



应用于微流控实验平台的流量泵控制系统设计

陆金金¹, 宋永欣^{2*}, 田 园¹, 侯 桐¹

(1. 大连海事大学 船舶电气工程学院, 大连 116026; 2. 大连海事大学 轮机工程学院, 大连 116026)

摘要: 微流控芯片作为实验平台, 促使复杂的生化实验小型化, 具有集成度高、灵敏度高、实验可控度高、便于观察与分析、携带方便等优势。为了实现微流量的精确控制, 研制开发了基于 STM32 的微型流量泵控制系统, 该系统可以实现精确到 10 $\mu\text{L}/\text{min}$ 的流量控制。系统以 STM32 为主控芯片, 通过 I²C 总线实现对压电泵驱动芯片 DRV2667、差压传感器 SDP31 的控制, 并将流量值在 OLED 显示屏上显示。整个设备的体积为 17.4 cm×13.4 cm×2.7 cm, 小巧便于携带。测量结果证明, 该系统可以应用于微流控实验设备。

关 键 词: 微流控; 流量泵; STM32; 微流控实验

中图分类号: TP75

文献标志码: A

DOI: 10.12179/1672-4550.20220641

The Flow Pump Control System Design Applied to Microfluidic Experimental Platform

LU Jinjin¹, SONG Yongxin^{2*}, TIAN Yuan¹, HOU Tong¹

(1. College of Marine Electrical Engineering, Dalian Maritime University, Dalian 116026, China;

2. Marine Engineering College, Dalian Maritime University, Dalian 116026, China)

Abstract: Microfluidic chips used as experimental platforms have promoted the miniaturization of complex biochemical experiments, with advantages such as high integration, high sensitivity, high controllability of experiments, easy observation and analysis, and portability. In order to achieve precise control of micro-flow, a micro-flow pump control system based on STM32 was developed. This system can achieve a flow control accuracy of 10 $\mu\text{L}/\text{min}$. The system uses STM32 as the main control chip, controls the piezoelectric pump driving chip DRV2667 and the differential pressure sensor SDP31 through the I²C bus, and displays the flow value on the OLED display screen. The entire device has a volume of 17.4 cm×13.4 cm×2.7 cm, making it small and easy to carry. Measurement results have proven that this system can be applied to microfluidic experimental devices.

Key words: microfluidic; flow pump; STM32; microfluidic control experiments

微流控是一种在微米尺度下对流体进行操控的科学技术, 并且可以将生物、化学等多种实验室功能微缩到一个很小的芯片上^[1]。微流控最大的优势和特征就是众多技术单元与流程可以通过微通道相连, 在微小的平台上灵活组合和大规模集成, 能够快速、自动、高通量、低成本地对生物、化学指标进行检测, 从而实现一个完整实验室的复杂功能。微流控技术因其微型化、自动化、集成化和高通量实现对微通道中的液滴进行

精确操控^[2-5], 被广泛应用。如手术过程麻醉的精确给药、糖尿病治疗过程中通过胰岛素泵皮下植入的定时给药、消化道内胶囊靶向治疗给药以及医疗集成微系统组合给药等核心元件都是微泵系统。

要实现微流控技术, 首先需要保证微流量的精确控制。压电泵是通过压电材料两极施加正弦波电压而产生持续振动从而输出气压的泵^[6]。根据逆压电效应, 压电材料在两极加上电压的情况下会产生形变, 正弦波电压的幅值和频率决定了输

收稿日期: 2022-11-22; 修回日期: 2023-03-20

基金项目: 辽宁省高等教育本科教学改革研究项目(2021-12); 教育部产学合作协同育人项目(3141022212)。

作者简介: 陆金金(1985-), 女, 硕士, 实验师, 主要从事嵌入式系统设计研究。

* 通信作者: 宋永欣(1977-), 男, 博士, 教授, 主要从事基于微流控芯片的目标检测、船舶液压系统故障诊断等研究。E-mail: yongxin@dmlu.edu.cn

出大气压的大小^[7-11]。在上述背景下,设计了一个应用于微流控的压电式微型流量泵控制系统,应用于微流控实验。它成本低,操作简便,可以帮助学生更便捷地完成实验,加深对微流控的理解,进一步激发学生对生物化学实验的兴趣,提升学生的科学素养和实践能力。

1 系统组成及工作原理

微流控的工作过程如图1所示。储液池内用带孔的活塞密封,塞孔上仅有两个导管伸出,其中一根导管在液面上,另一根导管伸入到液面下。压电泵输出的空气通过液面上方的导气管进入储液池内,气压把储液池内的液体通过伸入到液面下的毛细导液管压出到微流控芯片中。其中,微流控芯片指的是一块把生物、化学、医学分析过程的样品制备、反应、分离、检测等基本操作单元集成到一块微米尺度材料上的芯片。

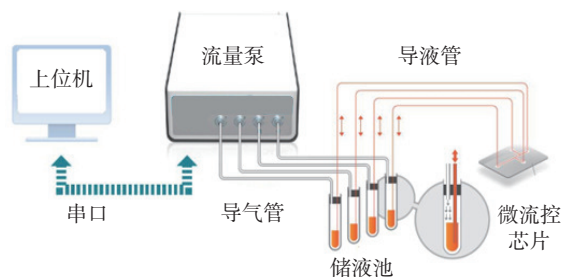


图1 微流控的工作过程

根据以上的微流控工作过程,本系统分为上位机和下位机,上位机为个人计算机,主要实现人机交互,下位机则实现流量泵的功能,如图2所示。

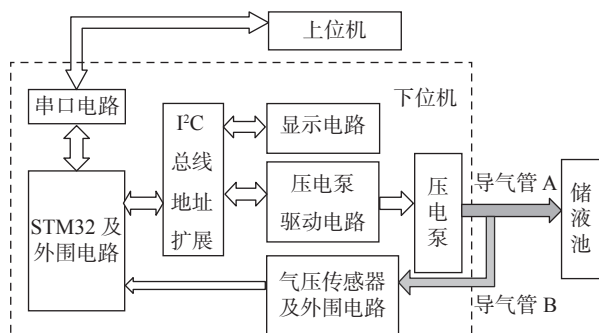


图2 系统的组成

上位机接收用户输入的液体流量值,并通过串口把数据发送给下位机的主控芯片STM32,STM32根据此数据计算出压电泵驱动芯片的相关参数,将这些参数通过I²C总线发送给压电泵驱动芯片,使其输出期望的正弦波电压来驱动压电

泵,压电泵输出气体经导气管A连接到储液池,同时储液池内气体的压力通过另一根导气管B传入到差压传感器中。即通过压电泵输出的气压来控制液体流量。

2 硬件电路设计

硬件电路主要由以下几部分组成:以DRV2667为核心的压电泵驱动电路,气压传感器外围电路,I²C总线地址扩展电路,电源电路,串口通信电路,显示电路,STM32及外围电路^[12-14]。

2.1 压电泵驱动电路

压电泵驱动电路的核心是芯片DRV2667。DRV2667是一款专用于压电材料的驱动芯片,内置升压模块,通过I²C总线或模拟量电压来设置正弦波的幅值和频率,从而改变压电泵输出气压。根据本系统压电泵的测试情况,频率在25~1 kHz,幅值在25~100 V之间,气压和正弦波的频率、幅值均近似线性关系。

DRV2667外围电路如图3所示,通过调节外围电路中电阻 R_1 、 R_2 、 R_5 的阻值可以调节最大输出电流 I_{LIM} 以及升压电压 V_{BST} 。其中,由于输出液体流量值处于很低的范围内,驱动电路的最大电流只需设为0.5 A,升压电压 V_{BST} 在数值上等于DRV2667的最大输出幅值-5,而该最大输出幅值可以由用户经I²C设置,防止系统运行过程中输出过压从而保护压电泵。本系统最大输出电压设为50 V,故 V_{BST} 设为55 V根据手册提供的式(1)和式(2)可计算出相应的电阻值。图中电感 L_1 和其余电容均按照手册推荐值取值。

$$V_{BST} = V_{FB} \times \left(1 + \frac{R_1}{R_2}\right) \quad (1)$$

其中, $V_{FB}=1.32$ V。

$$R_{EXT} = \left(K \times \frac{V_{REF}}{I_{LIM}}\right) - R_{INT} \quad (2)$$

其中, $K=10500$, $V_{REF}=1.32$ V, $R_{INT}=60$ Ω 。

2.2 气压传感器及外围电路

为了实时监测泵的输出,系统引入传感器MP3V5004G。MP3V5004G是恩智浦公司生产的压阻式单晶硅压力传感器,该传感器将先进微加工技术应用于薄膜植入式应变计,灵敏度高;片上集成了微处理器,可输出与施加压力成比例的模拟量信号。测量范围为-2~2 kPa,精度可达1.5% V_{FSS} 。MP3V5004G外围电路简单,只需少量电阻电容即可,如图4所示。

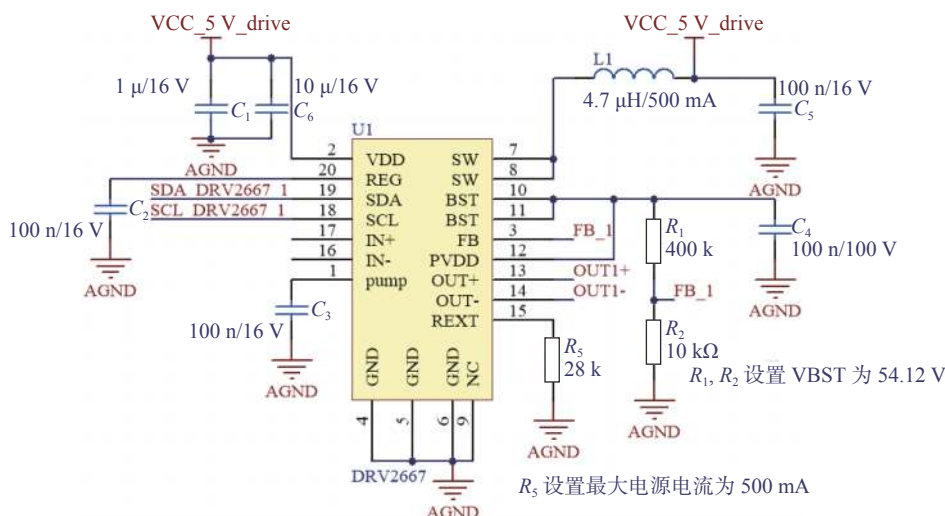


图3 压电泵驱动电路

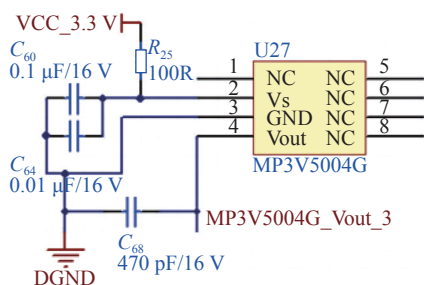


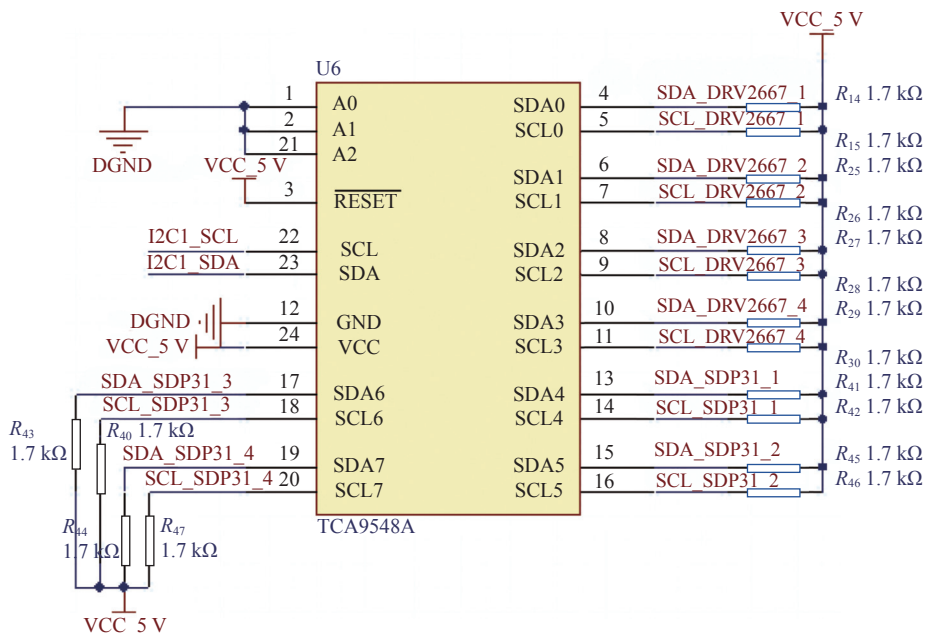
图4 气压传感器及外围电路

2.3 I²C 总线地址扩展电路

多个 I²C 从器件经常会出现从地址冲突的情况，解决这一问题的方案就是引入 I²C 总线地址扩

展电路，这里采用 TCA9548A，如图 5 所示，其扩展的 8 路 I²C 分别挂接 4 个压电泵驱动芯片和 4 个差压传感器。

TCA9548A 可将 1 路 I²C 扩展为 8 路 I²C，其本身也是一个 I²C 从器件，根据不同的指令使扩展后的 8 路局部 I²C 总线分时连接到系统的 I²C 总线，从而实现了从地址扩展。它还具有 3 个片选位，实现最多 8 个 TCA9548A 同时挂载在 I²C 总线上，即实现最多 8×8=64 路 I²C 地址扩展。同时它扩展的每一路 I²C 都可以选择不同的上拉电压，实现不同上拉电压 I²C 总线的兼容。

图5 I²C 总线地址扩展电路

2.4 串口电路

串口电路主要包含 STM32 的外设 USART 和基于 CH340G 的 USB 转串口电路。通过 STM32 的 USART, 可以实现压电泵控制系统与上位机的通信。为了简化使用时的接线, 在本系统板内集成了 CH340 电路, 以实现只需要一根 USB 线就能实现压电泵控制系统与上位机间的通信。

CH340 是一个 USB 总线的转接芯片, 可实现 USB 转串口、USB 转 IrDA 红外或者 USB 转打印口。在串口方式下, CH340 提供常用的 MODEM 联络信号, 用于为计算机扩展异步串口, 或者将普通的串口设备直接升级到 USB 总线。

基于 CH340G 的 USB 转串口电路如图 6 所

示。由于 CH340G 用于高速的 USB 总线转换, 需要精准的时钟基准, 故它的外围电路中包含由无源晶振、起振电容和起振电阻组成的时钟电路。STM32 的 RXD 和 TXD 引脚通过网络标号 Rxd 和 Txd 分别连接 CH340G 的引脚 TXD 和 RXD。完成来自于 STM32 的串行数据的转换后, CH340G 将转换后的数据通过引脚 UD+和 UD-以差分数据的形式发送到 PC 机的 USB 总线上。另外, 电路中使用两个绿色 LED(编号 TX1, RX1)来指示通信状态: 当有数据从 STM32 发送给 PC 时, 编号为 TX1 的 LED 亮; 当有数据从 PC 发送给 STM32 时, 编号为 RX1 的 LED 亮。

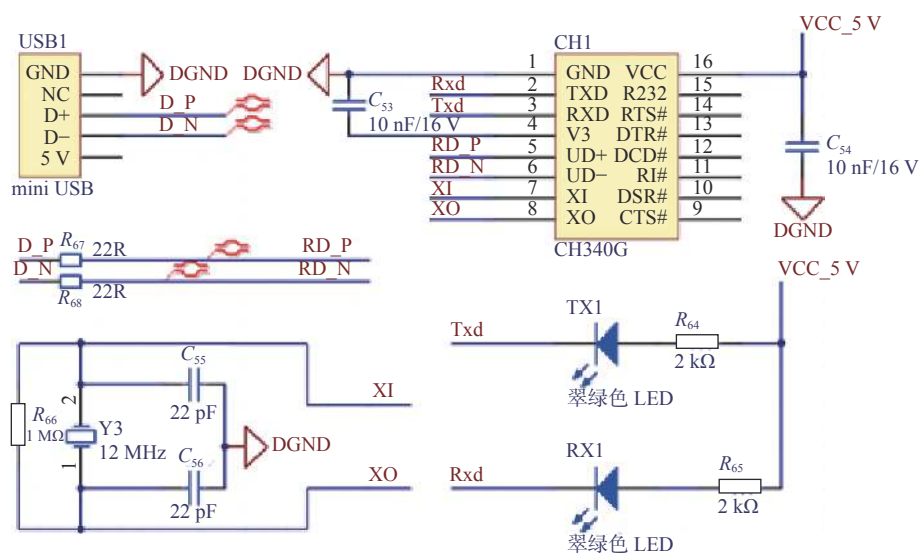


图 6 USB 转串口电路图

2.5 电源电路和显示电路

整个系统需要 5 V 和 3.3 V 的供电电压, 采用 AC220 V 转 5 V 的电源适配器来直接提供 5 V

电源, 另采用 ASM1117 将 5 V 转成 3.3 V 输出, 如图 7 所示。

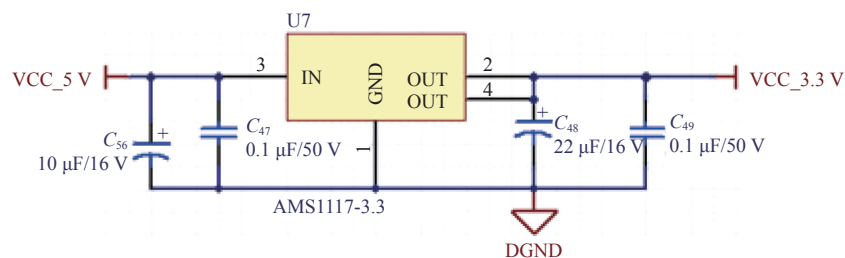


图 7 电源电路

3 软件编程

下位机采用 ST 公司提供给用户的函数库标准库 StdPeriph_Lib 进行编程, 不再直接读写 STM32

的寄存器。主程序如图 8 所示, 初始化之后, 循环从串口获取用户设置, 经 I²C 总线来改变驱动芯片 DRV2667 的输出, 再通过 ADC 读取 MP3V5004G 的气压反馈信息, 并将这些信息通过 I²C 总线在

OLED 屏上显示出来。由于系统中 I²C 器件较多, 基于 STM32 的 I²C 通信程序是本系统软件设计工作中最主要的部分。

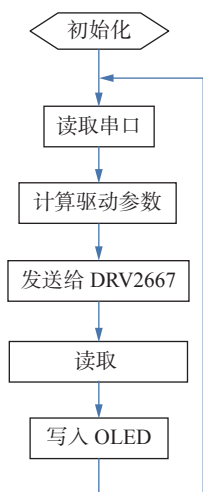


图 8 下位机主程序

STM32 自带 I²C 接口, 有 4 个工作模式: 主模式发送, 主模式接收, 从模式发送, 从模式接收。但 STM32 的 I²C 协议为了避开 Philips 公司的专利问题, 在原本的 I²C 基础上做了相当大的改动, 包括引入了总线仲裁, CRC 校验, 10 位地址头段匹配等, 复杂度远大于标准 I²C 协议。本系统 STM32 的 I²C 接口工作在主模式, 在和 TCA9548A、DRV2667 以及 OLED 屏的通信过程中的操作都是写, 没有读。在执行写操作时会产生如下事件: EV5、EV6、EV7, 工作流程如图 9 所示。

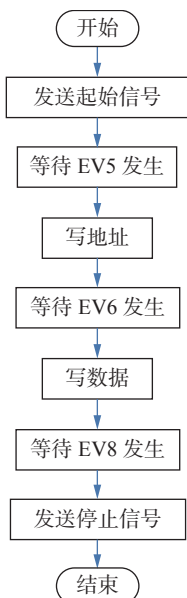


图 9 主模式下写操作

TCA9548A 仅仅是总线扩展, 程序比较简单, 而 OLED 的程序已由厂家提供, 不需要自己重新编写, 故不讨论其编程实现, 这里仅介绍压电泵驱动芯片 DRV2667 的使用编程实现。

DRV2667(以下简称“驱动芯片”)有 4 个工作模式: FIFO 模式, RAM 播放模式, 波形整合播放模式和模拟输入模式。由于我们要得到的是正弦波, 故选择波形整合播放模式。该模式下 MCU 按照通信协议向驱动芯片的 RAM 中写数据, 驱动芯片根据 RAM 里的内容直接输出不同频率、幅值、持续时间的正弦波。

波形整合播放模式的数据在 RAM 中的存储, 包含 1 字节的 HeaderSize, $N \times 5 + 1$ 字节的 Header 以及若干字节的波形数据。RAM 的第一个字节 (Page1 的 0x000) 为 HeaderSize, 其值必须为 $N \times 5 + 1$, N 为向 RAM 中写入的波形的个数。HeaderSize 之后为对应的 Header, 存储着每个波形的数据, Header 包含 3 个部分内容: 起始地址、停止地址和波形重复播放次数, 占 5 个字节。起始地址的高 8 位、低 8 位字节, 停止地址的高 8 位、低 8 位字节以及波形重复播放次数。

从第 $N \times 5 + 1$ 地址开始存放每段波形的参数依次是 *Amp*、*Frq*、*Du* 和 *Env*, 各占 1 个字节, 其中 *Amp* 的取值范围为整数 0~255, 其中 0 代表不产生波形, 255 代表正弦波最大幅值。单位为 V, 输出正弦波的幅值满足:

$$V_{\text{out}} = \frac{\text{Amp}}{255} \times V_{\text{max}} \quad (3)$$

Frq 的取值范围为大于或等于 1 的整数, 输出正弦波的频率为 $7.8125 \times \text{Frq}(\text{Hz})$ 。

Du 的取值范围为大于或等于 0 的整数, 该段波形持续的时间满足:

$$\text{Duration} = \frac{1000 \times \text{Du}}{7.8125 \times \text{Frq}} \quad (4)$$

若 *Du* 取值为 0, 则表示持续时间为无限。

完成以上数据的写入后, 波形数据就准备就绪了。接下来只需让驱动输出波形: 向位于 Page0 的地址为 0x02 的寄存器的最后一位 GO[0] 写 “1” 即可, 驱动开始输出波形; 写 0 时, 驱动停止输出波形。

4 实验测试

本系统可同时支持4路液体流量输出, 与这4路流量输出相关的压电泵以及传感器、电路都相互独立。如图10所示, 测试时接了一组。压电泵的输出接一个三通管分别连接到储液池和气压传感器。由于压电泵、气压传感器、储液池等气体接口尺寸不一, 此处使用了多个变径直通宝塔头。

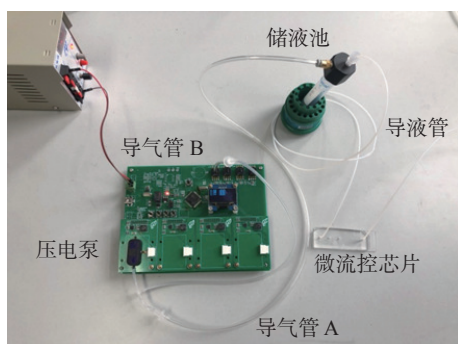


图10 系统实物图

由于成本关系, 本系统没有采用精度达微升级的微流量传感器, 液体流量是通过持续一分钟输出特定值的气压, 再测量液体体积得到。由于压电泵输出的气压由正弦波频率、幅值决定, 还需要测量二者与对应气压的数据。固定正弦波幅值, 在本系统的工作范围内选取一组不同的频率值, 得到正弦波幅值和频率、压电泵输出的气压、液体流量三者之间的对应关系, 如表1所示, 图11则是根据表1画的曲线。

可以看到, 压电泵的输出气压值和正弦波频率近似线性关系, 而液体流量值和压电泵的输出气压呈分段线性关系, 在低于 5×10^6 Pa 时斜率较小, 高于 5×10^6 Pa 时斜率较大。

将本系统应用于微流控实验, 微流控芯片的微通道总长 40 mm, 宽 100 μm , 储液池液体中的小球藻颗粒平均直径为 10 μm , 如图12所示, 将微流控芯片放置于显微镜下, 芯片左部连出液导管, 右部连接进液导管, 即液体流动方向为从右至左。显微镜放大倍数为 200, 当前视角范围为 0.7 mm $\times$ 0.2 mm, 即液体和小球藻颗粒的行程为 0.7 mm。分别采用正弦波频率 100 Hz、液体流量 21 $\mu\text{L}/\text{min}$ 以及频率 50 Hz、液体流量 12.7 $\mu\text{L}/\text{min}$ 进行了2组

实验, 来对比不同的流量下小球藻颗粒的运动速度。图13为实验视频中截取的4帧图像, 图(a)和图(b)对应 21 $\mu\text{L}/\text{min}$, 图(c)和图(d)对应 12.7 $\mu\text{L}/\text{min}$, 用红框标出。观察的两组颗粒, 结合图片下方的时间栏可以看到, 在 11 s 的时间里, 两组实验中, 21 $\mu\text{L}/\text{min}$ 流量下小球藻颗粒运动路程约为 12.7 $\mu\text{L}/\text{min}$ 流量下的二分之一。

表1 正弦波频率、幅值、差分压力、液体流量测量数据关系

频率/Hz	幅值/V	气压/Pa	液体流量/ $(\mu\text{L} \cdot \text{min}^{-1})$
25	25	20	8.6
50	25	41	12.7
100	25	79	27
200	25	164	35
400	25	311	112
600	25	483	235
800	25	657	367

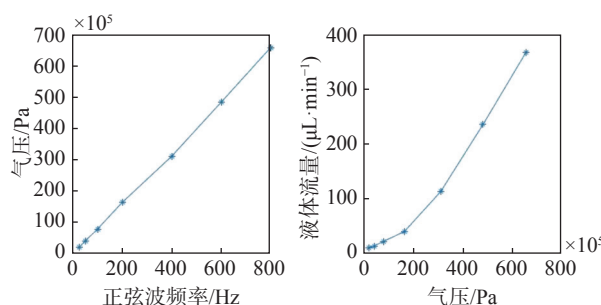


图11 曲线图

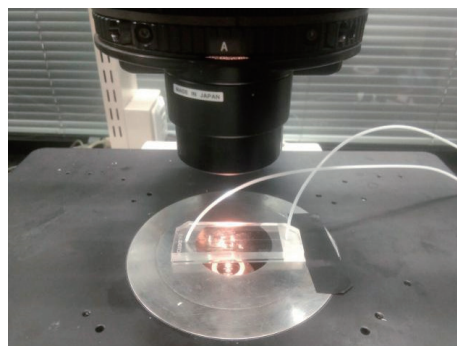


图12 实际工作过程图

为了便于在图中辨认对比, 红框标出的两组实际为一簇小球藻颗粒, 随着运动的进行, 会有微小的组合变化, 如图13所示。

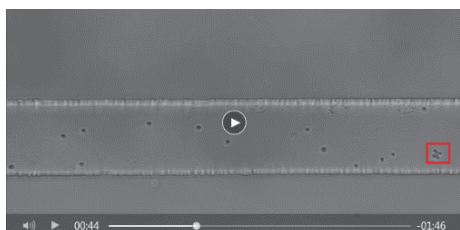
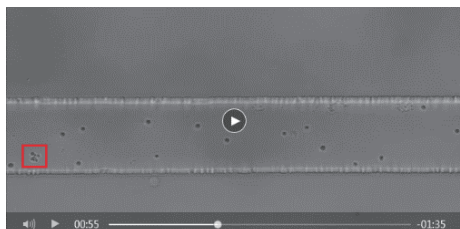
(a) 流量 12.7 μL 时, 小球藻颗粒在第 2 s 时的位置(b) 流量 12.7 μL 时, 小球藻颗粒在第 13 s 时的位置(c) 流量 21.0 μL 时, 小球藻颗粒在第 44 s 时的位置(d) 流量 21.0 μL 时, 小球藻颗粒在第 55 s 时的位置

图 13 颗粒运动轨迹图

5 结束语

基于微流控的压电式微型流量泵控制系统采用压电泵来作为执行机构, 突破了国内千篇一律地以叶轮式泵、喷射式泵、容积式泵等作为执行机构的传统, 具有精度高, 功耗小, 噪声小, 电磁辐射低, 体积小巧, 方便携带的优点, 流量控制可以精确到 $10 \mu\text{L}/\text{min}$ 。为了驱动压电泵, 采用了压电材料专用驱动芯片 DRV2667, 它通过 I²C 总线进行控制, 能输出不同频率和幅值的正弦波来驱动压电材料。

同时为了实时监控系统输出的流量值, 采用气压传感器 MP3V5004G 来间接测量流量值, 并把测量结果显示在 OLED 屏上。为了解决 I²C 从

器件地址冲突问题, 使用了 I²C 总线扩展芯片。系统搭建完毕后, 测量了一系列的数据样本, 得到了压电泵驱动芯片输出的正弦波信号的幅值、频率与压电泵输出压力还有流量的对应关系。测量结果证明, 本系统可以应用于微流控场景, 更方便学生在生物实验过程中的测量, 数据采集等。

参考文献

- [1] KATHARINA F SONNEN, CHRISTOPH A M. Microfluidic as an emerging precision tool in developmental biology[J]. Developmental Cell, 2019: 293-311.
- [2] 陈显. 微流控技术中的微流体控制与应用[J]. 海峡科技与产业, 2018(6): 21-28.
- [3] 庞杰, 姜静怡, 王林, 等. 微流控技术对活性物质稳定性保护的研究进展[J]. 西南大学学报(自然科学版), 2019(4): 27-35.
- [4] 高易凡. 基于微流控芯片和纳米材料的循环肿瘤细胞的捕获与释放研究[D]. 武汉: 武汉纺织大学, 2018.
- [5] 郑梦玲, 姜海洋, 黄梓良, 等. PDMS薄膜阀压电泵设计及实验研究[J]. 安徽职业技术学院学报, 2018, 17(4): 1-4.
- [6] 赵天, 杨志刚, 刘建芳, 等. 利用压电泵驱动和脉动混合可控合成纳米粒子[J]. 光学精密工程, 2014, 22(4): 904-910.
- [7] EIYONG P, SUNGJOON L. Microfluidic dual-band bandpass filter[C]//In Proceedings of 2017 IEEE Asia Pacific Microwave Conference (APMC). Kuala Lumpur: IEEE, 2017: 762-764.
- [8] 高志刚, 罗勇, 宋其玲, 等. 微流控芯片技术在药物化学实验中的应用[J]. 实验技术与管理, 2020, 37(12): 72-74.
- [9] 袁哲. PDMS微流控芯片中的微通道加工技术[J]. 微纳电子技术, 2019, 56(3): 239-247.
- [10] 刘永顺. 基于CD-like 微流控芯片关键器件和集成化技术研究[D]. 吉林: 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 2013.
- [11] 杨晨明. 基于微流控系统压电微泵驱动方法的研究[D]. 北京: 北京化工大学, 2018.
- [12] 李位星, 王大东, 葛声杨, 等. 基于STM32的四旋翼无人 机实验教学平台[J]. 实验技术与管理, 2021, 38(2): 91-94.
- [13] 肖青, 李群芳. 单片机原理, 接口及应用[M]. 北京: 清华大学出版社, 2010.
- [14] 张佳明, 孙浩, 栗琳. 基于STM32的机械专业检测与控制综合实验系统设计[J]. 实验技术与管理, 2021, 38(1): 153-158.

编辑 钟晓