

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108217

基于爆破阀的微流体引流控制芯片研究^{*}

杨明鹏^{1, 2, 3}, 刘 佳^{1, 2, 3}, 李言杰¹, 葛 静¹

(1. 南京信息工程大学自动化学院 南京 210044; 2. 南京信息工程大学江苏省大数据分析技术重点实验室
南京 210044; 3. 南京信息工程大学江苏省大气环境与装备技术协同创新中心 南京 210044)

摘 要:微量流体的收集与控制是微流控领域的关键技术,微流体引流控制不仅需要流速、时间等参数进行精确控制,而且要避免流体在多个检测区的交叉污染。本文设计一种基于爆破阀的微流体引流控制芯片。首先,对爆破阀机理进行分析,并采用 MEMS 工艺制备微流控芯片;然后,对影响爆发阀特性的材料亲水性进行跟踪测量,对微流控芯片的引流特性进行宏观和微观观测;更进一步地,对爆破阀的爆破压力进行理论计算和实验实测,3 种爆破阀的实测爆破压力分别为 90、690、2 440 Pa;最后,对不同进样速率下爆破阀的爆破特性进行测试。实验结果表明,通过爆破阀的合理设计,可实现微流体的引流控制,使其按预定次序、预定时间流入检测区,进而有效避免流体的交叉污染。

关键词:微流体;爆破阀;引流控制;等离子处理;微压力测量

中图分类号: TP212 TH83 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

Research on the microfluidic liquid-introduction-control chip based on bursting valves

Yang Mingpeng^{1, 2, 3}, Liu Jia^{1, 2, 3}, Li Yanjie¹, Ge Jing¹

(1. School of Automation, Nanjing University of Information Science and Technology, Nanjing 210044, China;
2. Jiangsu Key Laboratory of Big Data Analysis Technology, Nanjing University of Information Science and Technology,
Nanjing 210044, China; 3. Jiangsu Collaborative Innovation Center on Atmospheric Environment and
Equipment Technology, Nanjing University of Information Science and Technology, Nanjing 210044, China)

Abstract: The collection and control of micro-fluid are key technologies in the field of microfluidics. The introduction control of micro-fluid requires not only the precise control of velocity, time and other parameters, but also the avoidance of cross contamination of fluids in multiple detection areas. In this article, a microfluidic liquid-introduction-control chip based on the bursting valves is designed. Firstly, the mechanism of the bursting valve is analyzed and the microfluidic chip is fabricated by the MEMS process. Then, the hydrophilicity of PDMS that affects the characteristics of the bursting valves is tracked. The liquid introduction characteristics of the microfluidic chip are observed at both macro and micro levels. Furthermore, the theoretical calculation and experimental measurement of the bursting pressure of the bursting valves are carried out, and the measured bursting pressure values of the three types of bursting valves are 90, 690 and 2 440 Pa, respectively. Finally, the blasting characteristics of the bursting valves under different injection rates are tested. Experimental results show that, through the reasonable design of the bursting valves, the introduction control of micro-fluid can be effectively controlled. The liquid can flow into the detection area in a predetermined order and time, and the cross contamination of fluids can be avoided effectively.

Keywords: microfluidics; bursting valve; liquid-introduction control; plasma treatment; measurement of slight pressure

收稿日期: 2021-07-09 Received Date: 2021-07-09

^{*} 基金项目: 江苏省高等学校自然科学研究面上项目 (19KJB530013)、南京信息工程大学人才启动经费 (2019R16)、江苏省“双创博士”项目 (R2020SCB50) 资助

0 引言

微流控技术可在微纳尺度下通过对微量流体的控制与操作,实现有机合成、生化分析等目标,具有消耗试剂量少、检测精度高、流动可控性好及便携化容易等优点^[1-3],涉及流体力学、微加工、生物学、生物医学等多个学科,在疾病诊断^[4]、即时检测^[5]、食品安全^[6]、体外仿生模型^[7]以及可穿戴式传感器^[8]等领域具有极大应用前景。

微量液体的收集、控制、计量与分析是微流控领域的关键技术,上述技术环环相扣,缺一不可。其中,微流体控制技术将收集的微量液体主动或被动地输送至检测区进行计量或分析。典型的微流体主动控制技术有水力、电渗流等方法,水力法主要通过高精度泵的精确控制来实现^[9];电渗流法则利用固液交界面的双电层效应,通过施加高压电场来驱动微量液体的流动^[10]。美国西北国家实验室 Kelly 课题组采用高精度泵在微通道中注入和吸出极微量的气体来阻断和导通微流控芯片中微流体的流动,实现微流体中微颗粒的高倍浓缩^[11]。在微芯片电泳领域,可采用电渗流方法实现微量待测样品的主动进样,并采用毛细管电泳技术对样品进行分离与检测^[12]。微流体主动控制技术形式多样,控制精度高,但所需设备较昂贵,且不易便携化。

微流体被动控制技术通过对微流控芯片通道内表面的微结构设计或表面处理,改变通道流阻特性,实现流体的控制。瑞士苏黎世实验室 Martin 等^[13]研制出基于毛细管的自动毛细管进样系统,通过合理设计该系统的毛细管结构,改变系统的流体动力学特性,实现系统在不同流速下的连续进样。中科院合肥物质科学研究院尤晖课题组研制出一种基于微孔阵列的时间阀,可将液体停留在时间阀区域 3~5 min,使生物抗原与标记物在该区域充分反应,显著提高检测精度^[14]。本课题组研究出一种基于毛细管力的微芯片电泳自动引液方法,采用纳米海绵或 PVA 海绵将毛细管力延伸至微芯片的蓄液池中,实现缓冲液的自动引入^[15]。微流体被动控制技术不需复杂的外部设备即可有效控制流体在微通道中的流动特性,该技术在即时检测、可穿戴式设备等领域具有重要应用潜力和价值。

微流体输送过程中,需避免液体的交叉混染,尤其在对同一段流体进行多个标志物的分析时,存在多次生化反应,上游检测区生化反应的产物会流入下游检测区,下游检测区的待测标志物也可能在上游检测区滞留或消耗,这无疑会降低检测精度。在生化分析领域,生物试剂的成本通常较昂贵,微流控实验设计的重要准则是用最小的试剂消耗量实现尽可能多的检测目标^[16]。针对上

述问题,本文设计一种基于爆破阀的微流体引流控制芯片,在不引入电磁阀或手动阀等主动控制阀的情况下可实现微量流体的被动控制,通过合理设计与布置爆破阀,使微量流体依次引入多个检测区,且不会发生混染问题。

1 实验原理和方法

1.1 爆破阀工作原理

如图 1 所示,对于矩形截面的微流控通道,水溶液在微通道中压力差遵循 Young-Laplace 方程^[17-18],

$$P_0 - P_A = -2\sigma \left(\frac{\cos\theta_s}{w} + \frac{\cos\theta_v}{h} \right) \quad (1)$$

其中, P_0 是微通道空气端的压强, P_A 是微通道液体端的压强; σ 是液体表面张力; θ_s 是液体与侧壁的前进接触角; θ_v 液体与上下壁面的前进接触角; w 和 h 分别是微通道的宽和高。

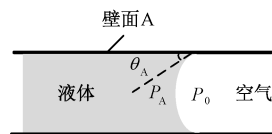


图1 微通道中气液界面受力分析(俯视图)

Fig. 1 Mechanical analysis of gas-liquid interface in a microchannel (top view)

因而,当微流控通道的液体接触角 θ_s, θ_v 小于 90° 时, $P_0 - P_A < 0$, 液体可在毛细管内无外驱流动。当接触角 θ_s, θ_v 大于 90° 时, $P_0 - P_A > 0$, 液体需施加外力才能流动。

当流体遇到变截面,如图 2(a) 所示,液体从壁面 A 过渡到壁面 B 过程中,与旧壁面 A 的临界前进接触角为 θ_A , 而与新壁面 B 的前进接触角突变为 $\theta_B = \theta_A - \beta$, 液体前进面将向前凸出,直到与新壁面 B 的接触角增大至 θ_A , 如图 2(b) 所示,此时液体与旧壁面 A 的接触角由 θ_A 变成 $\theta_A + \beta$, 当 $\theta_A + \beta > 90^\circ$ 时, $P_0 - P_A > 0$, 液体流动受到阻碍,无法继续无外驱流动,该变截面结构起到阀的作用。施加外界压力 P_E , 当 P_E 大于阀的爆破压力时,流体方可穿过该阀,并继续流动。称该阀为爆破阀,其爆破压力为爆破阀的爆破压。爆破阀的爆破压力 BP 可定义为:当液体从旧壁面 A 过渡到新壁面 B 时,即液体与旧壁面 A 的接触角由 θ_A 变成 $\theta_A + \beta$ 时, $P_0 - P_A$ 的临界压力值。

$$BP = P_0 - P_A = -2\sigma \left(\frac{\cos(\theta_A + \beta)}{w} + \frac{\cos\theta_v}{h} \right) \quad (2)$$

实验中,上下壁面与两侧壁面的材料均为 PDMS,且尺寸为同一数量级,因此,式(2)中 θ_v 可近似为 θ_A 。其中,液面接触角所能达到最大接触角为 180° , 即

$\theta_A + \beta < 180^\circ$, 爆破阀的爆破压力可简化成:

$$BP = -2\sigma \left(\frac{\cos \theta_1^*}{w} + \frac{\cos \theta_A}{h} \right) \tag{3}$$

其中, BP 为爆破阀的爆破压; σ 是液体表面张力; θ_A 是液体在通道中的临界前进接触角; θ_1^* 为 $\min(\theta_A + \beta, 180^\circ)$; β 是爆破阀通道的张角; w 和 h 分别是通道的宽和高。由式(3)可知, BP 值与爆破阀的亲水性、液体表面张力、阀的张角、通道宽、通道高有关。 BP 值随液体表面张力的增大而增大, 随液体接触角的增大而增大, 随爆破阀张角的增大而增大, 随通道横截面尺寸的增大而减小。当流体流经爆破阀后, 其流阻特性随即消失。

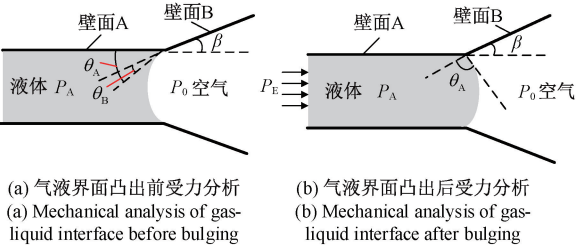


图 2 爆破阀爆破过程气液界面受力分析(俯视图)

Fig. 2 Mechanical analysis of gas-liquid interface in the blasting process of blasting valves (top view)

1.2 微流控芯片设计与制备

本文设计了 3 种不同形状的爆破阀, 分别对应了 3 种不同的爆破压力, 通过合理布置 3 种阀的位置, 设计出一种包含 3 个检测区的依次引流微流体控制芯片。

微流控芯片的总体方案如图 3 所示, 该微流控芯片包含 3 个模块, 对应 3 个检测区。该芯片的功能是将微量液体从中心入口引入微流控芯片, 在多种爆破阀的控制下, 依次到达 3 个模块的检测区, 且不存在相互交叉混染, 最终从 3 个模块的出口排除废液。1#阀、2#阀、3#阀的尺寸如图 3 所示, 相比 1#阀, 2#阀的张角更大, 因此其具有更大的爆破压(如图 3 和式(3)所示); 相比 1#阀及 2#阀, 3#阀的张角最大, 且其通道最窄, 所以其爆破压最大(如图 3 和式(3)所示)。

微流控芯片的制作方法如图 4 所示, 在 2 寸硅片上旋涂 SU8 2050 光刻胶(低速 500 rpm, 5 s; 高速 1 800 rpm, 30 s)并进行前烘(65℃, 5 min; 95℃, 10 min); 将事先制备的掩膜版至于 SU8 光刻胶上, 在光刻机(ABM/6/350/NUV, ABM Industries in the USA)上进行曝光(曝光能量 200 mJ/cm²), 并后烘(65℃, 5 min; 95℃, 10 min); 在显影剂中显影 8 min 并清洗, 坚模(150℃, 20 min)后就得到 SU8 阳模(图 5(a))。将 PDMS 与固化剂(Sylgard-184 Silicone, Dow Corning Corporation in the USA)按照 10:1 混合搅匀, 除气后浇筑 SU8 阳模上, 65℃ 烘 2 h, 冷却至室温后剥离, 打孔后即得到 PDMS 通道层;

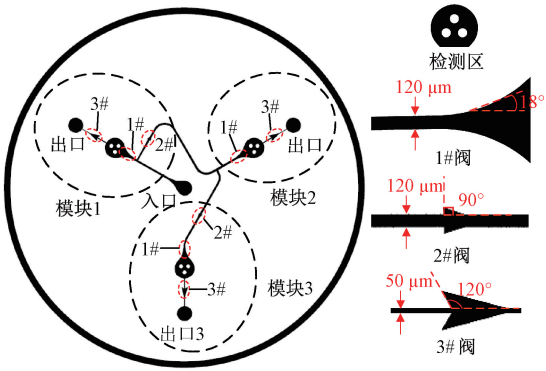


图 3 微流控芯片总体方案

Fig. 3 Overall scheme of the microfluidic chip

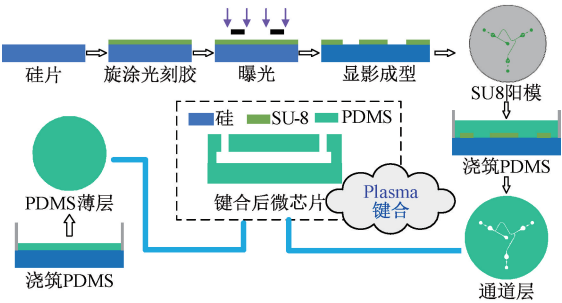


图 4 微流控芯片的制备流程

Fig. 4 Fabrication process of the microfluidic chip

同样方法, 将配置好的 PDMS 浇筑在不含 SU8 阳模的硅片上, 65℃ 烘 2 h, 剥离出来即得到 PDMS 薄层; 最后将 PDMS 通道层与 PDMS 薄层置于真空等离子清洗机(善准 VP-R3, 广州善准科技有限公司)中进行 Plasma 处理(H 档, 200 s), 随即取出后进行键合, 最终得到完整 PDMS 微芯片(图 5(b))。

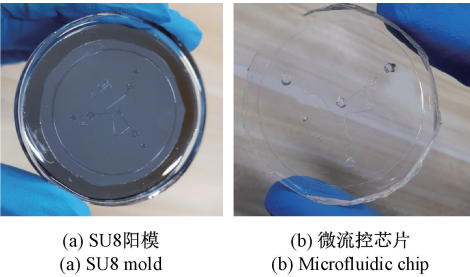


图 5 SU8 阳模和微流控芯片实物图

Fig. 5 SU8 mold and the microfluidic chip image

1.3 实验方法

本文进行了 PDMS 亲水性观测实验、爆破阀爆破过程观测实验、爆破阀的爆破压测试实验、爆破阀匀速进样爆破实验。

根据式(3)可得出,爆破阀的爆破压力与材料的液体接触角有直接联系。本文选用 PDMS 材料制备微芯片,因此需要对 PDMS 亲水性进行测试,才能准确分析爆破阀的爆破压。PDMS 通道层与 PDMS 薄层在键合前需进行 Plasma 处理,Plasma 处理会显著改变 PDMS 的亲水性^[12],且 Plasma 处理后的 PDMS 材料的亲水性会随时间发生变化。本文观测了 PDMS 的水接触角在 Plasma 处理后随时间的变化关系。

由于光刻工艺条件的限制,光刻图形的尖角或直角在成型过程中存在尖角钝化的现象,且 PDMS 在倒模及键合过程中均会存在不同程度的变形^[19],本文在显微镜下对微结构进行了观测和分析,为更深入地分析通道的流通特性提供依据。

本文搭建了微流控芯片流通特性测量实验平台,如图 6 所示。通过改变图中三通阀的转向,可分别选择蠕动泵驱动或恒压泵驱动,对依次引流芯片的特性进行多种目的的测试。在蠕动泵(BT100-2J/YZ1515X,最小流量 5 $\mu\text{L}/\text{min}$,保定兰格恒流泵有限公司)恒定流速下,对微流控引流控制芯片的流通性能进行宏观与微观观测(显微镜 MF52-N,广州市明美光电技术有限公司);采用恒压泵(Fluidiclab PC-200,压力输出范围 0~10 kPa,最小增压步幅 0.01 kPa,上海澎赞生物科技有限公司)对 3 种爆破阀的爆破压进行测试,并与计算值进行对比分析;在精密蠕动泵(L100-1 S-1/DG-4 10 rolls,最小流量

0.2 $\mu\text{L}/\text{min}$,保定兰格恒流泵有限公司)的不同流速驱动下,观测 3 种阀的爆破时间的差异。

2 实验结果和讨论

2.1 微流控芯片表征

PDMS 材料的固有属性是疏水的,其水接触角约为 $100^{\circ}\sim 110^{\circ}$ ^[12]。但在微流控芯片加工过程中,需对 PDMS 进行 Plasma 处理,会改变其亲疏水性。为更准确地计算和分析微流控芯片的引流控制效果,本文对 PDMS 材料 Plasma 处理前后的亲水性进行为期一周的观测。PDMS 未经 Plasma 处理前,其水接触角测得为 101° ;经 Plasma 处理后,其水接触角观测结果如图 7 所示,可看出在 0~500 min 时间段内 PDMS 的水接触角快速增大,之后趋于稳定,接触角增速变慢;6 000 min 后,水接触角为 90° ,恢复到疏水状态。本文制备好微流控芯片,在 3 000 min 左右时间段进行了微流控芯片的引流特性及爆破阀压力测试实验,根据观测结果,该时间段内其水接触角约为 86° 。

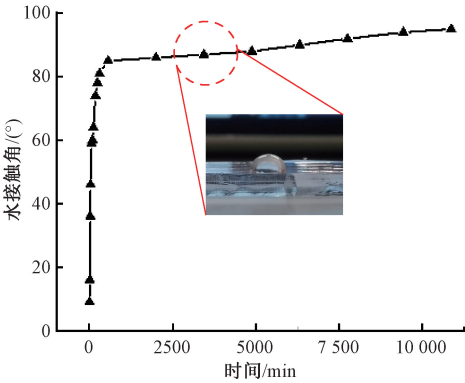
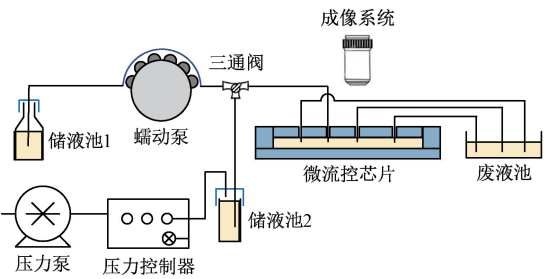


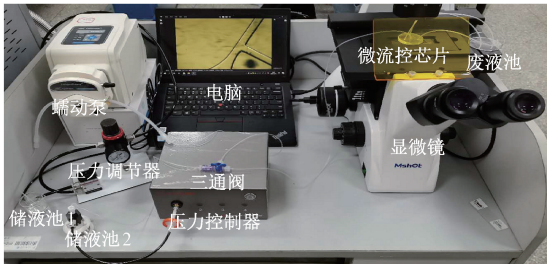
图 7 PDMS 经 Plasma 处理后亲水性随时间变化曲线
Fig. 7 Hydrophilicity curve over time of PDMS after Plasma treatment

微流控芯片加工过程中,SU8 阳模成型、PDMS 通道拔模、PDMS 键合等工艺会使最终成型的微流控芯片产生变形,与其设计结构(图 3)存在偏差,其微观结构会显著影响爆破阀的爆破压及其通道流阻特性。图 8 是爆破阀的显微图和微通道的截面图,对比设计尺寸(图 3)和加工尺寸(图 8)可以看出:由于 1#号阀不存在尖角、直角拐弯结构,所以其加工尺寸与设计尺寸一致;2#阀张角的加工尺寸为 64° ,其设计尺寸为 90° ,相差 26° ;3#阀张角的加工尺寸为 111° ,其设计尺寸为 120° ,相差 9° 。图 8(b)、(c)中,在阀尖角处,存在弧度。在图 8(d)、(e)中,其通道尺寸分别为 $50\text{ }\mu\text{m}\times 50\text{ }\mu\text{m}$ 、 $100\text{ }\mu\text{m}\times 50\text{ }\mu\text{m}$,且通道上端存在明显压塌现象。



(a) 微流体引流控制芯片实验原理图

(a) Experimental schematic diagram of the microfluidic liquid-introduction-control chip



(b) 微流体引流控制芯片实验实物图

(b) Experimental physical diagram of the microfluidic liquid-introduction-control chip

图 6 微流体引流控制芯片实验原理图及实物图

Fig. 6 Experimental schematic diagram and physical diagram of the microfluidic liquid-introduction-control chip

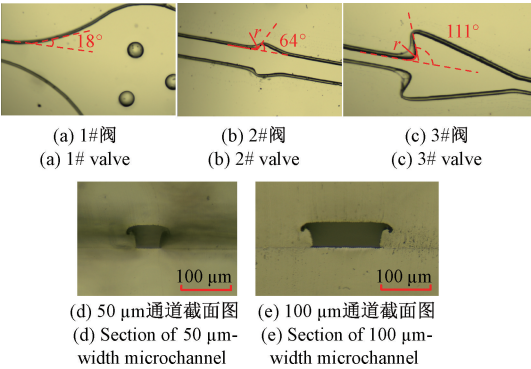


图 8 爆破阀显微图与微通道截面图
Fig. 8 Micrographs of the bursting valves and sections of the microchannels

2.2 爆破阀爆破过程观测

采用图 6 的微流控系统对爆破阀的爆破过程进行宏观观测。红墨水 (Pilot Ink-30, Pilot Corporation in Japan) 与去离子水对于有机材料,具有接近的亲水性^[15]。为便于观测,采用红墨水替代去离子水从宏观上对微流控芯片的依次引流效果进行观测。由图 3 和 8 可以看出,由于 2#阀的爆破压大于 1#号阀的爆破压,所以液体最先冲破模块 1 的 1#阀 (图 9(a));之后液体流入模块 1 的检测区,并到达模块 1 的 2#阀位置 (图 9(b));由于模块 1 的 3#阀的爆破压大于 2#阀的爆破压,液体会冲破模块 1 的 2#阀并流入模块 2,并使得模块 2 的 1#阀被冲破 (图 9(c));由于模块 3 的 2#阀的爆破压大于模块 2 的 1#阀的爆破压,液体先进入模块 2 的检测区;由于模块 2 的 3#阀的爆破压大于模块 3 的 2#阀和 1#阀的爆破压,模块 3 的 2#阀

(图 9(d)) 和 1#阀 (图 9(e)) 会被依次冲破,液体流入模块 3 的检测区;最后,3 个模块的 3#阀被冲破,液体由管道排出 (图 9(f))。宏观微流体引流实验表明由于合理布置 3 个模块的爆破阀,使得液体依次进入 3 个检测区,且不存在交叉混染 (例如进入模块 1 检测区的液体不会流入模块 2 和模块 3 的检测区),达到了引流控制的目的。

同时,在显微镜下观测了三个阀的爆破过程。如图 10 所示,是 1#号阀的爆破过程显微图。在蠕动泵的驱动下,从左侧引入 (图 10(a)) 液体,由于上方 2#阀的阻碍,无法继续往上流动,液体优先向右流动 (图 10(b)),在 1#阀位置形成微凸球面 (图 10(c)),之后逐渐爆破,并充满整个检测区 (图 10(d)~(f))。1#阀爆破后,由于 3#阀的阻碍,会优先爆破 2#阀。如图 11 所示,是 2#阀的爆破过程,液体从上方引入 (图 11(a)),流至阀位置 (图 11(b)),在压力作用下,形成一个微凸球面 (图 11(c)),随着压力继续增大,2#阀被冲破 (图 11(d)~(f))。当所有的 1#阀和 2#阀被爆破后,3#阀也被冲破 (如图 12 所示)。

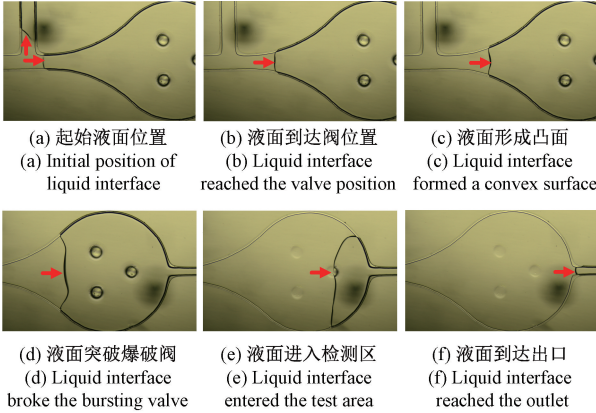


图 10 1#阀爆破过程显微图
Fig. 10 Micrographs of valve 1# blasting process

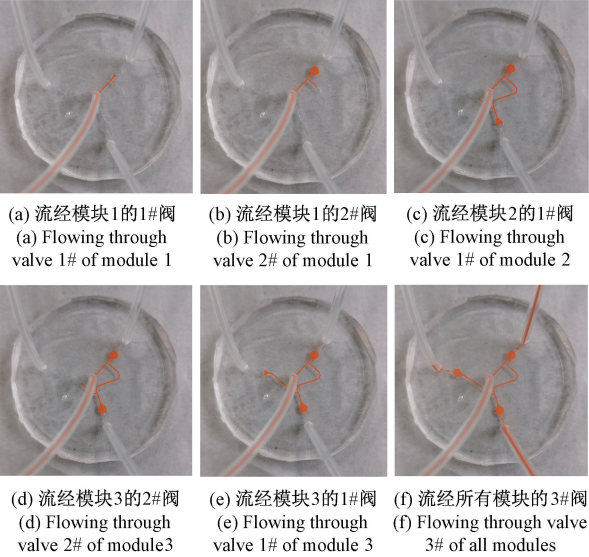


图 9 微流控芯片的依次引流过程
Fig. 9 Sequential introduction of liquid in the microfluidic chip

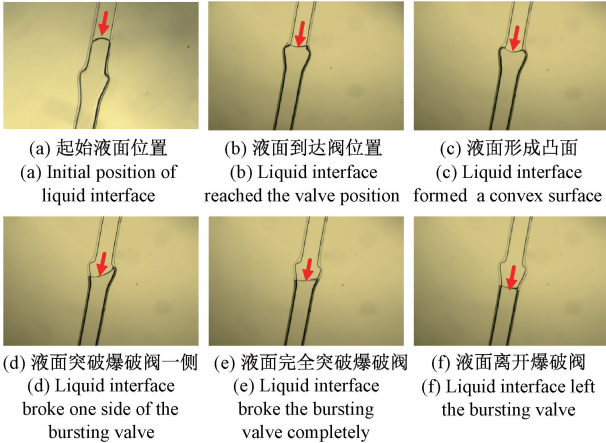


图 11 2#阀爆破过程显微图
Fig. 11 Micrographs of valve 2# blasting process

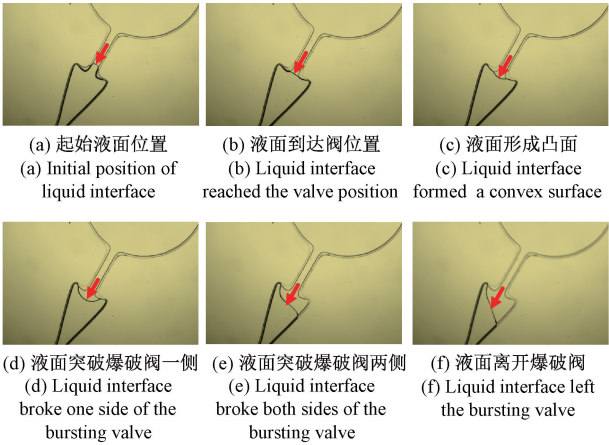


图 12 3#阀爆破过程显微图

Fig. 12 Micrographs of valve 3# blasting process

2.3 爆破阀爆破特性的计算和测量

为定量分析 3 个爆破阀的爆破压力,根据 2.1 节式(3),对 3 个爆破阀的爆破压进行计算,如表 1 所示。其中, σ 取水在 20℃时水表面张力:0.072 8 N/m^[20],所有用于计算的爆破阀尺寸均为设计值。

表 1 爆破阀 BP 值计算						
Table 1 Calculation of BP value of the bursting valves						
编号	θ_A /(°)	θ_1^* /(°)	β /(°)	w /μm	h /μm	BP /Pa
1#	86	104	18	120	50	90.4
2#	86	176	90	120	50	1 007.2
3#	86	180	120	50	50	2 708.8

如图 6 所示,采用压力泵对微流控芯片的 3 个爆破阀进行压力增压实验,压力增压步幅为 0.01 kPa,以此来测量 3 种爆破阀的爆破压力值。对每种阀分别进行 5 次测量,3 种阀的实测平均爆破压力值分别为 90 Pa、690 Pa、2 440 Pa。对比分析 3 种爆破阀的爆破压力的计算值和实验值,由图 13 可知,1#阀爆破压的计算值与实测值吻合度较高,对比分析图 3 和 8,该微阀本身不存在尖角或直角拐弯结构,其设计尺寸与加工尺寸偏差较小。2#阀爆破压的计算值比实测值高 45.9%,对比分析图 3 与 8,发现该微阀张角的加工尺寸相对设计尺寸减小了 28.9%,且存在圆角效应,而由式(3)可以得出微阀张角越大,爆破压越大,张角的减小是导致其爆破压减小的主要原因。3#阀爆破压的计算值比实测值高 11.0%,对比图 3 和 8,发现该微阀张角的加工尺寸相对设计尺寸

减小了 7.5%,存在轻微圆角效应,导致其爆破压略微减小。

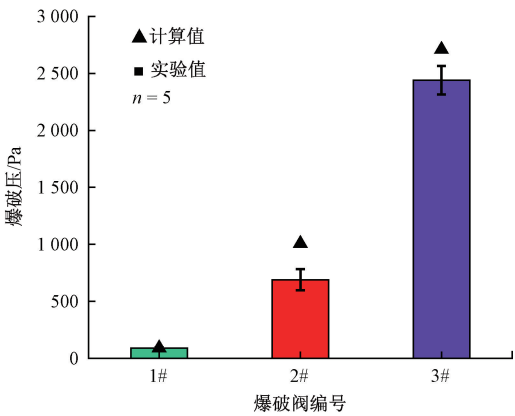


图 13 爆破阀爆破压力的计算值和实测值

Fig. 13 Calculated values and measured values of the bursting pressures of the bursting valves

爆破阀在不同进样速率下的爆破时间是需要关注的重要参数,它决定了样品到达检测区的时间。掌握爆破阀的爆破时间节点,对于精确进样至关重要。采用精密蠕动泵进行了不同进样速率下的爆破阀爆破时间观测实验,实验结果如图 14 所示,可以看出,爆破阀的爆破时间与进样速率并没有呈现明显的线性关系,而是呈近似反比例函数关系。此外,所有模块爆破阀的爆破时间的实验值均略大于计算值,且距离通道越远差异越明显,这是由于流体沿程阻力随距离入口位置的距离的增大而增大,且微流体系统具有一定的弹性,随着沿程阻力的增大,系统弹性变形增大,最终导致爆破阀爆破时间滞后。因而在分析系统的进样特性时,沿程阻力和系统弹性是不可忽略的影响因素。

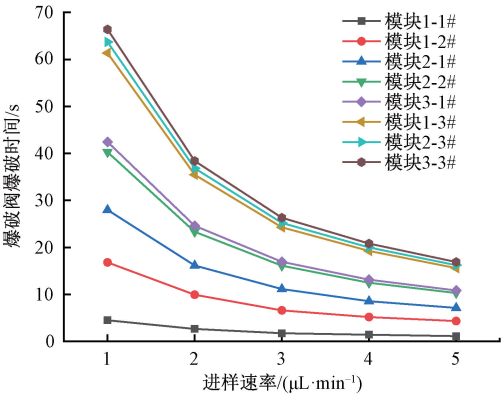


图 14 爆破阀爆破时间随进样速率的变化关系

Fig. 14 Comparison of the blasting time of the blasting valves under different injection rate

3 结 论

本文设计并制作了一种基于爆破阀的微流体引流控制芯片。宏观和微观观测实验表明:通过合理设计不同爆破压的爆破阀和布置爆破阀的位置,可有效实现微流体的引流控制,使得待测液体按照预定次序、预定时间流入检测区。更进一步地,爆破阀爆破压的理论计算和实验研究表明:微加工工艺造成的张角变形及圆角效应会显著影响爆破阀的爆破压力大小;爆破阀的爆破时间与进样速率并没有呈现明显的线性关系,流体沿程阻力和系统弹性会影响其进样特性。本文设计的微流体引流控制芯片,在即时检测传感器、可穿戴式设备等领域具有较好应用前景。

参考文献

- [1] NOVIANA E, MCCORD C P, CLARK K M, et al. Electrochemical paper-based devices: Sensing approaches and progress toward practical applications[J]. *Lab on a Chip*, 2020, 20(1): 9-34.
- [2] LI F, YOU M, LI S, et al. Paper-based point-of-care immunoassays: Recent advances and emerging trends[J]. *Biotechnology Advances*, 2020, 39: 107442.
- [3] 黄彩虹, 易定容, 金福江, 等. 单细胞分离方法及仪器研究进展[J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(5): 140-153.
HUANG C H, YI D R, JIN F J, et al. Progress on single cell isolation methods and instruments [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(5): 140-153.
- [4] SONTHEIMER-PHELPS A, HASSELL B, INGBER D, et al. Modelling cancer in microfluidic human organs-on-chips[J]. *Nature Reviews Cancer*, 2019, 19(2): 65-81.
- [5] 章泽铵, 金涛. 基于微悬梁的微量液体浓度定量检测[J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(2): 26-32.
ZHANG Z AN, JIN T. Concentration quantitative detection of micro-quantity liquid based on micro-cantilever[J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(2): 26-32.
- [6] JAYAN H, PU H, SUN D, et al. Recent development in rapid detection techniques for microorganism activities in food matrices using bio-recognition: A review[J]. *Trends in Food Science & Technology*, 2020, 95: 233-246.
- [7] 林炳承, 罗勇, 刘婷娇, 等. 器官芯片[M]. 北京: 科学出版社, 2019.
LIN B CH, LUO Y, LIU T J, et al. *Organs on chips*[M]. Beijing: Science Press, 2019.
- [8] BANDODKAR A, JEANG W, GHAFARI R. Wearable sensors for biochemical sweat analysis [J]. *Annual Review of Analytical Chemistry*, 2019, 12: 1-22.
- [9] KHONGPET W, PENCHAREE S, PUANGPILA C, et al. Exploiting an automated microfluidic hydrodynamic sequential injection system for determination of phosphate[J]. *Talanta*, 2018, 177: 77-85.
- [10] MILLER S, WEISS A, HEINEMAN W, et al. Electroosmotic flow driven microfluidic device for bacteria isolation using magnetic microbeads [J]. *Scientific Reports*, 2019, 9: 14228.
- [11] CONG Y, KATIPAMULA S, GENG T, et al. Electrokinetic sample preconcentration and hydrodynamic sample injection for microchip electrophoresis using a pneumatic microvalve [J]. *Electrophoresis*, 2016, 37(3): 455-462.
- [12] YANG M P, HUANG Z, XIE Y, et al. Development of microchip electrophoresis and its applications in ion detection[J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2018, 46(5): 631-641.
- [13] MARTIN Z, HEINZ S, PATRICK H, et al. Capillary pumps for autonomous capillary systems[J]. *Lab on a Chip*, 2006, 7(1): 119-125.
- [14] XIE Y, YOU H, GAO Z Y, et al. An effective capillary valve based on micro-hole array for microfluidic systems[J]. *Analytical Sciences*, 2018, 34(11): 1323-1327.
- [15] YANG M P, HUANG Z, CHANG J G, et al. A novel solution-auto-introduction electrophoresis microchip based on capillary force [J]. *Analytical Sciences*, 2018, 34(11): 1285-1290.
- [16] HUANG Y, HAN T, XUAN J, et al. Design criteria and applications of multi-channel parallel microfluidic module[J]. *Journal of Micromechanics Microengineering*, 2018, 28(10): 105021.

[17] SAKAMOTO H, HATSUDA R, MIYAMURA K, et al. Plasma separation PMMA device driven by capillary force controlling surface wettability[J]. Micro & Nano Letters, 2012, 7(1): 64-67.

[18] CHO H, KIM H, KANG J, et al. How the capillary burst microvalve works [J]. Journal of Colloid and Interface Science, 2007, 306(2): 379-385.

[19] QIAN X, ZHANG W, PENG C, et al. Characterizing the deformation of the polydimethylsiloxane (PDMS) membrane for microfluidic system through image processing[J]. Micromachines, 2016, 7(5): 92.

[20] KALOVA J, MARES R. Reference values of surface tension of water [J]. International Journal of Thermophysics, 2015, 36(7): 1396-1404.

作者简介



杨明鹏(通信作者),2009 年和 2015 于南京航空航天大学分别获得学士学位和硕士学位,2018 年于中国科学技术大学获得博士学位,现为南京信息工程大学讲师,主要研究方向为微流控设备的研制与应用。

E-mail: mpyang@nuist.edu.cn

Yang Mingpeng (Corresponding author) received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 2009 and 2015, and received his Ph. D. degree from University of Science and Technology of China in 2018. He is currently a lecturer at Nanjing University of Information Science and Technology. His main research interests include the fabrication and application of microfluidic devices.