

文章编号 1004-924X(2011)12-2919-08

微通道内台阶阀截止过程中的 毛细流动动态效应

张 平^{1,3}, 徐 磊^{1,2*}, 邓永波^{1,2}

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所 应用光学国家重点实验室, 吉林 长春 130033;
2. 中国科学院 研究生院, 北京 100039 ; 3. 中国科学院 苏州生物医学工程技术研究所, 江苏 苏州 215163)

摘要:分析了由亲/疏水性不同壁面组成的微通道内毛细流动的动态效应对台阶阀截止功能的影响和在台阶阀截止过程中毛细流动动态效应与台阶阀前微通道长度的关系。根据毛细被动阀的工作原理和能量守恒原理, 得出台阶阀有效截止时, 台阶阀前微通道临界长度的计算公式。通过数值仿真得到临界长度所对应的计算长度, 当台阶阀前微通道实际长度大于等于计算长度时, 台阶阀即可有效截止。用聚二甲基硅氧烷(PDMS)和玻璃为材料键合制作微流控芯片, 在两面疏水、一面亲水的矩形微通道内进行了台阶阀截止实验。对于深度为 40 μm , 宽度为 200~400 μm 的系列微通道, 台阶阀前微通道的计算长度为 4.531 6~10.081 μm , 在台阶阀前微通道实际长度为 10~2 000 μm 的微流控芯片内进行的台阶阀截止实验表明, 即使台阶阀前微通道实际长度为 10 μm , 台阶阀也能有效截止毛细流动。因此, 在微通道内台阶阀截止过程中毛细流动的动态效应可以忽略。

关键词:毛细流动; 微通道; 台阶阀; 动态效应

中图分类号: TH703; TH134.1 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20111912.2919

Dynamic effect in process of stopping capillary by step valve in microchannel

ZHANG Ping^{1,3}, XU Lei^{1,2*}, DENG Yong-bo^{1,2}

(1. State Key Laboratory of Applied Optics, Changchun Institute of Optics,
Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;

2. Graduate University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100039, China;

3. Suzhou Institute of Biomedical Engineering and Technology,
Chinese Academy of Sciences, Suzhou 215163, China)

* Corresponding author, E-mail: xul23lei123@163.com

Abstract: The relationship between the dynamic effect of a capillary and the length of microchannel in front of a step valve was researched, then the influence of dynamic effect in the process of stopping the capillary in microchannel formed by hydrophobic and hydrophilic walls on the step valve was analyzed. According to the working principle of the passive valve of capillary and energy conservation law, the critical length in front of the step valve was calculated when the step valve stopped the capillary. The

收稿日期: 2011-04-14; 修订日期: 2011-05-18.

基金项目: 国家 863 高技术研究发展计划 B 类资助项目 (No. 2006AA04Z367); 国家 863 高技术研究发展计划重点资助项目 (No. 2007AA042102, No. 2006AA042358)

calculated length corresponding to the critical length was obtained by numerical simulation. It shows that when the actual length in front of the step valve is greater than or equal to the calculated length, the valve can stop the capillary effectively. The step valves were fabricated by bonding polydimethylsiloxane (PDMS) to glass. Experiments of stopping the capillary by the step valve were performed in a rectangular microchannel formed by three hydrophobic PDMS walls and one hydrophilic glass wall. For the series of microchannel with a depth of 40 μm and widths from 200 μm to 400 μm , the calculated length in front of the step valve is from 4.531 6 μm to 10.081 μm . In the experiments, the actual length before the step valves for effectively stopping the capillary is in the interval from 10 μm to 2 000 μm . The results show that even if the actual length in front of the step valve is 10 μm , the step valve can also stop the capillary. Therefore, the dynamic effect of the capillary can be ignored in stopping the step valves in the microchannel.

Key words: capillary; microchannel; step valve; dynamic effect

1 引言

在微流控芯片上,流体的流量控制由微阀来完成,具有流量控制作用的是非截止微阀,能够截止流动的是截止微阀。非截止微阀是靠正反向的流阻差异来控制流量,如锥形阀^[1]和特斯拉阀^[2],这两种微阀主要应用于微泵上。截止微阀分为^[3]主动微阀和被动微阀。主动微阀具有活动部件,可靠性高,但不便于集成;被动微阀主要依靠材料的表面性质、被操作液体的物理性质以及微通道结构^[4]等来实现流动的截止,因结构简单,加工方便,被广泛地应用于微流体芯片上。

被动微阀的工作原理包括相变原理、流变学原理和表面张力等。毛细被动阀是依靠液体的表面张力来实现液体的截止,它主要分为两类^[5]:第一类是疏水区微阀^[6],该类微阀通过在微通道表面的局部沉积另一种疏水性强的物质,从而实现对流动的截止,如在深反应刻蚀硅的微通道内沉积 C_4F_8 而形成的疏水区微阀^[6],在硅和玻璃键合的微通道内制作了 OTS(十八烷基三氯硅烷)疏水区而形成疏水区微阀^[7],以及在 CD 式微流控芯片上用于被操作液体定量的疏水区微阀^[8]等;第二类是扩张阀^[9-11],该类微阀在微通道内通过尺寸的扩张,实现接触角在几何奇异点处的迟滞而截止毛细流动,如通孔阀^[9]和台阶阀^[8]等。在毛细被动阀^[12]处,毛细流动被截止,开启被动阀主要有三种方法:第一种为增加外界驱动压强,当驱动压强达到一定值时,阀将会失效,该压强即为毛细被动阀的开启压强^[13];第二种是靠液体之间

的相互触发实现,即一种液体的流动在微阀处被截止,而该微阀的开启需要另一种液体到达微阀时导致的液面接触破坏来实现^[14];第三种是在离心力场内开启微阀,微阀的开启条件与液体表面张力和转速有关^[11]。

在已有的文献论述中,扩张阀截止原理的阐述都是在忽略毛细流动动态效应的前提下进行的。本文以台阶阀为基础,研究了毛细流动的动态效应对微阀截止功能的影响。在台阶阀截止过程中,根据毛细被动阀的截止条件和能量守恒原理,推导出阀前微通道临界长度的计算公式,通过数值仿真得到不同尺寸的台阶阀截止时阀前微通道的长度,以此说明在毛细被动阀截止过程中毛细流动的动态效应是否可以忽略以及忽略的条件。最后,在由 PDMS 和玻璃键合制作的微流控芯片内进行了台阶阀截止实验验证。

2 理论分析

2.1 矩形微通道内毛细流动

在百微米级尺度的微通道内,重力的影响可以忽略^[15],在稳定的环境条件下,微通道内毛细流动接触角的动态变化很小,可以近似认为是一个常数^[16]。由 PDMS 和玻璃键合组成的矩形微通道,三面(PDMS 面)疏水和一面(顶部的玻璃面)亲水,如图 1 所示,毛细弯曲液面的附加压强为^[17-18]:

$$\Delta p = p_i - p_o = \gamma \cdot \left(\frac{\cos \theta_g + \cos \theta_p}{b} + \frac{2\cos \theta_p}{a} \right), \quad (1)$$

其中 θ_p 和 θ_g 分别为水-PDMS 和水-玻璃的动态

接触角, γ 为液体的表面张力, p_l 和 p_g 分别为液面液体侧和气体侧的压强, a 和 b 分别为微通道的宽度和深度。当 $\Delta p > 0$ 时, 毛细现象发生, 液体在微通道内自发流动, 充满微通道。

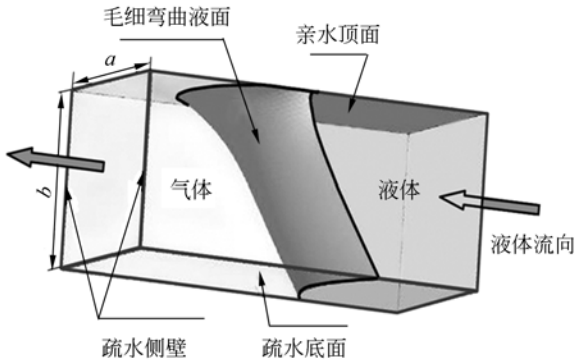


图 1 亲/疏水性不同壁面组成的微通道内毛细流动示意图
Fig. 1 Schematic of capillary meniscus in the micro-channel composed of hydrophilic and hydrophobic walls

台阶阀是在微通道内通过深度方向上尺寸的垂直扩张实现的, 如图 2 所示。根据式(1)合理设计微通道的深宽比^[19], 使 ΔP 大于零, 这样液体就能沿微通道顺利流到台阶阀处。设液体与微通道底面的接触线刚与台阶阀接触时, 液体具有动能 E_k , E_k 将会在台阶阀处由于接触角的滞后而通过粘性耗散和向表面自由能转化的形式消耗。当动能 E_k 在台阶阀处消耗殆尽时, 液面与底面在台阶阀处的接触角 θ 满足^[20]:

$$\theta \leq \min(\theta_p + \pi/2, \pi), \quad (2)$$

则台阶阀对毛细流动能有效截止, 反之液体突破台阶阀。

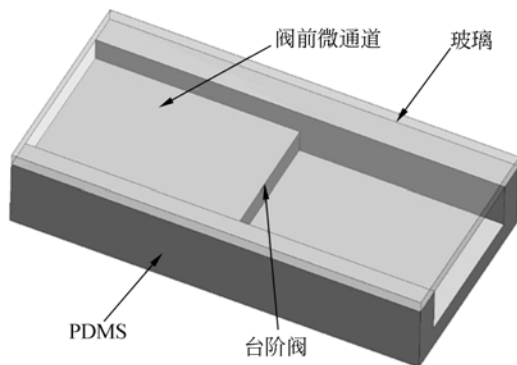


图 2 台阶阀立体图
Fig. 2 3D schematic of step valve

2.2 微通道内的液体动能

微通道内的毛细流动可以由 Lucas-Washburn 方程^[6-9, 21-22]描述, 液体的雷诺系数 $Re < 1$ 为层流, 压强、粘性力和表面张力对流动起主导作用, 重力和惯性力的影响可以忽略。在液面的形状稳定后, 得到毛细流动的速度为^[21]:

$$\bar{v} = \frac{dl}{dt} = \frac{\Delta p}{8\eta l} R^2, \quad (3)$$

其中, l 为毛细流动在微通道内流过的距离, ρ 为液体密度, η 为粘性系数, $R = ab/(a+b)$ 为等效半径, 则微通道内毛细流动的液体具有动能 E_{kl} 为^[23]:

$$E_{kl} = \frac{1}{2} abl\rho\bar{v}^2 = \frac{ab\rho\Delta p^2 R^4}{128\eta^2 l}. \quad (4)$$

因为液面形状不变, 所以 $R, \Delta P, \eta, \rho$ 均为常量, 由式(4)可知随着毛细流动距离 l 的增大, 液体动能将减小。因此, 可以合理设计阀前微通道的长度, 使液面与底面的接触角在台阶阀处满足式(2), 这样就可以实现台阶阀对毛细流动的有效截止, 如图 3 所示。在台阶阀截止过程中液体动能变化关系为:

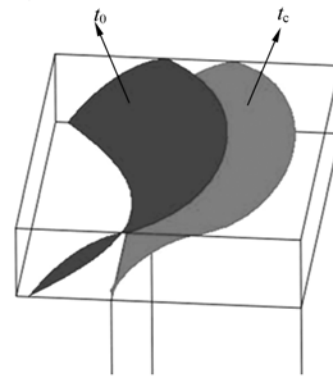


图 3 深色液面表示液体刚到达台阶阀时(对应初始时刻 t_0)的液面, 液体具有动能 E_{kl} ; 浅色液面表示液体在台阶阀处截止时(对应截止时刻 t_c)的液面, 动能为零

Fig. 3 Black surface represents the liquid meniscus just reaching the step valve (corresponding to the initial time t_0) when its kinetic energy is E_{kl} . The gray surface represents the liquid meniscus stopped at the step valve of the surface (corresponding to cutoff time t_c) when its kinetic energy is zero.

$$E_{kl} = \Delta A_s \cdot \gamma + \Delta A_t (\gamma_{gl} - \gamma_{ga}) + 2 \cdot \Delta A_{si} (\gamma_{pl} - \gamma_{pa}) + \Delta A_b (\gamma_{pl} - \gamma_{pa}) + \int_0^{t_c} \left(\int_{\Omega(t)} \Phi(\bar{v}) d\Omega \right) dt, \quad (5)$$

其中, $\gamma_{gl}, \gamma_{ga}, \gamma_{pl}$ 和 γ_{pa} 分别表示玻璃-液体、玻璃-气体、PDMS-液体和 PDMS-空气单位面积的表面自由能; ΔA_s 为 t_0 到 t_c 时刻液体与空气接触面积的增量; $\Delta A_s \gamma$ 表示液体表面自由能的增量; ΔA_t 为 t_0 到 t_c 时刻玻璃顶面与液体接触面积的增量, $\Delta A_t (\gamma_{gl} - \gamma_{ga})$ 表示顶面表面自由能的增量; $2\Delta A_{si}$ 为 t_0 到 t_c 时刻 PDMS 两侧壁面与液体接触面积的增量, $2\Delta A_{si} (\gamma_{pl} - \gamma_{pa})$ 表示两侧面表面自由能的增量; ΔA_b 为 t_0 到 t_c 时刻 PDMS 底面与液体接触面积的增量, $\Delta A_b (\gamma_{pl} - \gamma_{pa})$ 表示底面表面自由能的增量; $\Omega(t)$ 为 t 时刻液体在微通道内所占的空间区域, $\Phi(\bar{v})$ 为液体的粘性耗散函数, 式(5)中最后一项表示液体内能的增量。根据 Young 方程^[16], 式(5)可化简为

$$E_{kl} = \Delta A_s \cdot \gamma - \Delta A_t \cdot \gamma \cdot \cos \theta_g - 2 \cdot \Delta A_{si} \cdot \gamma \cdot \cos \theta_p - \Delta A_b \cdot \gamma \cdot \cos \theta_p + \int_0^{t_c} \left(\int_{\Omega(t)} \Phi(\bar{v}) d\Omega \right) dt. \quad (6)$$

在 t_c 时刻, 液面在台阶阀处的接触角达到临界值 π 时, 根据式(4)和式(6)可得阀前微通道临界长度:

$$l_c = \frac{D}{D + \int_0^{t_c} \left(\int_{\Omega(t)} \Phi(\bar{v}) d\Omega \right) dt} l_0, \quad (7)$$

其中:

$$D = \Delta A_s \cdot \gamma - \Delta A_t \cdot \gamma \cdot \cos \theta_g - 2\Delta A_{si} \cdot \gamma \cdot \cos \theta_p - \Delta A_b \cdot \gamma \cdot \cos \theta_p, \\ l_0 = ab\rho\Delta p^2 R^4 / (128\eta^2 D), \quad (8)$$

由于 $\Phi(\bar{v}) > 0$, 故 $l_0 \geq l_c$, 因此当阀前微通道实际长度大于等于 l_0 时, 台阶阀就能有效截止毛细流动。

3 数值仿真

对于微通道内毛细流动的液体, 在 t_0 时刻液面两侧的压强差等于稳定液面两侧的压强差, 可由式(1)求得; 在 t_c 时刻毛细流动已被台阶阀截止, 液面静止, 两侧的压强差 $\Delta p_c = 0$ 。微通道内液面可通过求解截面区域 Ω 上的 Laplace 方程:

$$\gamma \cdot \nabla \cdot (\nabla z / \sqrt{1 + (\nabla z)^2}) = \Delta p, \quad (9)$$

得到^[16-20], 其中, z 为液面函数, $\Omega = \{(x, y) | 0 \leq x$

$\leq a, 0 \leq y \leq b\}$ 为 z 的定义域, 液面的边界条件为:

$$(\Delta z / \sqrt{1 + (\Delta z)^2}) \cdot \mathbf{n} = \cos \theta, \quad (10)$$

其中 θ 为液面与相应壁面的接触角, \mathbf{n} 为二维区域 Ω 边界的内法向量, 另外在 t_0 时刻, 底面附加约束条件 $z(a/2, 0) = 0$, 在 t_c 时刻底面附加约束条件为 $z(x, 0) = 0$ 。

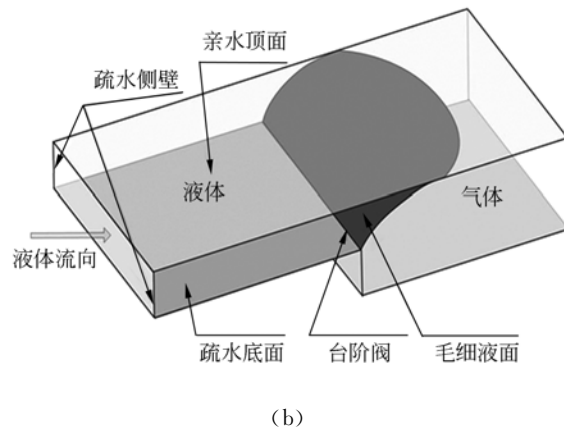
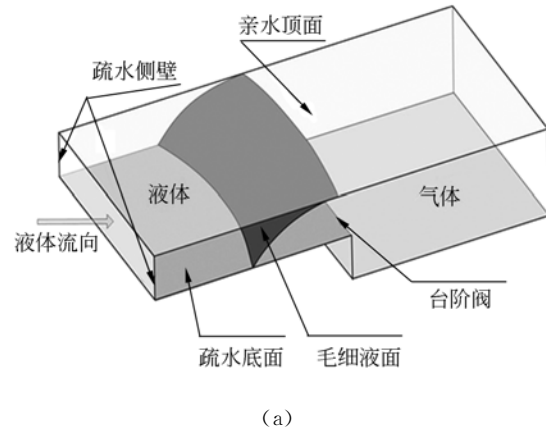


图 4 (a) 为阀前微通道 t_x 时刻稳定液面的仿真图; (b) 为 t_c 时刻在台阶阀处有效截止且接触角为 π 时的液面仿真图

Fig. 4 (a) is the simulation diagram of the stable surface at t_x in the microchannel before the valve; (b) is the simulation diagram of the effective cutoff surface at t_c with the contact angle of π .

通过 Surface Evolver^[5] 软件, 根据边界条件和曲面方程(9)仿真毛细液面。因为液体在阀前微通道内流动时液面近似不变, 为了便于编程, 取阀前微通道内某一时刻 t_x 的液面来仿真 t_0 时刻的液面, 用 Surface Evolver 仿真的液面如图 4。然后将 Surface Evolver 程序求得的液面仿真结果导入有限元软件 COMSOL Multiphysics 3.5

中。数据处理前,先把 t_x 时刻液面整体平移到 t_0 时刻,再计算从 t_0 到 t_c 时刻各接触面的面积变化量,最后根据式(8)解出阀前微通道的计算长度 l_0 。

在室温 20 °C 时,水与经过 O₂-Plasma 处理后玻璃的接触角 θ_g 约为 0°,水与 PDMS 的接触角 θ_p 约为 120°,微通道内水自发毛细流动的临界深宽比为 0.5^[19],水的表面自由能为 $7.275 \times 10^{-2} \text{ J} \cdot \text{m}^{-2}$,粘性系数为 $1.0087 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{S}$ 。设计并制作了由 PDMS 和玻璃键合的台阶阀,台阶阀处深度由 40 μm 扩张为 80 μm ,宽度 a 在 200~400 μm ,这样就能保证水能发生毛细流动。通过数值仿真得到相关的数据结果如下。

表 1 微通道内毛细液面仿真结果,其中 Δp_0 为 t_0 时刻液面两侧的压强差, λ 为阀前微通道的计算长度与深度的比值

Tab.1 Simulation result of capillary surface in microchannel. Δp_0 means the pressure difference of surface on both sides of liquid in t_0 . λ is the ratio of the length before the valve and depth of the valve.

$a/\mu\text{m}$	$\Delta A_s/\mu\text{m}^2$	$\Delta A_g/\mu\text{m}^2$	$\Delta A_b/\mu\text{m}^2$	$\Delta A_a/\mu\text{m}^2$	$\Delta P_0/\text{Pa}$	$l_0/\mu\text{m}$	λ
200	0.748 0	1.221 4	0.309 7	0.325 4	512.65	4.531 6	0.11
240	1.110 2	1.767 4	0.440 2	0.399 2	572.65	5.921 8	0.15
280	1.470 5	2.370 7	0.592 9	0.467 2	615.51	7.092	0.17
320	1.899 9	3.035 5	0.780 1	0.533 4	647.65	7.933 3	0.20
360	2.303 1	3.707 5	0.946 4	0.570 6	672.65	9.030 6	0.23
400	2.782 2	4.508 4	1.113 4	0.602 8	692.65	10.081	0.25

由表 1 的仿真结果可知, $\lambda < 1$,相对于微通道的实际长度来说, l_0 是很小的,这说明毛细流动在台阶阀截止过程中的动态效应可以忽略。

4 实 验

基于上述理论分析和数值仿真,先利用干法刻蚀制作硅模具,然后利用聚合物微模铸工艺^[24],加工出带有微通道结构的 PDMS 基片,再将基片和玻璃键合,得到台阶阀截止实验的芯片。

硅模具的主要制作工艺如图 5 所示,首先用 RZF250 气相金属沉积台在硅片上沉积一层薄铝,再在上面涂上一层光刻胶;然后将硅片第一次曝光、显影,再用酸性液体腐蚀掉暴露的铝;第二次曝光、显影;第一次干法刻蚀深度为 40 μm ;再

用铝腐蚀液去铝,进行第二次干法刻蚀,深度为 40 μm ;最后去掉光刻胶和铝膜得到硅模具。

在制作的硅模具上浇注液态的 PDMS 并固化得到阳模,然后在阳模上浇注液态 PDMS 固化得到阴模,即实验所用的 PDMS 芯片。在阳模和阴模的脱模过程中,易出现 PDMS 粘连而损坏微通道结构,为此在 PDMS 阳模表面沉积一层碳氟化合物薄膜,碳氟层可降低阳模表面自由能,便于脱模。

在 PDMS 芯片上,微通道宽度 a 从 200~400 μm ,阀前微通道长度 l 分布于 10~2 000 μm 之间,台阶阀处深度由 40 μm 扩张为 80 μm ,制作的一系列微结构如图 6 所示。

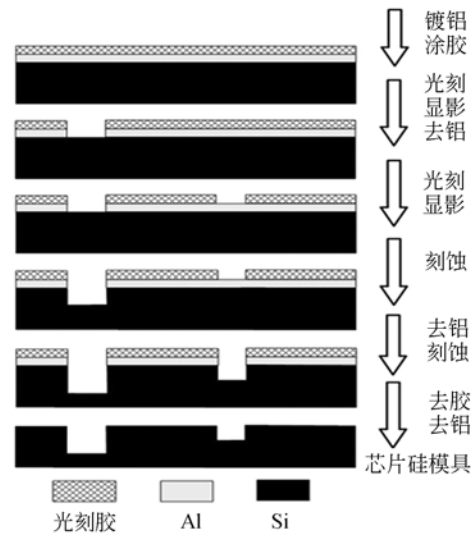


图 5 硅模具制作工艺流程图
Fig. 5 Fabrication process of Si mould

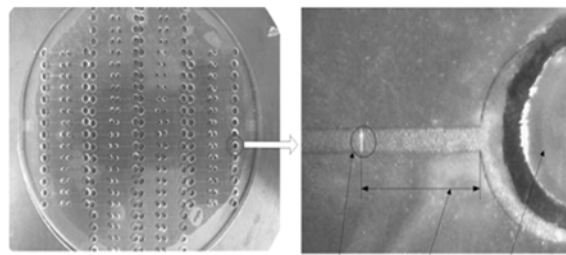


图 6 由 PDMS 和玻璃键合的微通道
Fig. 6 Microchannel of bonding PDMS to glass

实验中,用 Nikon4500 数码相机和 IMH U-nion 测深显微镜记录了微通道内的台阶阀对毛细流动的截止情况,如图 7。

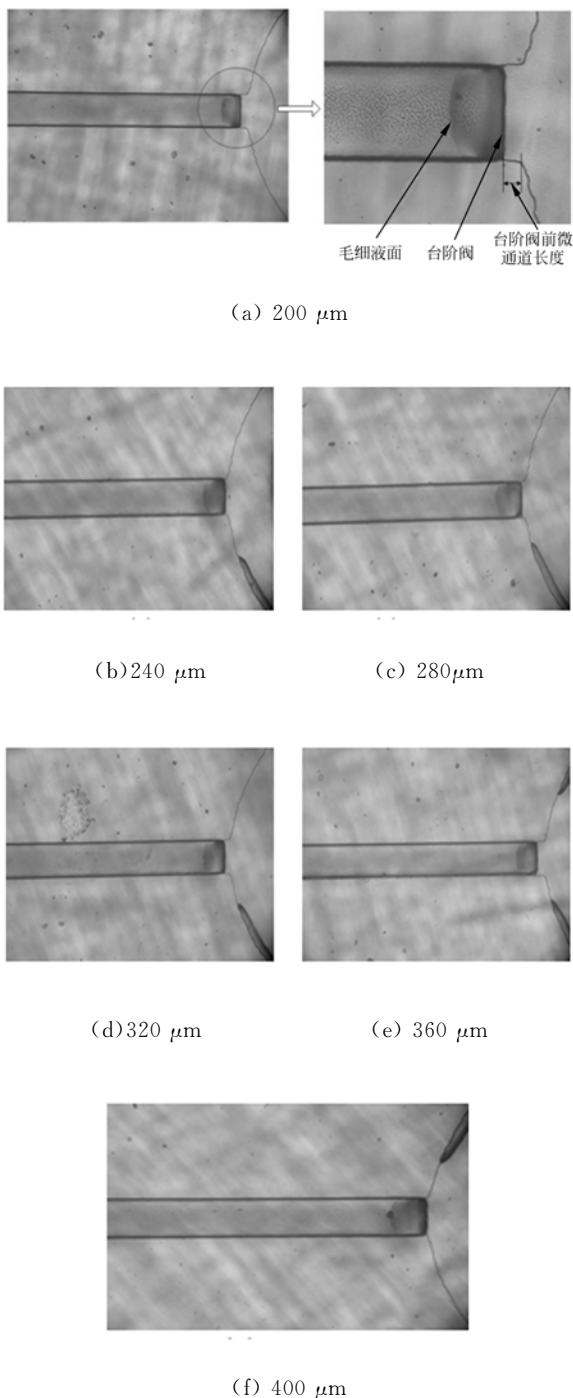


图 7 台阶阀(a)~(f)的阀前微通道实际长度均为 10 μm ,宽度为 200~400 μm ,毛细流动在台阶阀处均有效截止

Fig 7 Actual length in front of the step valves from figure(a) to (f) is 10 μm and the width is from 200 μm to 400 μm . The step valves stop the capillary flow successfully.

5 结果与讨论

在 PDMS 与玻璃键合制作的微通道内,当阀前微通道实际长度 l 大于等于计算长度 l_0 时,台阶阀能够有效截至毛细流动,对于宽度分布于 200~400 μm 和深度为 40 μm 的微通道,根据表 1 中的数值仿真结果当 $l \geq 10 \mu\text{m}$ 时,毛细流动的动态效应可以忽略。实验中,本文观察到宽度分别为 200,240,280,320,360 和 400 μm ,深度为 40 μm 的微通道内,即使阀前微通道实际长度为 10 μm ,台阶阀也都能对毛细流动进行有效截止(图 7)。这就验证了在衡量毛细流动动态效应影响的过程中,理论求解 l_0 的正确性以及在台阶阀截止过程中毛细流动动态效应可以忽略的结论。

6 结 论

本文研究了基于亲/疏水性不同壁面组成的百微米级通道内,毛细流动的动态效应对台阶阀截止功能的影响。首先从能量守恒角度推导出,台阶阀有效截止时阀前微通道临界长度的计算公式。然后根据临界长度的计算公式,进行数值仿真,得到阀前微通道的计算长度,当阀前微通道实际长度大于等于计算长度时,台阶阀能够有效截止毛细流动,液体在台阶阀处的动态效应可以忽略。对于制作的系列微通道,阀前微通道的最大计算长度为 10.081 μm ,而一般实验制作的微通道长度在毫米级别,远大于计算长度。最后,以 PDMS 和玻璃为材料键合制作微通道和台阶阀,用水进行实验,制作的阀前微通道长度分布于 10~2 000 μm ,实验结果显示所有台阶阀均有效截止水的毛细流动。实验结果与数值仿真结果一致,说明在台阶阀截止过程中毛细流动的动态效应是可以忽略的。本文为研究亲/疏水性不同壁面组成的微通道内毛细流动的台阶阀失效分析提供了理论依据。

参考文献:

- [1] STEMME E, STEMME G. A valveless diffuser/nozzlebased fluid pump [J]. *Sensors and Actuators*, 1993, A39:159-167.
- [2] MORRIS C J, FORSTER F K. Low-order modeling of resonance for fixed-valve micropumps based on first principles pump [J]. *Microelectromechanical Systems*, 2003, 12:325-334.
- [3] KWANG W O, CHONG H A. A review of microvalves [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2006, 16:13-39.
- [4] 张平, 胡亮红, 刘永顺. 主辅通道型微混合器的设计与制作 [J]. *光学精密工程*, 2010, 18(4):872-879.
ZHANG P, HU L H, LIY Y S. Design and fabrication of micromixer with main-assist channels [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(4):872-879. (in Chinese)
- [5] ALAIN G, CYRIL D. Modeling and fabrication of capillary stop valves for planar microfluidic systems [J]. *Sensors and Actuators*, 2006, 130-131: 601-608.
- [6] ANDERSSON H, WIJNGAART W, GRISS P. Hydrophobic valves of plasma deposited octafluorocyclobutane in DRIE channels [J]. *Sens. Actuat*, 2001, B75:136-141.
- [7] YAN Y F, ZHAO Y Z, XIONG Y Y, et al.. Passive valves based on hydrophobic microfluidics [J]. *Sensors and Actuators*, 2003, A208:138-143.
- [8] MARC M, JIM Z, GUANG Y J, et al.. Lab on a CD [C]. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2006.
- [9] WEI F H, QIU S L, YONG L. Capillary filling flows inside patterned-surface microchannels [J]. *Chemical Engineering & Technology*, 2006, 29(6): 716-723.
- [10] JERRY M C, HUANG P C, MOU G L. Analysis and experiment of capillary valves for microfluidics on a rotating disk [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2008, 4:427-437.
- [11] HAN S C, H Y K, JI Y K, et al.. How the capillary burst microvalve works [J]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2007, 306: 379-385.
- [12] RICHARD M M, ROBERT A, STERLING E M. A passive fluid valve element for a high-density chemical synthesis machine [C]. *MSM 99*, 1999: 526-529.
- [13] MAN P F, MASTRANGELO C H, BURNS M A, et al.. Microfabricated capillary driven valves and simple injector [C]. *MEMS Conference, Heidelberg, Germany, January 25-29*, 1998.
- [14] MELIN J, ROXHED N, GIMENEZ G, et al.. A liquid-triggered liquid microvalve for on-chip flow control [J]. *Sensors and Actuators*, 2004, B100: 463-468.
- [15] LUCAS R. Ueber das zeitgesetz des kapillaren aufstiegs von flüssigkeiten [J]. *Colloid & Polymer Science*, 1918, 23(5):15-22.
- [16] WASHBURN E W. The dynamics of capillary flow [J]. *Physical Review*, 1921, 2:273-283.
- [17] ZHMUD B V, TIBERG F, HALLSTENSSON K. Dynamics of capillary rise [J]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2000, 228:263-269.
- [18] ENOCH K, GEORGE M W. Imbibition and flow of wetting liquids in noncircular capillaries [J]. *J. Phys. Chem*, 1997, B:855-863.
- [19] 邓永波, 张平, 杜新, 等. 亲/疏水性不同壁面组成微通道深宽比与通道内自发毛细流 [J]. *光学精密工程*, 2010, 18(7):1562-1567.
DENG Y B, ZHANG P, DU X, et al.. Aspect ratio for micro-channels with nonuniform surface properties and spontaneous capillary [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2010, 18(7):1562-1567. (in Chinese)
- [20] EMMANUEL D, ANDRE B, HEINZ S, et al.. Microfluidic networks for chemical patterning of substrates: design and application to bioassays [J]. *Am. Chem. Soc.*, 1998, 120(3):500-508.
- [21] VILLE J, SAMI F. Capillarity in microfluidic channels with hydrophilic and hydrophobic walls [J]. *Microfluidics Nanofluidics*, 2008, 5(4):443-448.
- [22] YULII D S. *Capillary flows with forming interfaces* [M]. Chapman & Hall/CRC, 2007.
- [23] KUNG C F, CHIU C F, CHEN C F, et al.. Blood flow driven by surface tension in a micro-

channel[J]. *Microfluidics Nanofluidics*, 2008, 6(5):693-697.

- [24] 金庆辉, 庄贵生, 刘菁, 等. 微流控分析芯片在线尿中蛋白及 LDH 同工酶检测 [J]. *光学 精密工程*, 2005, 13(2):151-157.

JIN Q H, ZHUANG G S, LIU Q, *et al.*. On-line detection of urinary protein and lactate dehydrogenase isoenzyme by capillary electrophoresis microchip [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2005, 13(2):151-157. (in Chinese)

作者简介:



徐磊(1986—),男,湖北黄冈人,硕士研究生,2009年于武汉理工大学获得学士学位,主要研究方向为微光机电系统。E-mail : xul23lei123@163.com



邓永波(1985—),男,山东临朐人,博士研究生,2007年于青岛大学获得学士学位,主要研究方向为集成多功能微流控芯片。E-mail : yongbo_deng@hotmail.com

导师简介:



张平(1958—),女,吉林长春人,副研究员,硕士生导师,1982年于吉林大学获得学士学位,主要研究方向为硅与非硅 MEMS 工艺技术。E-mail : zhangpingres@163.com

●下期预告

凸面光栅成像光谱仪的研制与应用

刘玉娟^{1,2}, 崔继承^{1,2}, 巴音贺希格¹, 齐向东¹, 唐玉国¹

(1. 中国科学院 长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

2. 中国科学院 研究生院, 北京 100039)

传统光栅成像光谱仪受光学畸变的限制难以同时实现实际应用中大光学孔径和小型化要求。以凸面光栅为核心元件的成像光谱仪采用 Offner 同心色散结构,其设计本身具有结构简单、大孔径、低畸变的特性,但其应用推广受到凸面光栅制造技术的限制。研制了一种以自主研发的凸面光栅作为核心元件的便携式成像光谱仪,它采用推扫方式获取目标信息,仪器的光谱分辨率为 2.4 nm,光谱谱线弯曲为 0.1%,色畸变为 0.6%,体积为 209 mm×199 mm×110 mm。对研制的成像光谱仪进行了实验室检测和室外花卉实际光谱测量验证。测试结果表明:凸面光栅成像光谱仪的光谱分辨率为 2.1 nm,光谱谱线弯曲为 0.09%,色畸变为 0.6%,均满足设计要求,并取得了较为理想的结果。