线性剪切流中弹性界面液滴变形的惯性作用

骆政园, 白博峰*

西安交通大学, 动力工程多相流国家重点实验室, 西安 710049

* 联系人, E-mail: bfbai@mail.xjtu.edu.cn

2016-06-06 收稿, 2016-06-20 修回, 2016-06-20 接受, 2017-01-17 网络版发表

国家杰出青年科学基金(51425603)和国家自然科学基金委员会-广东省人民政府联合基金(第二期)资助

摘要 弹性界面液滴(由弹性界面包裹而成的液滴)在流场中的变形等动力学行为是深入理解液滴群悬浮液流变特性以及发展基于液滴的物质输送技术的重要基础. 流体惯性、液滴界面弹性、流体黏性等力学作用相互耦合, 共同控制弹性界面液滴的动力学行为. 已有文献以Stokes流假设进行简化, 集中研究了忽略流体惯性条件下弹性界面液滴的变形动力学行为. 本文结合Front Tracking Method和Finite Element Method, 在传统两相流模拟方法中引入薄膜弹性力学理论, 发展了能同时考虑液滴界面弹性和流体惯性的两相流数值模拟方法, 研究了颗粒雷诺数(Re)对线性剪切流中弹性界面液滴变形动力学行为的影响. 结果表明: 雷诺数较高时, 弹性界面液滴的瞬态变形出现振荡, 且随雷诺数增大, 变形振荡的幅值和周期都增大, 液滴瞬态变形时间变长; 随雷诺数增大, 液滴的最大变形和稳态变形均增大, 且液滴形状也有显著变化. 由此可见, 在 $Re>1$ 的条件下, 流体惯性对弹性界面液滴变形动力学行为的影响不可忽略.

关键词 弹性界面, 液滴变形, 流体惯性, 剪切流, 三维数值模拟

自然界和工程应用中广泛存在由薄膜包裹流体而成的液滴, 例如石油工程中由沥青质膜包裹的油水液滴^[1]、生命科学中由生物膜包裹的细胞^[2]、材料工程中由聚合物膜或磷脂分子膜包裹的液滴^[3]等. 由于薄膜通常具有剪切弹性、面积扩张弹性、抗弯特性等不同于表面张力的弹性力学性质^[1~3], 该类液滴可称为弹性界面液滴. 弹性界面液滴变形动力学是研究原油乳状液和血液等液滴群悬浮液的流变特性、红细胞输送氧气和二氧化碳的生物功能、聚合物膜包裹液滴的物质输送技术等的基础理论. 因此, 弹性界面液滴动力学的研究成为了流体力学等基础学科的热点研究方向之一.

液滴周围流场的黏性应力促使液滴界面产生变形, 而液滴界面内的应力促使液滴恢复初始形状. 表面张力界面液滴的动力学行为受到广泛关注并获得

了深刻认识^[4~7]. 弹性界面液滴与表面张力界面液滴相比, 界面的弹性、抗弯特性等特殊力学性质改变了液滴与周围流体间的动量和能量传输特性, 导致液滴动力学行为显著不同, 进而对液滴群流变性质、液滴物质传输功能等产生重要影响. 另一方面, 由于界面弹性等复杂力学性质, 针对表面张力液滴的传统数值模拟方法和理论难以准确描述弹性界面液滴性质. 目前, 小变形理论分析法、边界积分法、边界元法等数值模拟方法已被成功应用于弹性界面液滴研究, 得到了界面的弹性、抗弯、黏性、初始应力等力学特性以及液滴内外黏度比对液滴变形的影响等基本规律^[8~16].

针对弹性界面液滴变形的研究往往忽略流体惯性, 小变形理论分析法和边界元法等数值方法无法考虑Navier-Stokes方程的非线性项, 通常采用Stokes

引用格式: 骆政园, 白博峰. 线性剪切流中弹性界面液滴变形的惯性作用. 科学通报, 2017, 62: 1682–1690

Luo Z Y, Bai B F. Effects of inertia on the deformation of drops enclosed by elastic interfaces in linear shear flow (in Chinese). Chin Sci Bull, 2017, 62: 1682–1690, doi: 10.1360/N972016-00576

流假设,即颗粒雷诺数(Re)远小于1^[3,8~15]。然而,很多实际应用中 Re 范围可能超过1甚至10,例如油藏储层大裂缝与井筒中的流动、人体大血管或病变血管中的血流、以及近年来被广泛关注的基于惯性微流体的液滴分离和操控技术等^[2,3,17]。此时,流体惯性对弹性界面液滴变形的作用可能十分重要。Sheth和Pozrikidis^[18]发现流体惯性对表面张力界面液滴的变形破碎行为有显著影响。Sui等人^[19]和我们的前期研究^[20]发展了二维数值模拟方法,分别研究了内部为牛顿流体和非牛顿流体的弹性界面液滴在中等雷诺数条件下的变形动力学行为,表明流体惯性的影响非常显著。然而,二维模拟方法中的圆形代表三维空间中的圆柱体形状,难以准确定量研究流体惯性对液滴动力学行为的影响。

本文采用能同时考虑界面弹性和流体惯性的三维液滴两相流模拟方法,研究了 Re 在0.1~10范围内的变化对剪切流场中弹性界面液滴变形动力学特性的影响,包括液滴的瞬态变形行为、稳态变形量、液滴形状等,并通过分析不同雷诺数下液滴内外的流场分布讨论了流体惯性对液滴变形的作用机理。

1 模型与计算方法

研究线性剪切流场中弹性界面液滴变形的物理模型如图1所示。弹性界面液滴由具有剪切弹性、面积扩张弹性、抗弯特性等复杂力学性质的薄膜包裹黏性流体组成。半径为 R 、动力黏度为 $\lambda\mu$ (λ 为液滴内外

流体黏度比)的球形液滴悬浮于动力黏度为 μ 的流体中,处于矩形计算区域($L_x \times L_y \times L_z$)的中心,如图1(a)所示。液滴内外流体均为不可压缩牛顿流体,密度均为 ρ 。线性剪切流场通过上下平面($z=\pm L_z/2$)以速度 U 沿相反方向运动产生,流场剪切率为 $\gamma=2U/L_z$ 。坐标系设置为:沿流场流动方向(平行于上下平板)为坐标 X 轴,垂直于平板方向为坐标 Z 轴,垂直于剪切平面(流场涡量方向)为坐标 Y 轴。图1(b)为剪切平面(XZ 平面)的示意图。

液滴两相流动中,两相流体之间的质量和动量交换主要发生在液滴界面上,界面位置、变形等特性的捕捉决定了两相流动模拟的准确性。Boundary Integral Method, Boundary Element Method等模拟方法虽能考虑界面弹性,但针对Stokes流动求解,无法考虑流体惯性。目前常用的传统两相流模拟方法有Volume of Fluid, Level Set等界面捕捉方法针对Navier-Stokes方程求解,但这些方法尚不能考虑界面弹性。Tryggvason等人^[21]发展的Front Tracking Method (FTM)同样针对Navier-Stokes方程求解从而可考虑流体惯性,采用拉格朗日离散点追踪多相流体相界面,可准确追踪任意时刻界面内任意点的位移。我们基于FTM拉格朗日离散点将液滴界面离散为三角形面元体系,结合Finite Element Method (FEM)引入薄膜弹性力学理论考虑界面弹性,发展了能同时考虑流体惯性和界面弹性的两相流直接数值模拟方法。下面对该方法的主要思想进行简要介绍。

图1 物理模型示意图。(a) 初始为球形的弹性界面液滴处于计算区域的中间;(b) 线性剪切流场的剪切平面示意图

Figure 1 Schematic of flow configuration. (a) An initially-spherical elastic interface enclosed drop is placed in the center of the computational domain; (b) shear plane of the linear shear flow

FTM基于欧拉网格体系对同一套控制方程组求解获得液滴内外两相流体的流场,两相之间的相互作用力(即表面张力、弹性应力等界面力)通过Dirac-Delta函数插值转换为欧拉坐标系中的体积力源项考虑.不可压缩牛顿流体流动的控制方程包括连续方程和Navier-Stokes方程:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{u} &= 0, \\ \rho \left[\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} \right] &= -\nabla p + \nabla \cdot \left[\mu (\nabla \mathbf{u} + \nabla^T \mathbf{u}) \right] \\ &+ \int_S \mathbf{f}(\mathbf{x}', t) \delta(\mathbf{x} - \mathbf{x}') d\mathbf{x}', \quad (1) \end{aligned}$$

式中, $\mathbf{u}$ 为速度矢量, ρ 为密度, t 为时间, p 为压力, μ 为动力黏度, $\mathbf{x}$ 和 $\mathbf{x}'$ 分别为欧拉坐标和拉格朗日坐标位置矢量, $\mathbf{f}$ 为界面内弹性应力矢量, δ 为Dirac-Delta函数. 首先通过上一时层的物理量分布在欧拉网格上求解方程(1), 获得更新的速度场与压力场. 根据欧拉网格上的速度场, 基于Dirac-Delta函数插值获得拉格朗日点的速度, 进而更新液滴界面上任意点的位置. 更新界面位置后即可更新流体物性场分布, 另一方面通过将更新后的界面点位置与其初始位置对比, 采用界面有限元方法可求解界面内的应变应力场. 通过Dirac-Delta函数插值可将拉格朗日网格上的应力转换为欧拉网格上的体积力源项, 最后进入下一时层计算. FTM的详细求解过程见文献[21]和我们已发表的工作^[16,20,22,23].

液滴界面的剪切弹性、面积扩张弹性和抗弯特性通过Skalak应变能量函数^[24]和Helfrich弯曲能量函数^[25](即弹性薄膜的力学本构关系)进行求解:

$$\begin{aligned} W_e &= \frac{E_s}{4} \left[(\lambda_1^4 + \lambda_2^4 - 2\lambda_1^2 - 2\lambda_2^2 + 2) + C(\lambda_1^2 \lambda_2^2 - 1)^2 \right], \\ W_b &= \frac{E_b}{2} \int_S (2H - C_0)^2 dS, \quad (2) \end{aligned}$$

式中, W_e 和 W_b 分别为弹性膜的应变能和弯曲能, E_s 和 E_b 分别为剪切弹性模量和弯曲模量, λ_1 和 λ_2 为弹性界面的主方向拉伸比, H 和 C_0 分别为平均曲率和自发曲率, C 为面积扩张弹性模量与剪切弹性模量的比值. 结合界面有限元方法(FEM)求解获得液滴界面内的弹性应力, 主要步骤包括: 将液滴初始状态下和变形后界面的三角形面元通过坐标转换置于同一坐标平面内; 计算获得三角形顶点的位移, 并通过线性插值获得面元内任意点的位移; 通过位移获得界面的应变矩阵, 以及主方向拉伸比和主方向向量; 进一步结合界面力学本构关系求解得到界面内的弹性应力分

布. 界面应力的详细求解过程可见我们已发表的工作^[26].

控制方程组通过特征长度 R 、特征时间 $1/\gamma$ 、特征速度 γR 无量纲化. 无量纲动量方程为

$$\begin{aligned} \frac{\partial \bar{\mathbf{u}}}{\partial \bar{t}} + \bar{\mathbf{u}} \cdot \nabla \bar{\mathbf{u}} &= -\nabla \bar{p} + \frac{1}{Re} \nabla \cdot (\nabla \bar{\mathbf{u}} + \nabla^T \bar{\mathbf{u}}) \\ &+ \frac{\int_S \bar{\mathbf{f}}(\mathbf{x}', t) \delta(\mathbf{x} - \mathbf{x}') d\mathbf{x}'}{\rho \gamma^2 R}, \quad (3) \end{aligned}$$

式中带横线的物理量为无量纲量. 无量纲参数包括: 雷诺数 $Re = \rho R^2 \gamma / \mu$ 、毛细数 $Ca = \mu \gamma R / E_s$ 、无量纲弯曲模量 $E_b^* = E_b / (R^2 E_s)$ 、内外黏度比 λ . 液滴变形行为通过Taylor参数描述: 变形指数 D 描述变形大小、倾角 θ 描述液滴长轴与流动方向的夹角. 计算区域大小为 $L_x \times L_y \times L_z = 8R \times 5R \times 8R$, 欧拉网格数为 $128 \times 80 \times 128$, 拉格朗日网格数为 20480 个三角形面元, 时间步长为 1×10^{-4} . 数值方法验证(包括网格无关性检验等数值测试和与文献中忽略流体惯性条件的液滴变形数据对比)见我们已发表的工作^[16,20]. 液滴的变形行为通过变形指数 $D = (L - B) / (L + B)$ 和倾角 θ 描述, 其中 L 和 B 分别为椭球形液滴的长轴和短轴, θ 为长轴 L 与流动方向的夹角. 椭球形液滴的长轴 L 和短轴 B 通过计算液滴惯性张量的方法获得^[9].

2 结果与讨论

2.1 雷诺数对液滴瞬态变形特性的影响

图2给出了不同雷诺数下弹性界面液滴($Ca=0.5$)的变形指数 D 和倾角 θ 随无量纲时间 γt 的变化. 液滴外部流场启动时, 液滴跟随流场变形, 其长轴与线性剪切流场主拉伸应变方向一致($\theta = \pi/4$). $Re=0.1$ 时, D 从 0 单调增加至稳定值, 而 θ 从 $\pi/4$ 单调降低至稳定值, D 和 θ 达到稳定的过程即是液滴的瞬态变形过程. Re 增大至 1 以上时, 液滴的瞬态变形特性与低雷诺数时($Re=0.1$)存在显著差异: D 和 θ 均不再单调变化, 而出现随时间的振荡, 并且振荡随时间迅速衰减直至液滴变形达到稳定状态. D 和 θ 的振荡特性受雷诺数显著影响: 随 Re 增大, D 和 θ 达到稳定之前的振荡次数增加, 振荡周期变长, 液滴达到稳定所需的时间大大增加, 且振荡幅值也显著增大. 由此可见, 雷诺数大于 1 时流体惯性对弹性界面液滴瞬态变形有显著影响.

如图3所示, 给出了在高雷诺数条件下($Re=10$)弹性界面液滴($Ca=0.5$)的三维形状随时间的变化, 图中

图2 (网络版彩色)不同雷诺数下弹性界面液滴($Ca=0.5$)的瞬态变形特性. (a) 变形指数 D ; (b) 倾角 θ

Figure 2 (Color online) Transient deformation characteristics of elastic interface enclosed drops under different Reynolds numbers. (a) Deformation index D ; (b) inclination angle θ

图3 $Re=10$, $Ca=0.5$ 时弹性界面液滴形状随时间的变化

Figure 3 Shape evolution of elastic interface enclosed drop at $Re=10$ and $Ca=0.5$

展示每个时刻代表图2中液滴变形振荡达到最大值和最小值时的情形. 已有文献的研究结果^[9~14]表明: 忽略流体惯性影响时(即雷诺数远小于1时), 线性剪切流场中初始形状为球形的弹性界面液滴逐渐变形为椭球形, 变形过程中液滴的长轴逐渐增长而短轴逐渐缩短, 从而液滴变形指数增大, 并最终达到稳定值. 我们的前期工作^[16,20]指出 $Re=0.1$ 时的液滴变形结果与其他文献发表的 $Re=0$ 时的结果相差不大, 即流体惯性影响可以忽略. 然而, 当雷诺数较高时(如图3所示的 $Re=10$), 初始为球形的弹性界面液滴在变形达到稳定之前的瞬态变形过程中, 其形状可显著偏离于椭球形. 例如, $\gamma t=2.4$ 时, 液滴的变形指数达到最大值而倾角达到最小值, 此时液滴被两侧流体挤压得非常扁平, 三维形状呈现为横截面是椭圆形的扁平饼状; $\gamma t=4.8$ 时, 液滴的变形指数达到最小值而倾角达到最大值, 液滴的三维形状与椭球形有显著差别, 此时液滴两头翘起, 呈现S形的形状. 由此可见, 雷诺数较高时流体惯性对弹性界面液滴瞬态

变形过程中的三维形状有显著影响.

已有文献指出弹性界面液滴的界面应力状态显著影响界面的物质传输特性(尤其是界面最大应力显著影响界面上物质传输通道的形成等), 并且界面最大应力超过极限值时液滴的弹性界面结构可能被破坏^[3,27]. 我们的前期工作指出液滴界面的最大应力随液滴变形增大呈指数关系增大^[26]. 由图2可见, 高雷诺数条件下, 液滴瞬态变形过程中的变形指数值大于其稳态变形值. 因此, 如图4所示, 分析了雷诺数对不同毛细数条件下弹性界面液滴瞬态变形过程中最大变形量($D_{\max}$)的影响. 由图中可看出, 随毛细数增大, 液滴最大变形量增大, 原因在于液滴界面弹性应力作用减弱, 液滴变形能力增强. 值得注意的是: 对于所有毛细数, 液滴的最大变形量都随雷诺数增大而显著增大. 例如, 对于 $Ca=0.05$ 的弹性界面液滴, Re 由0.1增大至10时, 液滴最大变形量由0.108增大至0.385, 增大了2.56倍. 由此可见, 弹性界面液滴瞬态变形过程中, 高雷诺数条件下液滴的界面更容易出

图4 (网络版彩色)雷诺数对弹性界面液滴最大变形的影响

Figure 4 (Color online) Effects of Reynolds number on the maximum deformation of elastic interface enclosed drops

现高应力的区域, 导致界面更容易被破坏。

2.2 雷诺数对液滴稳态变形特性的影响

上一节结果表明雷诺数对弹性界面液滴的瞬态变形特性有显著影响, 这一节进一步展示雷诺数对液滴的稳态变形特性也有显著影响。图5展示了雷诺数对不同毛细数条件下弹性界面液滴($\lambda=1$)变形指数和倾角稳态值的影响。在所有雷诺数条件下($Re=0.1\sim 10$), 随毛细数增大, 弹性界面液滴的稳态变形单调增大, 而稳态倾角单调减小, 这种定性变化趋势与文献报道中忽略流体惯性的结果是一致的^[9~14]。由图5(a)可见, 所有毛细数下液滴稳态变形都随雷诺数增大而单调增大。例如, $Ca=0.05$ 的条件下, Re 由0.1增大至10时, 液滴稳态变形量由0.106增大到0.160,

增加了51%。由图5(b)可见, 雷诺数对液滴稳态倾角的影响规律相对复杂。毛细数较小时($Ca=0.05\sim 0.1$), 液滴稳态倾角随雷诺数增大而单调增大; 毛细数较大时($Ca=0.2\sim 1$), 随雷诺数增大, 液滴稳态倾角先增大后降低。 $Ca=0.05$ 条件下, Re 由0.1增大至10时, 液滴倾角由 0.219π 增大到 0.260π , 增加了19%。值得注意的是: 已有研究表明, 由于线性剪切流场的主拉伸应变方向为 $\theta=\pi/4$, 球形液滴的稳态倾角在忽略流体惯性影响时总在0和 $\pi/4$ 之间。然而, 本文结果表明: 考虑流体惯性影响时, 毛细数较小的液滴在较高雷诺数条件下的稳态倾角可能大于 $\pi/4$, 例如, $Ca=0.05$ 和 $Re=10$ 时, 液滴的稳态倾角可大于 $\pi/4$ ($\theta=0.260\pi$)。由此可见, 雷诺数大于1时, 流体惯性对弹性界面液滴的稳态变形特性也有显著影响。

为了更直接展示雷诺数对液滴稳态变形的影响, 如图6所示给出了 $Ca=0.5$ 的弹性界面液滴在不同雷诺数条件下达到稳定状态时的三维形状。低雷诺数时(如 $Re=0.1$), 液滴稳态形状为椭球形, 与忽略流体惯性影响的结果一致^[12~14]; 随雷诺数增大, 液滴被外部流场挤压得更加扁平, 即液滴长轴变长, 短轴缩短; 高雷诺数时($Re=10$), 液滴稳态形状不再是典型的椭球形, 而是横截面为椭圆的扁平饼状。由此可见, 雷诺数对弹性界面液滴的稳态形状也有显著影响。

图7给出了不同黏度比条件下雷诺数对弹性界面液滴瞬态变形和稳态变形特性的影响。由图7(a)可见, 对于计算中的所有黏度比条件($\lambda=0.2\sim 5$), 雷诺数较高时($Re=10$)液滴的瞬态变形行为均与低雷诺数条件下($Re=0.1$)有显著差别, 即液滴的变形指数随时

图5 (网络版彩色)雷诺数对弹性界面液滴稳态变形特性的影响。(a) 变形指数; (b) 倾角

Figure 5 (Color online) Effects of Reynolds number on the steady-state deformation characteristics of elastic interface enclosed drops. (a) Deformation index; (b) inclination angle

图6 不同雷诺数下弹性界面液滴变形达到稳态时的形状

Figure 6 Shapes of elastic interface enclosed drops at the steady state under different Reynolds numbers

图7 (网络版彩色)不同黏度比下雷诺数对弹性界面液滴($Ca=0.5$)变形的影响. (a) 瞬态变形; (b) 稳态变形

Figure 7 (Color online) Effects of Reynolds number on the deformation of elastic interface enclosed drops at different viscosity ratios. (a) Transient deformation; (b) steady-state deformation

间出现振荡. 但值得注意的是: 黏度比增大抑制液滴变形的振荡特性, 即液滴变形的振荡幅值和振荡次数均随黏度比增大而减少($\lambda=5$). 由图7(b)可见, 对于计算中的所有雷诺数条件($Re=0.1\sim 10$), 液滴的稳态变形量均随黏度比增大而单调降低, 该定性变化趋势与文献中忽略流体惯性时的结果一致^[14], 但在高雷诺数条件下($Re=10$)黏度比对稳态变形的影响减小. 另一方面, 对于计算中的所有黏度比条件($\lambda=0.2\sim 5$), 液滴稳态变形均随雷诺数升高而增大. 另外值得注意的是: 在高黏度比条件下, 雷诺数对液滴稳态变形的影响更大. 例如, 当 Re 由0.2升高至10时, 液滴稳态变形量在 $\lambda=0.2$ 时增大26.5%, 而在 $\lambda=5$ 时增大64.1%. 由此可见, 在不同黏度比条件下雷诺数对液滴的变形行为均有显著影响.

2.3 雷诺数对液滴内外流场的影响

为了分析雷诺数影响弹性界面液滴变形行为的内在机理, 如图8所示给出了 $Re=0.1$ 和10的条件下液

滴($Ca=0.5$)变形达到稳态时流场及压力的分布. 由于线性剪切流场的特征, 流体运动在计算区域中线处(即 $u=0$)产生反向. 基于流场的对称性, 以计算区域左侧为例进行分析, 计算区域右侧情况类似, 可以依次类推. 由图8可见, 计算区域左上侧流入的流体在液滴端部附近分为两股: 一股流线平行于液滴界面沿液滴上方流过; 一股流线在液滴端部附近急转弯并沿相反方向远离液滴流出. 平行于液滴界面流过的流线是促使球形液滴腰部曲率减小的主要原因. 雷诺数较低时(如 $Re=0.1$), 液滴腰部的界面力平衡流体黏性应力即可; 雷诺数较大时(如 $Re=10$), 流体惯性力相对黏性力和液滴界面力起主导作用. 惯性力使流体运动保持运动方向不变, 此时液滴腰部界面变形所带来的界面应力难以克服界面两侧流体运动转向所需的惯性力, 因此液滴腰部附近的流线在高雷诺数时更倾向于直线, 而液滴腰部界面平行于流线导致腰部更加平坦, 因此高雷诺数时液滴呈扁平饼状从而变形更大(图5和6). 从压力分布云图也可

图8 (网络版彩色)不同雷诺数下弹性界面液滴($Ca=0.5$)变形达到稳定状态时液滴内外流场和无量纲压力的分布. (a) $Re=0.1$; (b) $Re=10$. 颜色代表相对于液滴中心的压力, 白色为高压, 黑色为低压

Figure 8 (Color online) Streamline and dimensionless pressure distributions inside and outside the elastic interface enclosed drop ($Ca=0.5$) at the steady-state. (a) $Re=0.1$; (b) $Re=10$. The gray color represents relative deviations from pressure at the drop center. White and black color represents high and low pressure, respectively

以看出, 雷诺数增大, 液滴腰部两侧压力升高, 导致液滴腰部向内侧受挤压, 从而使得液滴呈现比椭球形更加扁平的饼状, 变形增大. 另一方面, 液滴端部给予相邻流体的作用力克服惯性力致使该处流线转向, 雷诺数较低时(如 $Re=0.1$), 惯性力作用很弱, 流体运动方向很容易改变, 因此液滴端部流线可产生急转弯; 但雷诺数较高时(如 $Re=10$), 惯性力作用显著增强, 液滴端部附近的流线转向更加困难, 因此液滴端部给予相邻流体的作用力显著增大以克服惯性力. 相反, 转向的流体给予液滴左端部一个顺时针方向的反作用力, 雷诺数增大, 这个反作用力增大, 形成的顺时针方向力矩更大, 从而导致液滴倾角增大(图5).

3 结论

本文采用能同时考虑流体惯性和界面弹性的液滴两相流三维数值模拟方法, 研究了流体惯性影响下线性剪切流场中弹性界面液滴的变形动力学行为, 发现颗粒雷诺数 $Re>1$ 时流体惯性对弹性界面液滴的

瞬态变形特性和稳态变形特性均有显著影响, 并揭示了雷诺数对弹性界面液滴变形特性的影响规律及其内在机理. 主要结论如下:

(1) 雷诺数较低时($Re\leq 0.1$), 液滴由球形向椭球形逐渐变化的过程中, 变形指数逐渐增大而倾角逐渐减小并最终达到稳定值; 雷诺数较高时($Re>1$), 液滴变形指数及倾角随时间呈现逐渐衰减的振荡. 雷诺数越大, 液滴变形指数和倾角的振荡幅值越大, 振荡周期越长, 液滴变形达到稳定所需的时间越长.

(2) 随雷诺数增大, 液滴最大变形量显著增大并高于稳态变形量. 弹性界面液滴稳态变形量也随雷诺数升高而增大, 其机理为流体惯性增大使界面两侧流线更倾向于直线, 导致液滴腰部更加趋于平坦, 增大了液滴变形.

(3) 液滴内外黏度比升高能抑制流体惯性对液滴瞬态变形的影响, 即变形振荡的幅值和次数均随黏度比升高而降低; 在高黏度比条件下, 增大雷诺数对液滴稳态变形的作用更加显著.

参考文献

- 1 Langevin D. Rheology of adsorbed surfactant monolayers at fluid surfaces. *Annu Rev Fluid Mech*, 2014, 46: 47–65
- 2 Freund J B. Numerical simulation of flowing blood cells. *Annu Rev Fluid Mech*, 2014, 46: 67–95
- 3 Barthes-Biesel D. Motion and deformation of elastic capsules and vesicles in flow. *Annu Rev Fluid Mech*, 2016, 48: 25–52
- 4 Sibillo V, Pasquariello G, Simeone M, et al. Drop deformation in microconfined shear flow. *Phys Rev Lett*, 2006, 97: 054502
- 5 Komrakova A E, Shardt O, Eskin D, et al. Lattice Boltzmann simulations of drop deformation and breakup in shear flow. *Int J Multiphas Flow*, 2014, 59: 24–43

- 6 Zhang M K, Chen S, Shang Z. Numerical simulation of a droplet motion in a grooved microchannel (in Chinese). *Acta Phys Sin*, 2012, 61: 034701 [张明焜, 陈硕, 尚智. 带凹槽的微通道中液滴运动数值模拟. *物理学报*, 2012, 61: 034701]
- 7 Chen S, Wang H, Shen S Q, et al. The drop oscillation model and the comparison with the numerical simulations (in Chinese). *Acta Phys Sin*, 2013, 62: 204702 [陈石, 王辉, 沈胜强, 等. 液滴振荡模型及与数值模拟的对比. *物理学报*, 2013, 62: 204702]
- 8 Gao T, Hu H H, Castaneda P P. Shape dynamics and rheology of soft elastic particles in a shear flow. *Phys Rev Lett*, 2012, 108: 058302
- 9 Ramanujan S, Pozrikidis C. Deformation of liquid capsules enclosed by elastic membranes in simple shear flow: Large deformations and the effect of fluid viscosities. *J Fluid Mech*, 1998, 361: 117–143
- 10 Pozrikidis C. Effect of membrane bending stiffness on the deformation of capsules in simple shear flow. *J Fluid Mech*, 2001, 440: 269–291
- 11 Barthes-Biesel D, Diaz A, Dhenin E. Effect of constitutive laws for two-dimensional membranes on flow-induced capsule deformation. *J Fluid Mech*, 2002, 460: 211–222
- 12 Lac E, Barthes-Biesel D, Pelekasis N A, et al. Spherical capsules in three-dimensional unbounded Stokes flows: Effect of the membrane constitutive law and onset of buckling. *J Fluid Mech*, 2004, 516: 303–334
- 13 Lac E, Barthes-Biesel D. Deformation of a capsule in simple shear flow: Effect of membrane prestress. *Phys Fluids*, 2005, 17: 072105
- 14 Foessel E, Walter J, Salsac A V, et al. Influence of internal viscosity on the large deformation and buckling of a spherical capsule in a simple shear flow. *J Fluid Mech*, 2007, 672: 477–486
- 15 Abreu D, Seifert U. Noisy nonlinear dynamics of vesicles in flow. *Phys Rev Lett*, 2013, 110: 238103
- 16 Luo Z Y, He L, Bai B F. Deformation of spherical compound capsules in simple shear flow. *J Fluid Mech*, 2015, 775: 77–104
- 17 Carlo D D. Inertial microfluidics. *Lab Chip*, 2009, 9: 3038–3046
- 18 Sheth K S, Pozrikidis C. Effects of inertia on the deformation of liquid drops in simple shear flow. *Comput Fluids*, 1995, 24: 101–119
- 19 Sui Y, Chew Y T, Roy P, et al. Inertia effect on the transient deformation of elastic capsules in simple shear flow. *Comput Fluids*, 2009, 38: 49–59
- 20 Bai B F, Luo Z Y, Wang S Q, et al. Inertia effect on deformation of viscoelastic capsules in microscale flows. *Microfluid Nanofluid*, 2013, 14: 817–829
- 21 Tryggvason G, Bunner B, Esmaeeli A, et al. A front-tracking method for the computations of multiphase flow. *J Comput Phys*, 2001, 169: 708–759
- 22 Luo Z Y, Wang S Q, He L, et al. Front tracking simulation of cell detachment dynamic mechanism in microfluidics. *Chem Eng Sci*, 2013, 97: 394–405
- 23 Luo Z Y, Bai B F. Dynamics of biconcave vesicles in a confined shear flow. *Chem Eng Sci*, 2015, 137: 548–555
- 24 Skalak R, Tozeren A, Zarda R P, et al. Strain energy function of red blood cell membranes. *Biophys J*, 1973, 13: 245–280
- 25 Helfrich W. Elastic properties of lipid bilayers: Theory and possible experiments. *Z Naturforsch C*, 1973, 28: 693–703
- 26 Luo Z Y, Bai B F. Numerical simulation of complex membrane characteristics of elastic capsules (in Chinese). *J Eng Thermophys*, 2016, 37: 337–341 [骆政园, 白博峰. 弹性液滴的复杂界面特性模拟. *工程热物理学报*, 2016, 37: 337–341]
- 27 Omori T, Ishikawa T, Barthes-Biesel D, et al. Tension of red blood cell membrane in simple shear flow. *Phys Rev E*, 2012, 86: 056321

Summary for “线性剪切流中弹性界面液滴变形的惯性作用”

Effects of inertia on the deformation of drops enclosed by elastic interfaces in linear shear flow

LUO ZhengYuan & BAI BoFeng*

State Key Laboratory of Multiphase Flow in Power Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China

* Corresponding author, E-mail: bfbai@mail.xjtu.edu.cn

Droplets enclosed by elastic interfaces can be extensively found in nature and engineering applications. For instance, oil-water droplets in petroleum engineering can be surrounded by Asphaltene thin film; biological cells are usually surrounded by elastic biological membranes consisting of lipid bilayers with spectrin proteins; droplets enclosed by polymer membranes or lipid bilayers are also widely found in materials science and engineering. This type of droplets is also an excellent structure for encapsulation, transport and release of active agents due to the presence of elastic interface, thus they are widely used in applications such as cosmetics and drug delivery. To study the deformation behavior of single droplet enclosed by complex interfaces under shear flow is fundamental for understanding rheological characteristics of droplet suspensions and for developing droplet-based substance transport technologies. The presence of various molecules confers the drop interfaces various special mechanical properties, such as resistances to shear deformation, area dilatation and bending deformation. Those special mechanical properties significantly influence the transport characteristics of momentum and energy between droplets and surrounding fluids, thus conventional theories based on surface tension are no longer valid for understanding the dynamics of droplets enclosed by elastic interfaces. Generally, the deformation of droplets enclosed by elastic interfaces under shear flow is mainly governed by the coupling of fluid inertia, interface elasticity and fluid viscosity. Current literatures mostly focus on the deformation of drops with elastic interfaces with inertia neglected, which is based on the assumption of Stokes flow. However, the effects of fluid inertia are of great importance in many cutting edge technologies and *in vivo* bioprocesses, such as inertial microfluidic technologies for separation and manipulation of droplets, blood flow with moderate Reynolds number in arterial vessel. As such, in this study, a three-dimensional direct numerical simulation model able to simultaneously consider fluid inertia and interface elasticity is developed for two-phase flow by combining the front tracking method and the finite element method. Using this model, we study the effects of particle Reynolds number on the deformation behavior of elastic interface enclosed drops in linear shear flow. It is found that oscillations in transient deformation are presented at high Reynolds numbers, and the amplitude and period of such oscillations increase with the Reynolds number. Both the maximum deformation and steady-state deformation increase with the Reynolds number. Besides, the three-dimensional shapes of drops are alternated with the Reynolds number increased. The physical mechanisms underlying the effects of fluid inertia on the deformation of elastic interface enclosed droplets are also discussed by analyzing the distribution of streamline and pressure inside and outside the droplets at different Reynolds number. In summary, the fluid inertia has significant influences on the deformation behavior of elastic interface enclosed drops, especially at moderate to high Reynolds numbers. These results provide new insights into the deformation and motion of droplets enclosed by elastic interfaces under shear flow. Besides, the numerical method developed in the present study can be further used to study the flow characteristics of complex droplet suspensions such as blood and crude oil emulsions and to develop microfluidic technologies for manipulation and separation of complex droplets such as blood cells.

elastic interface, drop deformation, fluid inertia, linear shear flow, three-dimensional numerical simulation

doi: 10.1360/N972016-00576