

# 基于 STM32 的细胞换液自动控制系统<sup>①</sup>

王 程<sup>1,2</sup>, 肖文香<sup>1</sup>, 凌世全<sup>2</sup>, 吴天准<sup>2</sup>

<sup>1</sup>(桂林电子科技大学 生命与环境科学学院, 桂林 541004)

<sup>2</sup>(中国科学院深圳先进技术研究院 生物医学与健康工程研究所, 深圳 518055)

**摘 要:** 为了解决目前在细胞冷冻前细胞换液过程中人工操控难、技术要求高、效率低、成本高等问题, 提出了一种基于 STM32 和  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$  的自动控制系统的设计方案. 其中, 以 STM32 为主控制器, 完成步进电机 S 形加减速脉冲的生成、位移数据的采集和模数转换、与上位机 LabVIEW 的通信等; 控制系统中嵌入  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$  实时操作系统以实现多任务运行, 简化程序设计, 便于扩展. 实际的测试证明, 该系统具有良好的稳定性和可行性, 大大缩短了实验时间, 性能指标达到了系统初步的目标要求.

**关键词:** 细胞冷冻; 自动控制; 步进电机; STM32;  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$

## Exchange of the Cell Medium Automatic Control System Based on STM32

WANG Cheng<sup>1,2</sup>, XIAO Wen-Xiang<sup>1</sup>, LING Shi-Quan<sup>2</sup>, WU Tian-Zhun<sup>2</sup>

<sup>1</sup>(School of Life and Environmental Science, Guilin University of Electronic Technology, Guilin 541004, China)

<sup>2</sup>(Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

**Abstract:** In order to solve the problems of difficult manual handling, high technical requirement, low efficiency and high cost during the exchange of the cell medium before cell freezing, a design of automatic control system based on STM32 and  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$  is proposed. In the system, STM32 is used as main controller to complete the generation of S-shaped acceleration and deceleration pulses for the stepper motor, acquisition of displacement data and analog-to-digital conversion, communication with the host computer, etc. Embedded real-time operation system  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$  is applied in the control system, which can realize the multi-tasks running, simplify programming and is easy to extend. Test results show that the system is stable, feasible, and has greatly shortened the test time, which reaches the preliminary requirements of the design.

**Key words:** cell freezing; automatic control; stepper motor; STM32;  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$

细胞冷冻技术是生物医学、畜牧业育种和人类繁殖, 尤其是精子、卵子的保种中常用的一种技术, 但这些细胞冷冻处理前需要用不同浓度的缓冲液对细胞进行多次换液处理, 以减少渗透压的变化对细胞造成的冲击<sup>[1]</sup>, 同时避免因直接冷冻造成的细胞内外的水结冰而使细胞死亡. 目前细胞冷冻前的换液仍然主要靠人工操作, 而由于细胞体积小、极易损伤, 需要精细地掌握对细胞提取的技巧和浸泡时间的严格控制, 这种处理方式劳动强度大、效率低、成本高(如卵子冷冻费用在 1 万元左右), 因此市场上迫切需要一种可以替代

人工操作的控制设备对细胞自动换液.

本文根据上述问题提出了一种基于 STM32 和  $\mu\text{C}/\text{OS}-\text{II}$  的嵌入式自动控制系统设计方案. 为了提高系统稳定性和位移精度, 以及降低系统振动对细胞操控的影响, 研究了步进电机 S 形加减速算法, 并将其成功应用到系统中.

## 1 工作过程及总体设计方案

### 1.1 细胞冷冻前换液过程

细胞冷冻前换液是指冷冻前需要用冷冻保护剂

<sup>①</sup> 基金项目: 国家自然科学基金委重点项目(51105388); SIAT 优秀青年创新基金(201304)

收稿时间: 2014-09-26; 收到修改稿时间: 2014-11-28

(通常是二甲基亚砜)来逐步替换掉细胞内的水分。为了防止渗透压对细胞膜的冲击破坏,需要用不同浓度梯度的保护剂对细胞进行多次换液处理,为此设计了一种控制方案,如图1所示。为了有效捕获细胞,我们采用平面微流控芯片<sup>[2]</sup>,加工了具有与细胞尺寸相仿的微尺度点阵和沟槽,如图1-b所示,使得包含单个细胞的液滴在微柱阵列(区域A)铺展,在芯片倾斜时细胞经过铺展区(区域B)沿沟槽(区域C)流动并被捕获在特定区域,而溶液则沿着沟槽流走,便于该细胞更换溶液。

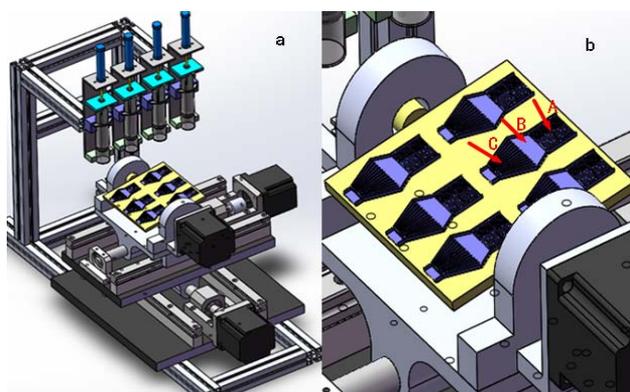


图1 (a)机械结构;(b)微流控芯片

### 1.2 总体设计方案

控制系统主控芯片采用的是意法半导体公司STM32F1系列的大容量ARM微处理器STM32F103ZET6,它具有Cortex-M3内核兼容Thumb-2指令集架构、代码密度高、执行速度快的特点,还具有外围设备接口丰富,最多可同时产生30路PWM输出,调试方便等优点。

图2所示为硬件设计结构框图。系统由主控芯片向步进电机提供调速脉冲,脉冲经过不同的驱动器分别输入到驱动X-Y双坐标台的57系列步进电机、及推动注射器的28BYJ48步进电机。控制系统的硬件主要由脉冲幅值转换电路、28BYJ48步进电机驱动电路、模数转换电路、LCD状态显示电路、USB供电及串口通信电路、按键控制电路等构成。

我们为了达到X轴、Y轴上的57步进电机驱动器对幅值为5V脉冲的要求,通过德州仪器公司的74LVC16T245芯片将MCU输出的幅值为3.3V的脉冲转换为5V的。同时为了简化电路,通过USB转串口芯片CH340G,将系统供电电路以及串口通信电路整合

在一起。选用AMS1117-3.3芯片将USB的5V电压转换成3.3V电压给MCU供电。

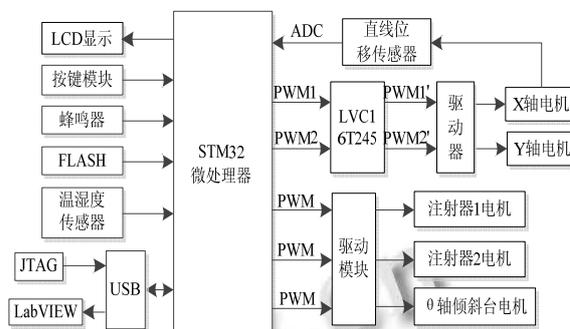


图2 硬件设计结构框图

## 2 硬件电路设计

### 2.1 脉冲幅值转换电路

脉冲幅值转换电路如图3所示,其中LVC16T245为电平转换芯片,将3.3V脉冲转换为5V,最小耗时为0.3ns,即最大转换频率能达到3GHz,能满足本应用的要求。

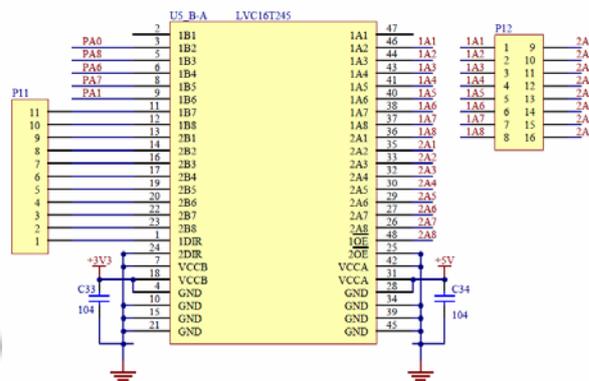


图3 脉冲幅值转换电路

其中,PA0、PA8分别为STM32向X轴电机输出的频率为200-5200Hz的PWM信号和方向信号;PA6、PA7分别为向Y轴电机输出的频率为200-5200Hz的PWM信号和方向信号;PA1为X轴、Y轴电机共用的光电隔离信号,频率为300Hz。而1A1、1A2、1A3、1A4、1A5分别为对应幅值转换后的信号输出端。

### 2.2 28BYJ48电机驱动电路

由于注射器上的28BYJ48步进电机额定电压、额定电流分别为5V、60mA,STM32F103ZET6需要额外的驱动电路才能驱动该电机。如图4所示,我们选择

达林顿管 ULN2003, 以将从主控芯片输出的脉冲信号放大以驱动步进电机. 其中注射器 1、2, 以及  $\theta$  转台上的电机使用相同的驱动电路.

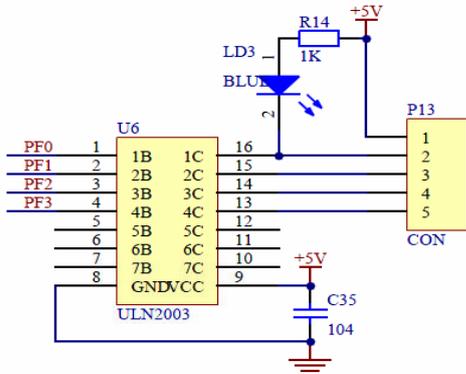


图 4 28BY48 步进电机驱动电路

### 2.3 USB 转串口电路

我们通过 USB 向系统供电, 并通过 USB 转串口芯片 CH340G 实现 USB 转串口, 并与上位机的通信, 实现了串口通信与为系统供电的双重功能. 同时满足 USB 2.0 标准, 使得外围电路简单易用, 如图 5 所示.

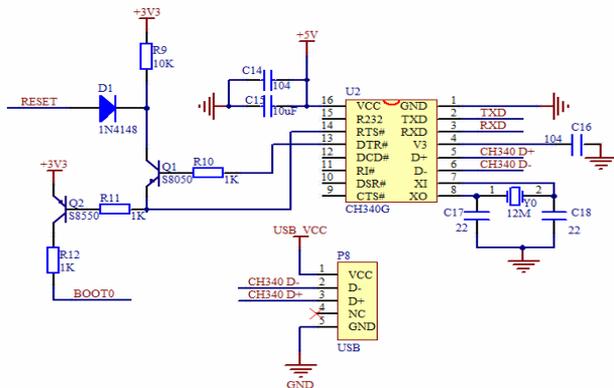


图 5 USB 转串口电路

## 3 系统软件设计

### 3.1 步进电机 S 形加减速算法

步进电机运行中常出现过冲、失步、低频振动等现象, 从而引起系统振动、以及降低位移精度, 需要对电机按照一定的加减速曲线算法进行调速, 常见的调速曲线有线形加减速曲线、指数形加减速曲线<sup>[3]</sup>, 而线形加减速中存在柔性冲击和平稳性差等问题<sup>[4]</sup>, 指数形加减速曲线在电机加减速过程存在速度突变, 平稳性也不佳. S 形加减速曲线是优化指数形曲线后得到的, 避免了加速度的突变, 不存在柔性冲击. S 形加减速曲线算法有多种形式, 常见的有抛物线形和三角函

数形<sup>[5]</sup>.

为了降低电机振动, 尤其是启停阶段对微流控芯片及细胞的稳定产生的影响, 本文按照三角函数法, 通过正弦曲线的平移与缩放构造了 S 形加减速曲线, 其速度(以与速度成正比的频率  $f$  表示)公式为:

$$f = 0.5(f_m - f_0)\sin(\pi t / t_r - \pi / 2) + 0.5(f_m + f_0)$$

其中  $f_m$  为最大运行频率,  $f_0$  为启动频率,  $t_r$  为加速时间. 考虑到微流控芯片需要工作台有较高的稳定性, 本文由 200Hz 启动频率按照 S 形曲线加速至最大运行频率 5200Hz 后再匀速, 之后减速(与加速段对称)至停止. 由此得到步进电机加速段的速度( $v$ )曲线和加速度( $a$ )曲线, 如图 6 所示.

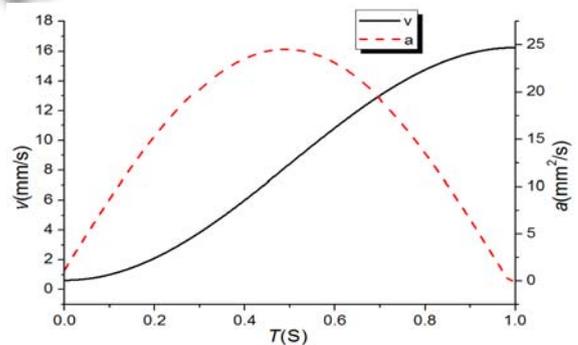


图 6 速度曲线和加速度曲线

由上图可以看出 S 形加减速曲线变化平缓, 且其加速度不存在突变, 可有效避免柔性冲击对系统的影响, 提高控制系统的稳定性, 降低对坐标台上微流控芯片的冲击.

### 3.2 系统任务的划分与管理

根据功能要求, 系统划分为 10 个任务: 开始任务、ADC 任务主任务、串口通信任务、Y 轴微调任务、温湿度监测任务、显示任务、启动任务、返回任务、主任务、按键任务. 其优先级分别为: 4、7、9、11、13、15、18、20、22、25. 上述任务的优先级是根据任务的关键性、频繁性等因素划分的. 其中创建任务后只有按键任务和主任务是处于就绪态的. 当有按键触发时, 按键任务将键值通过消息邮箱传递给主任务, 然后主任务根据不同的键值启动不同的任务. 系统任务流程如图 7 所示.

系统中定义了 1 个消息邮箱、一个事件标志组和 5 个信号量, 消息邮箱用来传递键值, 温湿度采集任务和 ADC 任务按照事件标志组的逻辑或关系启动显示

任务，信号量用来控制任务的启停。多任务的运行需要先初始化硬件信息以及软件系统，再建立事件和任务，然后按照就绪表内的优先级进行任务的调度。

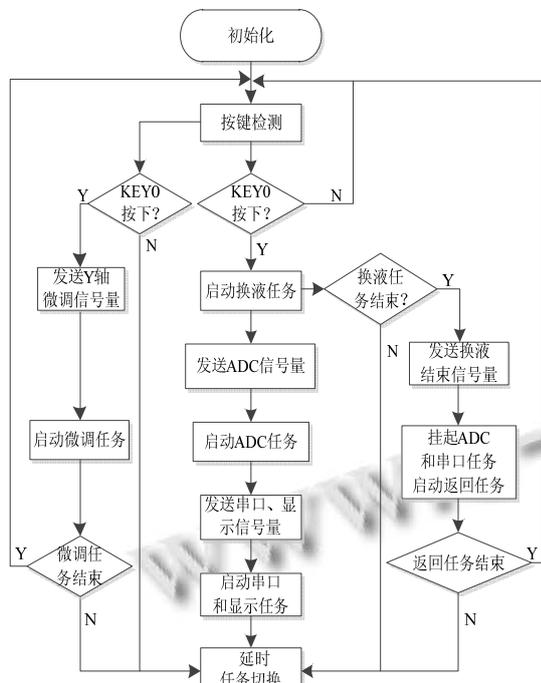


图7 系统任务流程图

#### 4 试验测试

在初期的实验装置中，以单个平面微流控芯片的定位为考察目标，通过 X 轴上直线位移传感器分别测量 X-Y 坐标台上目标芯片从原点 O(0,0)定位到注射器 1 正下方 A(32,32)点的距离，再从 A 点移动到注射器 2 正下方 B(86,32)点的距离。控制系统参数如下：57 步进电机步距角为 1.8°，脉冲采用 8 细分，脉冲当量为 3 $\mu$ m。

在最大转速不同的情况下，分别进行了三组测试，测试结果如表 1 所示。由表可知，误差随着转速的提高以及距离的增大而增大。误差的出现主要是由直线位移传感器自身精度、速度规划时对离散时间的取整，以及对定时器自动重载值的取整而引起的。本文将最

大转速设为 195 r/min，这样既能将点的定位误差控制在初期要求的 1mm 范围内，又能缩短整个系统的运行时间，提高效率。通过实际的测试表明，自动控制系统大大提高了细胞换液的效率，可将换液的操作时间缩短到 10 分钟以内。

表 1 测试结果

方向	最大转速 (r/min)	实际位移 (mm)	位移 (mm)	误差 (mm)	相对误差 %
O-A	130	31.7	32	0.3	0.9
A-B	130	85.4	86	0.6	0.7
O-A	195	31.5	32	0.5	1.6
A-B	195	85.2	86	0.8	0.9
O-A	350	31.1	32	0.9	2.8
A-B	350	84.8	86	1.2	1.4

#### 5 结语

文中基于 S 形曲线算法，提高了步进电机的速度变化的平滑性，提高了系统的稳定性，从而降低了机械振动对微流控芯片的影响。而 STM32 微控制器与  $\mu$ C/OS-II 操作系统的结合，使得控制多个步进电机更为容易，并大大简化了程序的设计，方便后期的功能模块扩展。通过实际的测试可以看出，该设计可以初步实现细胞冷冻前替换冷冻保护剂的自动化控制，具有良好的应用价值和市场前景。

#### 参考文献

- 1 Mazur P. Freezing of living cells: Mechanism and implications. American Journal of Physiology, 1984, 247: 125-142.
- 2 Teh SY, Lin R, Hungb LH, Lee AP. Droplet microfluidics. Lab on a Chip, 2008, 8(2): 198-220.
- 3 刘丽,韩震宇,李龙,李虹霖.基于 ATmega16 单片机的步进电机加减速控制.中国测试技术,2007,33(6):106-108.
- 4 郭新贵,李从心.S 形曲线加减速算法研究.机床与液压, 2002,(5):60-62.
- 5 邵现京,董金才,赵龙章,靳明水.基于新型加减速曲线的多步进电机控制的研究.自动化与仪表,2011,4:53-56.