



T型微通道中液滴半阻塞不对称分裂行为研究

邓梓龙 李鹏宇 张璇 刘向东

Semi-obstructed splitting behaviors of droplet in an asymmetric microfluidic T-junction

Deng Zi-Long Li Peng-Yu Zhang Xuan Liu Xiang-Dong

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 70, 074701 (2021) DOI: 10.7498/aps.70.20201171

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.70.20201171>

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

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

电场对协流式微流控装置中乳液液滴生成行为的调控机理

Mechanism for regulation and control of emulsion droplet generation in co-flow microfluidic device via electric field

物理学报. 2018, 67(17): 176801 <https://doi.org/10.7498/aps.67.20180616>

单液滴正碰球面动态行为特性实验研究

Experimental investigation on dynamic behavior of single droplet impinging normally on dry sphere

物理学报. 2020, 69(2): 024702 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191141>

液滴撞击液膜的穿越模式及运动特性

Kinematics and passing modes of a droplet impacting on a soap film

物理学报. 2019, 68(15): 156101 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20190604>

单指式微执行器端面冷凝液滴的迁移特性

Migration characteristics of droplet condensation on end surface of single-finger microgripper

物理学报. 2020, 69(18): 186801 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200463>

超声悬浮甲醇液滴的热诱导雾化现象

Phenomenon study on heat induced atomization of acoustic levitated methanol droplet

物理学报. 2020, 69(18): 184702 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200562>

Y型微通道内双重乳液流动破裂机理

Hydrodynamics of double emulsion passing through a microfluidic Y-junction

物理学报. 2019, 68(5): 054701 <https://doi.org/10.7498/aps.68.20181877>

T 型微通道中液滴半阻塞不对称分裂行为研究*

邓梓龙¹⁾ 李鹏宇¹⁾ 张璇¹⁾ 刘向东^{1)2)†}

1) (东南大学能源与环境学院, 能源热转换及其过程测控教育部重点实验室, 南京 210096)

2) (扬州大学电气与能源动力工程学院, 扬州 225127)

(2020 年 7 月 22 日收到; 2020 年 11 月 13 日收到修改稿)

液滴不对称分裂是获得不同尺寸微液滴的优选方法, 研究液滴不对称分裂行为对于生物医学、能源化工及食品工程等领域具有重要意义. 本文研制 T 型微通道芯片并设计搭建 T 型微通道液滴半阻塞不对称分裂行为可视化实验平台, 研究流量调控对微液滴分裂比的影响规律, 并建立理论模型对分裂比进行预测, 得到以下结论: 液滴不对称挤压分裂过程分为挤压前期、挤压后期和快速夹断阶段, 在挤压前期, 液滴颈部宽度随时间呈线性变化, 在挤压后期, 颈部宽度随时间呈指数关系, 而在快速夹断阶段, 液滴颈部向心收缩的界面附加压力占主导, 液滴颈部宽度剧烈收缩, 呈断崖式减小; 调控分支通道流量可对液滴不对称分裂比进行调控, 且调控作用受毛细数影响较大; 基于液液流动压降模型的液滴分裂比预测模型能够有效预测液滴分裂比.

关键词: 微流控, 液滴, 不对称, 分裂

PACS: 47.85.L-, 68.05.-n, 47.61.-k, 47.55.df

DOI: 10.7498/aps.70.20201171

1 引言

20 世纪 90 年代初, 微型全分析系统 (miniaturized total chemical analysis systems, μ TAS) 的提出, 拉开了微流控技术发展的序幕. 微流控技术在微米甚至纳米尺度下控制流体进行质量、能量和动量传递^[1-3], 使其在药物传输^[4]、病毒检测^[5]、生物筛选^[6,7] 和功能材料合成^[8-11] 等众多领域得到了极大的发展. 其中, 微通道中的液滴分裂技术能够主动调控获得数量、组分及体积可控的单分散微液滴, 得到了学界广泛重视^[12]. 学者们利用声表面波法^[13,14]、电控法^[15-17]、气动法^[18,19] 及障碍物法^[20,21] 等对母液滴进行精确不对称分裂, 从而得到了不同体积的子液滴. 然而, 这些方法所需微流控芯片加工难度大, 成本昂贵. 基于分支流体调节思路, Yamada 等^[22] 将“tuning-flow”引入 T 型微

通道的某一分支, 通过控制分支通道流速, 精确调节子液滴尺寸. 该设计简单易操作, 成本较低, 是一种优选微流控不对称分裂方法.

目前, 学者们已对 T 型/Y 型微通道内液滴对称/不对称分裂行为进行了实验探究、理论分析和数值模拟, 并取得了一定的成果. 王维萌等^[23] 对 T 型微通道内液滴的对称被动分裂进行可视化实验研究, 捕捉到了隧道分裂、不连续阻塞分裂、永久阻塞分裂和未分裂等 4 种流型, 获得了毛细数与液滴无量纲长度的经验关联式. Wang 等^[24] 通过实验和理论研究了非对称 Y 型微通道中的液滴分裂行为, 指出了分裂过程中存在不分裂、隧道分裂和阻塞分裂 3 种流型, 讨论了母液滴长度和液滴速度对分裂特性的影响, 分析出不分裂和隧道分裂流型的临界条件 $l/w = 0.5414Ca^{0.21}$ (l 为液滴长度, w 为微通道宽度, Ca 为毛细数, $Ca = \mu u/\sigma$, μ 为黏度, u 为流体速度, σ 为两相界面张力), 预测了液

* 国家自然科学基金 (批准号: 51725602, 51906039)、江苏省自然科学基金 (批准号: BK20180405, BK20180102) 和中央高校基本科研业务费专项资金 (批准号: 2242019k1G008) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: liuxd@yzu.edu.cn

滴分裂比, 然而流阻计算需要进一步改进. Liang 等^[25]采用基于相场的格子玻尔兹曼方法 (lattice Boltzmann method, LBM) 多相模型研究了表面润湿性、毛细数和出口流量比对 Y 型微通道处液滴分裂行为的影响, 结果显示, 当毛细数较大时, 液滴分裂动力行为与壁面润湿性联系密切, 对于亲水壁面, 分裂生成的子液滴会发生二次分裂, 导致液滴一部分黏附在通道壁面, 另一部分流向下游; 而对于疏水壁面, 液滴分裂后两个子液滴完全脱离通道壁面; Fu 等^[26]采用基于颜色模型的 LBM 方法数值研究了 T 型微通道中分叉出口压差造成的液滴不对称分裂, 对阻塞分裂过程中液滴动力学的演变进行了精确分析. 结果表明, 在阻塞分裂状态下, 两个子液滴的体积比很大程度上取决于不对称条件, 并提出通用参数 A_s 来描述液滴分裂的不对称条件. 但研究仅着眼于阻塞分裂, 还需对隧道分裂、不分裂等工况进行相应分析. 随后, Cheng 等^[27]采用 VOF(volume of fluid) 模型数值模拟了不等长分支 T 型微通道中液滴不对称分裂的动力学行为, 提出了液滴分裂的 4 种模式 (primary breakup, transition breakup, bubble breakup, and non-breakup), 并根据母液滴大小和毛细数预测液滴分裂情况, 指出流体间的黏度比会显著影响临界毛细数. 但是二维 (2D) 模拟倾向于预测较小的临界毛细数, 因此, 需要进行三维 (3D) 模拟以更准确地预测液滴分裂所需的临界条件. Chen 等^[28]采用 VOF 方法 3D 模拟和流动可视化实验对 T 型微通道中微液滴的分裂机理进行了研究. 数值模拟和实验观察显示, 微液滴的流动形态共有 4 种, 分别是隧道分裂、不连续阻塞分裂、永久阻塞分裂和不分裂, 液滴的分裂和不分裂主要取决于毛细数和相对液滴长度所代表的界面张力的相对优势, 最后, 提出了一种用于预测液滴尺寸的经验关联式, 以说明

在永久阻塞分裂工况下液滴尺寸随无量纲时间的变化. 同样基于 VOF 方法, 俞炜等^[29]数值模拟了双重液滴在 Y 型微通道内的分裂过程, 详细讨论了流场演变及液滴各参数的变化, 研究表明, 外液滴颈部的收缩会因隧道的出现而减缓, 但内液滴颈部收缩基本不受影响; 隧道分裂和不分裂工况临界线符合幂律关系式, 隧道分裂和阻塞分裂工况临界线符合线性关系式. 但是该研究缺少双重液滴分裂实验的验证.

综上所述, 现有研究分析了液滴分裂模式、流型转变的临界条件和分裂动力学行为, 但对液滴不对称分裂行为理论预测还有待加强. 并且, 相对于研究更丰富的隧道分裂和阻塞分裂, 作为隧道分裂和阻塞分裂中间态的半阻塞分裂研究并不充分. 为此, 本文将结合实验以及理论研究, 详细探究 T 型不对称微通道中的液滴半阻塞不对称分裂机制. 通过搭建 T 型微通道中液滴分裂特性研究可视化实验平台, 观测半阻塞不对称分裂的流体动力学行为, 探究调控流量对分裂行为的影响, 并发展分裂比理论预测方法, 为微液滴不对称分裂提供设计优化方法和理论支撑.

2 实验系统与方法

2.1 芯片结构

如图 1(a) 所示, 本文所用微流控芯片由 4 部分组成: 流动聚焦微通道、辅助微通道、T 型分裂微通道和调控微通道. 液滴在流动聚焦微通道内生成, 流经辅助微通道, 最后进入 T 型分裂微通道, 在调控微通道的控制作用下发生分裂. 流动聚焦微通道为十字形, 宽 $600\ \mu\text{m}$, T 型分裂微通道宽 $w = 420\ \mu\text{m}$, 在辅助微通道处完成宽度过渡. 整块芯片的微通道深度 $h = 200\ \mu\text{m}$. 芯片由两块分别表面

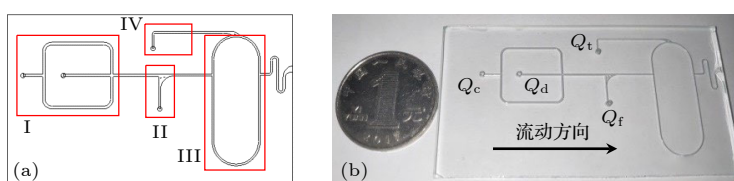


图 1 微流控芯片结构 (a) 示意图, I-流动聚焦微通道, II-辅助微通道, III-T 型分裂微通道, IV-调控微通道; (b) 实物图, 其中 Q_c 为连续相体积流量, Q_d 为离散相体积流量, Q_f 为辅助流量, Q_t 为调控流量

Fig. 1. Geometric structure of the microfluidic chip: (a) Schematic diagram, I-flow focusing microchannel, II-T-shaped splitting microchannel, III-tuning microchannel; (b) actual chip, Q_c is volumetric flow rate of continuous phase, Q_d is volumetric flow rate of dispersed phase, Q_f is volumetric flow rate of supporting continuous phase, Q_t is volumetric flow rate of controlling continuous phase.

蚀刻有微槽道和表面平整的玻璃键合而成, 芯片具有良好的亲水疏油性. 辅助微通道内注入连续相流体以调整液滴流速, 进而调控主通道毛细数. T 型分裂微通道的两个分支长度比为 1:2, 在较短分支下游的 U 型弯中部接入调控微通道以实现液滴分裂比的调控. 流体最终从出口流出芯片. 液滴半阻塞不对称分裂示意图和实验系统图如图 2 和图 3 所示.

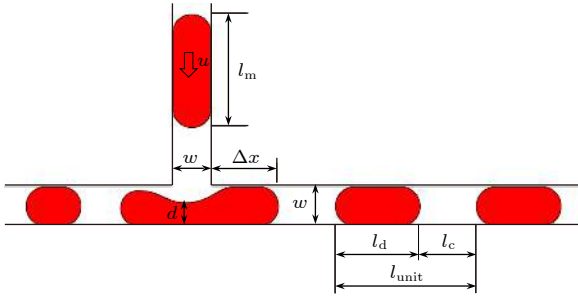


图 2 液滴半阻塞不对称分裂示意图 (u 为流体速度, l_m 为母液滴长度, w 为微通道宽度, Δx 为子液滴头部位移, d 为液滴颈部宽度, l_d 为子液滴长度, l_c 为子液滴间距)

Fig. 2. Schematic of droplet asymmetrical splitting with a tunnel in a T-junction (u is velocity of the fluid, l_m is length of the mother droplet, w is width of the microchannel, Δx is displacement of the head of the daughter droplets, d is width of the droplet neck, l_d is length of the daughter droplet, l_c is interval of daughter droplets).

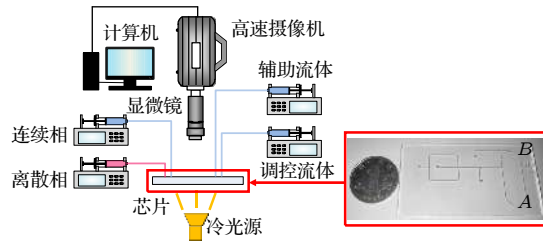


图 3 实验系统图

Fig. 3. Schematic of the experimental system.

2.2 实验设备

连续相和分散相流体均由注射泵 (LSP01-1BH、LSP01-2A, 保定兰格恒流泵有限公司) 注射进入芯片. 注射器和芯片流体入口由 PTFE 管连接. 冷光源卤素灯 (XD-302) 提高实验背景亮度而且避免了高温对实验流体的影响, 高速摄像机 (Photron FASTCAM SA4500M-K2, 日本 Photron 公司) 连接有显微镜 (Olympus SZX7, 日本 Olympus 公司), 拍摄并记录液滴在 T 型微通道分裂的过程, 拍摄帧率为 3000—8000 fps. 实验图片用 ImageJ 软件处理以得到液滴形貌演变参数及子液滴体积等数据.

2.3 实验工质

实验中所用连续相为甘油水溶液, 添加有 0.5 wt% 的十二烷基硫酸钠 (SDS), 溶液密度 $\rho_c = 1062.6 \text{ kg/m}^3$, 动力黏度 $\mu_c = 3.8 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. 实验发现, 温度较低时 SDS 会发生沉淀析出, 导致液体浑浊、相界面模糊, 因此实验环境温度维持在 $20 \text{ }^\circ\text{C}$. 实验中离散相为二甲基硅油, 密度 $\rho_d = 897.9 \text{ kg/m}^3$, 动力黏度 $\mu_d = 5.0 \text{ mPa}\cdot\text{s}$. 两相界面张力 $\sigma = 10.00 \text{ mN/m}$.

3 结果与讨论

根据子液滴在分支通道中的阻塞程度, 液滴不对称分裂过程可分为完全阻塞分裂、半阻塞分裂和隧道分裂. 半阻塞分裂是指不对称分裂过程中, 一分支通道内液滴完全堵塞通道, 另一分支通道内液滴与壁面之间出现隧道, 是阻塞分裂和隧道分裂的中间转换过程, 目前针对这一特征流型研究还不够充分, 为此下面将针对液滴半阻塞不对称分裂过程开展研究与分析.

3.1 典型半阻塞不对称分裂过程

图 4 展示了液滴在 T 型结构处的典型半阻塞不对称分裂过程. 整个过程分为 3 个阶段: 进入阶段、挤压分裂阶段和分裂后阶段. 在进入阶段 ($t_1 - t_4$), 液滴在上游连续相的推动下, 头部向下游移动进入 T 型结直至贴住微通道壁面, 随后, 液滴向两边伸展进入两个分支通道, T 型结被液滴充满, 液滴界面紧贴微通道 4 个壁面. 待尾部进入 T 型结构, 界面张力与上游连续相压力的共同作用使圆弧状的尾部由圆变直. 此后, 液滴分裂进入挤压分裂阶段 ($t_4 - t_9$). 在此阶段, 上游连续相的压力挤压液滴界面, 使其中部内凹成近似圆弧状颈部, 随着连续相流体的蓄积, 圆弧逐渐变大, 液滴颈部逐渐变细, 同时液滴的 A 头部逐渐脱离来流侧的微通道壁面, 出现明显的隧道. 隧道逐渐增大使上游的连续相压力略有下降, 仍能驱使颈部圆弧内凹面继续扩大, 颈部继续变细但速率减慢, 两子液滴头部曲率几乎相等, 均近似为半圆状. 在 t_6 时刻, 隧道达到最大宽度, 连续相在 T 型结构处继续积聚, 迫使颈部愈发变细, 最终液滴颈部脱离通道上下壁面, 形成细长型, 此时颈部竖直截面为圆形, 指向内部的界面

附加压力驱使液滴颈部快速收缩, 颈部迅速由圆弧状变为漏斗状最终塌陷, 液滴分裂形成两个子液滴. 此后进入分裂后阶段 (t_9-t_{11}), 尾部由尖锥状迅速恢复为圆弧状, 分别进入 T 型微通道的两个分支, 隧道由于液滴恢复为弹状而消失.

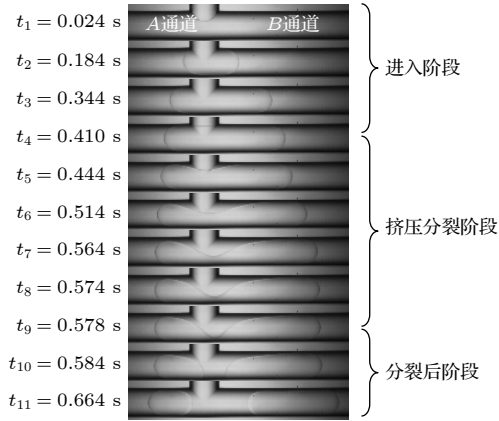


图 4 典型半阻塞不对称分裂过程 ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$)

Fig. 4. Typical droplet asymmetrical splitting with a tunnel in a microfluidic T-junction ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$).

3.2 不对称分裂动力学

液滴半阻塞不对称分裂过程中, 颈部宽度是重要的演变参数. 图 5 给出了液滴典型半阻塞不对称分裂过程中颈部宽度的演变过程. 如图 5 所示, 根据颈部宽度的变化速率可将液滴挤压分裂过程分为 3 个阶段: 挤压前期、挤压后期和快速夹断阶段.

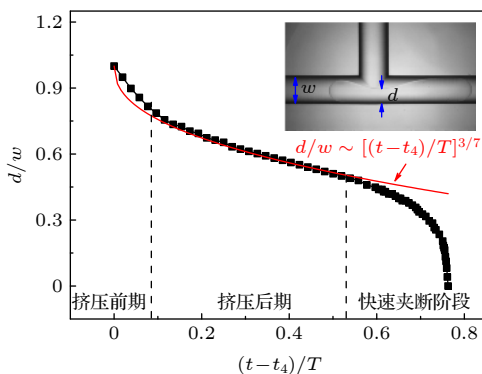


图 5 液滴颈部宽度演变过程 ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Q_t = 0 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$, $T = 0.2592 \text{ s}$), 其中 $(t-t_4)/T = 0$ 时表示颈部刚开始收缩

Fig. 5. Evolution of neck width d/w with dimensionless time $(t-t_4)/T$ ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Q_t = 0 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$, $T = 0.2592 \text{ s}$), where $(t-t_4)/T = 0$ represents the neck starts contracting.

在挤压前期 ($0 < (t-t_4)/T < 0.08$, T 为特征时间, $T = w/[(Q_c + Q_d)/wh] = w^2h/(Q_c + Q_d)$), 液滴颈部开始匀速收缩, 呈线性变化, 随后颈部宽度随时间变化斜率发生变化, 该过程时间持续较短, 在此阶段颈部宽度收缩速率与上游流速相当, 这是由于此阶段液滴颈部曲率半径大, 界面附加压力小, 与阻碍颈部收缩的附加压力相比, 上游连续相驱动力占主导地位.

在挤压后期 ($0.08 < (t-t_4)/T < 0.53$), 颈部宽度随时间变化呈指数关系, 持续时间较长, 这表明连续相的挤压作用与液滴界面张力作用呈一种特殊关系, 即虽然这一阶段界面附加压力逐渐增大, 但上游压力驱动作用大于附加压力的阻碍作用, 且上游压力驱动作用相对界面附加压力阻碍作用的优势逐渐降低, 这表现为液滴颈部收缩运动的加速度缓慢减小.

在快速夹断阶段 ($0.53 < (t-t_4)/T < 0.76$), 液滴颈部宽度开始加速减小直至液滴分裂. 此时液滴颈部在通道宽度平面内的曲率快速增大, 指向颈部中心的界面附加压力快速增加, 促使液滴颈部分别向 A 通道和 B 通道拉伸. 当颈部持续缩减, 直到颈部在通道高度方向上脱离微通道上下壁面, 导致只有迎着上游来流的通道壁面与之接触, 液滴颈部由 2D 收缩转变为 3D 收缩. 与颈部在通道宽度平面内的界面类似, 颈部在通道高度平面内的界面曲率越来越大, 同时促进液滴颈部中心收缩. 总的来说, 此阶段液滴颈部向心收缩界面附加压力占主导, 液滴颈部宽度剧烈收缩, 在 $(t-t_4)/T = 0.7$ 时呈断崖式减小, 这表明此时液滴颈部界面极度不稳定, 颈部即将夹断.

通过理论分析, Leshansky 等^[30] 建立液滴在 T 型微通道中分裂几何模型, 并假定颈部为标准圆弧状, 导出颈部宽度与时间的指数关系 $d/w \sim [(t-t_4)/T]^{3/7}$. 图 5 很好地验证了此关系, 在挤压后期阶段, 实验数据符合此指数关系. 但在快速夹断阶段出现偏差且偏差随分裂的进行逐渐增大, 原因是上述研究假定模型为 2D 模型且假定液滴颈部在变形的全部过程中为标准内凹圆弧形, 忽略了实际液滴 3D 分裂时颈部脱离通道上下壁面所出现的液滴颈部向心收缩界面附加压力占主导, 促进液滴颈部收缩. 实验观察到, 在快速夹断阶段液滴颈部形貌快速由圆弧状变为漏斗状, 这也验证了上述分析.

图 6 展示了液滴半阻塞不对称分裂过程中两个子液滴前端位移情况。图 6(a) 中, $(t - t_4)/T = 0.0 - 0.06$ 这段时间内, 通道 B 中子液滴曲线有数值而通道 A 中子液滴曲线无数值, 这是因为在分裂初期, A 通道内更大的流阻阻碍通道 A 中子液滴的移动, 通道 B 中子液滴的前端此时已经进入流阻较小的 B 通道, 而通道 A 中子液滴的前端尚未进入其分支通道, 造成了两个子液滴的初始位移差, 液滴分裂的不对称特点此时就已经显现。 $(t - t_4)/T = 1.375 - 1.975$ 这段时间内, 通道 B 中子液滴曲线近似为斜率不变的直线, 而通道 A 中子液滴曲线的斜率先减小, 后逐渐恢复, 与实验图像对比发现, 这段时间内, 通道 A 中子液滴与通道壁面之间出现了如图 6(b) 所示的隧道, 连续相流体流经隧道越过液滴流向下游, 由于隧道内连续相流体对液滴端部的剪切作用促使液滴内部发生涡流, 部分剪切动量转化为涡流动量, 涡流对液滴分

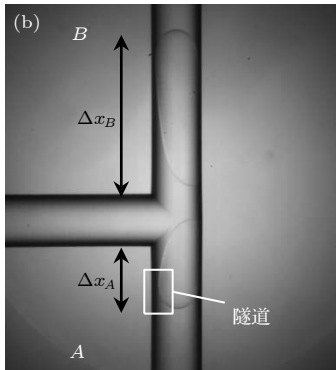
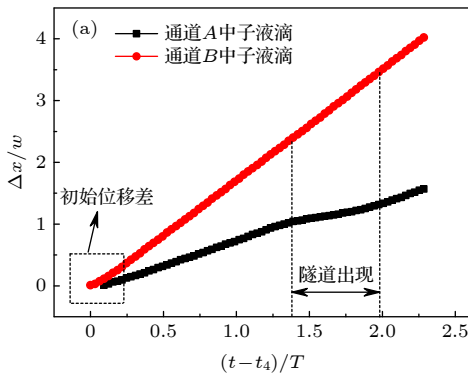


图 6 分裂过程中液滴前端位移 ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Q_t = 0 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$, $T = 0.2592 \text{ s}$), 其中 $(t - t_4)/T = 0$ 表示液滴头部刚开始进入分支通道

Fig. 6. Motion of droplet front cap during splitting process ($Q_c = 400 \mu\text{L/h}$, $Q_d = 40 \mu\text{L/h}$, $Q_t = 0 \mu\text{L/h}$, $Ca = 5.53 \times 10^{-4}$, $l_m/w = 4.08$, $T = 0.2592 \text{ s}$), where $(t - t_4)/T = 0$ represents the head of the droplet has just entered the branch channel.

裂的阻碍作用强于剪切对液滴的拉伸作用, 实际上阻碍了液滴分裂; 而通道 B 中未出现隧道, 通道 B 子液滴在连续相压力下持续以较大速度移动。待两液滴彻底分裂后, 通道 A 中子液滴尾部在界面张力的作用下迅速恢复接近球形, 液滴界面收紧, 隧道被压缩至消失, A 通道的连续相流体不能越过液滴流向下游而阻塞在液滴后部, 液滴头部和尾部压差增大, 同时涡流消失, 因此又逐渐恢复至隧道出现前的移速。从图 6(a) 还可以得出, 在 $0.06 < (t - t_4)/T < 1.375$ 和 $1.975 < (t - t_4)/T < 2.284$ 这两个区间内, 通道 B 中子液滴曲线斜率为 4.5, 通道 A 中子液滴曲线斜率为 1.75, 斜率比为 2.57:1, 虽然与分支通道长度比 2:1 有一定差距, 但与图 7 中 $Q_t^* = 0$ 时液滴分裂比 (2.5:1 — 2.8:1) 很接近, 这表明子液滴头部位移与子液滴分裂比有一定关系。

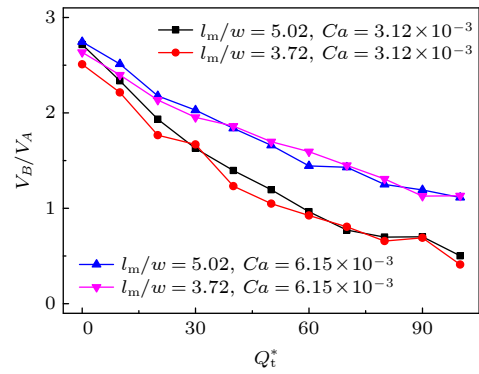


图 7 调控流量 Q_t 对液滴分裂比的影响 ($Q_d = 50 \mu\text{L/h}$)

Fig. 7. Active regulation of droplet splitting ratio by tuning flow Q_t ($Q_d = 50 \mu\text{L/h}$).

3.3 分裂比预测

3.3.1 分裂比的主动调控

本研究利用调控微通道将连续相流体注入 T 型分裂微通道的 B 分支下游, 改变微通道内压力分布, 从而实现液滴分裂比的精确调控。图 7 展示了调控流量 Q_t 对液滴分裂比的主动调控作用效果。如图所示, 随着 Q_t^* ($Q_t^* = Q_t/Q_d$) 的增大, 液滴分裂比 V_B/V_A 由接近 3:1 大幅下降。同时, 图 7 还给出了主流毛细数与液滴尺寸对液滴分裂比的影响规律。由图可知, 不同毛细数工况, 液滴分裂比随调控流量的变化明显不同。而在当前液滴半阻塞不对称分裂情况下, 母液滴尺寸对液滴分裂比随调控流量的变化规律影响不大。

3.3.2 分裂比预测

为了精确调控液滴不对称分裂比,可建立液滴分裂过程压降演化模型,理论预测不同工况下液滴不对称分裂比,从而针对目标分裂比快速准确调节流量.如图8所示,将微通道流体管网类比为电路网,液液两相流类比为电流,压力降类比为电压差,由并联环路压力降相等将微通道汇合点类比为两个接地零点,实际的液滴流动即可简化如图8(b),其中 Q_A , Q_B 和 Q_C 分别表示A通道、B通道和C通道内的总体积流量, ΔP_A , ΔP_B 和 ΔP_C 分别表示A通道、B通道和C通道内的压降.

由于存在液液界面,微通道中液滴流动系统比单相流动要复杂的多[31].目前,关于矩形截面微通道内弹状两相流的研究已有报道[32],在实际流动中,连续相流体不可避免进入液滴与通道壁面角落的间隙,这增加了计算液滴(气泡)流动过程压降的难度.Ladosz等[33]考虑间隙影响,推导出液液弹状流压降的计算式如下,其中连续相压降为

$$\Delta P_{fc} = \alpha \mu_c u (l_c + \beta) / A \quad (1)$$

式中, α 为无量纲几何校正因子,对于矩形通道, $\alpha =$

$22C^2/7A - 65/3$ [34], C 为微通道截面周长, A 为微通道截面面积, μ_c 为连续相动力黏度, u 为微通道内连续相流体平均流速, l_c 为液滴间距, β 为考虑包围液滴首尾的连续相液体的校正长度,取液滴横截面当量直径的 $1/3$ [35].离散相压降为

$$\Delta P_{fd} = \alpha \mu_d u (l_d - \beta) / A \quad (2)$$

式中, μ_d 为离散相动力黏度, l_d 为液滴长度.两相界面压降为

$$\Delta P_i = 2\sigma D^{-1} \gamma C a^{2/3} \quad (3)$$

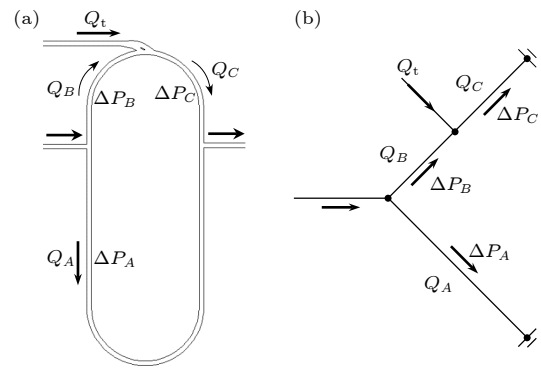


图8 液滴不对称分裂模型 (a) 实物图; (b) 简化图

Fig. 8. Asymmetrical droplet splitting model: (a) Actual microchannel; (b) simplified diagram.

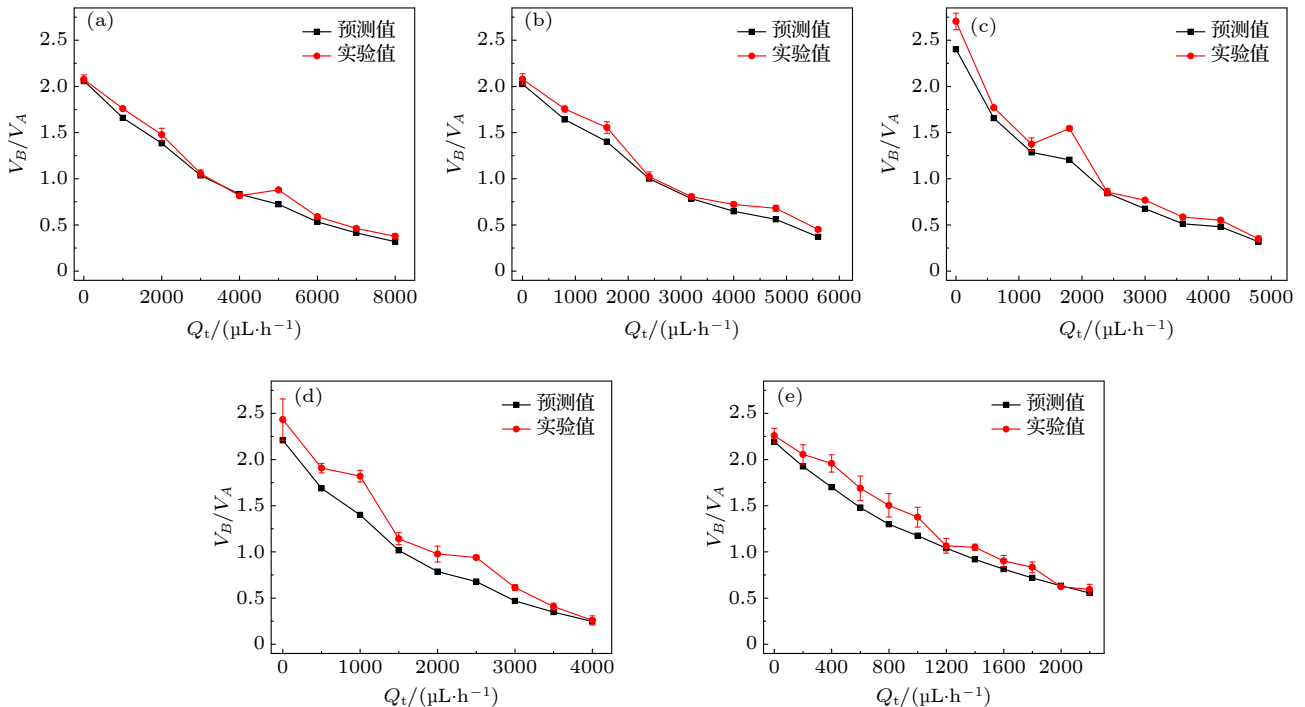


图9 调控流量 Q_t 变化时液滴不对称分裂比预测值与实验值对比 (a) $l_m/w = 4.37$, $Ca = 5.24 \times 10^{-3}$; (b) $l_m/w = 4.99$, $Ca = 3.88 \times 10^{-3}$; (c) $l_m/w = 5.44$, $Ca = 3.04 \times 10^{-3}$; (d) $l_m/w = 6.24$, $Ca = 2.22 \times 10^{-3}$; (e) $l_m/w = 7.50$, $Ca = 1.32 \times 10^{-3}$

Fig. 9. Comparison of predicted value and experimental value of droplet asymmetric split ratio when Q_t changes: (a) $l_m/w = 4.37$, $Ca = 5.24 \times 10^{-3}$; (b) $l_m/w = 4.99$, $Ca = 3.88 \times 10^{-3}$; (c) $l_m/w = 5.44$, $Ca = 3.04 \times 10^{-3}$; (d) $l_m/w = 6.24$, $Ca = 2.22 \times 10^{-3}$; (e) $l_m/w = 7.50$, $Ca = 1.32 \times 10^{-3}$.

式中, σ 为两相界面张力, γ 为与通道几何结构有关的常数, $\gamma = 3.553^{[36]}$, D 为微通道水力直径, $Ca = \mu_c u / \sigma$. 液滴单元的压降为 3 种压降之和为

$$\Delta P_{\text{unit}} = \Delta P_{\text{fc}} + \Delta P_{\text{fd}} + \Delta P_1 \quad (4)$$

假设母液滴按预设分裂比分成两个子液滴进入两个分支, 计算得到 A , B , C 三段微通道内压降, 根据 $\Delta P_A = \Delta P_B + \Delta P_C$ 判断预设的分裂比是否正确; 若不满足条件, 假设新的分裂比继续计算, 直到满足条件 $\Delta P_A = \Delta P_B + \Delta P_C$, 此时分裂比即为预测值. 图 9 给出了不同母液滴尺寸和不同毛细数情况下调控流量 Q_t 变化时液滴分裂比预测值与实验值的对比情况. 如图所示, 在 5 种不同的母液滴尺寸和 5 种不同的毛细数的情况下, 分裂比 V_B/V_A 的预测值整体略小于实验值, 但两者大致吻合, 这验证了预测模型的正确性.

4 结 论

本文搭建了 T 型微通道中液滴不对称分裂可视化实验平台, 对液滴不对称分裂行为进行了实验研究, 探究了液滴不对称分裂行为机理, 调控分支通道流量主动调节液滴分裂比, 并建立理论模型对液滴不对称分裂比进行预测, 获得以下主要结论:

1) 液滴不对称挤压分裂过程分为 3 个阶段: 挤压前期、挤压后期和快速夹断阶段. 在挤压前期, 液滴颈部曲率半径大, 界面张力附加压力较小, 与阻碍颈部收缩的附加压力相比, 上游连续相驱动力占主导地位, 颈部宽度随时间呈线性变化; 挤压后期, 上游压力驱动作用依然大于附加张力的阻碍作用, 颈部宽度随时间变化呈指数关系; 在快速夹断阶段, 液滴颈部向心界面附加压力占主导, 液滴颈部宽度剧烈收缩, 呈断崖式减小, 最终液滴颈部塌陷分裂成两个子液滴;

2) 调节分支通道流量可对液滴不对称分裂比进行有效调控, 且在当前液滴半阻塞不对称分裂情况下, 调控作用受母液滴尺寸的影响较小, 而受毛细数的影响较大;

3) 基于液滴分裂过程压降模型的液滴分裂比预测模型能够有效预测液滴分裂比.

参考文献

[1] Chen Y P, Zhang C B, Shi M H, Yang Y C 2010 *AIChE J.* **56** 2018
 [2] Wang J, Gao W, Zhang H, Zou M H, Chen Y P, Zhao Y J 2018 *Sci. Adv.* **4** eaat7392

[3] Pan D, Liu M, Li F, Chen Q, Liu X, Liu Y, Zhang Z, Huang W, Li B 2018 *Chem. Eng. Sci.* **176** 254
 [4] Sharei A, Zoldan J, Adamo A, et al. 2013 *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* **110** 2082
 [5] Tao Y, Rotem A, Zhang H, et al. 2015 *Lab Chip* **15** 3934
 [6] Holland-Moritz D A, Wismer M K, Mann B F, et al. 2020 *Angew. Chem. Int. Ed. Engl.* **59** 4470
 [7] Wang J, Sun L Y, Zou M H, Gao W, Liu C H, Shang L R, Gu Z Z, Zhao Y J 2017 *Sci. Adv.* **3** e1700004
 [8] Zuo Y, He X, Yang Y, Wei D, Sun J, Zhong M, Xie R, Fan H, Zhang X 2016 *Acta Biomater.* **38** 153
 [9] Lan K, Liu J, Li Z C, et al. 2016 *Matter and Radiat. at Extremes* **1** 8
 [10] Liu M F, Su L, Li J, Chen S F, Liu Y Y, Li J, Li B, Chen Y P, Zhang Z W 2016 *Matter and Radiat. at Extremes* **1** 213
 [11] Zhang C B, Gao W, Zhao Y J, Chen Y P 2018 *Appl. Phys. Lett.* **113** 203702
 [12] Shang L, Cheng Y, Zhao Y 2017 *Chem. Rev.* **117** 7964
 [13] Park J, Jung J H, Park K, Destgeer G, Ahmed H, Ahmad R, Sung H J 2018 *Lab Chip* **18** 422
 [14] Jung J H, Destgeer G, Ha B, Park J, Sung H J 2016 *Lab Chip* **16** 3235
 [15] Chaudhuri J, Timung S, Dandamudi C B, Mandal T K, Bandyopadhyay D 2017 *Electrophoresis* **38** 278
 [16] Cui Y T, Wang N N, Liu H H 2017 *J. Eng. Thermophys.* **38** 1564 (in Chinese) [崔于桐, 王宁宁, 刘海湖 2017 工程热物理学报 **38** 1564]
 [17] Cui Y T, Wang N N, Liu H H 2019 *Phys. Fluids* **31** 022105
 [18] Rogers C I, Oxborrow J B, Anderson R R, Tsai L F, Nordin G P, Woolley A T 2014 *Sens. Actuators B Chem.* **191** 438
 [19] Raveshi M R, Agnihotri S N, Sesen M, Bhardwaj R, Neild A 2019 *Sensors Actuators B: Chem.* **292** 233
 [20] Gao W, Yu C, Yao F 2020 *Chin. Phys. B* **29** 054702 (in Chinese) [高崴, 于程, 姚峰 2020 中国物理 B **29** 054702]
 [21] Chen Y P, Gao W, Zhang C B, Zhao Y J 2016 *Lab Chip* **16** 1332
 [22] Yamada M, Doi S, Maenaka H, Yasuda M, Seki M 2008 *J. Colloid Interface Sci.* **321** 401
 [23] Wang W M, Ma Y P, Wang P, Chen B 2015 *J. Eng. Thermophys.* **36** 338 (in Chinese) [王维萌, 马一萍, 王澎, 陈斌 2015 工程热物理学报 **36** 338]
 [24] Wang X, Liu Z M, Pang Y 2018 *Chem. Eng. Sci.* **188** 11
 [25] Liang H, Chai Z H, Shi B C 2016 *Acta Phys. Sin.* **65** 204701 (in Chinese) [梁宏, 柴振华, 施保昌 2016 物理学报 **65** 204701]
 [26] Fu Y H, Bai L, Jin Y, Cheng Y 2017 *Phys. Fluids* **29** 032003
 [27] Cheng W L, Sadr R, Dai J, Han A 2018 *Biomed. Microdevices* **20** 72
 [28] Chen B, Li G, Wang W, Wang P 2015 *Appl. Therm. Eng.* **88** 94
 [29] Yu W, Deng Z L, Wu S C, Yu C, Wang C 2019 *Acta Phys. Sin.* **68** 054701 (in Chinese) [俞炜, 邓梓龙, 吴苏晨, 于程, 王超 2019 物理学报 **68** 054701]
 [30] Leshansky A M, Afkhami S, Jullien M C, Tabeling P 2012 *Phys. Rev. Lett.* **108** 264502
 [31] Jousse F, Lian G, Janes R, Melrose J 2005 *Lab Chip* **5** 646
 [32] Fuerstman M J, Lai A, Thurlow M E, Shevkopyas S S, Stone H A, Whitesides G M 2007 *Lab Chip* **7** 1479
 [33] Ladosz A, von Rohr P R 2018 *Chem. Eng. Sci.* **191** 398
 [34] Mortensen N A, Okkels F, Bruus H 2005 *Phys. Rev. E Stat Nonlin. Soft Matter Phys.* **71** 057301
 [35] Warnier M J F, de Croon M, Rebrov E V, Schouten J C 2010 *Microfluid. Nanofluid.* **8** 33
 [36] Wong H, Radke C J, Morris S 1995 *J. Fluid Mech.* **292** 95

Semi-obstructed splitting behaviors of droplet in an asymmetric microfluidic T-junction*

Deng Zi-Long¹⁾ Li Peng-Yu¹⁾ Zhang Xuan¹⁾ Liu Xiang-Dong^{1)2)†}

1) (*Key Laboratory of Energy Thermal Conversion and Control, Ministry of Education, School of Energy and Environment, Southeast University, Nanjing 210096, China*)

2) (*College of Electrical, Energy and Power Engineering, Yangzhou University, Yangzhou 225127, China*)

(Received 22 July 2020; revised manuscript received 13 November 2020)

Abstract

Asymmetric droplet splitting is a common method to obtain micro-droplets of different sizes. The study of droplet asymmetric splitting behaviors is of great significance to the fields of biomedicine, energy, chemical industry and food engineering. In this paper, the control flow is introduced into a branch of the T-shaped microchannel to control the pressure distribution in the channel and precisely control the size of the daughter droplets. The method is simple to operate and is a preferred method for asymmetric microfluidic splitting. Existing studies have analyzed droplet splitting modes, critical conditions for flow pattern transitions, and splitting dynamics, but the theoretical prediction of droplet asymmetric splitting behaviors needs to be strengthened. Moreover, compared with tunnel splitting and obstructed splitting, which are more abundantly studied, neither semi-obstructed splitting as an intermediate state of tunnel splitting nor obstructed splitting is analyzed sufficiently. Therefore, a microfluidic T-junction chip is designed and fabricated, with which asymmetrical splitting behaviors of droplets with a tunnel in a microfluidic T-junction are investigated experimentally. The influence of flow rate regulation on the droplet splitting ratio is studied. And a theoretical model is also established to predict the splitting ratio. The results are concluded as follows: 1) the process of asymmetrical droplet splitting is divided into three stages i.e. early squeezing, late squeezing and rapid pinch-off stage. In the early stage of squeezing, the radius of curvature of the droplet neck is sizable, and the additional pressure of interfacial tension is minor. Compared with the additional pressure that hinders neck contraction, the upstream continuous phase driving force is dominant, and the width of the neck changes linearly with time; in the process of late squeezing, the upstream pressure driving effect is still greater than the hindering effect of the additional tension, and the neck width changes exponentially with time; However, in the rapid pinch-off stage, the interfacial tension pointing to the center of the cross section of droplet neck dominates the pinch-off stage. Then, the droplet neck shrinks sharply. 2) Adjusting the flow rate of the branch channel can effectively control the asymmetric splitting ratio of the droplets, and under the current semi-obstructed asymmetric splitting of the droplets, the regulation effect is less affected by the size of the mother droplet, but more affected by the capillary number. 3) The prediction model of droplet splitting ratio based on the pressure drop model can effectively predict the droplet splitting ratio.

Keywords: microfluidic, droplet, asymmetric, breakup

PACS: 47.85.L-, 68.05.-n, 47.61.-k, 47.55.df

DOI: 10.7498/aps.70.20201171

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 51725602, 51906039), the Natural Science Foundation of Jiangsu Province, China (Grant Nos. BK20180405, BK20180102), and the Fundamental Research Funds for the Central Universities (Grant No. 2242019k1G008).

† Corresponding author. E-mail: liuxd@yzu.edu.cn