

文章编号: 1001-4888(2017)05-0677-10

## 流动聚焦装置中液滴的形成: 喉部尺寸的影响<sup>\*</sup>

崔艺文, 吴杰, 严启凡, 宣守虎, 龚兴龙

(中国科学技术大学 近代力学系, 中国科学院材料力学行为与设计重点实验室, 安徽合肥 230027)

**摘要:** 在本文中, 研究了液滴在一个流动聚焦微流体设备中的形成过程, 分析了喉部长度和宽度以及连续相的流速和分散相的粘度对液滴尺寸的影响。在固定的分散相流速( $Q_d$ )下, 连续相流速( $Q_c$ )对于液滴尺寸有重要的影响。当  $Q_c < 0.7 \text{ mL/h}$ , 液滴尺寸在喉部长度到达一个临界值之前先趋于增加, 之后随着喉部尺寸的继续增加逐渐下降; 当  $Q_c > 0.7 \text{ mL/h}$ , 液滴尺寸随着喉部长度的增加而降低。而越大的喉部宽度会产生越大尺寸的液滴。在  $Q_c$  继续增长的过程中通常会从挤压模式到滴模式的转变, 最终液滴尺寸呈现出随着  $Q_c$  的增加指数降低的特征。归因于流速控制破碎机制, 低粘度分散相下, 液滴尺寸随粘度的增加而增加。

**关键词:** 流动聚焦; 液滴; 喉部长度; 喉部宽度; 粘度

**中图分类号:** O359<sup>+</sup>.2      **文献标识码:** A      **DOI:** 10.7520/1001-4888-17-306

### 0 引言

近年来, 液滴技术凭借其在科研领域的重要影响和工程领域的特殊应用, 得到了广泛关注<sup>[1-7]</sup>。科研工作者们提出了很多形成近似单分散微液滴的方法, 例如滴水龙头<sup>[8,9]</sup>、喷嘴释放<sup>[10]</sup>、微流控技术<sup>[11-13]</sup>等等。在这些技术中, 液滴微流体是最普遍的一种方法, 可以被用于食物传递<sup>[14]</sup>、药品传输<sup>[15]</sup>、化学反应<sup>[3]</sup>、健康监测<sup>[16]</sup>以及其他一些生物化学领域<sup>[17]</sup>。总的来说, 有三种典型的几何设备可以用于产生液滴: T形管道<sup>[18,19]</sup>、流动聚焦管道<sup>[11]</sup>和同轴流动管道<sup>[20]</sup>。

其中流动聚焦管道能够实现较宽体积范围内液滴序列的形成。一种典型的流动聚焦微流体设备如图 1 所示, 它包括三个入口, 中间的入口注入分散相, 两侧入口注入连续相。两种不混溶的流体在狭窄的管道中相遇并彼此接触, 随后断裂分解形成液滴。

早期的研究分析了流动聚焦装置形成液滴的机理。Anna 等对液滴尺寸与连续相、分散相流速的关系进行了定量分析<sup>[11]</sup>; Anna 和 Mayer 等提出了喉部形成液滴的方法, 得到了体积流动率与毛细数的关系<sup>[21]</sup>; Cubaud 和 Mason 研究了在方形微流体芯片中, 粘度和表面张力对液滴尺寸的影响<sup>[22]</sup>。通常, 液滴体积由流动聚焦装置的几何性质<sup>[23,24]</sup>、两种不混溶相的流速<sup>[25-28]</sup>以及流体性质<sup>[24,29,30]</sup>控制。许多研究人员通过实验和模拟, 研究了流动聚焦装置中液滴形成的机理<sup>[31-33]</sup>, 很好地解释了该过程中发生的挤压、滴、喷射、分叉等现象。但是对于流动聚焦设备喉部几何作用的讨论相对较少。如今, 与流动聚焦喉部几何作用最相关的研究是基于格子玻尔兹曼方法的模拟<sup>[23]</sup>, 仍然缺乏详细、定量地描述流动聚焦喉部几何作用的实验。

本文从流动聚焦管道喉部的几何尺寸的作用出发, 研究了流动聚焦装置中喉部长度和宽度对液滴的影响。为实现这一目的, 我们制造了不同喉部尺寸的装置。此外还研究了连续相流速和分散相粘度

<sup>\*</sup> 收稿日期: 2017-07-18; 修回日期: 2017-08-09

基金项目: 国家自然科学基金(11572309)资助

通讯作者: 龚兴龙(1966-), 男, 博士, 教授, 博士生导师, 主要从事流变材料和振动控制的研究。Email: gongxl@ustc.edu.cn

的作用。本文的工作为流动聚焦微管道的设计以及液滴的尺寸控制提供了参考。

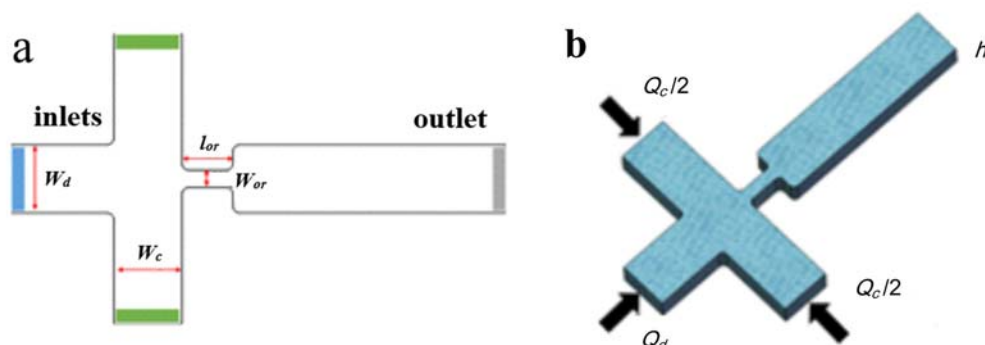


图1 (a)流动聚焦设备标注图。它由三个入口、一个喉部和一个出口组合而成。

$W_d, W_c, W_{or}$  分别代表分散相、连续相、喉部的管道宽度,  $l_{or}$  表示喉部长度;

(b)流动聚焦设备整体示意图,  $Q_c, Q_d$  分别代表连续相、分散相入口,  $h$  是管道的深度

Fig. 1 (a) The labeled figure of a typical flow focusing device. It is combined with three inlets, one orifice and one outlet.  $W_d, W_c, W_{or}$  represent the width of the channel of dispersed phase, continuous phase and orifice, respectively.  $l_{or}$  means orifice length; (b) The schematic diagram of a typical flow focusing device.  $Q_c, Q_d$  represent the inlets of continue phase and dispersed phase, respectively.  $h$  is the depth of the channel

## 1 实验

### 1.1 材料

使用粘度为  $40\text{mPa}\cdot\text{s}$  的矿物油(Sigma Aldrich)作为连续相,质量分数为 0, 30%, 50%, 62% 和 70% (w/w) 的甘油水溶液作为分散相。在  $25^\circ\text{C}$  下,使用商业流变仪 Physica MCR301(Anton Paar GmbH, Austria)测量甘油水溶液的粘度,如图 2 所示其粘度分别为  $1\text{mPa}\cdot\text{s}, 2\text{mPa}\cdot\text{s}, 4\text{mPa}\cdot\text{s}, 9\text{mPa}\cdot\text{s}, 15\text{mPa}\cdot\text{s}$ ,流变学测量表明文中所使用的甘油水溶液均为牛顿流体。矿物油和去离子水之间的界面张力通过垂滴法(pendant drop method)<sup>[34]</sup>测定为  $37.5\text{mN/m}$ 。

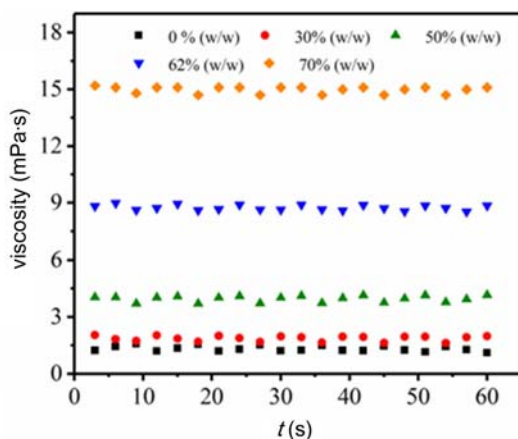


图2 甘油水溶液粘度随时间的变化曲线(剪切速率为  $50\text{s}^{-1}$ )

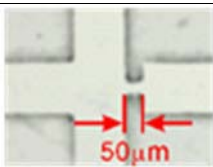
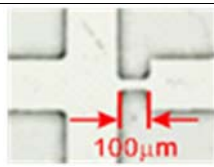
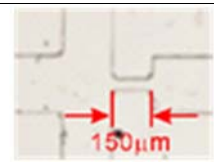
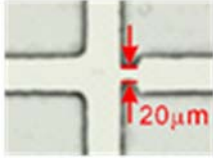
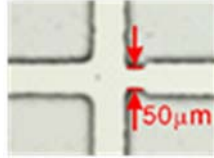
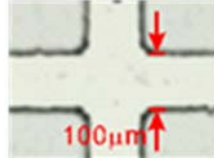
Fig. 2 Viscosity of aqueous solution of glycerol (the shear rate is  $50\text{s}^{-1}$ )

### 1.2 流动聚焦微流体设备

使用标准软光刻技术制造微流体装置<sup>[35]</sup>。先使用平面设计软件 CorelDRAW 画出流动聚焦管道轮廓图形,用于打印掩板。使用 SU-8 2050 负光刻胶(MicroChem, USA)制造掩模,然后通过聚二甲基硅氧烷混合物(PDMS)(10A : 1B)(Sylgard 184, Dow Corning)制备管道芯片,手动打孔(Harris Uni-Core, World Precision Instruments),最后使用等离子清洗机(WH-1000, Wenhao)处理芯片表面。使用

前,将封装好的芯片在 65°C 下处理 24 小时,以确保 PDMS 疏水性的充分恢复。表 1 列出了本文所用的流动聚焦管道的图形轮廓。

表 1 不同几何形状的流动聚焦管道  
Tab. 1 Various geometries of flow focusing droplet generators

$l_w$	50 $\mu\text{m}$	100 $\mu\text{m}$	150 $\mu\text{m}$
$(W_w = 50\mu\text{m})$			
$W_w$	20 $\mu\text{m}$	50 $\mu\text{m}$	100 $\mu\text{m}$
$(l_w = 50\mu\text{m})$			

### 1.3 实验步骤

通过两个注射泵(LSP02-1B, LongerPump)将流体通过聚乙烯管(Smiths Medical, 内径:0.38mm, 外径:1.09mm)输送到微流体芯片装置中。整个液滴的形成过程由高速摄像机(FASTCAM SA5 1000k-M3, Photron)以 10000 帧/秒的速率拍摄。

### 1.4 液滴形成过程

为了研究由  $l_w$  和  $Q_c$  引起的液滴尺寸变化的内在机理,拍摄记录了液滴形成的全过程(图 3)。图 3 展示了连续相流速( $Q_c$ )为 200 $\mu\text{L}/\text{h}$  和 1000 $\mu\text{L}/\text{h}$  下,液滴生成的典型模式。

图 3a-c 为在低流速( $Q_c = 200\mu\text{L}/\text{h}$ ),短喉部( $l_w = 50\mu\text{m}$ )条件下液滴的生成过程。首先,在注射泵的压力驱动下,连续相和分散相流入管道十字交叉部分,分散相前端在连续相的挤压作用下出现一个锥形区域(图 3a)。随后,分散相继续向前流动,开始进入管道喉部并逐渐填满喉部入口的大部分空间(图 3b)。此时分散相堵塞了连续相流动的唯一路径,导致连续相的压力急剧增加。连续相在内部高压的作用下开始剪切分散相的前段,使分散相中出现了一个颈部。将颈部的下游称为尖端,在颈部被剪断的这段时间里,尖端仍然在继续朝着下游移动。对于短喉部( $l_w = 50\mu\text{m}$ )情形,在连续相剪断分散相前,尖端已通过整个喉部到达了下游出口管道。由于出口管道宽度大于喉部,使出口处压力突然下降,分散相的流速下降。上游高流速的分散相继续流动,而下游速度突然降低,导致液体不断地注入到尖端中,尖端体积越来越大。在此过程中,分散相一直堵塞着喉部,连续相持续对喉部进行剪切。最终,在压力的作用下,连续相剪断了喉部,分散相尖端转化成了一个远大于喉部尺寸的液滴,随着连续相的流动被输运到下游。上述液滴生成过程称为挤压模式。

在高流速( $Q_c = 1000\mu\text{L}/\text{h}$ )下,液滴的生成过程有别于挤压模式。连续相与分散相分别流入喉部,在管道交叉处相交并变成锥形(图 3d)。这里,相较于低流速情形,高流速下注射泵提供的压力更高。分散相无法填满整个喉部,只能形成很细长的锥形(图 3e)。连续相包裹在锥形周围同时向下游流动,连续相压力不再主导液滴形成过程,毛细应力成为液滴形成的最大诱因。最终,毛细不稳定性导致了液滴的形成(图 3f)。这个过程称为滴模式,通常,滴模式下形成的液滴,其尺寸小于喉部尺寸。

综上所述,当流速较小时,液滴在挤压模式下形成,其直径通常较大。当流速增加到某个极限值时,挤压模式转变为滴模式,此时液滴尺寸迅速下降。中长喉部的流动聚焦装置( $l_w = 100\mu\text{m}$ )就存在着这种流动模式的转变(图 3h-o)。

当  $Q_c < 0.7\text{mL}/\text{h}$  时,微流体聚焦装置在喉部长度为 100 $\mu\text{m}$  下形成的液滴尺寸要大于喉部长度为 50 $\mu\text{m}$  下形成的液滴尺寸,同时随着喉部长度增加,分散相水流在喉部持续伸长直到尖端离开喉部。然而,这里存在一个喉部长度的极限值,此时分散相流体不能伸长至出口,液滴达到最大尺寸。

最后,在超长的喉部长度下,液滴主要在滴模式下形成(图 3p-s)。液滴尺寸随着  $Q_c$  的变化近似表现出线性关系。

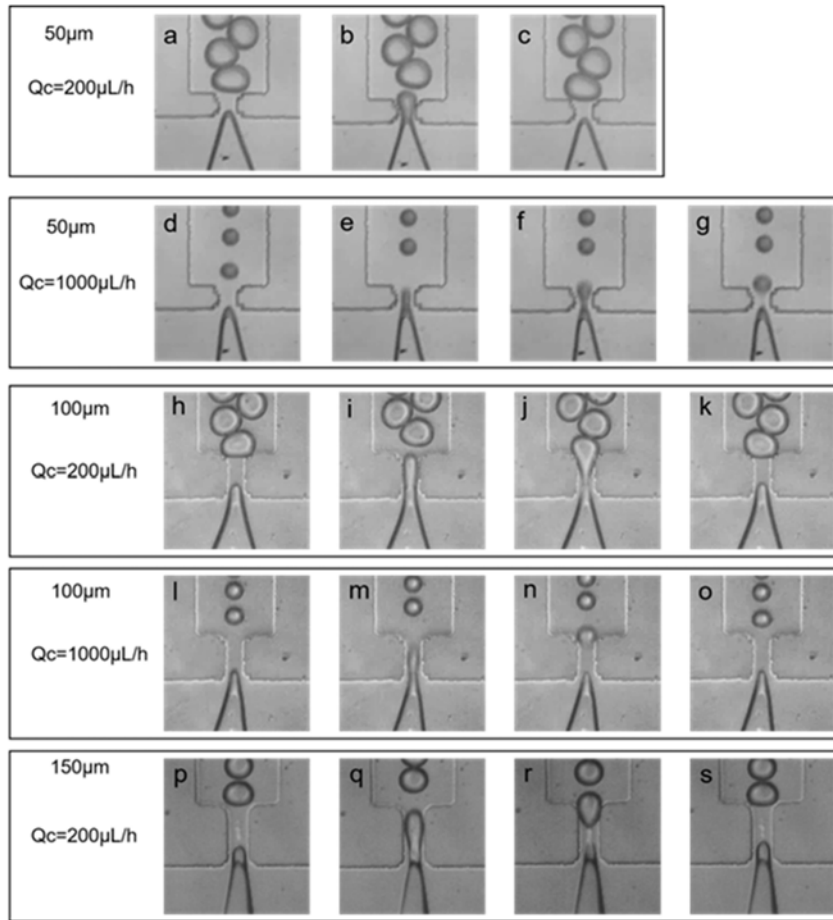


图 3 在流动聚焦装置中,不同  $Q_c$  和  $l_{or}$  下的液滴形成过程。

喉部宽度和管道深度均约为  $50\mu\text{m}$ ,入口和出口的宽度均约为  $200\mu\text{m}$ 。

Fig. 3 Droplet formation process in flow focusing device under various  $Q_c$  and  $l_{or}$ . The orifice width and channel depth are both about  $50\mu\text{m}$  and the width of inlets and outlet is about  $200\mu\text{m}$ .

(a-c)  $Q_c=200\mu\text{L/h}$ ,  $l_{or}=50\mu\text{m}$ ; (d-g)  $Q_c=1000\mu\text{L/h}$ ,  $l_{or}=50\mu\text{m}$ ; (h-k)  $Q_c=200\mu\text{L/h}$ ,  $l_{or}=100\mu\text{m}$ ; (l-o)  $Q_c=1000\mu\text{L/h}$ ,  $l_{or}=100\mu\text{m}$ ; (p-s)  $Q_c=200\mu\text{L/h}$ ,  $l_{or}=150\mu\text{m}$ .

### 1.5 喉部宽度对液滴的影响

为研究喉部宽度的影响,拍摄了不同条件下的液滴快照(图 4)。在窄喉部( $W_{or}=20\mu\text{m}$ )条件下,随着  $Q_c$  的增加,液滴经历了从挤压模式(图 4a)到滴模式的转变(图 4b),最终液滴尺寸呈指数衰减。当  $W_{or}$  达到  $50\mu\text{m}$  时,壁面对流场的约束减小,流过喉部的两相速度均大幅度降低。宽喉部提供了更广阔的空间供连续相和分散相通过,压力很难在连续相中累积,因此剪断分散相的颈部需要耗费更长的时间,最终生成了更大尺寸的液滴(图 4c)。随着  $W_{or}$  的进一步增加,喉部宽度逐渐趋于下游出口的宽度(图 4ef)。该情况下,严格来说整个管道已经不存在喉部,而是一个完整的交叉管道。此前已有工作报道过这种极限情况<sup>[22]</sup>,本文只对狭义上的喉部宽度的影响进行分析。图 4e 清楚地呈现出交叉管道液滴分解的机理,其与短喉部下的情形有很大差别。当  $W_{or}=100\mu\text{m}$  且  $Q_c$  较小时,连续相前端形成了一个很细长的射流,射流延伸到下游较远处,然后液滴开始膨胀,直到细长射流不足以拖曳住大液滴,细流断裂,液滴形成,接着下一个液滴开始生长。这种情况通常称作线模式。当  $Q_c$  逐渐增加,射流越来越短时,将最终转变成滴模式(图 4f)。

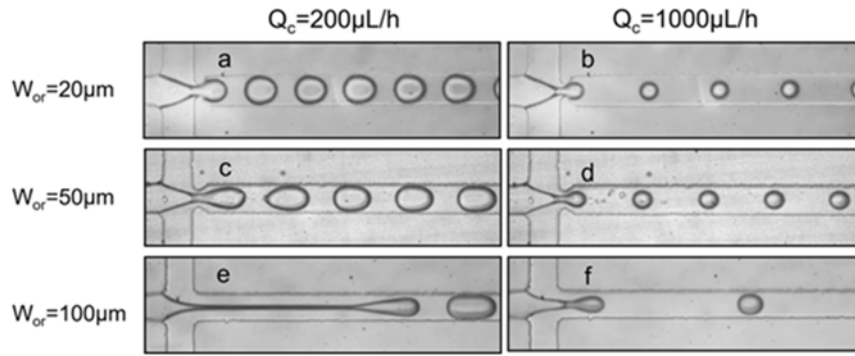


图 4 流动聚焦装置中不同  $Q_c$  和  $W_{or}$  下的液滴图形

Fig. 4 Droplet pattern in flow focusing device under various  $Q_c$  and  $W_{or}$   
 (a)  $Q_c = 200 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 20 \mu\text{m}$ ; (b)  $Q_c = 1000 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 20 \mu\text{m}$ ;  
 (c)  $Q_c = 200 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 50 \mu\text{m}$ ; (d)  $Q_c = 1000 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 50 \mu\text{m}$ ;  
 (e)  $Q_c = 200 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 100 \mu\text{m}$ ; (f)  $Q_c = 1000 \mu\text{L/h}$ ,  $W_{or} = 100 \mu\text{m}$

## 2 水平集方法的控制方程

由于实验测试手段的限制,借助于有限元软件 COMSOL 通过水平集法进行模拟。其关键控制方程包括:不可压缩的纳维斯托克斯(Navier-Stokes)方程(1)、连续性方程(2)和水平集方程(3),分别为

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho(\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = \nabla[-p\mathbf{I} + \eta(\nabla \mathbf{u} + (\nabla \mathbf{u})^T)] + \sigma \kappa \delta \mathbf{n} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial \varphi}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \varphi = \gamma \nabla \cdot [\epsilon \nabla \varphi - \varphi(1 - \varphi) \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|}] \quad (3)$$

其中  $\rho$  是密度;  $\eta$  是动态粘度;  $\sigma$  是表面张力系数;  $\delta$  是集中在两种流体之间的界面函数;  $p$  表示压力;  $\mathbf{I}$  是单位矩阵;  $\mathbf{n}$  是单位法向量,方向由界面指向液滴;  $\gamma$  和  $\epsilon$  是数值稳定参数,  $\epsilon$  决定界面的厚度,  $\gamma$  是重新初始化参数。

流体-流体界面的曲率  $\kappa$  可以定义为

$$\kappa = -\nabla \cdot \mathbf{n}$$

其中  $\mathbf{n}$  可以根据水平集函数定义为

$$\mathbf{n} = \frac{\nabla \varphi}{|\nabla \varphi|}$$

方程式(1)中的  $\sigma \kappa \delta \mathbf{n}$  定义为在两种流体之间界面上的表面张力。水平集函数  $\varphi$  在一相中设为 0,另一相中为 1,在界面附近从 0 变化到 1,被用于平滑界面附近的流体参数:

$$\rho = \rho_c + (\rho_d - \rho_c) \varphi$$

$$\eta = \eta_c + (\eta_d - \eta_c) \varphi$$

应用 COMSOL Multiphysics(COMSOL Inc., USA)两相流模块对上面的方程组进行求解,采用润湿壁面边界条件,定义滑移长度  $\beta$  为垂直于管道方向,超出壁面的距离。在该距离上,流体速度为 0。壁面摩擦力  $F_{\sigma}$  定义为

$$F_{\sigma} = -(\eta/\beta) \mathbf{u}$$

## 3 参数研究

为了了解几何尺寸对液滴形成的影响,本文对其进行了详细的研究。通过控制变量法探讨喉部长度( $l_{or}$ )和喉部宽度( $W_{or}$ )的影响。本实验中以下参数保持不变:分散相流速  $Q_d = 0.2 \text{ mL/h}$ ,粘度比  $\mu_d/\mu_c = 1/40$ 。对于不同几何形状的各个管道,连续相( $Q_c$ )流速从  $0.2 \text{ mL/h}$  变化到  $2 \text{ mL/h}$ 。通常,使用无量纲参数毛细数来表征粘性和界面张力的相对大小,  $Ca = \mu_c u/\gamma$ ,  $\mu_c$  是连续相的粘度,  $u = Q_c/W_{or}h$  是连

续相的速度,  $\gamma$  是表面张力系数。代入计算, 可以得出在本实验中  $Ca \in (0.0047, 0.065)$ 。

### 3.1 喉部长度的影响

制备了若干不同喉部长度的芯片来量化喉部长度对液滴尺寸的影响。图 5 为不同喉部长度管道中液滴直径与连续相流速  $Q_c$  的关系曲线。可以看出, 当  $l_{or}(100\mu\text{m}, 50\mu\text{m}) : W_{or}(50\mu\text{m}) = 2 : 1$  或  $1 : 1$  时, 液滴直径随着  $Q_c$  的增加表现出快速减小的趋势, 随后逐渐趋于稳定。当  $l_{or}(150\mu\text{m}) : W_{or}(50\mu\text{m}) = 3 : 1$  时, 液滴直径随  $Q_c$  的增加呈现出缓慢下降趋势。在  $Q_c$  相同的条件下, 比较不同喉部长度  $l_{or}$  对液滴直径的影响; 当  $Q_c < 0.7\text{mL/h}$  时, 随着  $l_{or}$  的增加, 液滴尺寸先增加后减小, 这意味着在某个喉部长度上, 液滴尺寸存在着最大值; 当  $Q_c > 0.7\text{mL/h}$  时, 液滴尺寸随着喉部长度  $l_{or}$  的增加单调减小。

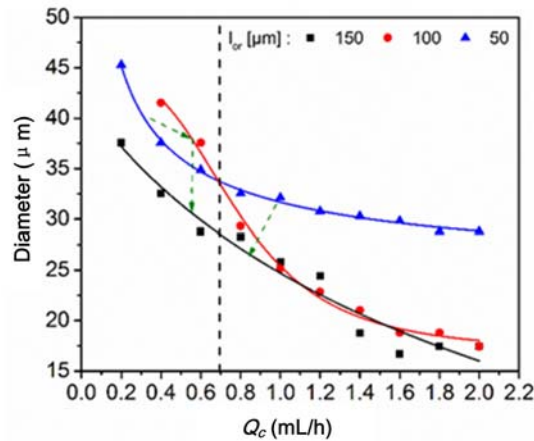


图 5 不同喉部长度 ( $l_{or} = 150\mu\text{m}, 100\mu\text{m}, 50\mu\text{m}$ ) 管道中液滴直径随连续相流速  $Q_c$  的变化曲线。  $Q_d$  固定为  $0.2\text{mL/h}$ 。

箭头表示液滴尺寸随喉部长度的变化趋势。喉部宽度和管道深度均为  $50\mu\text{m}$ , 入口和出口的宽度均为约  $200\mu\text{m}$ 。

Fig. 5 Droplet diameter vs.  $Q_c$  for different orifice length ( $l_{or} = 150\mu\text{m}, 100\mu\text{m}, 50\mu\text{m}$ ).  $Q_d$  is fixed at  $0.2\text{mL/h}$ . Arrows show the variation tendency of droplet size with orifice length. The orifice width and channel depth is  $50\mu\text{m}$ . The widths of inlets and outlet are about  $200\mu\text{m}$ .

表 2 2D 水平集方法模拟中使用的参数列表(忽略惯性项)

Tab. 2 Parameters used in 2D level set method simulation (neglect inertial term)

$W_d$	$W_c$	$W_{or}$	$l_{or}$	$\mu_d$	$\mu_c$
$200\mu\text{m}$	$200\mu\text{m}$	$50\mu\text{m}$	$5\mu\text{m}$	$1\text{mPa} \cdot \text{s}$	$40\text{mPa} \cdot \text{s}$
$\sigma$	$\gamma$	$\epsilon$	$\theta_w$	$v_d$	$v_c$
$37.5\text{mN/m}$	$0.02\text{m/s}$	$5\mu\text{m}$	$\pi/4$	$0.00386\text{m/s}$	$0.00849\text{m/s}$

通过水平集法模拟观察了连续相的压力变化, 模拟中的各参数列于表 2。上游连续相压力随时间的变化如图 6 所示, 同时图中给出了固定时间下两种不混溶相的轮廓。随着分散相逐渐靠近喉部, 连续相压力逐渐升高直到分散相进入喉部而达到最大值(图 6b); 当分散相流出喉部, 压力迅速下降, 而数值仍然在较高位(图 6c); 随后喉部处分散相流体开始收缩, 由于分散相挡在喉部出口位置, 连续相压力先略微升高, 然后基本保持不变(图 6d), 液滴形成的瞬间, 压力急剧下降; 最后, 液滴移动到远离下游的位置时, 压力再次下降(图 6e)。

### 3.2 喉部宽度的影响

喉部宽度 ( $W_{or}$ ) 的影响如图 7 所示。相同喉部宽度下, 液滴尺寸随着连续相流速的增加先快速减小然后趋于平缓。相同流速下, 液滴尺寸随着喉部宽度的增大而增大。

相比于喉部长度, 喉部宽度对于液滴尺寸的控制范围更广, 其内在原因是喉部宽度的改变能够促使更多不同模式下液滴的生成。



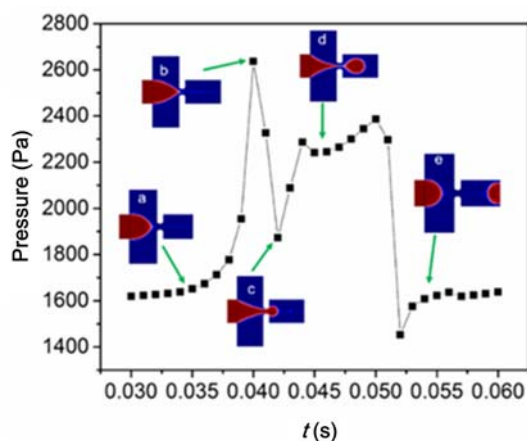


图 6 通过水平集法模拟的液滴形成期间连续相的压力变化曲线。

插图是选定时间下分散相(红色)和连续相(蓝色)的轮廓。

Fig. 6 Pressure variation of continuous phase in a period of droplet breakup simulated by level set method.

Inset images show the contours of dispersed phase (red) and continuous phase (blue) at selected time.

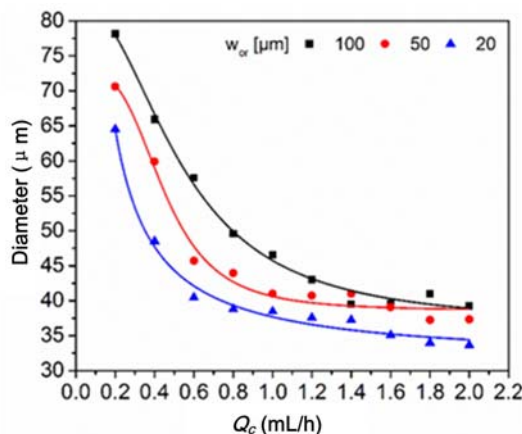


图 7 不同喉部宽度(20 $\mu\text{m}$ , 50 $\mu\text{m}$ , 100 $\mu\text{m}$ )下液滴直径与  $Q_c$  的关系。  $Q_d$  固定为 0.2mL/h,

$l_w$  固定为 50 $\mu\text{m}$ , 喉部长度和管道深度均约为 50 $\mu\text{m}$ , 入口和出口的宽度均约为 100 $\mu\text{m}$ 。

Fig. 7 Droplet diameter vs.  $Q_c$  for different orifice width (20 $\mu\text{m}$ , 50 $\mu\text{m}$ , 100 $\mu\text{m}$ ).  $Q_d$  is fixed as 0.2mL/h,

$l_w$  is fixed at 50 $\mu\text{m}$ . The orifice length and channel depth are about 50 $\mu\text{m}$

and the width of inlets and outlet are both about 100 $\mu\text{m}$ .

### 3.3 分散相粘度的影响

本文研究的另一个参数是分散相的粘度。这里,固定分散相流速  $Q_d$  为 200 $\mu\text{L/h}$ ,而  $Q_c$  从 200 $\mu\text{L/h}$  变化到 3000 $\mu\text{L/h}$ 。使用四种不同粘度的液体( $\mu_d = 2\text{mPa}\cdot\text{s}$ ,  $4\text{mPa}\cdot\text{s}$ ,  $9\text{mPa}\cdot\text{s}$ ,  $15\text{mPa}\cdot\text{s}$ )作为分散相,矿物油作为连续相。图 8 呈现了不同分散相粘度下液滴尺寸和  $Q_c$  的关系。总之,高分散相粘度下通常产生较大的液滴。

从液滴尺寸图也可以看出在连续相流速区间内挤压模式到滴模式的过渡。对于高粘度液体,由于相对较高的毛细速度  $u_{ca} \sim O(\mu/\gamma)$ , 压力诱导分解后期,颈部表面张力引起的塌陷缓慢。因此,高粘度液滴的形成时间较长,液滴直径较低粘度下的更大。有关于粘度影响的综合工作已有报道<sup>[30]</sup>, Nie 等的工作表明,较低粘度流体的分解动力学属于流速控制裂解。参考文献[30]的工作,文中使用的流体的粘度都属于低粘度类别。

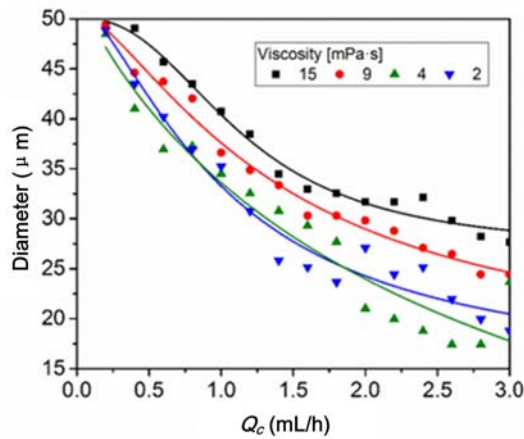


图8 不同粘度的分散相的液滴直径与  $Q_c$  的关系

Fig. 8 Droplet diameter vs.  $Q_c$  for different viscosity of dispersed phase

#### 4 结论

本文研究了流动聚焦装置中液滴的形成过程,对液滴尺寸的影响因素(连续相流速、喉部长度、喉部宽度、分散相粘度)进行了讨论。对于固定的流动聚焦装置,当毛细数  $Ca$  较小时,由于连续相中的压力累积,在后期阶段细流破裂分解最终使得液滴形成,这里,表面张力占主导地位。当  $Ca$  较大时,界面张力和惯性力共同起决定性的作用,液滴在滴模式下形成。一般来说,随着  $Ca$  的增加,液滴的尺寸减小。在整个液滴形成的过程中,为观察连续相压力的变化,且由于测试手段的限制,本文用水平集法模拟,得到液滴形成期间连续相压力随时间的变化图。

在固定分散相流速( $Q_d$ ),改变连续相流速( $Q_c$ )情况下,低于  $Q_c$  的临界值时(临界值为  $0.7\text{ mL/h}$ )时,液滴尺寸在喉部长度到达一个临界值之前先趋于增加,之后随着喉部尺寸的继续增加逐渐下降。当分散相在分解成液滴之前且尚未到达喉部出口时,该变化是由极限喉部长度引起的。对于较高的  $Q_c$  (高于临界值  $0.7\text{ mL/h}$ ),不同喉部长度下液滴的形成都在滴模式中进行,随着喉部长度的增加,液滴尺寸单调减小。

此外,液滴的尺寸随喉部宽度的增加而增加。喉部宽度在控制液滴尺寸方面发挥了非常重要的作用,因此,在估计界面的韦伯数和奥内佐格数(Ohnesorge)数量级时,将  $W_o$  作为流动聚焦装置的特征尺度。

最后,研究了分散相粘度的影响。对于低粘度流体,液滴尺寸随粘度增加而增加。由于在液滴分解的后期阶段毛细速度较慢,流速控制机制主导了高粘度流体液滴尺寸的变化。

#### 参考文献:

- [1] Baroud C N, Gallaire F, Dangu R. Dynamics of microfluidic droplets[J]. Lab on a Chip, 2010, 10(16):2032-2045.
- [2] Lagus T P, Edd J F. A review of the theory, methods and recent applications of high-throughput single-cell droplet microfluidics[J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2013, 46(11):114005.
- [3] Marre S, Jensen K F. Synthesis of micro and nanostructures in microfluidic systems[J]. Chemical Society Reviews, 2010, 39(3):1183-1202.
- [4] Teh S Y, Lin R, Hung L H, et al. Droplet microfluidics[J]. Lab on a Chip, 2008, 8(2):198-220.
- [5] Utada A S, Chu L Y, Fernandez-Nieves A, et al. Dripping, jetting, drops, and wetting: The magic of microfluidics[J]. Mrs Bulletin, 2007, 32(9):702-708.
- [6] Basova E Y, Foret F. Droplet microfluidics in (bio)chemical analysis[J]. Analyst, 2015, 140(1):22-38.
- [7] Seemann R, Brinkmann M, Pfohl T, et al. Droplet based microfluidics[J]. Reports on Progress in Physics, 2011, 75(1):016601.



- [8] Ambravaneswaran B, Subramani H J, Phillips S D, et al. Dripping-jetting transitions in a dripping faucet[J]. *Physical Review Letters*, 2004, 93(3): 034501.
- [9] Ambravaneswaran B, Phillips S D, Basaran O A. Theoretical analysis of a dripping faucet[J]. *Physical Review Letters*, 2000, 85(25): 5332–5335.
- [10] Liu M-Y, Hu Z D, Li J H. Multi-scale characteristics of chaos behavior in gas-liquid bubble columns[J]. *Chemical Engineering Communications*, 2004, 191(8): 1003–1016.
- [11] Anna S L, Bontoux N, Stone H A. Formation of dispersions using “flow focusing” in microchannels[J]. *Applied Physics Letters*, 2003, 82(3): 364–366.
- [12] Garstecki P, Fuerstman M J, Stone H A, et al. Formation of droplets and bubbles in a microfluidic T-junction—scaling and mechanism of break-up[J]. *Lab on a Chip*, 2006, 6(3): 437–446.
- [13] Utada A S, Fernandez-Nieves A, Stone H A, et al. Dripping to jetting transitions in coflowing liquid streams[J]. *Physics Review Letters*, 2007, 99(9): 094502.
- [14] Maan A A, Nazir A, Khan M K I, et al. Microfluidic emulsification in food processing[J]. *Journal of Food Engineering*, 2015, 147: 1–7.
- [15] Ruuge E, Rusetski A. Magnetic fluids as drug carriers: targeted transport of drugs by a magnetic field[J]. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 1993, 122(1): 335–339.
- [16] Yager P, Edwards T, Fu E, et al. Microfluidic diagnostic technologies for global public health[J]. *Nature*, 2006, 442(7101): 412–418.
- [17] Beebe D J, Mensing G A, Walker G M. Physics and applications of microfluidics in biology[J]. *Annual Review Biomedical Engineering*, 2002(4): 261–286.
- [18] De Menech M, Garstecki P, Jousse F, et al. Transition from squeezing to dripping in a microfluidic T-shaped junction[J]. *Journal of Fluid Mechanics*, 2008(595): 141–161.
- [19] Tan S-H, Nguyen N T, Yobas L, et al. Formation and manipulation of ferrofluid droplets at a microfluidic T-junction[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2010, 20(4): 045004.
- [20] Cramer C, Fischer P, Windhab E J. Drop formation in a co-flowing ambient fluid[J]. *Chemical Engineering Science*, 2004, 59(15): 3045–3058.
- [21] Anna S L, Mayer H C. Microscale tipstreaming in a microfluidic flow focusing device[J]. *Physics of Fluids*, 2006, 18(12): 121512.
- [22] Cubaud T, Mason T G. Capillary threads and viscous droplets in square microchannels[J]. *Physics of Fluids*, 2008, 20(5): 053302.
- [23] Gupta A, Matharoo H S, Makkar D, et al. Droplet formation via squeezing mechanism in a microfluidic flow-focusing device[J]. *Computers & Fluids*, 2014(100): 218–226.
- [24] Lee W, Walker L M, Anna S L. Role of geometry and fluid properties in droplet and thread formation processes in planar flow focusing[J]. *Physics of Fluids*, 2009, 21(3): 032103.
- [25] Fu T, Wu Y, Ma Y, et al. Droplet formation and breakup dynamics in microfluidic flow-focusing devices: From dripping to jetting[J]. *Chemical Engineering Science*, 2012(84): 207–217.
- [26] Garstecki P, Fuerstman M J, Whitesides G M. Nonlinear dynamics of a flow-focusing bubble generator: An inverted dripping faucet[J]. *Physical Review Letters*, 2005, 94(23): 234502.
- [27] Garstecki P, Stone H, Whitesides G. Mechanism for flow-rate controlled breakup in confined geometries: A route to monodisperse emulsions[J]. *Physical Review Letters*, 2005, 94(16): 164501.
- [28] Tice J D, Song H, Lyon A D, et al. Formation of droplets and mixing in multiphase microfluidics at low values of the reynolds and the capillary numbers[J]. *Langmuir*, 2003, 19(22): 9127–9133.
- [29] Du G S, Fang Q, den Toonder J M J. Microfluidics for cell-based high throughput screening platforms—A review[J]. *Analytica Chimica Acta*, 2016, 903: 36–50.
- [30] Nie Z H, Seo M S, Xu S Q, et al. Emulsification in a microfluidic flow-focusing device: effect of the viscosities of the liquids[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2008, 5(5): 585–594.
- [31] Liu Haihu, Zhang Yonghao. Droplet formation in microfluidic cross-junctions[J]. *Physics of Fluids*, 2011, 23(8): 82–101.

- [32] Chen Bin, Guo Fang, Li Guojie, et al. Three-dimensional simulation of bubble formation through a microchannel T-junction[J]. *Chemical Engineering Technology*, 2013, 36(12):1–15.
- [33] Sur A, Yang L X, Liu D. Experimental and numerical investigation of twophase patterns in a cross-junction microfluidic chip[C]//8th International Conference Nanochannels, Microchannels and Minichannels. ASME, Montreal, Canada, 2010.
- [34] Arashiro E Y, Demarquette N R. Use of the pendant drop method to measure interfacial tension between molten polymers[J]. *Materials Research*, 1999, 2(1):23–32.
- [35] 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.

## Droplet Formation in Flow Focusing Device: Effect of Orifice Sizes

CUI Yi-wen, WU Jie, YAN Qi-fan, XUAN Shou-hu, GONG Xing-long

(CAS Key Laboratory of Mechanical Behavior and Design of Materials, Department of Modern Mechanics, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, Anhui, China)

**Abstract:** In this work, droplet formation in a microfluidic flow-focusing device was studied. The influence of orifice length and width on droplet size was analyzed. At a fixed flow rate ( $Q_d$ ) of dispersed phase, the flow rate ( $Q_c$ ) of continuous phase has critical influence on droplet size. When  $Q_c < 0.7\text{mL/h}$ , before orifice length increases to a critical value, the droplet size increases first, then gradually decreases along with the further increase of orifice length. When  $Q_c > 0.7\text{mL/h}$ , the droplet size decreases with the increase of orifice length. However, the larger the orifice width is, the bigger the droplet size. The influence of flow rate of continuous phase and viscosity of dispersed phase was also investigated. The transition from squeeze regime to dripping regime usually exists in a growing process of  $Q_c$ , and the droplet size presented an exponential reducing behavior with  $Q_c$ . For low viscosity dispersed phase, the droplet size increases with the increase of viscosity, which is controlled by mechanism of flow rate control breakup.

**Keywords:** flow focusing; droplet; orifice length; orifice width; viscosity