

基于 STM32 的液面探测与精确加样控制系统设计

刘昕宇, 欧源斌, 张树鑫, 陈 昕

(深圳大学 医学部 生物医学工程实验中心 广东 深圳 518000)

摘 要: 开发了一种基于 STM32 的液面探测与精确加样的控制系统, 利用接触式电容式液面探测原理, 配合机械臂和高精度计量泵, 以 STM32F103RCT6 为主控芯片, 设计了液面检测电路、步进电机驱动电路、脉冲信号转换电路等。实验结果证明: 该控制系统有较高的精度, 达到了降低误差和避免交叉污染的目的, 实用性较强。

关键词: 液面探测; 精确加样; 控制系统; 高精度

中图分类号: TH274; TP212

文献标识码: A

文章编号: 1000-9787(2020)11-0067-04

Design of liquid level detection and precise sample loading control system based on STM32

LIU Xinyu, OU Yuanbin, ZHANG Shuxin, CHEN Xin

(Biomedical Engineering Experimental Center, Faculty of Medicine, Shenzhen University, Shenzhen 518000, China)

Abstract: A control system based on STM32 for liquid level detection and precise sample loading is developed. Using the principle of contact capacitive liquid level detection, with the mechanical arm and high-precision metering pump using STM32F103RCT6 as the main control chip, and the liquid level detection circuit, stepper motor drive circuit, pulse signal conversion circuit, etc, are designed. The experimental result proves that the control system has higher precision, achieves the purpose of reducing errors and avoiding cross-contamination and has strong practicability.

Keywords: liquid level detection; precise sample loading; control system; high precision

0 引 言

液面探测技术是实现体外诊断仪器全自动化、防止误测及试剂交叉污染的一个关键性技术, 其主要应用于全自动生化分析仪、免疫分析仪、尿液分析仪等大型临床检验仪器^[1]。液面探测的方法主要是通过控制加样针进入待测样品和试剂的探液深度, 最大限度地降低加样针外部液体携带量^[2], 达到降低加样误差、避免交叉污染的目的, 同时也避免了加样针吸入“空泡”和样品底部的沉淀物, 造成液路堵塞的结果。目前, 临床上主流的体外诊断仪器如进口的西门子、罗氏、国产的迈瑞、新产业等, 都将液面探测模块作为一项重要的组成部分, 并投入了大量的研发力量^[3, 4]。

1 控制系统的总体设计

1.1 设计原理

液面探测和精确加样控制系统主要由液面探测模块、主控模块、精确加样模块三部分构成^[5]。如图 1, 加样针固定在液面探测模块上, 末端接入一个 RC 振荡电路, 通过串联一个施密特触发器产生脉冲方波; 主控模块的脉冲计数器

器接收到信号后判断其方波频率, 定时计算频率的变化值, 并以此判定加样针是否与液面接触, 一旦加样针接触到液面, 单片机(MCU)即刻发送指令给电机控制器, 停止寻找液面并将仪器切换至液面跟随吸液模式。

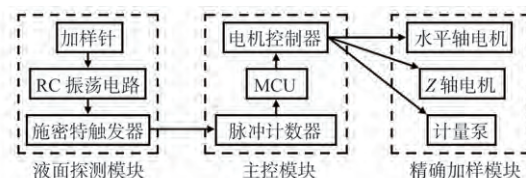


图1 控制系统原理框图

1.2 结构设计

液面探测与精确加样控制系统的总体设计结构如图2所示, 主要以机械臂、加样针、计量泵、液面探测组件为驱动, 结合以 STM32F103RCT6 单片机为液面探测系统核心的控制端, 实现了液面探测功能和液面跟随吸液的功能。平台包括两个在位于同一弧线上的液体承载试管, 用于存放液体; 机械臂模块, 用于实现摇臂和吸液针的移动; 计量泵模块, 利用步进电机和柱塞实现对液体的吸取和释放; 液面

收稿日期: 2019-07-01

探测组件,用于加样针寻找液面。

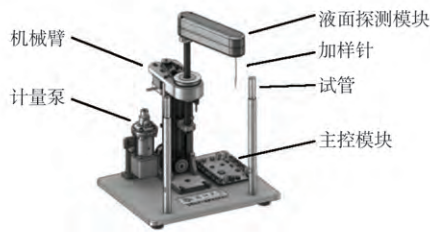


图2 控制系统的设计结构

2 硬件电路设计

2.1 液面探测模块

液面探测模块由加样针、RC振荡电路和施密特触发器电路组成,其原理采用目前体外诊断仪器最广泛的接触式电容法。接触式电容法的加样针采用双层金属管内外嵌套,中间填充绝缘材质,其内外针管相当于电容器的两个电极片分别接入电路中(如图3)。加样针接触到液面瞬间,两个电极片间的电容值骤然增大,通过检测电容值的变化来判断加样针是否接触到液面。

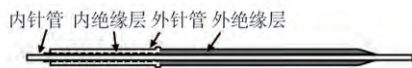


图3 加样针结构

加样针采用钛合金材质,具有良好的防撞功能,针外壁特氟龙包被,内壁流体抛光,可满足临床上全自动分析仪的要求,内外壁均有清洗功能,杜绝交叉污染。加样针实物如图4所示。



图4 加样针实物

接触式电容法的核心在于加样针产生的电容值变化,其配套的电容检测电路的可靠性是保证液面探测准确性的关键^[6]。本平台通过CD40106施密特触发器构建了多谐振荡电路(如图5)。

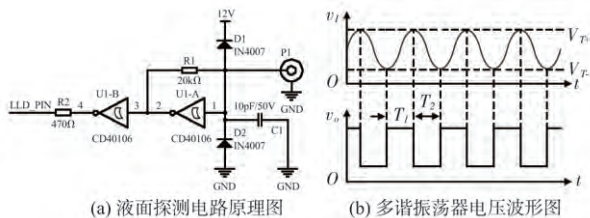


图5 液面探测电路原理与多谐振荡器电压波形

多谐振荡器的周期 T 与电路中等效电容值 C 其关系为^[7]

$$T = T_1 + T_2 = RC \ln \frac{V_{DD} - V_{T-}}{V_{DD} - V_{T+}} + RC \ln \frac{V_{T+}}{V_{T-}}$$

$$= RC \ln \frac{V_{DD} - V_{T-}}{V_{DD} - V_{T+}} \cdot \frac{V_{T+}}{V_{T-}}$$

2.2 主控电路

液面探测模块的信号接入主控电路后,其脉冲电平的

变化为0~5V。由于本平台使用的MCU的逻辑电平为0~3.3V,该信号需要通过LVX4245芯片进行电平转换,该芯片共有8路转换通道,可同时实现3.3~5V范围的电平转换,其电路图如图6所示。

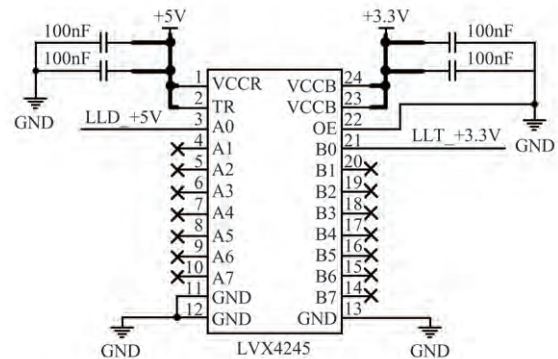


图6 脉冲信号电平转换原理

主控电路原理如图7所示,主控电路的MCU采用基于Cortex-M3内核的STM32F103RCT6嵌入式单片机,其最高支持72MHz工作频率,内置4个16位定时器,相对于ARM系列其他芯片,该芯片运行速度更快,对频率较高的脉冲具有更强的分辨能力^[8]。鉴于该芯片在工业领域应用的广泛性,本控制系统特意选取其为主控芯片。脉冲信号经过电平转换后,接入MCU定时器输入捕获端口,通过定时判断脉冲个数来识别加样针是否接触到液面。

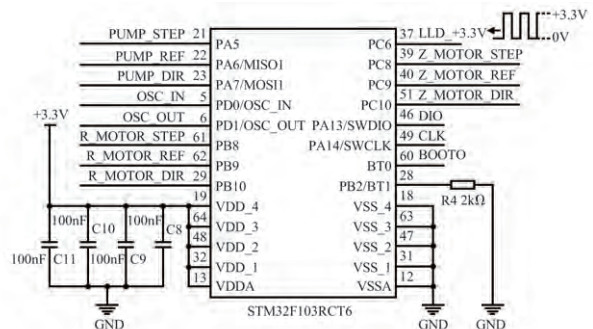
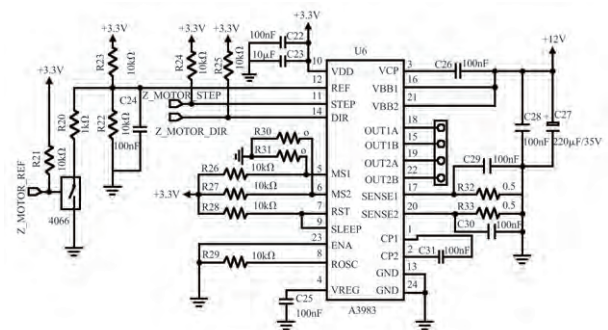


图7 主控电路原理

2.3 电机控制电路

控制系统的机械臂和计量泵依托三个步进电机进行驱动,其驱动电路如图8所示。



动芯片^[9], 该芯片最大驱动电压 35 V, 最大驱动电流为 2 A, 可作 1/8 微步细分。需要说明的是, 本平台使用的三个电机本身负载不同, 所需要的驱动电流也不相同, 可根据该芯片的 REF 引脚电压来调节驱动电流, 具体公式如下

$$I_{\text{Tripmax}} = \frac{V_{\text{REF}}}{8 \times R_s}$$

式中 I_{Tripmax} 为电机驱动电流, V_{REF} 为芯片 12 号引脚电压, R_s 为 R_{32} 、 R_{33} 电阻值。

模拟开关 74HC4066 用来切换 V_{REF} 分压电路, 分别驱动电机的保持电流和负载电流。分压电路由 R_{20} 、 R_{22} 、 R_{23} 3 个电阻构成, 可以对 3.3 V 进行分压。根据分压公式和驱动电流公式可以计算各电机驱动电流的大小, 比如垂直臂电机的计算: 分压电阻为 $R_{20} = 330 \Omega$, $R_{22} = 18 \text{ k}\Omega$, $R_{23} = 6.8 \text{ k}\Omega$, 得到 $V_{\text{REF}} = 2.4 \text{ V}/0.15 \text{ V}$, 采用 $R_s = 0.2 \Omega$, 所以得到负载电流为 1.5 A, 保持电流为 0.09 A。

3 软件设计

控制系统的软件开发采用 Keil uVision5 集成开发环境, 应用 C 语言编程。主程序流程图如图 9 所示。全部系统软件主要分为主程序和脉冲采集算法, 其核心在于将脉冲读取转化为是否有效探测到液面的有效判断, 同时对加样针进行精确控制。MCU 将定时器 3 设定为计数模式, 用来接收和计数 CH1 引脚的脉冲, 定时器 1 设定为 1 kHz 的频率读取计数器中累计脉冲值。一旦计数器的值出现明显变化, 即判断为加样针接触到液面, 主程序从液面探测模式进入到液面跟随吸液模式。

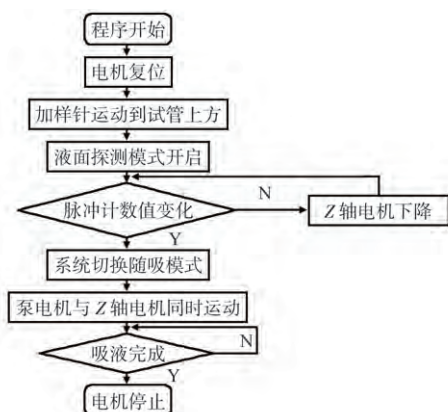


图 9 主程序流程图

程序调试的过程中, 脉冲计数的变化值会受到试管材质和液体剩余量的影响, 需要调节脉冲计数变化的参考值, 判定是否完成液面探测流程, 参考值设置过小会导致加样针过于敏感造成误判; 参考值设置过大会导致液面探测不及时, 加样针深入液体过多, 增加了交叉污染的影响。

4 实验结果与分析

4.1 液面探测功能验证

整个控制系统搭建完成后, 经过多次运行测量, 通过示

波器观察时, 加样针未接触液面时, 脉冲频率为 796.9 kHz; 加样针在刚接触到液面时, 脉冲频率为 785.5 kHz; 加样针在伸入液面深处时, 脉冲频率为 781.1 kHz, 下降幅度在 10 kHz 左右, 该频率变化范围可以满足 MCU 的判断需求 (如图 10)。

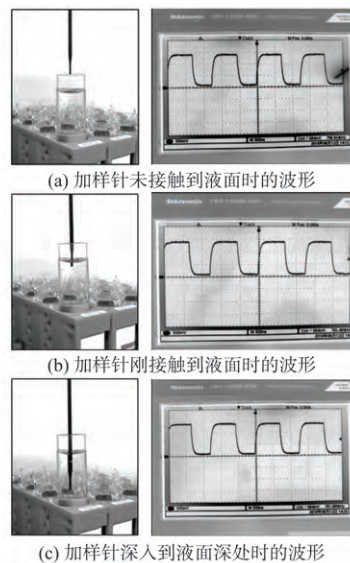


图 10 加样针未接触、接触、深入到液面深处时的波形

观察液面检测过程中脉冲计数值的变化, 如图 11 所示。

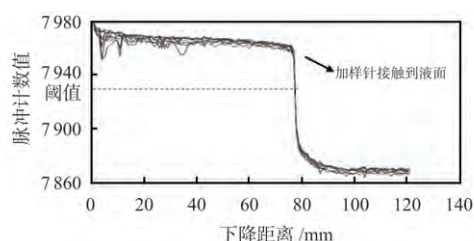


图 11 加样针下降过程脉冲个数记录

图 11 记录了加样针从液面上方进入液面整个过程中的脉冲计数值的变化过程, 计数周期为 10 ms。可以看到, 在未接触液面时, 脉冲计数值大部分在 7960 ~ 7980 之间; 在接触液面后脉冲计数迅速降到 7930 以下, 稳定在 7868 附近。因此, 若设置 7930 为脉冲计数值的阈值, 则当脉冲计数值低于此阈值时即表示检测到液面, 随即控制加样针停下, 加样针深入液面的深度保持在 0.5 mm 以内, 可以达到临床上容许的交叉污染范围。

4.2 加样精确度验证

在该控制系统加样性能的验证上, 以去离子水为测试样品, 编写测试程序, 使加样针处于装载去离子水的样本管上方, 垂直臂下降加样针开始寻找液面, 当感应到液面开始液面随吸, 即加样针与液面同步下降, 以最大限度降低交叉污染, 取样完成后移到另一样本管, 使用电子天平测量样本管的质量。实验中分别对 5、10、15、20 μL 的去离子水进行测试, 每组重复 20 次, 计算各样品量下的平均值和标准

差,得到仪器的加样品误差和加样重复性如表1。

表1 加液量准确性

加样品量/ μL	加样品误差/%	变异系数/%
5	0.80	1.87
10	0.10	1.02
15	0.23	0.58
20	0.03	0.47

以表1数据表明,本文设计的液面检测与精准加样系统达到了YY/T 0654-2017 中华人民共和国医药行业标准中的相关要求,即对仪器标称的样品最小、最大加样量,以及在 $5\mu\text{L}$ 附近的一个加样量,进行检测,加样准确度误差不超过 $\pm 5\%$,变异系数不超过 2% ,实现了高精度和高性能^[10]。

5 结束语

本文设计了一种基于STM32的液面探测与精确加样控制系统,通过接触式电容液面探测法,配合机械臂和高精度计量泵,整个系统控制灵活,精确度高,实现了降低误差和减少交叉污染的目的^[11],具有较强的实用性。

参考文献:

- [1] 张星原,龙伟,卢斌,等.一种高灵敏度液面探测系统的设计及其临床应用[J].传感器与微系统,2014,33(6):72-75,79.
- [2] 朱险峰,张阔,曾思思,等.全自动临床检验仪器中液面探测

技术的进展[J].生物医学工程学杂志,2010,27(4):949-952.

- [3] 陆奎英,包广宇.生化分析仪加样系统的检测[J].医疗设备信息,2007(9):63,105.
- [4] 王平,陈忠,梁志鹏.高黏度样品影响全自动生化分析仪加样系统的实验探讨[J].中华检验医学杂志,2003(4):23-25.
- [5] 卢建斌,余科军.基于ARM的高精度恒温控制系统设计[J].仪表技术与传感器,2018(8):69-72.
- [6] 赵振刚,刘晓为,王鑫.基于555多谐振荡器检测的碳纳米管湿敏传感器[J].光学精密工程,2011,19(1):118-123.
- [7] 阎石.数字电子技术基础[M].北京:高等教育出版社,1998.
- [8] 石聪,刘小华,孔令琴,等.基于STM8的士兵心率呼吸率监测预警装置设计[J].传感器与微系统,2017,36(4):90-93.
- [9] 陈新,黄伟志.基于A3983和AT89C2051两相步进电机驱动器的设计[J].仪器仪表用户,2009,16(1):59-60,80.
- [10] 万里霞,龙伟,张星原.新型液面检测系统设计与应用[J].传感器与微系统,2014,33(12):117-119.
- [11] 张智河,黄菊英.基于电容探测的智能液面探测技术[J].中国医疗设备,2013,28(11):131-132,142.

作者简介:

刘昕宇(1988-),男,硕士,实验师,主要从事生物医学工程体外诊断仪器方向实践教学研究工作,E-mail:liuxinyu3th@126.com。

陈昕(1975-),男,通讯作者,博士,教授,副院长,研究领域为医学超声新方法与新技术,E-mail:chenxin@szu.edu.cn。

(上接第66页)

参考文献:

- [1] 陈永华,朱林剑,包海涛,等.一种新型脑电信号的采集方法和应用[J].传感器与微系统,2006,25(3):81-83.
- [2] 夏明,魏东兴,姜涛.一种火焰检测系统的信号处理方法[J].传感器与微系统,2015,34(12):32-35.
- [3] LIU C C, CHANG S J, HUANG G Y, et al. A 10-bit 50-MS/s SAR ADC with a monotonic capacitor switching procedure [J]. IEEE J Solid-State Circuits, 2010, 45(4): 731-740.
- [4] YUAN C, LAM Y. Low-energy and area-efficient tri-level switching scheme for SAR ADC [J]. Electron Lett, 2012, 48(9): 482-483.
- [5] ZHU Z, XIAO Y, SONG X. VCM-based monotonic capacitor switching scheme for SAR ADC [J]. Electron Lett, 2013, 49(5): 327-329.
- [6] ZHU Y, CHAN C H, CHIO U F, et al. A 10-bit 100-MS/s reference-free SAR ADC in 90 nm CMOS [J]. IEEE J Solid-State Circuits, 2010, 45(6): 1111-1121.
- [7] 梁宇华.低功耗逐次逼近型CMOS模数转换器的研究[D].

西安:西安电子科技大学,2015.

- [8] LIN Y Z. A 9-bit 150-MS/s subrange ADC based on SAR architecture in 90-nm CMOS [J]. IEEE Transactions on Circuits & Systems I: Regular Papers, 2013, 60(3): 570-581.
- [9] HE J, ZHAN S, CHEN D, et al. Analyses of static and dynamic random offset voltages in dynamic comparators [J]. IEEE Transactions on Circuits & Systems I: Regular Papers, 2009, 56(5): 911-919.
- [10] 李彬,周梦嵘,谢亮,等.一种12位4MS/s异步SAR ADC[J].微电子学,2016,46(5):590-594.
- [11] ZHANG D, BHIDE A, ALVANDPOUR A. A 53-nW 9.12-ENOB 1-kS/s SAR ADC in 0.13- μm CMOS for medical implant devices [C]//2011 Proceedings of the ESSCIRC, IEEE, 2011.
- [12] 谭萍,高博,龚敏,等.一种12位84-dB无杂散动态范围的高精度低功耗SAR ADC[J].电子与封装,2018,18(7):16-21.

作者简介:

陈磊(1993-),男,硕士研究生,研究方向为集成电路设计,E-mail:201721521330@smail.xtu.edu.cn。

李天望(1968-),男,博士,高级工程师,研究领域为大规模集成电路设计。