

微通道中的毛细力驱动流研究

Research on Capillary Force Driven Flow in Microchannels

廖无瑕¹, 史成勇², 郭勇¹

(1.成都工业学院, 成都 611730; 2.中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 长春 130033)

LIAO Wu-xia¹, SHI Cheng-yong², GUO Yong¹

(1.Chengdu Technological University, Chengdu 611730, China;

2.Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China)

【摘要】为分析微通道中接触角和入口压强对毛细力驱动流的影响, 论文使用严格的有限元数值仿真方法研究了在仿生平板微通道中的毛细力驱动流。通过模拟微通道中的瞬态层流两相流, 对恒定温度条件下的入口压强一定、不同接触角, 和接触角一定、不同入口压强下的毛细力驱动流进行了仿真, 得出了流体流动的速度场规律。论文对微通道中的毛细力研究和实验中的毛细力现象具有一定的指导作用。

【Abstract】In order to analyze the influence of contact angle and inlet pressure on the capillary force driven flow in microchannel, this paper studies the capillary force driven flow in bionic plate microchannel by using strict finite element numerical simulation method. By simulating the transient laminar two-phase flow in the microchannel, the flow driven by capillary force under the condition of constant inlet pressure and different contact angles at constant temperature and the flow driven by capillary force under the condition of constant contact angles and different inlet pressure are simulated, and the velocity field rule of fluid flow is obtained. This paper has a certain guiding effect on the capillary force research in microchannels and the capillary force phenomenon in experiments.

【关键词】微通道; 毛细力; 有限元; 接触角

【Keywords】microchannel; capillary force; finite element; contact angle

【中图分类号】TH703

【文献标志码】A

【文章编号】1673-1069(2021)04-0178-02

1 引言

当通道结构的尺寸在微米/纳米量级时, 流体在微通道中的流动规律与日常生活中所见到的流体流动有很大的不同。其中一个主要原因是, 在微纳级别尺寸的微通道中, 流体的流动很大程度取决于微尺度效应。一些诸如表面张力、范德瓦尔斯力、分子力等在宏观流动中可以忽略的因素在微纳尺寸的通道中起着决定性作用。毛细力流是微通道中以毛细力为主要驱动力的一种流动类型, 在微纳尺度通道中是一种常见并具有广泛应用的流动类型, 应用领域包括纳米结构的制作、纳米光刻、毛细力自组装、微反应器混合、液体冷却与生物检测等^[1-3]。

论文设计了一种仿生微通道来研究毛细力驱动流, 通道的宽度小于 100 μm 。基于有限元分析方法, 在 COMSOL MULTIPHYSICS 中建立了一个微通道模型来模拟毛细力驱动流, 同时分析了接触角和入口压强对毛细力流动的影响, 对毛细力驱动流的研究有一定的指导作用。

2 设计原理

微通道的设计采用“化整为零”的思路, 模型如图 1 所示。整个结构由 3 个部分组成: 入口微通道、中间区域、出口微通道。其中入口和出口设计为 3 级对称的分级树枝形微通

道, 中间区域可以用作微反应器、微混合器、分离-混合微反应器、细胞传输和检测等功能区域。入口和出口的设计是为了使流体在流动过程中更加的均匀, 在中间的区域反应/混合后, 再经由分级微通道流出。入口和出口的分级结构尺寸根据 Murray's law 设计。Murray's law 最早用于研究哺乳动物的血管和支气管中血液流动情况, 即一个母通道分裂成两个子通道时, 子通道的直径立方和等于母通道的直径立方和, 即 $d_0^3 = d_1^3 + d_2^3$, 其中 d_0 为母通道的直径, d_1 和 d_2 分别时两个子通道的直径。此时, 流体在通道中流动的能量损失最小, 且切面剪应力一致。1978 年, Shah 和 London 在圆形通道的 Murray's law 基础上进行了大量的理论计算和实验的论证, 研究了不同横截面的推广 Murray's law 公式。当通道横截面为矩形时, 矩形高宽比满足以下公式:

$$P_o(a_n^*) = 24[1 - a_1 a_n^* + a_2 (a_n^*)^2 - a_3 (a_n^*)^3 + a_4 (a_n^*)^4 - a_5 (a_n^*)^5] \quad (1)$$

$$a_n (1 + a_n) P_o(a_n^*) = 2^n a_0 (1 + a_0) P_o(a_0^*) \quad (2)$$

式中, P_o 为泊肃叶数, a_n 为第 n 级通道横截面的高宽比。

当 $a_n > 1$ 时, a_n^* 取 a_n ; 当 $a_n < 1$ 时, a_n^* 取 a_n 的倒数。

考虑到实际的微通道制作工艺, 我们设计的通道为三级分叉的平板微通道, 如图 1 所示, 流体从入口流入, 经过分级通道后, 在中间的功能区域可以进行反应或混合, 最后再经分级通道汇合, 从出口流出。整个结构的通道的深度均为 50 μm , 根据上述公式, 计算出了 0 级通道宽度为 100 μm 时,

【作者简介】廖无瑕(1990-), 女, 四川内江人, 讲师, 从事微纳光学研究。

第 1、2、3 级的宽度分别为 $57\mu\text{m}$ 、 $27\mu\text{m}$ 和 $25\mu\text{m}$ 。此微通道的设计在以往的研究中已证实同类微通道中效率较高,更详细的设计思路和理论见之前已发表成果。

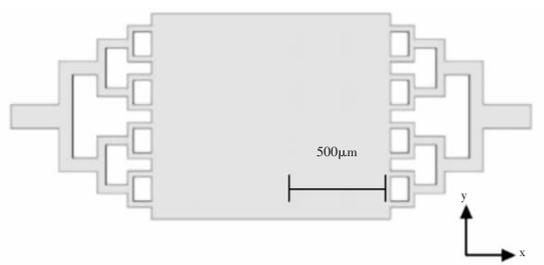


图 1 仿生微通道的设计模型

3 仿真模型

我们使用有限元分析方法模拟微通道中的微流体流动性质。为了简化计算,假设整个过程的流动类型为层流,无湍流或紊流扰动,且流体状态只有气液两态。流体 1 设为空气,流体 2 设为水。当时间为 0 时,通道中充满了空气,没有任何液体。当液体从入口被注入时,通道逐渐被液体填满。这一初始过程实质上是液体与空气进行体积交换的过程。当一个通道的直径处于微米或纳米量级时,在流体流入通道的初始驱动力中,毛细力起着决定性作用,液体从体积分数为 0 到 1 的过程仅靠毛细力驱动就可实现。

此模型中的微通道的壁面设为润湿壁,流体与壁的接触角取决于液体性质和通道壁的材料。在本模型中,我们通过接触角的设置模拟不同通道材料对水的浸润性。在后续的更深度研究中,可以根据实际微通道的制作材料和实际使用的流体,测量接触角进行模拟。

4 接触角影响

基于以上所建立的模型和设定的边界条件,我们通过控制变量法模拟流体在仿生微通道中的流动情况。首先考虑入口压强一定,不同接触角的情况。

接触角本定义为在固-液-气三相交界处,自固-液界面经过液体内部到气-液界面之间的夹角。在我们的模型中,定义为液体和空气接触面的切线和固液表面边界线的夹角。接触角由微通道的材料和流体性质共同决定,取决于液体表面张力、通道材料以及二者的相互作用,反映了流体与材料的亲水性。以水为例,当通道材料完全亲水时,接触角为 0,即完全润湿,这是一种极限情况。接触角增大,则液体对固体的亲水减小;当接触角大于等于 $\pi/2$ 时,表现为疏水性,此时液体在无外力驱动的条件下难以流过通道。当接触角达到 π 时,液体对材料完全疏水,这是另一种极限情况。综上,本文只讨论亲水性较强,液体较容易流过通道的情况。取接触角分别为 0 、 $\pi/12$ 、 $\pi/9$ 、 $\pi/6$ 、 $\pi/4$,在其他条件不变的情况下,取入口压强为 $2 \times 10^4 \text{ Pa}$,模型温度为 294.15 K ,模拟不同的接触角条件下,速度场的分布。不同接触角下的微通道中最大速度如表 1 所示。

表 1 不同接触角所对应速度场

接触角(rad)	0	$\pi/12$	$\pi/9$	$\pi/6$	$\pi/4$
最大速度(mm/s)	3.67	3.38	3.29	3.18	3.18

由表 1 可得,当接触角为 0,即流体完全亲水时,速度场最大值最大,为 3.67 mm/s 。当接触角增大时,速度场减小,但速度的减小量与接触角并不呈简单的线性负相关,这表明速度场由多重因素影响。随着接触角的增大,表示流体相对于微通道材料的疏水性越大,在毛细力的驱动下,流过微通道的速度减慢,最大速度的增长也趋于缓慢。而当接触角增大到一定程度时,速度最大值不再减小,而是趋近于一个稳定的值,表明当流体对固体的亲水性减小时,流体的流动速度减小。这也意味着如果想要加快流速,需要在入口处增加其他的驱动或在初始时刻有一个更大的入口速度。此结论也符合液体在亲水材料中的流动规律。

5 入口压强影响

我们固定接触角为 $\pi/6$,取压强分别为 1×10^4 、 2×10^4 、 3×10^4 和 4×10^4 (Pa),温度设为室温 294.15 K ,研究流体的流动情况。因为所取压强都远远小于标准大气压,说明在入口没有额外施加的压力,液体的驱动力大部分都来自于毛细力。随着压强的增大,速度场的变化如表 2 所示。从表 2 中的变化趋势可以看出,在温度和接触角一定的条件下,入口压强越大,速度场的最大值越大,但也不是简单的呈正比关系,说明影响毛细力驱动流的还有其他复杂因素。

表 2 不同入口压强所对应的速度场

入口压强(Pa)	1×10^4	2×10^4	3×10^4	4×10^4
最大速度(mm/s)	2.1	3.18	4.31	4.77

6 结论

本文依据 Murray's law 设计了一种仿生微通道。使用有限元数值仿真分析方法研究了由毛细力驱动的流体流入通道的初始过程。在不同接触角和入口压强情况下,模拟了毛细力驱动下的微流动。结论表明,在温度固定的情况下,当压强一定时,接触角增大,即材料的亲水性减小时,最大流速减小;接触角一定时,入口压强越大,最大流速增大。本研究表明了微流动中,毛细力的贡献不可忽略,也为后续的对毛细力驱动流的更深度研究提供了指导作用。而液体在微纳尺度的通道中流动的过程,因为有了毛细力的驱动,也比宏观的流体流动要复杂,还有很多更深入的机理待我们研究。

【参考文献】

- [1]Toset J, Gomila G. Three -Di mensional Manipulation of Gold Nanoparticles with Electro-Enhanced Capillary Forces [J]. Applied Physics Letters,2010,96(4):3627.
- [2]Wei, Zheng, Jaehoon, et al. Fluidic Heterogeneous Microsystems Assembly and Packaging [J]. Journal of Microelectromechanical Systems,2006,15(4):864-870.
- [3]M. Joanicot, and Ajdari, Droplet Control for Microfluidics [J]. Science,2005(309):887-888.