necessary procedure for the sample preparation. Due to the low Reynolds number, laminar flow is dominant in a microfluidic channel and it is difficult to mix the fluids in the microchannel quickly and effectively. To improve the mixing efficiency of the liquids in microfluidic channels, we develop an acoustic mixer based on single microbubble oscillation. By designing the cylinder structure on the bottom surface, when the fluid flows through cylinder structure with a diameter of 40 μm , the microbubble can be generated by the surface tension of the liquid. The device is fabricated by using standard soft lithography and the replica moulding technique, ensuring the stability and repeatability of the mixing. A piezoelectric transducer (PZT) with a resonant frequency of 165 kHz is attached to the polydimethylsiloxane microfluidic device on the glass substrate by ultrasound coupling gel. When the microbubble is excited by the PZT at a resonant frequency of 165 kHz, microbubble oscillates immediately. To verify whether ultrasound can induce microbubble cavitation, a passive cavitation detection system is established. The results show that the higher harmonics can be detected, indicating that the stable cavitation occurs. The microstreaming induced by the oscillating microbubble disturbs the fluid dramatically, achieving the mixture of liquids. Particle image velocimetry method is utilized to characterize the microstreaming, and a pair of counter-rotating vortices in the microchannel is detected. Furthermore, to test the performance of the device, the deionized water and rhodamine B are injected into the Y-shape microchannel. Relative mixing index is used to quantitatively analyze the mixing performance by measuring the grayscale values of the optical images. The results indicate that with the increase of the input power, mixing time can be shortened correspondingly. When the input power is 14.76 W, the mixing process is ultrafast, within 37.5 ms the high mixing uniformity can be achieved to be 92.7%. With the advantages of simple design, high efficient and ultrafast mixing, and low power consumption, this oscillating microbubble-based acoustic micromixer may provide a powerful tool for various biochemical studies and applications.

Keywords: biomedical ultrasound, single microbubble, oscillation, microstreaming

PACS: 43.35.Ei, 43.80.Vj

DOI: 10.7498/aps.67.20180705

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 11674347), the Youth Innovation Promotion Association, Chinese Academy of Sciences (Grant No. 2018393), the Natural Science Foundation of Guangdong Province, China (Grant No. 2017B030306011), and the Shenzhen Basic Research Program, China (Grant No. JCYJ20160429184552717).

† Corresponding author. E-mail: long.meng@siat.ac.cn