

文章编号:1000-582X(2011)01-134-06

## T-型微流控通道中微液滴形成机制的 CFD 模拟

董立春, 吴纪周, 任桂香, 谭世语, 黄大富, 李文平, 黄少建

(重庆大学 化学化工学院, 重庆 400044)

**摘要:**采用计算流体力学(CFD)方法,对宽型微米级 T-型微通道中微液滴形成机制进行了数值模拟。通过与已有文献实验结果的对比,证明了数值模拟的准确性;发现液滴在微通道中的形成过程可分为液滴形成和成长、液滴与分散相的脱离和液滴从通道壁的脱落 3 个阶段。首次系统分析了通道壁的润湿性对液滴形成的影响,发现当分散相在通道壁上的接触角小于  $90^\circ$  时,才能形成微液滴;通道壁越疏分散相,微液滴越容易形成,并且从通道壁上脱离的时间也越短。通过分别改变连续相的黏度、流速以及两相间界面张力,研究了毛细准数  $Ca$  对微液滴的形成机制及液滴大小的影响。发现在 T-型通道中能形成液滴的范围内, $Ca$  越大,则形成的微液滴体积越小;当  $Ca$  大于 0.067 时,微液滴的直径与连续相  $Ca$  的倒数之间存在明显的线性关系。

**关键词:**计算流体力学;微流控设备;T-型微通道;微液滴形成机制;润湿性

中图分类号:O 359

文献标志码:A

## CFD simulation of droplet formation in a microfluidic T-junction

DONG Li-chun, WU Ji-zhou, REN Gui-xiang, TAN Shi-yu, HUANG Da-fu,

LI Wen-ping, HUANG Shao-jian

(School of Chemistry and Chemical Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

**Abstract:** Droplet formation in a microfluidic T-junction is simulated by using computational fluid dynamics (CFD) method. The accuracy of CFD study is verified by comparing the simulation result with the experimental results in literatures. It is found that the formation of droplets in the T-junction can be divided into 3 steps: droplet emergence and growing up, separation with the dispersed phase, and detachment from the channel wall. The study on the wetting property of the channel wall shows that it has a remarkable influence on the droplet formation. Only when the contact angle of the dispersed phase on the wall is smaller than  $90^\circ$ , the droplets can be formed. Moreover, the wetting property of the channel significantly affects the detachment time of the droplets from the wall. The effect of the capillary number,  $Ca$ , on droplet formation is studied by varying the viscosity, and velocity of the continuous phase or the interfacial tension, respectively. In the range that the droplets can be formed, the droplet size decreases with the increase of  $Ca$ , and when  $Ca$  is bigger than 0.067, droplet diameter shows an obvious linear relationship with  $1/Ca$ .

**Key words:** computational fluid dynamics; microfluidic devices; T-junction; droplet formation; wetting property

收稿日期:2010-08-10

基金项目:重庆市自然科学基金资助项目(CSTC, 2008BB0059);教育部留学人员回国启动基金资助项目(教外司留(2009)8-1);中央高校基本科研业务费科研专项“研究生科技创新基金”资助项目(CDJXS10221140, CDJXS11221169);中央高校基本科研业务费资助项目(CDJXS10220006)

作者简介:董立春(1972-),男,重庆大学副教授,主要从事工业催化、流体力学和化工分离等方面的研究,(E-mail)lcdong72@gmail.com。

利用微流控技术(Microfluidics)制备的微液滴因单分散性好、大小均一旦精确可控,在蛋白质结晶<sup>[1]</sup>、对映体拆分<sup>[2]</sup>、微混合反应<sup>[3]</sup>、单细胞分析<sup>[4]</sup>、DNA 分析<sup>[5]</sup>等领域得到广泛的应用。在各类制备微液滴的微流控设备中,T-型错流微通道设备因其结构简单、液滴的大小可通过改变流量精确控制等优点,受到了广泛的关注。

T-型微通道中的微液滴形成,随连续相毛细准数  $Ca$  ( $Ca = u_c \mu_c / \sigma$ ,  $\mu_c$  和  $u_c$  分别是连续相的黏度和速度,  $\sigma$  为两相之间的界面张力)的变化表现出“squeezing”、“dripping”、“jetting”3 种不同的机制。目前,除了“squeezing”机制下,液滴的形成机理和定量关系已较清晰以外,其他机制和各过渡态下的液滴形成过程和影响因素的研究还远未完善。在 T-型通道中,微通道壁对两相流体的润湿性是影响液滴形成的一个重要参数,许多文献都提到了其重要性<sup>[6-9]</sup>,但截止目前,还没有关于通道润湿性对液滴形成机制影响的系统研究。其原因是在实验研究中,改变润湿性的同时不可避免地会改变其他相关性质,导致无法系统考察润湿性的单因素影响。实验方法的局限性在研究通道几何尺寸对液滴形成的影响时更加明显,需要设计制作大量不同尺寸和形状的芯片,使得实验研究的成本过高,导致对微通道中微液滴形成机制的研究进展缓慢。

计算流体力学(CFD)方法可以克服实验研究的一些局限,实现方便、系统地改变各影响参数。笔者使用 FLUENT 软件包,对宽型 T-型微通道中的液滴形成机制进行了 CFD 模拟。系统探讨了通道壁的润湿性能对液滴形成的影响,考察了  $Ca$  以及各相关因素对液滴的形成机制和体积大小的影响,为微流控设备的设计提供了新的数值预测方法和参考。

## 1 数学模型

研究的 T-型微通道尺寸如图 1,连续相流体(油相)在  $800 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m} \times 30 \mu\text{m}$  的主通道中自右向左流动,分散相流体(水相)从截面为  $30 \mu\text{m} \times 30 \mu\text{m}$



图 1 T-型微通道示意图

的旁通道注入。模拟域中,旁通道长  $65 \mu\text{m}$ ,其右端距主通道入口  $85 \mu\text{m}$ 。

模拟中,使用 CFD 软件包 FLUENT 进行 3-D 运算,运用基于有限元思想的 VOF (volume of fluid) 模型求解 Navier-Stokes 方程和连续性方程。VOF 模型是目前最常用的涉及追踪运动界面的两相流模型。在该模型中,引入流体体积函数  $\alpha$ ,用来表示每个控制体内各相的体积分数。 $\alpha = 0$ ,表示该控制容积中不含第一相(如水); $\alpha = 1$ ,则表示该控制容积中只含有第一相; $0 < \alpha < 1$ ,表示该控制容积中有两相界面,在此控制体中的各个参数取两相的体积平均值。因此在 VOF 模型中,除 Navier-Stokes 方程和连续性方程外,还需求解关于  $\alpha$  的 VOF 扩散方程。3 个方程的形式为

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \mathbf{v}) + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v} \mathbf{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot [\mu(\nabla \mathbf{v} + \nabla \mathbf{v}^T)] -$$

$$\rho g \mathbf{k} + \mathbf{f}, \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{v}) = 0, \quad (2)$$

$$\frac{\partial \alpha}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \alpha = 0. \quad (3)$$

式中: $\mathbf{v} = (u, v, w)$ 和  $p$  分别是速度矢量和压力; $\rho$  和  $\mu$  分别是每个控制体积中的密度和黏度; $\mathbf{k} = (0, 1, 0)$ 是  $y$  方向的单位矢量; $\mathbf{f}$  是由于表面张力和界面曲率导致的拉普拉斯力,它只存在于包含界面的控制容积中。模拟中采用 VOF 模型的几何重构(geometry reconstruct)算法跟踪两相界面,而微通道壁的润湿性的影响通过设定分散相在壁面上的接触角进行研究。

本模拟计算中,控制体 Cell 的大小设置为  $2 \mu\text{m} \times 2 \mu\text{m} \times 2 \mu\text{m}$ ;研究中发现当控制体的体积大于此值时,模拟结果随控制体体积的变化而变化,而当控制体的体积小于此值后,模拟结果不再随控制体体积的变化而变化,因而此值是能保证计算精度的最大控制体体积。模拟中,连续相和分散相的入口均定义为速度入口(velocity inlet),计算中可通过改变速度调节连续相和分散相的流量,控制出口为自由出口(outflow);通道壁的设置是无滑移、无穿透的静止壁面;模拟中的分散相是水,连续相为自定义的烷烃。流体的黏度和两流体之间的界面张力在模拟中可以通过设置物性参数来改变,进而以改变  $Ca$  值。在所有的计算中,均假定流体为不可压缩且恒温  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ 。模拟过程中,压力和温度的耦合方式为 PISO 算法 (pressure-implicit with splitting of operator),动能项的离散方式采用二级迎风格式(second order upwind)。模拟过程为稳态流体力学

计算,当计算过程收敛后,在 FLUENT 提供的后处理界面中截取  $x$ - $y$  面的水、油相分布,进而计算液滴的大小和观察液滴的形成机制。

## 2 结果与讨论

### 2.1 数值模拟的可行性和准确性

为了验证 CFD 模拟结果的可行性和准确性,首先选取了与模拟体系相接近的实验结果<sup>[10]</sup>,在 FLUENT 中设定相同的参数和条件,模拟了液滴在 T-型通道的产生过程,将之与文献中 CCD 高速相机记录的液滴产生过程进行对比(图 2)。由图 2 可以看到,CFD 模拟的液滴形成过程与文献的实验结果有着很好的一致性,证明了使用 FLUENT 可对 T-型微通道内的两相流进行准确和方便的 CFD 计算。

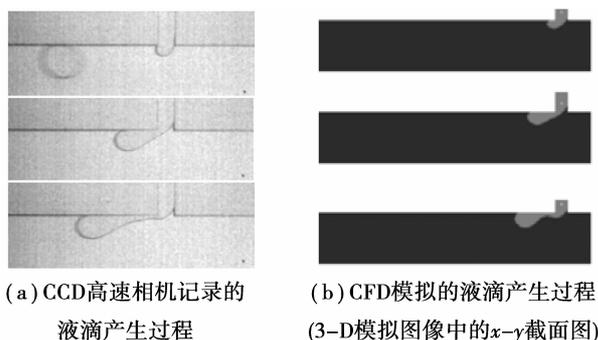
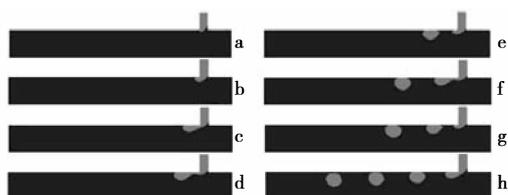


图 2 CFD 模拟的 T-型微通道中液滴产生过程与文献中实验结果的比较

### 2.2 液滴产生的 3 个阶段

T-型微通道内液滴的产生通常被认为分为两步:液滴长大和液滴分离。但在本文的 CFD 模拟中发现,液滴的形成实际上分为 3 个阶段:液滴形成增大、液滴与分散相脱离、液滴从通道壁脱落,如图 3 所示。并且,通道壁对分散相的润湿性能越好,液滴从通道壁脱落所需的时间就越长。



模拟条件为: $u_c = 0.8 \text{ m/s}$ ,  
 $\mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $\mu = 0.10 \text{ N/m}$

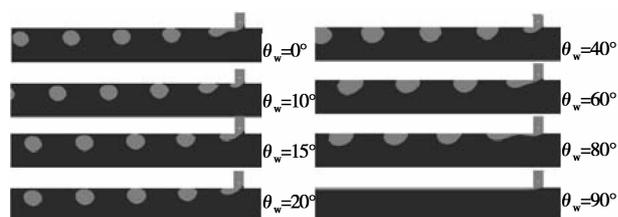
图 3 CFD 模拟的液滴在 T 型通道中形成过程

成的整个过程,图 3(a)–(c)是液滴形成和成长,图 3(d)–(e)显示液滴逐渐与分散相脱离,图 3(f)–(h)是液滴从通道壁脱落过程。在 T 型接口处,当分散相的前端从旁通道冒出后,受到主通道内连续相的剪切力作用而沿通道壁向下游流动。这时液滴体积很小,所受的剪切力不足以克服其内部的拉普拉斯力,液滴还不能与连续相脱离。随着液滴在交叉处逐渐积累,体积不断增大,所受到的剪切力不断增大,而内部的拉普拉斯力不断减小。当液滴体积增大到一定程度时,剪切力能够克服拉普拉斯力的影响,使液滴与连续相破裂、脱离。最后,液滴在连续相剪切力的作用下,逐渐脱离通道壁,随连续相在主通道内移动,形成了分散性良好的液滴流。

### 2.3 通道壁润湿性影响

由于液滴的形成经历一个从通道壁脱落的过程,因此通道壁的润湿性对液滴形成的影响是不可忽略的。以前的研究也多次提到通道壁润湿性的影响,共同的结论是通道壁只有更亲连续相,液滴才能形成。因此,在此前的实验报道中,都是选择疏分散相的材料制作微通道,但受限于实验方法的不足,还未见有系统研究微通道壁润湿性的报道。Xu 等<sup>[11]</sup>曾采用加入表面活性剂的方法,研究了通道壁的润湿性对液滴形成的影响,指出了通道壁润湿性的重要性。但使用表面活性剂改变通道壁润湿性的同时也会改变两相液体之间的表面张力。而在本文的 CFD 模拟中,通过改变分散相在通道壁上的接触角的方法,系统研究了通道壁的润湿性对 T-型通道中液滴形成的影响。

图 4 演示了当分散相在通道壁的接触角  $\theta_w$  由  $0^\circ$  增加到  $90^\circ$  时, T-型通道内液滴形成过程的变化。由图 4 可知,如果通道壁对分散相的润湿性能越大(接触角越大),液滴受到壁面的粘附力也就越大,液滴从通道壁脱落所需的时间就越长。当通道壁接触角等于(或大于)  $90^\circ$  时, T-型通道中不再能形成液



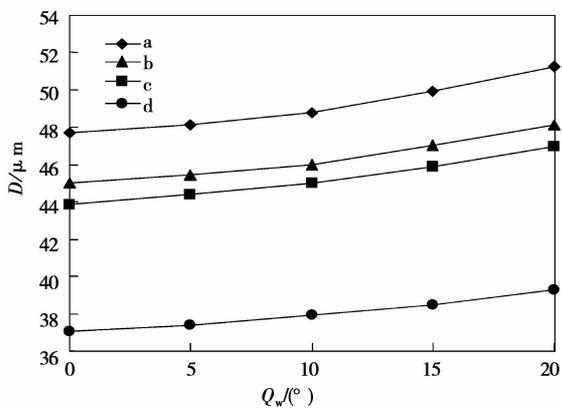
模拟条件为: $u_c = 0.8 \text{ m/s}$ ,  $\mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ,  $\sigma = 0.10 \text{ N/m}$

图 4 接触角在  $0^\circ \sim 90^\circ$  范围内,液滴在 T-型通道中形成过程的变化

图 3 展示了 CFD 模拟的液滴在 T-型通道中形

滴,两相的流动状况变为分散相紧贴上通道壁的平行流。这个结论证明了通道壁只有更亲连续相,液滴才能形成。

图 4 的结果证明了要获得分散性良好的液滴,微通道材料的疏分散相性越强越好。而且若想得到理想的微液滴流,应尽量满足接触角为  $0^\circ \leq \theta_w \leq 20^\circ$ 。除此之外,关于通道壁润湿性能的影响,还需要回答另一个问题,即通道壁的润湿性是否影响液滴的大小。在此文的 CFD 模拟中,笔者考察了通道壁对分散相(水)的接触角  $\theta_w$  在  $0^\circ \sim 15^\circ$  范围内,T-型通道中形成的液滴的体积变化。研究中,使用自编的 MATLAB 程序处理从 FLUENT 中导出的模拟图(如图 3、4) 来确定液滴体积大小。图 5 给出了在 4 种模拟条件下,液滴的直径随接触角的变化情况。数据显示,随着接触角  $\theta_w$  从  $0^\circ$  增大到  $15^\circ$ ,T-微通道内形成液滴的直径呈逐渐增大趋势,但变化范围不大。当分散相在通道壁上的接触角改变时,液滴的形状会随之变化,从而引起其内部拉普拉斯力的改变,同时液滴在壁面上的粘附力也会发生改变。因此理论上,通道壁的润湿性能影响 T-型通道内形成的液滴的大小。但图 5 的结果显示,相对于剪切力、拉普拉斯力和液滴对连续相流动造成的流动阻力等影响液滴形成的作用力,微通道的润湿性能对液滴的大小影响很小。综上所述,T-型微流控设备中通道壁必须更疏分散相,液滴才能形成;且通道壁的润湿性能显著改变液滴从通道壁脱落的时间(图 4);但通道壁的润湿性对液滴体积大小的影响较小。



- a.  $u_c = 0.8 \text{ m/s}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \sigma = 0.099 \text{ N/m}$ ;
- b.  $u_c = 0.8 \text{ m/s}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \sigma = 0.089 \text{ N/m}$ ;
- c.  $u_c = 0.8 \text{ m/s}, \mu_c = 0.010 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \sigma = 0.099 \text{ N/m}$ ;
- d.  $u_c = 1.0 \text{ m/s}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}, \sigma = 0.099 \text{ N/m}$

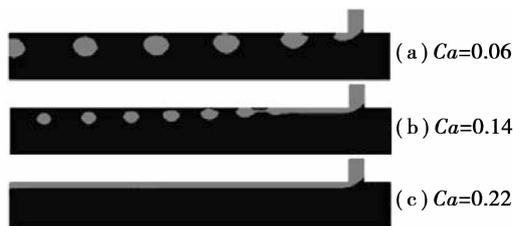
图 5 T-型通道中形成的液滴直径与通道壁的接触角的关系

## 2.4 毛细准数 Ca 对液滴形成的影响

### 2.4.1 液滴在不同 Ca 时的形成机制

在窄型 T-型微通道中,随 Ca 的增大,微液滴的形成时表现出 3 种不同的机制。当  $Ca < 10^{-2}$  时,为“squeezing”机制,此时,通道内产生形如“活塞”和“柱塞”的、充满主通道的液滴。当 Ca 超过  $10^{-2}$  后,形成的液滴不再充满主通道,而是以均匀分散的液滴流的形式进入“dripping”机制。Thorsen 等<sup>[12]</sup>认为此机制下,液滴的直径符合  $d/d_i \approx 1/Ca$ ,其中  $d_i$  是微通道的特征尺寸。而后 Xu 等<sup>[13-15]</sup>研究发现,当  $Ca > 0.2$  时,此模型与实验结果符合性较好,当  $Ca < 0.2$ ,预测的结果却要大于实验结果。而当 Ca 继续增大后,分散相在 T-型接口处将不再形成液滴,而是先与连续相形成并流,在距离交叉区域较远处,分散相因界面不稳定而破裂成为液滴,这种机制被称为“jetting”。最后随 Ca 继续增大,并流的两相流体界面稳定,因而两相流体在微通道中形成稳定的并流。

对于所研究的宽通道,液滴不能充满整个通道,不会出现“squeezing”机制。CFD 模拟的结果表明(图 6),随 Ca 由小变大,液滴的形成分别经历“dripping”和“jetting”机制,而当 Ca 超过一个临界值后,两相流体在微通道中形成稳定的并行流。图 6 显示了在不同 Ca 时,两相流体在 T-型通道中的不同流动机制。图 6(a),在“dripping”机制下形成液滴,此时液滴在 T-型微通道接口处形成;图 6(b),液滴不再在通道接口处形成,而是向流动的下游偏移,此时液滴的形成机制为“jetting”;Ca 值越大,液滴从分散相脱离的位置距离通道接口越远,形成的液滴体积也越小。图 6(c),当 Ca 超过临界值,通道中不再形成液滴,两相流体形成稳定的并行流。在研究的微通道中,此临界值在 0.20 左右,即只有在 Ca 值小于 0.20 时,T 型通道中才能形成液滴。而“dripping”机制与“jetting”机制的转变 Ca 约为 0.12。



(a)squeezing;(b)dripping;(c)jetting

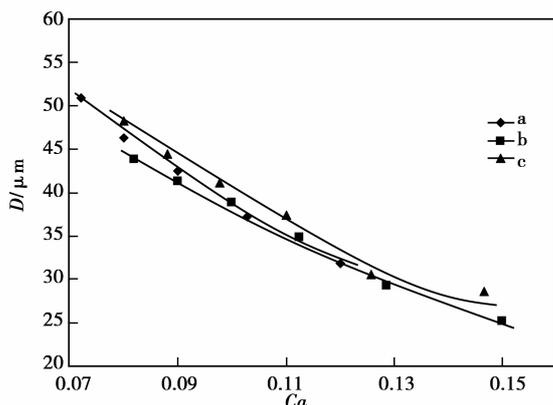
图 6 T-型微通道内液滴产生的 3 种机制

### 2.4.2 $Ca$ 对液滴大小的影响

无论是在“dripping”还是在“jetting”机制下,T-型微通道中形成液滴的大小都受  $Ca$  的影响。在接下来的分析中,笔者分别讨论了  $Ca$  的 3 个相关因素:即连续相流体的速度、黏度及两相之间表面张力与形成的微液滴大小之间的关系。

#### 2.4.2.1 两相间界面张力的影响

图 7 是在连续相流体的速度和黏度固定的情况下,T-型通道中形成的液滴大小随两相表面张力的变化。随着两相间界面张力的减小, $Ca$  值增大,微通道内所形成的液滴体积减小。表面张力的减小导致液滴内部的拉普拉斯力变小,液滴在剪切力的作用下,更容易脱离分散相,因而表面张力越小,形成的液滴体积越大。



a.  $u_c = 0.8 \text{ m/s}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ; b.  $u_c = 1.0 \text{ m/s}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ; c.  $u_c = 0.8 \text{ m/s}, \mu_c = 0.011 \text{ Pa} \cdot \text{s}$

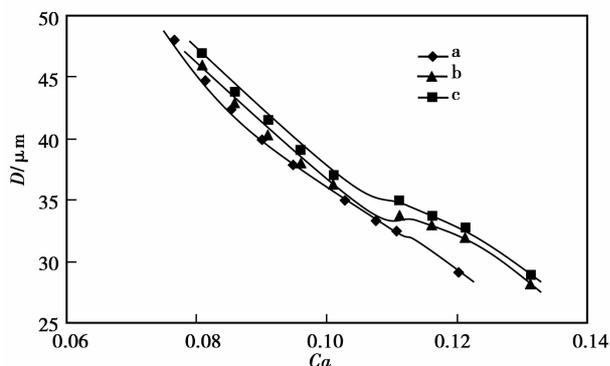
图 7 两相间界面张力对液滴直径的影响

#### 2.4.2.2 连续相流速的影响

图 8 是在连续相流体黏度和两相的表面张力固定的情况下,T-型通道中形成的液滴大小随连续相流速的变化。连续相流速的增大( $Ca$  值增大),意味着剪切力的增大,液滴更容易克服拉普拉斯力的束缚,与分散相脱离,因而液滴的大小随连续相流速的增大而减小。

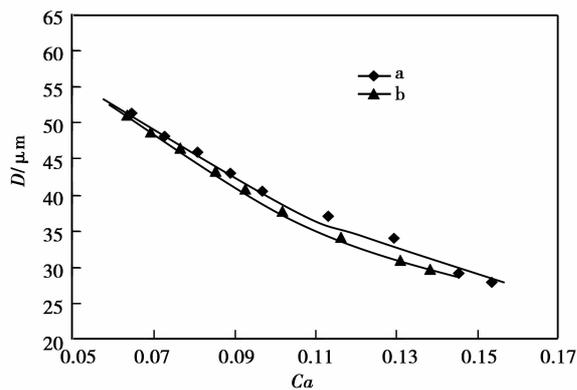
#### 2.4.2.3 连续相黏度的影响

同流速的增大一样,连续相黏度的增大意味着连续相流体对分散相的剪切力增大,导致液滴变小。图 9 显示了两组在连续相流体流速和两相的表面张力固定的情况下,液滴直径随连续相黏度变化的 CFD 模拟结果。结论是随着连续相黏度的增大,液滴直径呈指数型减小。



a.  $\sigma = 0.099 \text{ N/m}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ; b.  $\sigma = 0.089 \text{ N/m}, \mu_c = 0.009 \text{ Pa} \cdot \text{s}$ ; c.  $\sigma = 0.099 \text{ N/m}, \mu_c = 0.010 \text{ Pa} \cdot \text{s}$

图 8 连续相流速对液滴直径的影响



a.  $\sigma = 0.099 \text{ N/m}, u_c = 0.8 \text{ m/s}$ ; b.  $\sigma = 0.099 \text{ N/m}, u_c = 1.0 \text{ m/s}$

图 9 连续相黏度对液滴直径的影响

#### 2.4.2.4 $Ca$ 与液滴大小的定量关系

图 10 将图 7-9 中的数据集中并重新拟合,研究了液滴的大小与  $1/Ca$  的定量关系。结果显示,在  $Ca > 0.067$  ( $1/Ca < 15$ ) 的范围内,液滴直径和  $1/Ca$  呈现较理想线性关系,但当  $Ca < 0.067$  后,模拟的液滴直径要小于线性关系预测的数据。这个结果与 Xu 等<sup>[11]</sup>的研究结论是一致的,液滴的直径符

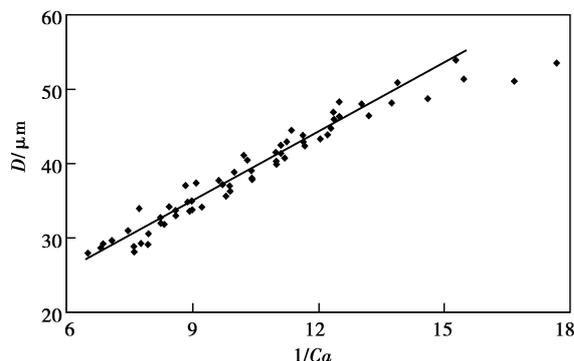


图 10 液滴直径与  $1/Ca$  的关系图

合  $d/d_0 \approx 1/Ca$  是基于液滴进入主通道后,对连续相流动造成的阻力可以忽略。此假设在  $Ca$  较大时,可以成立。但当  $Ca$  较小时,形成的液滴较大,因此液滴进入主通道后,对连续相流体的造成的阻力已不可忽略,从而导致了液滴直径与  $1/Ca$  线性关系的脱离。

### 3 结 论

采用 FLUENT 软件模拟了宽型 T-型微通道内微液滴的形成机制,通过与已有文献实验结果的对比,证明了数值模拟的可行性;模拟中发现液滴在微通道中的形成可分为 3 个阶段:液滴形成和成长、液滴与分散相的脱离和液滴从通道壁的脱落。而通道壁的润湿性能对液滴的形成有着重要影响,只有当通道壁疏分散相时,才能形成微液滴;而通道壁对分散相的浸湿性能越好,微液滴脱离通道壁的时间越长。随  $Ca$  的不断增大,在所研究的微通道中,两相流经历不同的流动机制。最后通过分别改变连续相的黏度及流速、两相间界面张力,研究了  $Ca$  对形成的微液大小的影响,结果发现,与以前的实验相符, $Ca$  越大,形成的微液滴体积会越小;而在一定的范围内,微液滴的直径与连续相  $Ca$  值的倒数之间存在明显的线性关系。

### 参考文献:

[1] 李俊君,陈强,李刚,等. 微流控技术应用于蛋白质结晶的研究[J]. 化学进展,2009,21(5):1034-1039.  
LI JUN-JUN, CHEN QIANG, LI GANG, et al. Research and application of microfluidics in protein crystallization [J]. Progress in Chemistry, 2009, 21(5):1034-1039.

[2] 翁雪香,陈建荣. 芯片电泳手性分离研究进展[J]. 光谱实验室,2007,24(6):1122-1126.  
WENG XUE-XIANG, CHEN JIAN-RONG. Microchip Electrophoresis for Chiral Separations [J]. Chinese Journal of Spectroscopy Laboratory, 2007, 24(6):1122-1126.

[3] SONG H, BRINGER M R, TICE J D, et al. Experimental test of scaling of mixing by chaotic advection in droplets moving through microfluidic channels[J]. Applied Physics Letters, 2003, 83(22):4664-4666.

[4] 刘守坤,苏显中,金庆辉,等. 微流控芯片流式细胞术[J]. 微电子学,2009,35(5):696-703.  
LIU SHOU-KUN, SU XIAN-ZHONG, JIN QING-HUI, et al. Microfluidic chip flow cytometry [J]. Microelectronics, 2009, 35(5):696-703.

[5] 王聿佶,陈翔,曹慧敏,等. 一种新型微流体 DNA 提取芯片的研究[J]. 微纳电子技术,2007,44(9):

853-857.  
WANG YU-JI, CHEN XIANG, CAO HUI-MIN, et al. Study of a novel microfluidic DNA extraction chip[J]. Nanoelectronic Device & Technology, Micronanoelectronic Technology, 2007, 44(9):853-857.

[6] 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.

[7] CHRISTOPHER G F, NOHARUDDIN N N, TAYLOR J A, et al. Experimental observations of the squeezing-to-dripping transition in T-shaped microfluidic junctions [J]. Physical Review, E, Statistical, Nonlinear, and Soft Matter Physics, 2008, 78(3):036317.1-036317.12.

[8] MURSHED S M S, TAN S H, NGUYEN N T, et al. Microdroplet formation of water and nanofluids in heat-induced microfluidic T-junction[J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2009, 6(2):253-259.

[9] MENECH M D, 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.

[10] VAN DER GRAAF S, STEEGMANS M L J, VAN DER SMAN R G M, et al. Droplet formation in a T-shaped microchannel junction; a model system for membrane emulsification [J]. Colloid Surface A: Physicochemical and Engineering Aspects, 2005, 266(1/3):106-116.

[11] XU J H, LI S W, TAN J, et al. Correlations of droplet formation in T-junction microfluidic devices: from squeezing to dripping [J]. Microfluidics and Nanofluidics, 2008, 5(6):711-717.

[12] THORSEN T, ROBERTS R W, ARNOLD F H, et al. Dynamic pattern formation in a vesicle-generating microfluidic device[J]. Physical Review Letters, 2001, 86(18):4163-4166.

[13] XU J H, LUO G S, LI S W, et al. Shear force induced monodisperse droplet formation in a microfluidic device by controlling wetting properties[J]. Lab Chip, 2006, 6:131-136.

[14] XU J H, LI S W, TAN J, et al. Preparation of highly monodisperse droplet in a T-junction microfluidic device [J]. AIChE Journal, 2006, 52(9):3005-3010.

[15] XU J H, LI S W, TAN J, et al. Controllable preparation of monodisperse O/W and W/O emulsions in the same microfluidic device[J]. Langmuir, 2006, 22(19):7943-7946.