

文章编号 1004-924X(2026)10-1535-11

## 微阀序控高通量悬垂液滴生成微流控芯片设计

堵方辉<sup>1</sup>, 张森<sup>1</sup>, 姚铭禹<sup>1</sup>, 王建新<sup>2</sup>, 林宜昌<sup>1,2</sup>, 元东锋<sup>1</sup>, 魏娟<sup>1\*</sup>, 夏维龙<sup>2\*</sup>

(1. 山东理工大学机械工程学院, 山东淄博 255000;

2. 山东新华医疗器械股份有限公司体外诊断事业部, 山东淄博 255000)

**摘要:**针对传统血栓弹力图 (Thromboelastography, TEG) 检测样本消耗量大、操作复杂、成本高及通量低的问题, 设计并制作了一种基于光学检测原理、集成气动序控微阀与液滴生成器的高通量微流控芯片, 以实现低成本、便携式和自动化的血液黏弹性检测。首先, 依据血栓弹力图检测流程, 设计了集成进样单元、反应单元、液滴生成单元与废液单元的三层芯片, 从上至下依次为气控层、弹性薄膜层和流道层。然后, 利用有限元仿真软件中的流固耦合模块对气动微阀压力进行优化, 以实现流动的精准控制。其次, 采用精密铣削、激光切割及 PSA 压敏胶键合工艺依次完成三层芯片的加工与封合, 采用喷涂氟化二氧化硅方法对液滴生成器下表面进行疏水化处理。最后, 对芯片内流体流动、微阀序控与悬垂液滴生成进行测试。结果表明, 在进样单元加载 340  $\mu\text{L}$  样本, 通过气动控制系统对 17 个微阀进行序控, 该芯片能同时实现 4 条通道的流体并行控制; 通过正压与负压的协同输出, 实现了反应流体控制与废液收集; 通过构建接触角为  $78.50^\circ$  的亲水通孔内壁与  $153.99^\circ$  的疏水下表面液滴发生器, 实现了 4 通道 20  $\mu\text{L}$  悬垂液滴的同时生成, 无掉落或异常铺展现象。该研究为国产化便携式高通量 TEG 检测仪的开发提供了技术平台。

**关键词:**微流控芯片; 高通量; 悬垂液滴; 气动微阀

**中图分类号:** TP394.1; TH691.9 **文献标识码:** A

**doi:** 10.37188/OPE.20263410.1535 **CSTR:** 32169.14.OPE.20263410.1535

## Design of a high-throughput pendent droplet generation microfluidic chip with sequential control of microvalves

DU Fanghui<sup>1</sup>, ZHANG Sen<sup>1</sup>, YAO Mingyu<sup>1</sup>, WANG Jianxin<sup>2</sup>, LAM Yee Cheong<sup>1,2</sup>,  
QI Dongfeng<sup>1</sup>, WEI Juan<sup>1\*</sup>, XIA Weilong<sup>2\*</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Shandong University of Technology, Zibo 255000, China;

2. In Vitro Diagnostics Department, Shinva Medical Instrument Co., Ltd., Zibo 255000, China)

\* Corresponding author, E-mail: weijuan@sdut.edu.cn; xiaweilong@shinva.com

**Abstract:** To address the issues of high sample consumption, complex operation, high cost, and low throughput associated with traditional thromboelastography (Thromboelastography, TEG) testing, we designed and fabricated a high-throughput microfluidic chip based on optical detection principles, integrating pneumatically controlled microvalves and a droplet generator to enable low-cost, portable, and automated blood viscoelasticity testing. First, based on the thromboelastography testing process, a three-layer

收稿日期: 2026-01-29; 修订日期: 2026-03-03.

基金项目: 国家重点研发计划项目 (No. 2022YFB4600402); 山东省自然科学基金项目 (No. ZR2021QE130); 山东省青年泰山学者项目 (No. tsqn202306192)

chip was designed that integrates a sample introduction unit, a reaction unit, a droplet generation unit, and a waste liquid unit. From top to bottom, the layers consist of a pneumatic control layer, an elastic film layer, and a channel layer. Next, the pressure of the pneumatic microvalves was optimized using the fluid-structure interaction module in finite element simulation software to achieve precise flow control. Next, precision milling, laser cutting, and pressure-sensitive adhesive (PSA) bonding processes were employed to fabricate and seal the three-layer chip. The lower surface of the droplet generator was treated with a fluorosilicon dioxide coating to impart hydrophobicity. Finally, tests were conducted on fluid flow within the chip, sequential control of the microvalves, and the generation of hanging droplets. The results showed that when 340  $\mu\text{L}$  of sample was loaded into the sample inlet unit and the 17 microvalves were sequentially controlled via the pneumatic control system, the chip could simultaneously achieve parallel fluid control across four channels; through the coordinated output of positive and negative pressures, reaction fluid control and waste liquid collection were achieved; by constructing a hydrophilic through-hole innerwall with a contact angle of  $78.50^\circ$  and a hydrophobic droplet generator lower surface with a contact angle of  $153.99^\circ$ , the simultaneous generation of 20  $\mu\text{L}$  hanging droplets across four channels was achieved, with no droplet loss or abnormal spreading observed. This study provides a technical platform for the development of domestically produced portable high-throughput TEG detectors.

**Key words:** microfluidic chip; high-throughput; pendent droplet; pneumatic microvalve

## 1 引言

凝血监测在诊断出血病因、研发抗凝药物、管理围手术期大出血及评估止血疗效等方面,发挥着关键作用<sup>[1-2]</sup>。血栓弹力图作为一种凝血检测技术,通过监测血样在机械振荡下的黏弹特性变化,将血液从液态凝固为固态再到溶解的物理过程转化为可视化曲线。然而,传统 TEG 设备体积庞大、操作复杂且抗震性差,难以满足急救现场及床旁检测(Point-of-Care Testing, POCT)的需求<sup>[3]</sup>。近年来,微流控技术凭借其微型化、集成化及低试剂消耗的优势,为生物医学检测提供了技术支撑<sup>[4-6]</sup>。康升征等<sup>[7]</sup>设计了面向细胞捕获、切割、分离及注射的柔性并联压电定位台,采用三级位移放大与压电驱动,通过伪刚体建模与动力学分析实现大行程、高频响精密定位。然而,目前商用微流控 TEG (ThromboelastographyH 核心技术长期被国外垄断,严重制约了该技术在我国的普及<sup>[8]</sup>。因此,自主研发低成本、高性能的国产化微流控芯片,是实现医疗器械的自主可控与广泛应用的关键一步。

在微流控芯片的流体操控中,气动微阀因其密封性好、可编程性高等优点,被广泛用于实现复杂生化反应的时序控制。Unger 等人<sup>[9]</sup>开创了

多层软光刻技术,使气动微阀广泛应用于高通量筛选与生化分析。随着加工工艺的进步,近两年的研究集中在微阀集成与材料改性方面。Xiong 等人<sup>[10]</sup>设计了基于可控气动微阀阵列的柔性机械穿孔芯片,通过三层复合结构设计实现对细胞变形与分子递送的动态调控,提升了高通量细胞操作的效率与生物相容性。Jiao 等人<sup>[11]</sup>研究出高光敏性 PDMS 基光刻胶,结合双光子聚合直写技术制备可编程溶剂响应型 PDMS 微阀,通过调控材料交联密度实现溶剂刺激下的可控形变度,扩展了 PDMS 气动微阀在微流控中的应用场景。

近年来,基于微流控技术的凝血功能评估成为研究热点。Harder 等人<sup>[12]</sup>在微流控芯片中集成粒子图像测速与小波光学流测速技术,以血细胞为天然示踪剂,实现血栓形成与通道阻塞的高分辨率可视化监测。Chen 等人<sup>[13]</sup>设计了微流控气泡传感平台,借助超声监测凝血过程中微气泡的自适应形变行为,通过差异化行为模式量化血液黏弹性变化,提高了其便携性与检测精度。Maji 等人<sup>[14]</sup>设计了 MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) 介电传感器,采用三维平行板电容结构集成于微流控通道,通过阻抗分析捕捉凝血过程中血液介电常数变化。随着微流控控制技术发展,微液滴为微流控凝血评估提供了全

新研究视角。

悬垂液滴具有独特的物理形态,液滴在表面张力与重力平衡下悬挂于孔口,成为研究复杂流体黏弹性变化的模型。与受限于微通道内的液滴不同,悬垂液滴拥有自由的气液界面,能够灵敏地反映血液凝固过程中因纤维蛋白网形成而导致的表面张力与模量变化<sup>[15-17]</sup>。林彦恒等人<sup>[18]</sup>提出了一种用于液滴的数字环介导核酸等温扩增(LAMP)微流体芯片,并基于此构建了微流控系统。此外,Chan等人<sup>[19]</sup>通过使用液滴微流控技术进行荧光标记来定量检测凝血酶的生成。针对悬垂液滴的稳定性难题,Yang等人<sup>[20]</sup>通过理论模拟与实验结合,深入分析了液滴在非稳态下的界面演化规律。

本文提出一种基于光学检测原理、集成气动微阀序控和悬垂微液滴的高通量微流控芯片。该芯片采用“气控层-弹性薄膜层-流道层”三层叠构设计,利用聚甲基丙烯酸甲酯的刚性支撑与聚二甲基硅氧烷薄膜的弹性阀控优势,通过低成本的PSA键合工艺制备。流路系统设计了四通道并行结构,利用外部模块化气路单元驱动薄膜微阀,实现了样品进样、试剂复溶、混合及液滴生成的全自动化时序操作。同时,通过“亲水通孔-疏水下表面”的协同设计,保障了悬垂液滴在检测过程中的长期稳定性。本研究旨在验证该系统在结构设计与流体控制方面的可行性,为开发国产化、低成本的便携式TEG检测仪提供有效的技术方案。

## 2 材料与方 法

### 2.1 材料

聚甲基丙烯酸甲酯(简称PMMA,型号MR200,日本三菱),聚二甲基硅氧烷(简称PDMS,型号Sylgard 184,美国道康宁),聚碳酸酯(简称PC,型号S-3000UR,日本三菱),聚四氟乙烯(简称PTFE,型号SEF-010,中兴化成)。PSA压敏胶(3M 467MP,美国3M),无水乙醇(分析纯,天津市致远化学试剂),二氧化硅(50 nm,上海科延实业),全氟辛基三乙氧基硅烷(PFOTES, Sigma Aldrich),盐酸(分析纯,国药集团),去离子水(货号FT-RS9823,上海梵态生物),猪血浆冻干粉(1 mg/mL,山东新华医疗)。

### 2.2 仪器

LZ-RF40W 二氧化碳激光器,ICV4030EC 微铣床,微流控气动控制平台,不锈钢针管,微量移液器,磁力搅拌机,离心机,喷枪,CCD照相机大恒数字 CCD MER-133-54U3M-L,激振器(SA-JZ002),恒温水浴锅(DF-101S)。

### 2.3 微流控芯片结构设计

为了实现流体驱动、控制与检测的集成化与四通道并行操作,本文对微流控芯片进行了集成化设计。芯片主要进行样品自动化处理和液滴生成,样品输运过程由弹性薄膜微阀和气动控制配合完成。芯片主体结构包括气控层、弹性薄膜层与流道层,组合组件包括四个液滴发生器、五片超疏水透气薄膜、两片封签。整体尺寸为120.4 mm×63.4 mm×6 mm,如图1所示。

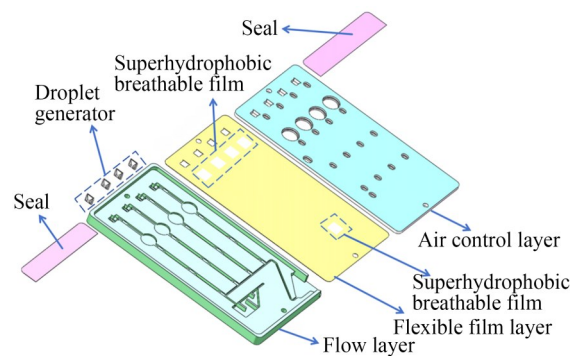


图1 芯片三层结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the three-layer structure of the chip

上层为气控层,采用PMMA材料,主要结构为气动接口与负压通道。通过设计沉孔式接口,与外部模块化气动控制系统连接,确保气密性,将正压或负压精准分配至下层对应的各个阀控区域,实现对各弹性薄膜微阀动作的程序化控制。

中层为弹性薄膜层,作为微阀的核心部件,采用厚度为0.2 mm的PDMS薄膜(图2所示)。薄膜固定在流道层的阀座上方。当气控层施加驱动气压时,薄膜产生可控的形变,与流道层预设的梯形截面阀座紧密贴合,从而可靠地阻断流体通道;压力释放后,薄膜通过自身弹性复原,通道导通。微阀以阵列形式集成,通过独立的逻辑气路控制,实现时序控制。

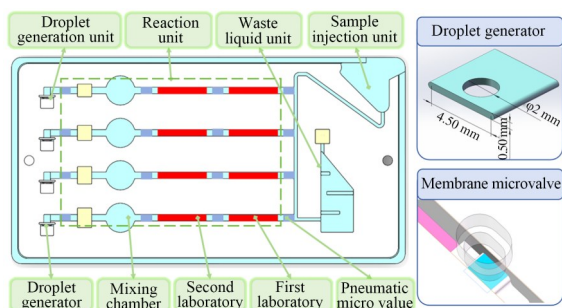


图2 芯片功能区及重要结构

Fig. 2 Functional zones and key structures of the chip

下层为流道层,采用PMMA材料,主流体通道的宽度设计为2 mm。该层包含四条并行且独立的检测通道,每条通道依次集成了进样通道、试剂反应室及液滴发生器连接通道。试剂反应室预埋冻干粉微球,样品流过反应室时,通过微阀与负压的联合工作,实现冻干粉的复溶与混合。

液滴发生器位于各通道末端,采用PMMA材料,中心设有垂直圆柱通孔(图2所示)。液滴发生器的界面特性通过亲疏水协同调控:通孔内壁保持亲水特性,利用毛细吸附力维持液柱并防止液滴掉落;发生器下表面则进行疏水处理,确保液滴在振动过程中不吸附铺展,从而形成位置固定、形态稳定的悬垂液滴。利用光学传感器实时监测液滴在机械激励下的振动响应,通过解析由血液凝固过程中黏弹特性变化引起的谐振频率漂移,从而实现凝血功能的评估。

超疏水透气薄膜位于气孔层与弹性薄膜层之间,采用PTFE材料,一方面用于进样时负压通道气压通路,确保样本顺畅流动;另一方面利用其超疏水特性防止血液样本从透气孔泄漏。封签层采用PC材料。

多层结构之间通过图案化镂空的双面压敏胶(Pressure-Sensitive Adhesive, PSA)层进行对准键合与密封,最终构成一个全封闭、多功能集成的微流控芯片。

#### 2.4 气动微阀模拟仿真

为评估所设计薄膜微阀的力学性能与流道阻断效果,采用有限元分析软件对其进行变形模拟仿真。仿真模型依据芯片结构参数建立,2 mm宽的微通道下方封合一层厚度为0.2 mm

的PDMS弹性薄膜。采用流固耦合模型,流体相模拟血液介质,密度设为 $1\ 050\ \text{kg}/\text{m}^3$ ,动力黏度为 $0.003\ 5\ \text{Pa}\cdot\text{s}$ 。入口流速为 $0.001\ \text{m}/\text{s}$ ,出口压力为0,壁面无滑移。PDMS薄膜与基底连接区域施加固定约束,其余区域为自由变形状态,气控侧施加可变驱动气压作为载荷条件。分析微阀从导通至闭合的动态过程,验证其流道阻断的密封性能,优化薄膜微阀驱动压强参数。

#### 2.5 液滴生成器表面特性优化仿真

为进一步探究下表面接触角对悬垂液滴稳定性的影响,在通孔内壁接触角为 $78.5^\circ$ 的基础上,采用有限元方法对液滴生成过程进行模拟仿真。建立液滴发生器二维轴对称模型,几何通孔直径2 mm,厚度为0.5 mm。控制方程采用层流两相流水平集方法追踪气液界面,模型中考虑重力与表面张力的作用。液相为血液,密度为 $1\ 050\ \text{kg}/\text{m}^3$ ,动力黏度为 $0.003\ 5\ \text{Pa}\cdot\text{s}$ ,气相为空气,表面张力系数为 $0.06\ \text{N}/\text{m}$ 。入口流速为 $0.002\ 8\ \text{m}/\text{s}$ ,出口压力为0。PMMA材料通孔内壁设为亲水壁面,接触角为 $78.5^\circ$ ,下表面分别设置 $120^\circ$ , $140^\circ$ , $153.99^\circ$ 和 $160^\circ$ 的疏水接触角,其余壁面为无滑移条件。采用瞬态求解器,时间步长 $t=0.01\ \text{s}$ ,总计算时长2 s以确保液滴生长至稳定体积。通过仿真分析悬垂液滴界面润湿差异对悬垂液滴生成的影响。

#### 2.6 芯片制备

芯片的制备采用分层加工与集成封装的工艺路线。各层根据功能需求选用不同材料与加工技术:上层气控层与下层流道层均采用聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA)板材,通过精密铣削工艺分别加工出气路网络与宽度为2 mm的并行流道系统;中层弹性薄膜层选用厚度为0.2 mm的聚二甲基硅氧烷(PDMS)薄膜,采用激光切割成形,作为微阀的驱动单元。

为实现悬垂液滴的稳定生成,液滴发生器主体采用PMMA材料经机械加工制备。加工完成后,采用橡胶塞封堵其通孔,并对其下表面进行超疏水改性处理。疏水改性采用喷枪对液滴发生器下表面进行氟化二氧化硅纳米颗粒( $\text{F-SiO}_2\text{NPs}$ )的喷涂(如图3所示)。流程如下:将粒径为50 nm的二氧化硅分散在无水乙醇中,使用

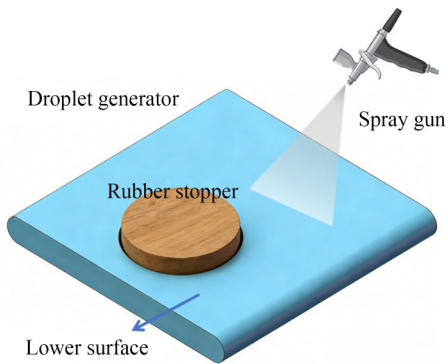


图 3 液滴生成器表面疏水处理示意图

Fig. 3 Schematic diagram of surface hydrophobic treatment for droplet generator

超声(30 min)和磁力搅拌机(500 r/min, 1 h)分散后,在悬浮液中缓慢加入全氟癸基三甲氧基硅烷,同时加入 0.1 mol 盐酸进行硅烷水解和缩合,反应温度为 60 °C,时间 4 h,形成不同浓度的氟化二氧化硅溶液。完成后使用离心过滤,并在 120 °C 下进行干燥处理。制备完成后,使用喷枪在 0.3 MPa 气压下,距离基底 20 cm 处喷涂 5~10 s,均匀覆盖液滴发生器下表面。喷涂前用橡胶塞封堵通孔,防止溶液进入内壁。喷涂后置于 60 °C 烘箱中干燥 12 h,测量液滴发生器的下表面和通孔内壁的接触角。

各功能层的装配通过具有图案化镂空结构的双面压敏胶(PSA)层实现。在洁净环境下,首先以流道层为基准,依次将 PSA 胶层、PDMS 薄膜层、另一 PSA 胶层及气控层通过光学对准标记进行精密叠合。随后采用层压工艺施加均匀压力,使 PSA 胶层牢固粘接各层,形成密封的微通道与独立气路控制腔室。最后,将表面处理后的液滴发生器与聚碳酸酯(PC)封口片通过 PSA 胶精准键合至对应位置。

2.7 流动性测试试验

采用 GeSiM Fluidics 模块化微流控平台进行气动控制,通过正压控制弹性薄膜微阀的关闭,通过负压抽动样品从进样单元向液滴发生器移动。采用新华医疗器械股份有限公司提供的猪血浆冻干粉制备流动样品。将冻干粉复温至室温,加入 1 mL 去离子水进行复溶,为提高实验结果的可视性,在样品内加入 100 μl 红墨水,形成混合液样品。实验过程中,将样品置于 37 °C 恒温水浴中预热,以确保实验温度与生理条件一致。

使用前,轻微振荡试剂瓶,使血浆样品充分混匀,以确保实验的一致性。随后,使用移液枪精确移取样品至微流控芯片。

样品流动状态由 17 个弹性薄膜微阀的通断进行(V1-V17)调控。每条通道沿流向依次集成了第一腔室(C1-C4)与第二腔室(C5-C8),腔内预埋冻干粉试剂;下游连接波纹管(M1-M4)。流路末端连接至液滴生成区(D1-D4),气动组件与芯片对应位置整体示意图如图 4 所示。

各气动组件动作时序如图 5 所示。其中正压

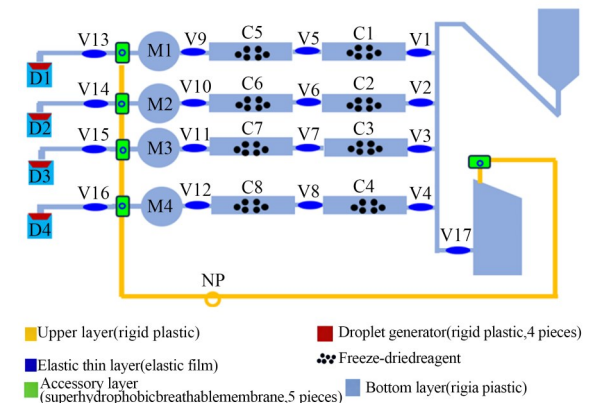


图 4 气动组件与芯片微阀位置对应关系

Fig. 4 Correspondence between pneumatic components and microvalve positions on the chip

Path	Step-by-Step instructions	NP	V1-V4	V5-V8	V9-V12	V13-V16	V17
P1-P2	Initial sample loading	Yellow					
P3	Enter the first chamber(Start)						
P4	Enter the first chamber(middle)						
P5	Enter the first chamber(end)						
P6	Discharge wastewater						
P7	Enter the second chamber(Start)						
P8	Enter the second chamber(middle)						
P9	Enter the second chamber(end)						
P10	Enter the mixing chamber(start)						
P11	Enter the mixing chamber(middle)						
P12	Enter the mixing chamber(end)						
P13	Hybrid reset(right)						
P14	Hybrid reset(left)						
P15	Mixing complete						
P16	Droplet formation						

On(Negative pressure)      Close(Positive pressure)  
 For NP:  Negative pressure      Positive pressure  
 Atmospheric pressure

图 5 阀门状态时序表

Fig. 5 Valve status sequence chart

压强为 100 kPa, 负压在样品向液滴发生器方向流动阶段设置为  $-80$  kPa, 其余阶段设置为 0 kPa。整体气动控制流程分为三个核心阶段: 首先是进样阶段(P1-P6), 开启入口侧微阀, 在恒定驱动气压作用下将样本定量引入进样腔, 完成初步装载; 随后进入复溶与混合阶段(P7-P14), 通过控制中间区域微阀阵列的交替开闭或蠕动动作, 驱动样本流体在试剂复溶室内产生往复流动; 最后为液滴生成阶段(P15-P16), 导通末端流路微阀, 封闭上游通道, 对波纹管 M1~M4 施加正压, 将处理后的混合样本以稳定流速推入液滴发生器。其中, NP 阀为气动控制系统的阀, 其目的是单路气动信号多路分配, 为芯片 V1-V4 微阀提供统一且同步的负压驱动力, 配合阀组时序实现流体定向精准转运。

## 2.8 悬垂液滴振动实验

为了验证液滴发生器的界面润湿性设计对悬垂液滴稳定性的影响, 并评估液滴谐振特性, 开展了液滴生成与振动实验。通过微流控芯片气动控制平台将样本驱动至液滴发生器, 生成悬垂液滴。将芯片固定于激振器上, 由信号发生器控制激振器对芯片施加正弦扫频激励, 扫频范围为  $10\sim 50$  Hz, 扫频速度为  $1$  Hz/s, 激振器电压振幅设置为  $0.1\sim 0.5$  V。采用直径  $2$  mm 的激光水平照射液滴。同时, 采用 CCD 相机从侧向监测液滴形态, LED 灯提供照明, 拍摄速率为  $60$  frame/s, 图像分辨率为  $1280\times 960$ 。在采集图片中, 应用边缘检测技术, 根据已知的针头直径尺寸计算液滴体积, 记录液滴在生成和振动过程中的形态。

## 3 结果与讨论

### 3.1 气动微阀压力优化仿真结果

为评估所设计薄膜微阀的力学性能与流道阻断效果, 采用有限元分析软件对其进行了结构仿真。如图 6(a) 所示, 在施加  $80$  kPa 的压强时, 薄膜微阀未完全关闭; 如图 6(b) 所示, 在压强为  $100$  kPa 的时候完全关闭, 在  $120$  kPa 的压强时, 薄膜仍然闭合。所以最终确定压强为  $100$  kPa。薄膜阀控结构通过弹性薄膜的形变实现样品输运的通断。

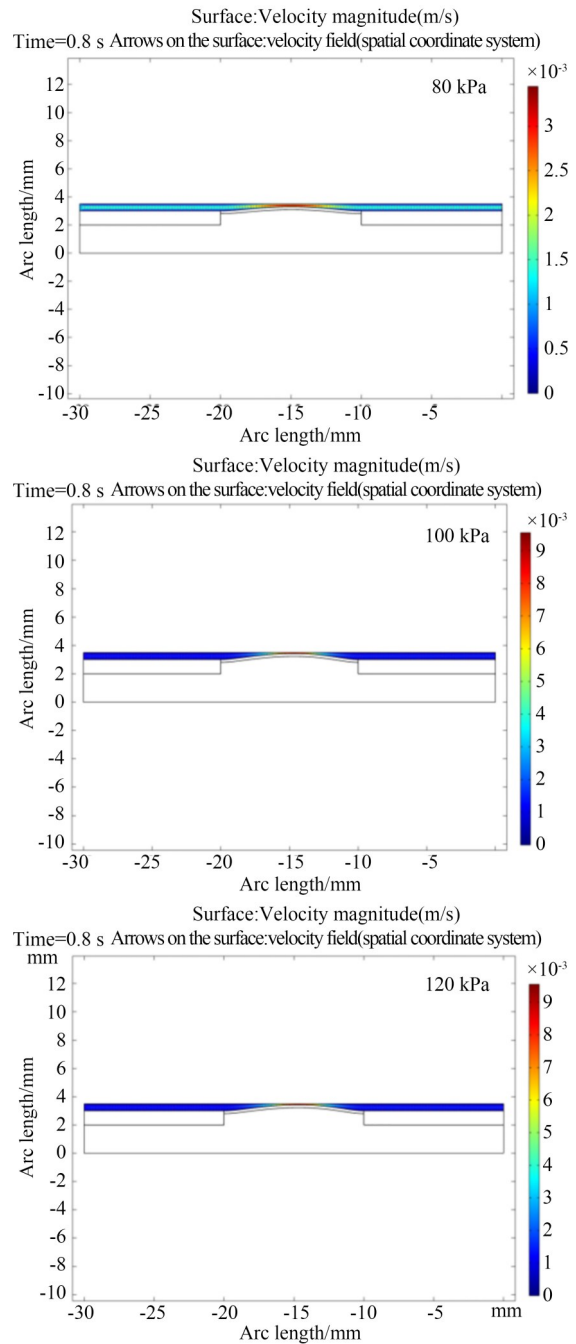


图 6 弹性薄膜阀有限元仿真结果

Fig. 6 Finite element simulation results for flexible membrane valves

### 3.2 芯片制备

制备出了集成气动微阀与悬垂液滴发生器的四通道并行微流控芯片实物, 如图 7 所示。芯片整体尺寸为  $120.4$  mm $\times$  $63.4$  mm $\times$  $6$  mm, 外观平整, 各层间通过 PSA 压敏胶精密对准键合, 封接界面完整无渗漏。透明 PMMA 材质清晰地

展现出内部宽度为 2 mm 的并行流道网络及各功能腔室结构;位于通道末端的液滴发生器阵列结构完整,该实物芯片完整实现了“气控层-弹性薄膜层-流道层”的三层集成设计,芯片封接界面无渗漏,流道无阻塞,为后续流体操控与功能测试奠定了基础。



图 7 微流控芯片实物图

Fig. 7 Physical image of the microfluidic chip

### 3.3 液滴生成器表面特性分析

液滴生成器是为了生成在振动过程中悬而不落的液滴,且液滴与发生器下表面接触面积越小越好。采用不同浓度的二氧化硅颗粒对发生器下表面进行喷涂处理,未做疏水处理的液滴生成效果如图 8(a)所示,当二氧化硅颗粒浓度为 0.1% 时,水接触角为 108.2°,液滴生成效果如图 8(b)所示,当二氧化硅颗粒浓度为 0.3% 时,水接触角为 153.99°,液滴生成效果如图 8(c)所示。对比发现,在接触角为 153.99° 的情况下,悬垂液滴形貌最优。

在优化后的工艺参数下,对 5 个独立制备的液滴发生器样本进行接触角测量,统计结果显示

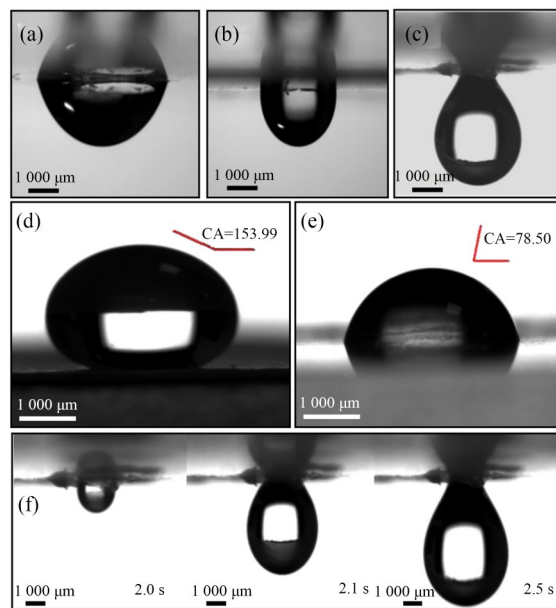


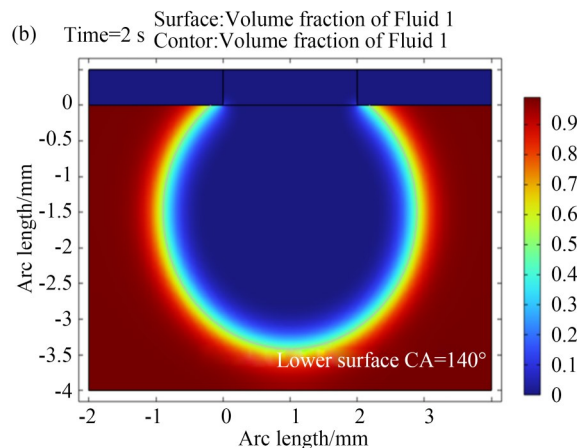
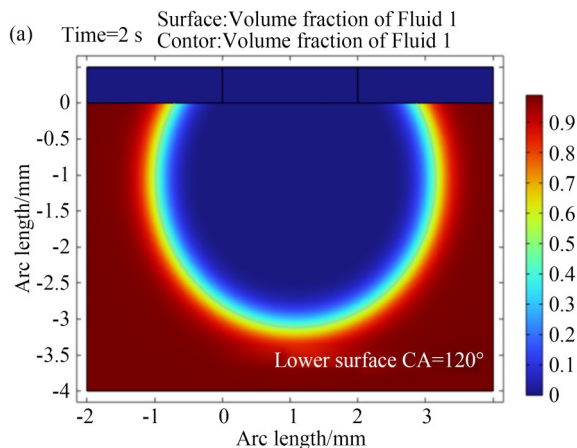
图 8 疏水处理及液滴生成

Fig. 8 Hydrophobic treatment and formation of pendant drops

下表面接触角为  $153.99^\circ \pm 2.3^\circ (n=5)$ ,如图 8(d)所示,通孔内壁接触角为  $78.50^\circ \pm 1.8^\circ (n=5)$ ,如图 8(e)所示,表明该表面处理工艺具有良好的重复性和稳定性。

实验结果表明,20  $\mu\text{L}$  悬垂液滴在该液滴发生器下可以稳定生成(图 8(f))。亲水内壁提供毛细吸附力维持液柱,超疏水下表面则有效降低接触线钉扎效应,防止液滴横向铺展。

为了进一步验证该疏水处理的最优结果,采用有限元仿真对不同下表面接触角条件下的液滴形态进行了对比分析(图 9)。仿真结果表明,当下表面接触角为  $120^\circ$  时(图 9(a)),液滴在孔口边缘出现明显的铺展倾向;当接触角提升至  $140^\circ$



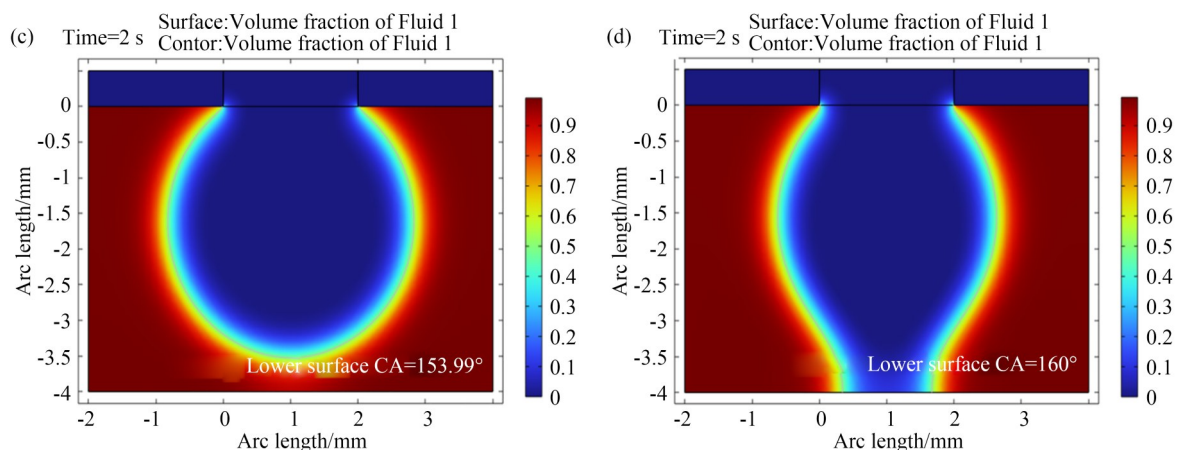


图9 液滴生成有限元仿真结果

Fig. 9 Results of the finite element simulation of droplet formation

时(图9(b)),铺展现象有所改善,但仍存在接触线钉扎;当接触角达到 $153.99^\circ$ 时(图9(c)),液滴呈现理想的悬垂形态;当接触角进一步增大至 $160^\circ$ 时(图9(d)),亲水内壁与超疏水下表面的润湿性差异过大,导致液柱过渡区不稳定。因此,在通孔内壁接触角为 $78.50^\circ$ 的基础上,下表面接触角 $153.99^\circ$ 是实现悬垂液滴长期稳定驻留的最优方案。

随后,通过5组平行芯片开展了悬垂液滴生成的统计分析。测量结果显示,在相同气动时序条件下,对5片独立制备芯片的4个通道分别生成的悬垂液滴进行统计,共获得20组体积数据。液滴体积通过CCD图像轮廓法测得20个独立通道生成的液滴平均体积为 $(20 \pm 0.3) \mu\text{L}$ 。在长达10 min的室温驻留与机械振动测试中,悬垂液滴均凭借亲疏水协同限位效应维持了悬挂形态。上述数据表明,该芯片能够高精度并且稳定生成

定量悬垂微液滴。

### 3.4 流体控制

搭建了GeSiM Fluidics模块化微流控系统的实验平台。该平台集成了精密压力控制器与多通道气阀阵列,能够根据预设的Sequence程序输出精确且稳定的驱动气压。实验中,将外接的气动软管与芯片气控层的接口一一对应连接,将逻辑指令转化为对微阀阵列的物理驱动。通过管路将芯片接口与气动控制平台连接,如图10(a)所示。

加入340微升样品(如图10(b)所示),进入复溶与混合阶段(如图10(c)所示),通过气动微阀启闭,流体在反应室内被有效阻断。在气动系统的序控下,芯片能够实现4条通道的流体并行输运,并在4个液滴发生器末端同时生成了形态均一的悬垂微液滴,如图10(d)和(e)所示。



(a) 气动控制平台  
(a) Pneumatic control platform



(b) 加入340  $\mu\text{L}$ 液体  
(b) Addition of 340  $\mu\text{L}$  of liquid

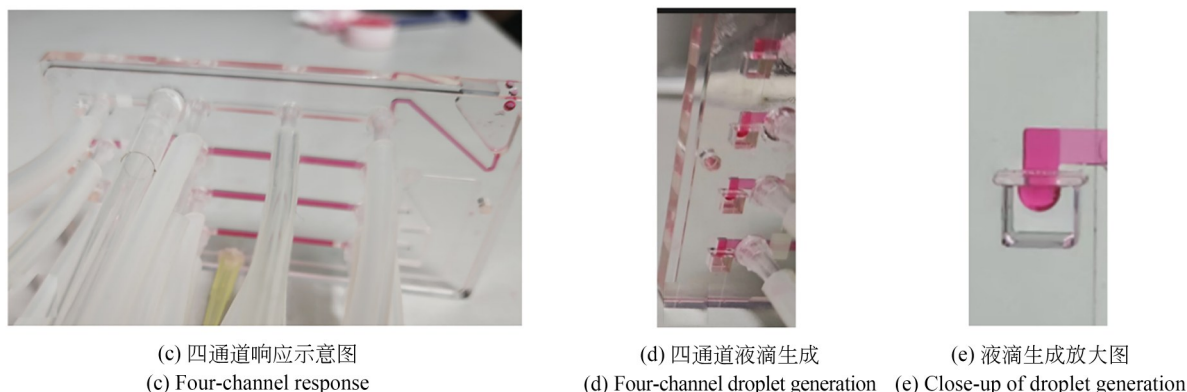


图 10 液滴生成实验

Fig. 10 Liquid drop formation experiment

### 3.5 悬垂液滴振动

基于优化工艺制备的液滴发生器,其下表面展现出超疏水特性,通孔内壁则保持亲水,两者协同作用使悬垂液滴在静态条件下稳定驻留。在施加机械振动激励后,液滴仍能保持悬挂状态,未出现滴落或异常铺展现象,振动过程中液滴形态仅发生周期性微小波动,整体稳定性良好,如图 11 所示。多通道并行生成的液滴体积高度均一,重复性优异,且长时间测试中液滴形态

无明显变化,证明了亲疏水协同界面的设计能够基本解决悬垂液滴驻留稳定性难题。

## 4 结 论

本文针对传统血栓弹力图检测设备体积庞大、成本高昂及通量不足的问题,设计并制造了一种三层结构的微流控芯片。通过 17 个气动微阀的精密时序逻辑调控,该系统在四条并行通道内实现了 340  $\mu\text{L}$  样本的进样、复溶及混合全自动化流体运输;利用接触角为 78.50° 的亲水通孔与接触角达 153.99° 的疏水底面构建了差异化润湿界面,解决了悬垂微液滴在谐振检测过程中的驻留稳定性难题,确保 20  $\mu\text{L}$  悬垂微液滴在机械谐振检测下的长期形态稳定,为开发国产化、便携式 TEG 分析仪器提供了平台。

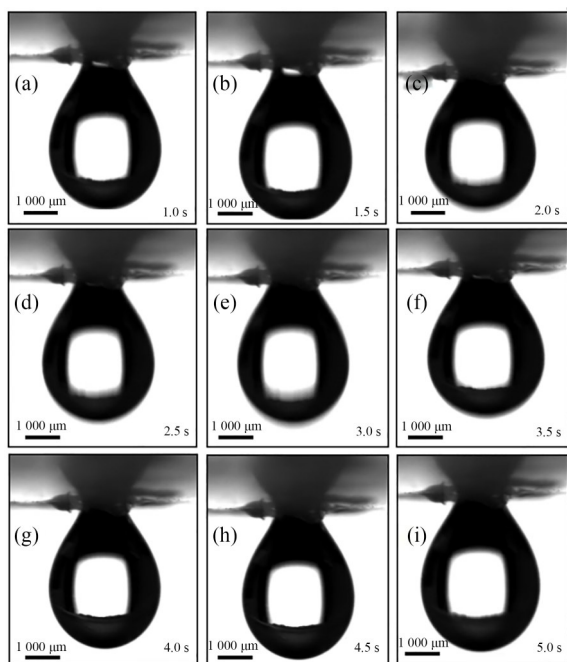


图 11 微液滴振动效果图

Fig. 11 Rendering of microdroplet vibration

### 作者贡献说明:

堵方辉:论文构思,验证,可视化呈现,初稿写作;

张森:测量实验的设计及数据整理和分析;

姚铭禹:测量实验数据分析;

王建新:方法论,验证,审核与编辑写作;

林宜昌:指导,审核,提供资源;

亓东锋:调查研究,数据管理,获取资助;

魏娟:指导,形式分析,审核,获取资助,提供

资源;

夏维龙:指导,形式分析,审核,提供资源。

## 参考文献:

- [1] XU Z L, CAO H, SUN D W, *et al.* Critical trigger thresholds for hemostatic management: a narrative review of viscoelastic hemostatic assay applications [J]. *Frontiers in Medicine*, 2025, 12: 1658845.
- [2] DIAS J D, LEVY J H, TANAKA K A, *et al.* Viscoelastic haemostatic assays to guide the rapy in elective surgery: an updated systematic review and meta-analysis[J]. *Anaesthesia*, 2025, 80: 95-103.
- [3] CHEN X, WANG Q, DENG J N, *et al.* An amplitude analysis-based magnetoelastic biosensing method for quantifying blood coagulation[J]. *Biosensors*, 2025, 15(4): 219.
- [4] 霍兆林, 丁来钱, 元东锋, 等. 靶向药物浓度筛选微流控器件的设计与制作[J]. *光学精密工程*, 2025, 33(8): 1228-1237.  
HUO Z L, DING L Q, QI D F, *et al.* Design and fabrication of microfluidic device used for concentration screening of targeted-drugs[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2025, 33(8): 1228-1237. (in Chinese)
- [5] 孟永康, 雷祝兵, 梅茜, 等. 用于碟式微流控芯片的尿液生化检测系统研制及应用[J]. *中国光学*, 2021, 14(6): 1317-1326.  
MENG Y K, LEI Z B, MEI Q, *et al.* Development and application of urine biochemical detection system for a disc microfluidic chip[J]. *Chinese Journal of Optics*, 2021, 14(6): 1317-1326. (in Chinese)
- [6] 李世隆, 陈鹭剑. 微通道内的液晶微流控技术及其应用[J]. *液晶与显示*, 2025, 40(2): 284-308.  
LI S L, CHEN L J. Liquid crystal microfluidic technology within microchannels and its applications[J]. *Chinese Journal of Liquid Crystals and Displays*, 2025, 40(2): 284-308. (in Chinese)
- [7] 康升征, 王浩文. 面向细胞微操作的柔性并联压电定位台设计与实验[J]. *光学精密工程*, 2025, 33(2): 220-235.  
KANG S Z, WANG H W. Design and experiments of a flexible parallel piezoelectric micro-positioning stage for cell micromanipulation[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2025, 33(2): 220-235. (in Chinese)
- [8] LI Z, ZHANG Y, WANG H, *et al.* Current advances, challenges, and future perspectives of microfluidic thromboelastography (micro-TEG) for clinical hemostasis monitoring[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2024, 248: 115926.
- [9] UNGER M A, CHOU H P, THORSEN T, *et al.* Monolithic microfabricated valves and pumps by multilayer soft lithography[J]. *Science*, 2000, 288(5463): 113-116.
- [10] XIONG C Y, HUANG J Y, ZHANG Y, *et al.* A flexible mechanical perforation chip based on controllable pneumatic microvalve array for high-throughput intracellular delivery[J]. *ACS Nano*, 2025, 19(21): 16789-16802.
- [11] JIAO Q B, ZHANG Y M, WANG W B, *et al.* Programmable solvent-responsive PDMS microstructures via 3D direct laser writing[J]. *Optics Letters*, 2026, 51(1): 241-244.
- [12] KUCUKAL E, MAN Y, GURKAN U A, *et al.* Blood flow velocimetry in a microchannel during coagulation using particle image velocimetry and wavelet-based optical flow velocimetry[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2021, 143(9): 091004.
- [13] CHEN L F, YU L, CHEN M, *et al.* A microfluidic hemostatic diagnostics platform: Harnessing coagulation-induced adaptive-bubble behavioral perception[J]. *Cell Reports Medicine*, 2023, 4(11): 101252.
- [14] MAJI D, SUSTER M A, KUCUKAL E, *et al.* ClotChip: a microfluidic dielectric sensor for point-of-care assessment of hemostasis[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2017, 11(6): 1459-1469.
- [15] SHARMA R, KUMAR A, SINGH R, *et al.* Surface tension measurement of normal human blood samples by pendant drop method [J]. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2020, 44(5-6): 263-271.
- [16] EVANS H M, SURENJAV E, PRIEST C, *et al.* In situ formation, manipulation, and imaging of droplet-encapsulated fibrin networks [J]. *Lab on a Chip*, 2009, 9(13): 1933-1941.
- [17] ZAKHAROV A, AWAN M, CHENG T, *et al.* Clots reveal anomalous elastic behavior of fiber networks [J]. *Science Advances*, 2024, 10(2): eadh1265.
- [18] LIN Y H, HUNG Y T, CHANG W, *et al.* Integrated droplet-based digital loop mediated isothermal amplification microfluidic chip with droplet generation, incubation, and continuous fluorescence detection [J]. *Biosensors*, 2024, 14(7): 334.

- [19] CHAN J, MICHAELSEN K, ESTERGREEN J K, *et al.* Micro-mechanical blood clot testing using smartphones [J]. *Nature communications*, 2022, 13(1): 831.
- [20] YANG Y, WANG B, PRINSEN P, *et al.* Wetting-induced interfacial instability: A mechanism for droplet emission at air-liquid interfaces[J]. *Science Advances*, 2025, 11(12): eads1065.
- [21] SU Y Y, PAN D W, ZHANG T X, *et al.* Wetting-induced interfacial instability: a mechanism for droplet emission at air-liquid interfaces[J]. *Science Advances*, 2025, 11(12): eads1065.

**作者简介:**

堵方辉(2005—),男,山东青岛人,本科生,现为山东理工大学机械工程学院本科生,主要从事微流控器件设计。E-mail:dufanghui2005@163.com

**通讯作者:**

夏维龙(1982—),男,安徽东至县人,高级工程师,毕业于青岛科技大学机电工程学院,于2006年入职山东新华医疗器械股份有限公司,负责小型蒸汽灭菌器、快速卡式灭菌器、口腔综合治疗机、全自动血栓弹力图仪、血栓弹力图微流控芯片等项目,完成仪器研发、注册及转产。研究方向为蒸汽实时控温技术、IVD凝血全貌检测技术、微流控芯片技术等。E-mail:xiaweilong@shinva.com

**通讯作者:**

魏娟(1988—),女,山东济宁人,山东理工大学讲师,硕士生导师,2020年于大连理工大学取得工学博士学位,主要从事细胞分析微流控器件、器官芯片、聚合物 POCT 芯片的设计与研究。E-mail:weijuan@sdut.edu.cn