

微腔内流体输运及涡流场特性研究

申峰^{1,*}, 张越东¹, 艾明珠², 高杰¹, 刘赵淼^{1,*}

1. 北京工业大学 数学统计学与力学学院, 北京 100124

2. 西安交通大学 航天航空学院, 西安 710049

摘要:随着微流控技术(microfluidics)的迅速发展,微尺度流动已成为流体力学的重要研究内容。微腔是微流控系统中常见的微通道结构。为揭示微腔与微通道主流之间的流体输运行为及长微腔内层流涡特性,本文开展了染料高速摄影实验和显微粒子图像测速实验。实验发现:当雷诺数 $Re = 46$ 时,微腔内出现 O 形流动图案;当 $Re = 58 \sim 93$ 时,微腔内呈现“涡钩子”图案,同时微腔深处呈 U 形图案。结果表明,微通道主流与层流涡之间存在直接对流输运行为。此外,在 $Re = 66$ 、深宽比 $e = 2$ 的条件下,长微腔内出现了一级涡和二级涡,且微腔入口的速度分布呈指数衰减,微腔深处速度几乎为 0。与宏观腔体中和数值模拟中的多涡不同,实验中长微腔内最多出现两级涡胞,涡胞形貌同时受雷诺数和深宽比的影响。研究结果可为微流控器件设计提供理论指导,也可为毛细血管萌芽及生长等生理学和病理学相关研究提供参考。

关键词:微腔;微流控技术;层流涡;对流输运;显微粒子图像测速

中图分类号:O35;V519

文献标识码:A

Research on fluid transport and vortex characteristics in microcavities

SHEN Feng^{1,*}, ZHANG Yuedong¹, AI Mingzhu², GAO Jie¹, LIU Zhaomiao^{1,*}

1. School of Mathematics, Statistics and Mechanics, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China

2. School of Aerospace Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China

Abstract: With the rapid development of microfluidics, microflow has become an important research area of fluid mechanics. Microcavity is a common type of microchannel structure in microfluidic systems. To elucidate the fluid transport behavior between microchannels and microcavities, as well as the characteristics of laminar vortices in long microcavities, high-speed dye photography and Micro-Particle Image Velocimetry (Micro-PIV) experiments were conducted. The experimental results show that at the Reynolds number $Re = 46$, an O-shaped flow pattern appears in the microcavity. At Re ranging from 58 to 93, a hook-shaped vortex pattern emerges, accompanied by a U-shaped pattern in the deep region of the cavity. The findings indicate that there is a direct convective transport behavior between the main flow in the microchannel and the laminar vortex. Meanwhile, at $Re = 66$, primary and secondary vortices occur in a long microcavity with an aspect ratio $e = 2$. The velocity at the microcavity entrance exponentially decays and becomes nearly zero in the deep region. Unlike the multiple-vortex series observed in macroscale cavities or numerical simulations, at most two vortices occur in the long microcavity in the experiments. The morphological characteristics of the vortices are determined by the Reynolds number and the aspect ratio. The results can provide theoretical guidance for the design of microfluidic devices and offer valuable insights for physiological and pathological studies related to capillary sprouting and growth.

Keywords: microcavity; microfluidics; laminar vortex; convection; Micro-PIV

收稿日期: 2025-09-08; 修回日期: 2025-10-13; 录用日期: 2025-10-15

基金项目: 国家自然科学基金项目(12172017); 北京市教委科技计划重点基金项目(KZ202110005007)

* 通信作者 E-mail: shenfeng@bjut.edu.cn; lzm@bjut.edu.cn

引用格式: 申峰, 张越东, 艾明珠, 等. 微腔内流体输运及涡流场特性研究 [J]. 实验流体力学, 2026, 40(3): 47-54.

SHEN F, ZHANG Y D, AI M Z, et al. Research on fluid transport and vortex characteristics in microcavities[J]. Journal of Experiments in Fluid Mechanics, 2026, 40(3): 47-54.

0 引言

近年来,微腔流动引起了许多学者的关注。这是因为以微腔(圆形、矩形、三角形、梯形和对称腔等)为结构特征的微流控器件在生物学与医学等相关领域中有着广泛的应用^[1-6]。例如,微腔可作为微混合器强化流动传热^[7-8];由于微腔内部存在较低的剪切应力环境,可用于细胞培养^[9-10];此外,微腔内部可形成层流涡,基于这一特征可实现血液中稀有尺寸循环肿瘤细胞的分选与捕获^[11-15]。除此之外,微腔也可作为人体生理微结构的简化模型,如微血管瘤^[16-18]、胎儿肺泡^[19-20]、萌芽的毛细血管^[21-23],还可用于牙根管冲洗^[24]等研究。揭示微腔内的流动特性,有助于深入探究相关的生理现象与疾病发展过程。

层流涡是微腔流动的重要特征,其结构演变行为与宏观腔体内的流动存在显著区别,近年来已得到一定的研究关注^[25-28]。Shelby等^[1]在55 μm 的菱形微腔中生成微旋涡,并测量了微旋涡内捕获粒子的旋转运动行为(最大速度高达12 m/s,离心加速度高达 10^7 m/s^2)。Marcos等^[29]研究了带缩口矩形微腔内涡胞的形成,发现腔体的三维尺寸显著影响层流涡结构。利用显微粒子图像测速技术(Micro-Particle Image Velocimetry, Micro-PIV)和数值模拟, Fisher等^[30]发现圆形微腔内会形成2个“猫眼”(cat's eye)涡结构。Ahandoust等^[31]对比分析了圆形与矩形微腔内的流场特性,发现微腔内的涡胞演变与分布规律存在一定差异。Shen等^[32-33]开展了Micro-PIV实验,研究了矩形微腔内的涡胞结构演化特性,发现层流涡在发展过程中并未形成“猫眼”涡,而是首先在前缘壁面形成涡胞,随后涡胞区域不断扩张,直至完全占据微腔。根据涡胞演化过程,微腔内流场可分为3种流动模式,即附着流、过渡流和分离流。

尽管目前对微腔内涡胞流场特性的研究已取得许多成果,但仍有一些基础科学问题尚待深入探究。例如,对于微腔入口处微通道主流与微腔层流涡之间的物质输运行为及具体的对流输运路径,目前仍不清楚。这是因为在微小的受限空间内,利用流动可视化技术观测微腔入口处的流动行为存在固有的困难。一方面,尽管Micro-PIV可以得到微腔涡流场的速度矢量场,但无法观测到示踪粒子进入微腔的具体路径^[30, 32-33];另一方面,在稳定状态下对层

流涡进行长时间观测的实验中,染料极易注满微腔,从而掩盖了入口处的流体输运行为。因此,为了将主流与微腔层流涡之间边界流线的流动现象可视化, Shen等^[34-35]开展了折中的染料可视化实验:首先向微腔中注入染料,然后利用清水进行冲洗,观察长矩形与圆形微腔内从启动流(start-up flow)到完全形成稳定涡胞的流动过程,记录主流与涡胞边界流线形貌的动态演变(这种演变取决于水与染料之间的流体交换以及微腔涡形态的演化)。为了研究血管与颅内动脉瘤之间的物质输运, Epshtein等^[17]通过向动脉瘤仿生模型中注入染料的可视化实验,观测了脉动流动条件下染料自微腔下游进入动脉瘤模型内部的瞬态填充过程。然而,这些折中实验仅捕捉了瞬时的染料流动现象,无法对稳定层流涡状态下腔内的染料流动现象进行持续观测。为了探究微腔涡与主通道流体之间的物质输运行为, Wang等^[36]利用格子 Boltzmann 方法,结合染料流动可视化实验,研究了矩形微腔内三维涡胞结构的形成与演变,发现当微腔深度与微腔长度之比为0.4~1.0时,微腔内的涡胞结构随雷诺数增大表现出多达5种不同的流动模式,这增大了对流体输运路径进行描述和预测的难度。

此外,目前的研究多聚焦于长度较短的浅微腔,对于长微腔(微腔长度远大于宽度与深度,长宽比 $L_c/W_c > 2$)内涡结构及演化特性的研究尚不深入。由于长微腔与牙根管和毛细血管等生理结构相契合,近年来长微腔内的流动问题也得到了少量研究关注。Verhaage等^[24]研究了低雷诺数($Re < 1$)下长微腔内的流动现象,用以评估冲洗液在侧支根管中的输运效率。数值模拟结果表明,长微腔内部生成了一系列反向涡,但仅在微腔入口处存在单个涡。Osterman等^[37]的数值模拟结果表明,当深宽比 e 超过临界值(0.51)后,微腔流动发展为分离流模式,多级涡出现在微腔内。然而,在实验验证中,当 $e = 1.4$ 时,仅观察到单个主涡,同样出现了数值模拟与实验不一致的现象。目前,雷诺数和微腔尺寸对微腔内涡胞数量及结构演化行为的影响尚缺乏系统研究,各级涡的生成机理仍不清楚。

针对上述微腔内流体输运和涡胞流场特性问题,本文开展了高速摄影实验和Micro-PIV实验。将水和染料分层布置,使稳定流动下微通道主流与微腔流体之间的染料交换达到动态平衡状态,在 $Re = 46.7 \sim 93.4$ 范围内实现了微腔内染料流动现象的长

时间观测,明确了染料在主流和充分发展的层流涡之间的对流输运流型。并进一步系统分析了雷诺数 ($Re = 11 \sim 111$) 对长矩形微腔内涡胞数量与流场速度分布的影响,对长微腔内涡的生成机理与生成条件进行了探究。

1 实验方法

实验中使用的 2 种微流控芯片结构如图 1 所示。其中,对称矩形微腔芯片的微通道深度 $H = 100 \mu\text{m}$, 宽度 $W = 60 \mu\text{m}$; 微腔宽度 W_c 和长度 L_c 均固定为 $400 \mu\text{m}$; 2 个入口通道长度 $L_1 = L_2 = 7 \text{ mm}$, 入口通道交汇处至微腔的距离 $L_3 = 5 \text{ mm}$ 。长矩形微腔芯片的微通道深度 $H = 200 \mu\text{m}$, 微腔长度 $L_c = 1500 \mu\text{m}$; 主通道宽度与微腔宽度相等, 有 2 种尺寸, 分别为 $W = W_c = 330$ 和 $100 \mu\text{m}$, 对应的深宽比 $e (e = H/W_c)$ 分别为 0.6 和 2.0; 入口通道长度 $L = 7 \text{ mm}$ 。

芯片以聚二甲基硅氧烷 (Polydimethylsiloxane, PDMS) 为材料, 采用软光刻和浇注法制成^[38]。首先, 使用 CAD 软件绘制芯片通道的平面结构图, 据此制作掩模板; 根据通道高度, 在硅片上旋涂一定厚度的负性光刻胶 SU-8 并进行固化。然后, 将掩模板放置在光刻胶表面, 进行曝光与显影清洗, 制成凸模硅片。随后, 将 PDMS 浇铸在凸模硅片上, 经真空处理后放入恒温箱固化成型, 脱模备用; 使用打孔器在入口和出口处加工垂直通孔, 再将芯片与平整的 PDMS 底片放入等离子电晕机中进行表面氧化处理并完成键合, 最终固化后制成实验所需的微通道芯片。

为便于描述流动现象, 以下侧微腔为观测腔, 在前侧腔壁顶缘处建立三维坐标系 $Oxyz$ (图 1), 其中 x 轴沿主通道流向, y 轴垂直于主通道并指向微腔底部, z 轴指向微腔深度方向。坐标归一化如下:

$$x^* = x/W_c, y^* = y/W_c, z^* = z/H \quad (1)$$

微通道内的入口雷诺数定义为^[26]:

$$Re = \rho U D_h / \mu \quad (2)$$

式中: ρ 为流体密度; μ 为流体黏度; U 为主通道平均流速; $D_h = 2WH/(W+H)$, 为主通道水力直径。由于水力直径很小, 最大雷诺数一般低于 200。

利用显微高速摄像系统 (VW-9000, Keyence, Japan) 对微腔入口处和内部的染料流动行为进行可视化观测与记录。该系统包括变焦镜头 (VH-Z50L, 50~500 倍)、高速摄像机 (VW-600C, 分辨率 640 像

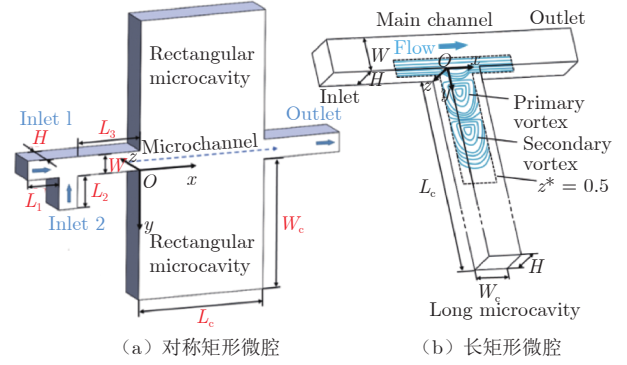


图 1 2 种微流控芯片的微腔结构示意图

Fig. 1 Schematic diagrams of two types of microcavities

素 $\times 480$ 像素) 及图像存储与处理单元。实验放大倍数为 100, 采样帧率为 1000 帧/s。使用 2 台注射泵 (Harvard Apparatus, PHD2000, USA) 分别从入口 1 和入口 2 持续注入去离子水和染料溶液 (1% 酸性黑 ATT 水溶液)。每次改变实验条件后均等待 3 min, 确保流动稳定后再进行观察与记录, 每种工况重复 10 次。

利用 Micro-PIV 系统 (Dantec Dynamics, Inc., Denmark) 测量长微腔内的速度矢量场, 该系统主要包括双脉冲 532 nm Nd:YAG 激光器、高速双帧摄像机 (HiSense MKII, 最大分辨率 $1344 \text{ 像素} \times 1024 \text{ 像素}$)、Leica 倒置显微镜、同步控制器及图像采集处理系统等, 如图 2 所示。实验时, 从入口通入散布有示踪粒子 (平均直径 $0.86 \mu\text{m}$) 的去离子水, 采用 10 倍物镜 (数值孔径 0.25), 观测微腔 $x-y$ 中心平面内的流场。拍摄时, 控制判读区 ($32 \text{ 像素} \times 32 \text{ 像素}$) 内的粒子数在 8~15 之间, 激光器单脉冲强度设为 75 mJ, CCD 相机帧率为 12 帧/s, 并根据入口流量调节曝光时间为 80~800 μs 。

采用自适应互相关算法对图像对进行处理^[39], 获得相邻帧图像之间示踪粒子的位移, 进而计算判读区内流体的平均速度。设 2 幅帧图像中某一示踪粒子的坐标分别为 (X_1, Y_1) 与 (X_2, Y_2) , 则该粒子的平均速度分量为:

$$v_x = |X_2 - X_1| / \Delta t = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta X / \Delta t \quad (3)$$

$$v_y = |Y_2 - Y_1| / \Delta t = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \Delta Y / \Delta t \quad (4)$$

式中: v_x 、 v_y 为粒子平均速度; Δt 为 2 帧图像间的时间间隔; ΔX 、 ΔY 为粒子位移。采用最小二乘高斯拟合算法对判读区内的相关峰进行检测, 以降低测量不确定性、提高信噪比。最终测量误差低于 3%。

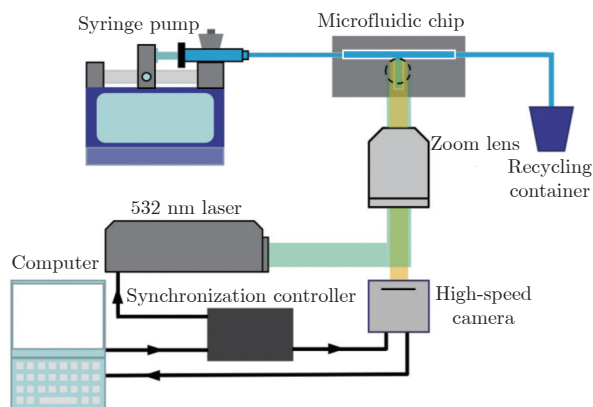


图2 Micro-PIV 实验系统示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the Micro-PIV experimental system

2 结果与讨论

2.1 染料流动输运可视化

图3展示了雷诺数对微腔内染料流动模式的影响。微通道中主流方向从左向右,染料和水之间出现分层,证实了主流为层流。在微腔入口处,主流流线向微腔内略微扩展。此外,在主流区域与微腔内部之间,染料浓度存在明显变化;微腔内的染料图案可以稳定存在,表明主通道与微腔之间的染料输运达到了动态平衡,此时腔内已形成了充分发展的层流涡^[32-33]。由于主流发生分层而在微腔内部形成的染料图案,可以清晰地显示出主流流体向层流涡的对流输运行为,如图3(b)所示。

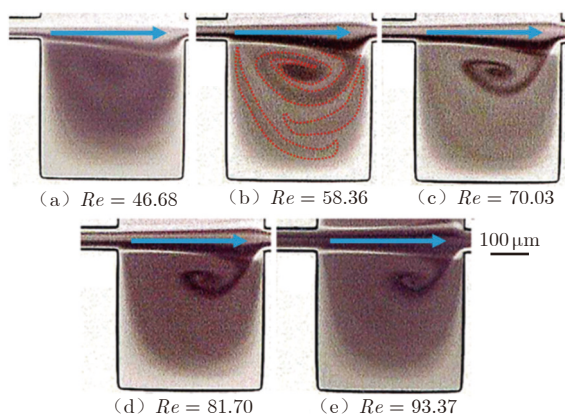


图3 微腔内的染料流型可视化结果

Fig. 3 Visualization of dye flow patterns in the microcavity

当 $Re = 46.68$ 时,涡心和周围 O 形区域的染料浓度较高,而 O 形区域内外的染料浓度相对较低。微腔底部与角落附近的染料浓度较低,表明该区域只能通过缓慢的分子扩散进行流体交换。此外,由图3(a)可以发现,O形图案与主流之间存在一条颜

色较浅的边界线。因此,染料进入微腔的路径难以确定。

当 $Re = 58.36$ 时,微腔中的染料图案发生了显著变化,在涡心呈现“钩子”状图案,即钩状流型。这表明有少量来自主流的染料从微腔下游直接流入涡心。仔细观察发现,微腔较深区域出现了颜色较浅的 U 形图案,该图案由 2 条染料线组成。如图3(b)所示,一条染料线起源于微腔后壁顶缘,随流线发生 U 形偏转并流向微腔底部;另一条染料线起源于微腔底部右侧,沿着微腔后壁流回左侧入口处。可见,钩状流和 U 形流是微腔入口处的 2 种对流输运模式,这证明了主流与充分发展的层流涡之间存在直接的流体对流输运行为。值得一提的是,由于腔体侧壁的限制,微腔内的流动结构是三维的,故在二维平面上观察到的实验现象是三维染料流动模式堆叠后的结果。

当 $Re = 70.03 \sim 93.37$ 时,钩状流型面积逐渐减小,同时微腔内部染料平均浓度增大。由实验现象可以发现,钩状流型是由微腔后壁顶缘驻点区域附近的主流边界线发生流动分离所导致的。根据 Wang 等^[36]的研究结果推断:染料首先沿着钩状流型轨迹运动,到达涡心区域后向微腔上下两侧壁面发散。需要注意的是,在宏观尺度腔体流动中,为增强开放腔体入口处的物质输运,需要施加周期性入口脉动流条件,并已有研究观测到“旋转-瓣片”输运机制^[40]。该输运机制与本实验在稳定流条件下观测到的钩状流型和 U 形流动完全不同。此外,还可以发现,U 形流动模式主导着微腔较深区域的对流输运。其中,右侧染料线是由于主流高速流体与微腔后壁相互作用,从边界流线分离后形成的;而左侧染料线则是由右侧染料线扩散诱导产生的。

2.2 长微腔内的涡胞演变特性

利用 Micro-PIV 系统测量了长微腔内的速度云图与流线分布,如图4所示。结果表明,微腔入口处的流速明显高于微腔深处,且流线分布清晰地描绘了涡胞形态。 $Re = 11$ 时, $e = 0.6$ 微腔内为附着流,而 $e = 2$ 微腔内则有单个主涡的生成,流动处于分离流状态。 $Re = 66$ 时, $e = 0.6$ 微腔内出现了单个主涡。值得注意的是,当 $Re = 33$ 时, $e = 2$ 的微腔中出现了 2 个涡,主涡下方衍生出了次级涡。与 Osterman 等^[37]仅清晰识别到单一主涡的实验结果不同,本实验明确观察到了微腔内同时存在的 2 个涡结构。

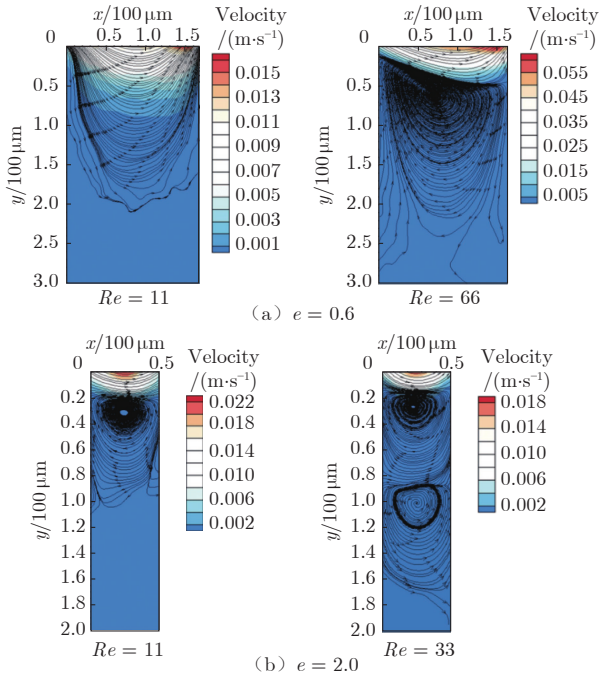
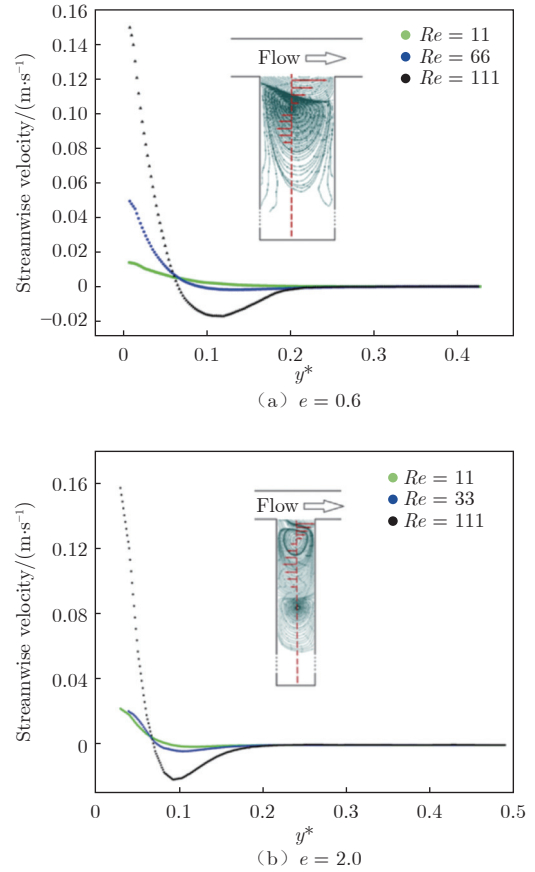


图 4 微腔内部流场特性的 Micro-PIV 结果

Fig. 4 Micro-PIV results of the flow field characteristics in the microcavities

定量提取了过涡心沿 y 轴方向的速度分布,如图 5 所示。结果表明,速度分布在微腔入口处显著衰减,且微腔深部的速度与主通道速度相差一个数量级以上。由图 5(a)可知,当 $Re = 11$ 时, $e = 0.6$ 微腔内流型为附着流,速度由 0.0134 m/s 单调降低至接近 0。 $Re = 66$ 时,速度从 0.0496 m/s 迅速降低至负值,这种现象可归因于单个主涡的出现。 $Re = 111$ 时,初始速度相对较高,从 0.148 m/s 开始呈指数衰减,并在 $y^* = 0.067$ (涡心位置) 处降至 0。随后,由于主涡的作用,速度反向加速,在 $y^* = 0.12$ 时达到最大 (-0.0171 m/s),最后逐渐衰减至趋于 0。

相比之下, $e = 2$ 时,微腔内的速度分布更为复杂。如图 5(b) 所示, $Re = 11$ 时微腔内已存在单个主涡,速度曲线出现逆向速度段。初始流速 0.0209 m/s 经衰减后在涡心处 ($y^* = 0.085$) 降为 0,随后反向加速至 -0.00163 m/s ($y^* = 0.11$ 处),再衰减至趋于 0。而 $Re = 33$ 和 111 时,由于次级涡的出现,速度曲线在逆向速度段之后还存在正向速度段。以 $Re = 111$ 时的速度曲线为例,初始速度 0.158 m/s 经过衰减后在 $y^* = 0.071$ (即初级涡心) 处降为 0,然后反向加速至 -0.0209 m/s ($y^* = 0.094$ 处),再经正向加速后在 $y^* = 0.2045$ (即次级涡心) 处第二次经过 0 点,随后达到最大正向速度 $9.19 \times 10^{-6} \text{ m/s}$ ($y^* = 0.2088$ 处)。由于这一速度极低,故

图 5 沿 y 轴方向过涡心处的速度分布Fig. 5 The velocity profiles along the y -direction across the vortex core

无法诱发三级涡形成,该速度最终衰减至趋于 0。

实验中,即使在相对较高的雷诺数 ($Re = 111$) 下,长微腔内仍然最多仅能观察到 2 个涡胞。然而, Osterman 等^[37] 的模拟结果表明, $e > 0.51$ 的长微腔内应存在一系列层流涡。在真实的长微腔流动中,涡的产生还受到复杂的三维壁面效应影响,后者引入了附加的黏性动量耗散。本实验结果表明,长微腔内难以生成三级涡。此外,宏观二维腔体流动中也曾发现多涡的存在^[41-44],但这是因为忽略了空间壁面约束。以上结果表明,控制微腔内涡胞形成的关键因素仍需进一步的深入研究。

3 结 论

针对微腔内的物质输运和涡流场特性问题,本文开展了染料流动高速摄影可视化实验和 Micro-PIV 涡流场测速实验。结果表明,稳定流动条件下微腔与主流间存在直接的对流输运路径,并揭示了数值模拟结果与实验结果的差异性,进而系统分析了雷诺数 ($Re = 11 \sim 111$) 对长微腔内涡胞数量与速度

分布的影响。主要结论如下:

1)通过水与染料之间的分层流动,使微通道主流与微腔流体之间的染料交换达到动态平衡状态,实现了稳定流动下微腔内部染料输运现象的长时间可视化观测,发现了O形、“钩子”形和U形流动图案。

2)当 $Re = 46.68$ 时,微腔被O形染料流型所占据;而当 Re 由58.36增至81.70时,微腔入口附近的染料流型呈“钩子”状,微腔深处呈U形,这反映了主流与微腔涡之间2条具体的流体输运路径。

3)实验结果证明,长微腔内最多仅存在2个涡胞结构,这与前人数值模拟结果中的多涡结构相矛盾。实验中, $e = 0.6$ 的长微腔内只有单个涡生成,而 $e = 2$ 的长微腔内最多出现2个涡。

4)微腔内流场测速结果表明,微腔入口处的速度随进入微腔的距离呈指数式下降,并最终衰减至0;微腔深处的速度比主流低一个数量级以上,且速度曲线的波动受涡胞数量影响。

下一步将开展更系统的实验测量研究,包括分析涡流强度、 Re - e 对涡胞数量的临界耦合关系以及三维受限空间内的黏性动量耗散等,以揭示微腔内涡胞的生成机理。

参考文献:

- [1] SHELBY J P, LIM D S W, KUO J S, et al. High radial acceleration in microvortices[J]. *Nature*, 2003, 425(6953): 38. doi: 10.1038/425038a
- [2] 姚朝晖, 张静娴, 郝鹏飞, 等. 表面微纳结构对气-水界面稳定性和流动减阻的影响[J]. *实验流体力学*, 2020, 34(2): 73-79. YAO Z H, ZHANG J X, HAO P F, et al. Effect of surface micro/nano-structure on gas-water interface stability and flow drag reduction[J]. *Journal of Experiments in Fluid Mechanics*, 2020, 34(2): 73-79. doi: 10.11729/syltlx20190161
- [3] 孙树伟, 郑旭, 孔高攀, 等. 壁面带微结构管道内 Cassie 状态稳定性的实验研究[J]. *实验流体力学*, 2013, 27(3): 1-6. SUN S W, ZHENG X, KONG G P, et al. Experimental study of cassie state stability inside a microchannel with microstructured surface[J]. *Journal of Experiments in Fluid Mechanics*, 2013, 27(3): 1-6. doi: 10.3969/j.issn.1672-9897.2013.03.001
- [4] 申峰, 张杰, 艾明珠, 等. 微流控粒子分选中圆形微凹槽容纳特性研究[J]. *力学学报*, 2024, 56(5): 1317-1327. SHEN F, ZHANG J, AI M Z, et al. Study on the holding characteristics of round microcavities for particle sorting using microfluidics[J]. *Chinese Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 2024, 56(5): 1317-1327. doi: 10.6052/0459-1879-23-600
- [5] 申峰, 闫成金, 李梦麒, 等. 微凹槽内液滴流场特性的 Micro-PIV 实验研究[J]. *实验流体力学*, 2020, 34(2): 67-72. SHEN F, YAN C J, LI M Q, et al. Micro-PIV study on flow field characteristics of droplets in a microcavity[J]. *Journal of Experiments in Fluid Mechanics*, 2020, 34(2): 67-72. doi: 10.11729/syltlx20190117
- [6] DHAR M, LAM J N, WALSER T, et al. Functional profiling of circulating tumor cells with an integrated vortex capture and single-cell protease activity assay[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2018, 115(40): 9986-9991. doi: 10.1073/pnas.1803884115
- [7] LI X H, YU X M, ZHANG D C, et al. Characteristics of gas flow within a micro diffuser/nozzle pump[J]. *Chinese Physics Letters*, 2006, 23(5): 1230-1233. doi: 10.1088/0256-307x/23/5/046
- [8] KURTULMUŞ N, SAHIN B. A review of hydrodynamics and heat transfer through corrugated channels[J]. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 2019, 108: 104307. doi: 10.1016/j.icheatmasstransfer.2019.104307
- [9] LIU K, PITCHIMANI R, DANG D N, et al. Cell culture chip using low-shear mass transport[J]. *Langmuir*, 2008, 24(11): 5955-5960. doi: 10.1021/la8003917
- [10] YEW A G, PINERO D, HSIEH A H, et al. Low Peclet number mass and momentum transport in microcavities[J]. *Applied Physics Letters*, 2013, 102(8): 084108. doi: 10.1063/1.4794058
- [11] HADDADI H, DI CARLO D. Inertial flow of a dilute suspension over cavities in a microchannel[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2017, 811: 436-467. doi: 10.1017/jfm.2016.709
- [12] YU Z T F, LEE Y K, WONG M, et al. Fluid flows in microchannels with cavities[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2005, 14(6): 1386-1398. doi: 10.1109/JMEMS.2005.859086
- [13] DHAR M, WONG J, KARIMI A, et al. High efficiency vortex trapping of circulating tumor cells[J]. *Biomicrofluidics*, 2015, 9(6): 064116. doi: 10.1063/1.4937895
- [14] CHE J, YU V, GARON E B, et al. Biophysical isolation and identification of circulating tumor cells[J]. *Lab on a Chip*, 2017, 17(8): 1452-1461. doi: 10.1039/C7LC00038C
- [15] KHOJAH R, STOUTAMORE R, DI CARLO D. Size-tunable microvortex capture of rare cells[J]. *Lab on a Chip*, 2017, 17(15): 2542-2549. doi: 10.1039/C7LC00355B
- [16] HUMPHREY J D, TAYLOR C A. Intracranial and abdominal aortic aneurysms: similarities, differences, and need for a new class of computational models[J]. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2008, 10: 221-246. doi: 10.1146/annurev.bioeng.10.061807.160439
- [17] EPSHTEIN M, KORIN N. Mapping the transport kinetics of molecules and particles in idealized intracranial side

- aneurysms[J]. *Scientific Reports*, 2018, 8: 8528.
doi: [10.1038/s41598-018-26940-1](https://doi.org/10.1038/s41598-018-26940-1)
- [18] CAI S Z, LI H, ZHENG F Y, et al. Artificial intelligence velocimetry and microaneurysm-on-a-chip for three-dimensional analysis of blood flow in physiology and disease[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2021, 118(13): e2100697118.
doi: [10.1073/pnas.2100697118](https://doi.org/10.1073/pnas.2100697118)
- [19] TENENBAUM-KATAN J, FISHLER R, ROTHENRUTISHAUSER B, et al. Biomimetics of fetal alveolar flow phenomena using microfluidics[J]. *Biomicrofluidics*, 2015, 9(1): 014120.
doi: [10.1063/1.4908269](https://doi.org/10.1063/1.4908269)
- [20] TENENBAUM-KATAN J, ARTZY-SCHNIRMAN A, FISHLER R, et al. Biomimetics of the pulmonary environment *in vitro*: a microfluidics perspective[J]. *Biomicrofluidics*, 2018, 12(4): 042209.
doi: [10.1063/1.5023034](https://doi.org/10.1063/1.5023034)
- [21] LV H M, DONG J, QIU Y, et al. Microflow in a rhythmically expanding alveolar chip with dynamic similarity[J]. *Lab on a Chip*, 2020, 20(13): 2394-2402.
doi: [10.1039/C9LC01273G](https://doi.org/10.1039/C9LC01273G)
- [22] FOROUZAN O, BURNS J M, ROBICHAUX J L, et al. Passive recruitment of circulating leukocytes into capillary sprouts from existing capillaries in a microfluidic system[J]. *Lab on a Chip*, 2011, 11(11): 1924-1932.
doi: [10.1039/C0LC00547A](https://doi.org/10.1039/C0LC00547A)
- [23] GALIE P A, NGUYEN D T, CHOI C K, et al. Fluid shear stress threshold regulates angiogenic sprouting[J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2014, 111(22): 7968-7973.
- [24] VERHAAGEN B, BOUTSIOUKIS C, SLEUTEL C P, et al. Irrigant transport into dental microchannels[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2014, 16(6): 1165-1177.
doi: [10.1007/s10404-013-1281-y](https://doi.org/10.1007/s10404-013-1281-y)
- [25] VILKINIS P, ŠEREIKA J, SKARBALIUS G, et al. Experimental analysis of flow topology and particle behavior in microcavities[J]. *Experimental Thermal and Fluid Science*, 2024, 150: 111046.
doi: [10.1016/j.expthermflusci.2023.111046](https://doi.org/10.1016/j.expthermflusci.2023.111046)
- [26] JIANG M Q, QIAN S Z, LIU Z H. Fully resolved simulation of single-particle dynamics in a microcavity[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2018, 22(12): 144.
doi: [10.1007/s10404-018-2166-x](https://doi.org/10.1007/s10404-018-2166-x)
- [27] XU X Y, ZHENG Z Y, TIAN K, et al. Multiplex vortex instability in the flow of non-Newtonian fluids through microcavity arrays[J]. *Physics of Fluids*, 2024, 36(4): 042001.
doi: [10.1063/5.0201542](https://doi.org/10.1063/5.0201542)
- [28] CHEN H S, GAO Y, STONE H A, et al. “Fluid bearing” effect of enclosed liquids in grooves on drag reduction in microchannels[J]. *Physical Review Fluids*, 2016, 1(8): 083904.
doi: [10.1103/physrevfluids.1.083904](https://doi.org/10.1103/physrevfluids.1.083904)
- [29] MARCOS, STOCKER R. Microorganisms in vortices: a microfluidic setup[J]. *Limnology and Oceanography: Methods*, 2006, 4(10): 392-398.
doi: [10.4319/lom.2006.4.392](https://doi.org/10.4319/lom.2006.4.392)
- [30] FISHLER R, MULLIGAN M K, SZNITMAN J. Mapping low-Reynolds-number microcavity flows using microfluidic screening devices[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2013, 15(4): 491-500.
doi: [10.1007/s10404-013-1166-0](https://doi.org/10.1007/s10404-013-1166-0)
- [31] AHANDOUST S, SAADATMAND M. Computational study of geometric effects of bottom wall microgrooves on cell docking inside microfluidic devices[J]. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 2021, 21(2): 2150017.
doi: [10.1142/s0219519421500172](https://doi.org/10.1142/s0219519421500172)
- [32] SHEN F, XIAO P, LIU Z M. Microparticle image velocimetry (μ PIV) study of microcavity flow at low Reynolds number[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2015, 19(2): 403-417.
doi: [10.1007/s10404-015-1575-3](https://doi.org/10.1007/s10404-015-1575-3)
- [33] SHEN F, XU M, ZHOU B, et al. Effects of geometry factors on microvortices evolution in confined square microcavities[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2018, 22(4): 36.
doi: [10.1007/s10404-018-2056-2](https://doi.org/10.1007/s10404-018-2056-2)
- [34] SHEN F, YAN C J, LI M Q, et al. Experimental study of transient behaviors of start-up flow in long microcavities[J]. *Chemical Engineering Science*, 2020, 219: 115591.
doi: [10.1016/j.ces.2020.115591](https://doi.org/10.1016/j.ces.2020.115591)
- [35] SHEN F, AI M Z, ZHAO S Y, et al. Transient flow patterns of start-up flow in round microcavities[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2022, 26(8): 57.
doi: [10.1007/s10404-022-02563-x](https://doi.org/10.1007/s10404-022-02563-x)
- [36] WANG H Y, YU X Y, CHAN S T, et al. Vortex breakdown in the shear-driven flow in a rectangular cavity[J]. *Physical Review Fluids*, 2023, 8(11): 114701.
doi: [10.1103/physrevfluids.8.114701](https://doi.org/10.1103/physrevfluids.8.114701)
- [37] OSTERMAN N, DERGANČ J, SVENŠEK D. Formation of vortices in long microcavities at low Reynolds number[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2016, 20(2): 33.
doi: [10.1007/s10404-015-1689-7](https://doi.org/10.1007/s10404-015-1689-7)
- [38] DUFFY D C, MCDONALD J C, SCHUELLER O J A, et al. Rapid prototyping of microfluidic systems in poly (dimethylsiloxane)[J]. *Analytical Chemistry*, 1998, 70(23): 4974-4984.
doi: [10.1021/ac980656z](https://doi.org/10.1021/ac980656z)
- [39] WERELEY S T, MEINHART C D. Second-order accurate particle image velocimetry[J]. *Experiments in Fluids*, 2001, 31(3): 258-268.
doi: [10.1007/s003480100281](https://doi.org/10.1007/s003480100281)
- [40] HORNER M, METCALFE G, WIGGINS S, et al. Transport enhancement mechanisms in open cavities[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2002, 452: 199-229.
doi: [10.1017/s0022112001006917](https://doi.org/10.1017/s0022112001006917)
- [41] PAN F, ACRIVOS A. Steady flows in rectangular cavities[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 1967, 28(4): 643-655.
doi: [10.1017/s002211206700237x](https://doi.org/10.1017/s002211206700237x)
- [42] SHANKAR P N, DESHPANDE M D. Fluid mechanics in the driven cavity[J]. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 2000, 32: 93-136.
doi: [10.1146/annurev.fluid.32.1.93](https://doi.org/10.1146/annurev.fluid.32.1.93)

- [43] CHENG M, HUNG K C. Vortex structure of steady flow in a rectangular cavity[J]. *Computers & Fluids*, 2006, 35(10): 1046-1062.
doi: [10.1016/j.compfluid.2005.08.006](https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2005.08.006)
- [44] LIN L S, CHEN Y C, LIN C A. Multi relaxation time lattice Boltzmann simulations of deep lid driven cavity flows at different aspect ratios[J]. *Computers & Fluids*, 2011, 45(1): 233-240.
doi: [10.1016/j.compfluid.2010.12.012](https://doi.org/10.1016/j.compfluid.2010.12.012)

**作者简介:**

申 峰 (1980—), 男, 山东济南人, 博士, 副教授。研究方向: 实验流体力学, 微流动, 细胞分选。

E-mail: shenfeng@bjut.edu.cn

(编辑: 秦虹)