

基于 ARM 的多输液器测控安全防护系统设计

侯亚辉 胡 伟 白岩松 朱梦军

(河南理工大学 电气工程与自动化学院 焦作 454000)

摘要: 针对传统输液器在注射过程中需要医护人员巡察、凭借经验手动调节滴速和换液或突发情况发现不及时等问题,设计了一个以 ARM 处理器为核心的众从机和主机、以 APP 为远程监控端的多输液器安全防护系统。该系统由众从机控制摄像头测得滴速、液位等信息传至主机和 APP 有序显示,主机和 APP 可分别现场和远程控制对应的伺服电机,对滴速进行精确调节。系统能对多输液器进行精确检测,医护人员可通过主机和 APP 设置合理滴速,对危急情况及时报警。实验结果表明,滴速自动调节且快速准确,输液信息得以实时监控,减轻了医护人员的工作量,有效提高了输液的安全系数。

关键词: 主从系统;视觉检测;PID控制;多输液器;APP

中图分类号: TN98 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.8040

Design of safety and protection system for measurement and control of multiple infusion sets based on ARM

Hou Yahui Hu Wei Bai Yansong Zhu Mengjun

(School of Electrical Engineering and Automation, Henan Polytechnic University, Jiaozuo 454000, China)

Abstract: For the traditional infusion device, it requires the medical staff to patrol and adjust the drip speed manually by the experience in the process of injection, existing fluid replaced or emergency found not timely and other problems. A security protection system including multiple slaves and host whose cores are ARM processor is designed, taking APP as the remote monitoring terminal. The system transmits the information such as drip speed and liquid level measured by the camera of multiple slaves to the host and APP to display orderly. The host and APP can control the servo motors on site and in the distance respectively, then the drop rate is precisely adjusted. The system can accurately detect multiple infusion devices and alarm the emergency situation timely, medical staff can set a reasonable drip speed through the host and APP. The results of experiments show that drip speed is automatically adjusted rapidly and accurately, and infusion information can be monitored in real time. The system can reduce the workload of medical staff and effectively improve the safety factor of infusion.

Keywords: master-slave system; visual inspection; PID control; multiple infusion sets; APP

0 引 言

目前,基本上国内所有医院都离不开输液装置的使用,但输液装置大都是传统的输液器,液滴速度调整依赖于医护人员的工作经验,且难以精确调控^[1-2]。不同的输液药水对滴速有不同的要求,而且滴速过快或者过慢都会对病人产生危害甚至威胁生命,因此合适的液滴速度对医护人员有很大的要求。医护人员在工作中,一般是通过经验和观察转动输液器上的滑轮对滴速进行手动调节,传统设备需要护士查房才能确认滴速是否正常。

多输液器测控的安全防护系统,针对传统和现有的输

液装置进行了改进^[3-4],本系统使用摄像头取代红外对管检测滴速和药液剩余量,使用语音模块方便地控制操作,伺服电机作为系统的执行机构结合积分分离 PID 快速调节滴速。该装置使医护人员监控病人输液的时间得到充分利用,避免病人在输液过程中出现血液回流、无药液和滴速不适等造成的医疗事故,提高医疗安全系数,同时减轻医护人员的负担,为医护人员营造更舒适的工作环境^[5]。相比于普通的输液装置,此输液系统不仅检测精确、快速,而且能够实时将病人的输液情况全面地反馈给医护人员,一定程度上提高了工作安全度、减轻医护人员的工作量。

1 系统总体方案

为减轻医护人员对多输液器监控的工作量,提高病人输液过程中的安全系数,该系统由以 MK60FX512 单片机为核心的多个从机,以 STM32F407 单片机为核心的主机,以智能手机组成的手机客户端(APP)3 个部分构成。主机通过 NRF 无线数据通信与多个从机建立数据通信,同时主机通过 WiFi 通信与手机移动端进行数据共享,方便移动监测。从机将检测的滴速发送至主机判断决策,主机和 APP 显示各个从机的滴速数据和室内温湿度,主机和 APP 接收医护人员的指令输入后,NRF24L01 通信模块将信息传至对应从机执行电机调节。从机由单片机控制模块、伺服电机执行模块、摄像头检测模块、NRF 数据通信模块及控制按键组成,主机由单片机控制模块、NRF 数据通信模块、语音模块、按键切换模块、LCD 液晶模块、ESP-8266 WiFi 模块、温湿度检测模块和心率血氧检测模块组成。系统整体结构如图 1 所示。

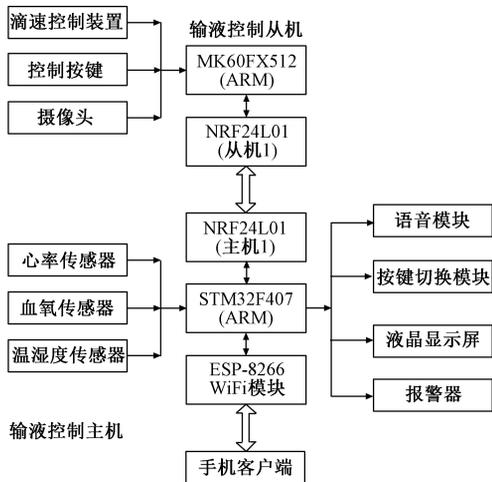


图 1 系统总体结构

2 系统硬件设计

2.1 主控制单元

为了使装置轻便、简单,该装置采用锂电池独立供电的方式^[6]。而且低功耗的装置可以延长装置的一次性使用时间,降低了电池更换的频率和后期维护的成本,丰富的 I/O 资源易于系统后期的再次开发与扩展。所以,从机主控制器使用 MK60FX512 低功耗单片机,主机主控制器使用 STM32F407 低功耗单片机,都是具有 ARM Cortex™-M4 内核的 32 位单片机,功耗低至 238 $\mu\text{A}/\text{MHz}$ 。先进的内核,强大的数据处理运算能力,更低的功耗使得系统可以长期稳定运行。从机主控制器使用场中断和行中断、DMA 传输,为图像数据的高速传输提供保证。系统硬件实物如图 2 所示。

2.2 降压电路单元

由于装置中存在部分低功耗器件,装置使用 3.3 V 电

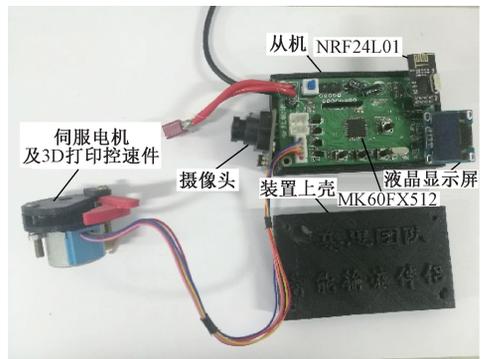


图 2 系统硬件实物

源对器件供电。电源的供电电压为 5 V 且器件要求 3.3 V 电压具有较小的波动范围,所以选用艾迈斯半导体公司的 AMS1117-3.3 芯片,该芯片是具有 1 A 输出能力的低压降线性稳压器,且工作压差低至 1 V,广泛应用于电子产品领域。AMS1117 的降压电路如图 3 所示,在正负级之间串联电容,以滤除直流电源中不需要的交流成分,使直流电更加平滑。

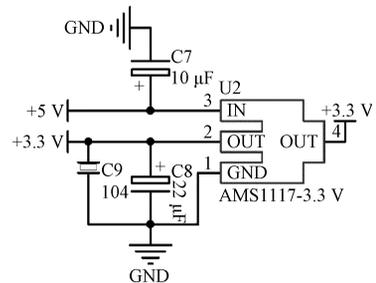


图 3 AMS1117 降压电路

2.3 滴速检测单元

鉴于红外对管检测液滴时,红外光在发送和接收过程中易受外界光线干扰,致使红外对管的接受端检测不到光强的明显变化,出现点滴的误判,进而引起一系列的数据错误。为了避免上述现象的发生,该系统采用 OV7725 彩色摄像头,具有信噪比高、稳定性好和微光灵敏度高等特点,采样速率高达 150 帧/s。在镜头前端安装偏光玻璃材质的偏振片,减弱外界光线对图像采集的影响。从机主控制器通过数据口获取图像,对采集的图像进行灰度的量化处理。当有液滴下落时,图像中的灰度数值发生变化,主控制器就可以准确无误地进行液滴检测。

2.4 滴速控制单元

该系统采用伺服电机进行滴速控制,伺服电机是一种转动角位移与输入脉冲数成线性关系、机电时间常数小、始动电压低、反应快速灵敏的执行器件^[2]。伺服电机驱动采用全控型开关功率元件进行脉宽调制的控制方式,通过改变 PWM 的占空比决定开关管的导通时间,进而控制电枢两端电压进行电机调速。滴速控制取代了传统输液器

的滚轮挤压方式,减少了人为控制,降低了医护人员的工作量。

2.5 NFR 无线通信单元

为了确保主机与各个从机进行有效的信息通信,不会出现信息的错误传输,且符合一主机多从机的通信模式,该系统选用 SPI(串行外围设备接口)的通信协议,使用 NRF24L01 无线通信模块。NRF24L01 是 NORDIC 公司生产的一款无线通信芯片,工作在 2.4~2.5 GHz 世界通用 ISM 频段。可以使用点对点或是一对多的无线通信方式,高达 2 Mbps 的通信速度可以使数据传输收到良好效果。NRF24L01 模块非常适合 MCU 系统之间的无线通信,同时需要单片机配置片选位选择该模块是否进行通信。NRF24L01 模块的接口电路如图 4 所示。

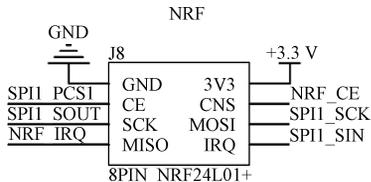


图 4 NRF24L01 与单片机接口电路

3 系统软件设计

该输液系统由以 MK60FX512 单片机为核心的多个从机,以 STM32F407 单片机为核心的主机,以智能手机组成的手机客户端(APP)3 个部分构成。从机主要完成液体点滴的检测与控制、现场状况的传输,主机巡回检测各个输液器是否异常,并进行相应报警,手机 APP 主要实现主机端数据信息的远程监控^[7]。输液伴侣 APP 设计界面如图 5 所示。

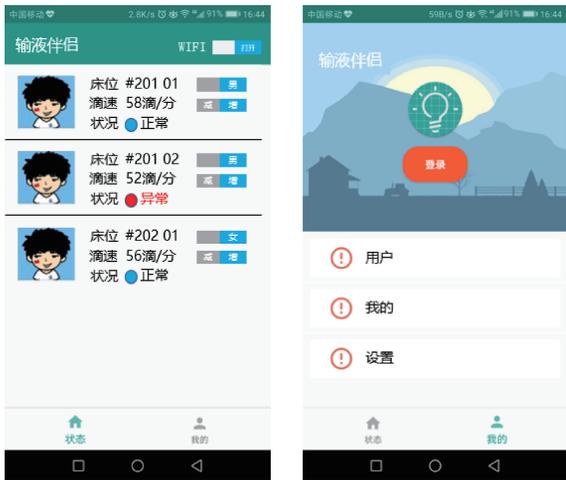


图 5 输液伴侣 APP 设计界面

3.1 单片机程序设计

为了便于后期的开发与维护,单片机的程序设计采用

模块化编程,即一个主源程序和各个模块源程序组成。虽然主机和从机部分的模块各不相同,但是程序大体相似。各个从机通过摄像头获取滴速,同时可以检测药液是否滴尽,血液回流等发送至主机实时显示、报警。主机可以接受按键控制和语音控制,将所要调节的滴速信息发送给对应从机,从机驱动电机进行滴速调节。系统单片机程序流程如图 6 所示。

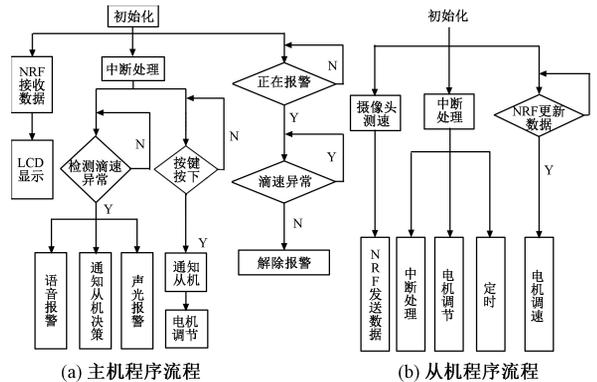


图 6 系统软件设计流程图

3.2 滴速检测设计

该系统采用摄像头视觉检测滴速,在滴壶侧面位置对点滴速度进行测量^[8-9]。首先,对滴壶进行边缘提取,对读入的彩色图像利用式(1)转化为灰度图像。

$$\begin{cases} Y = 0.30R + 0.59G + 0.11B \\ D_1 = R - Y = 0.70R - 0.59G - 0.11B \\ D_2 = B - Y = -0.30R - 0.59G + 0.89B \end{cases} \quad (1)$$

式中:彩色图像有红(R)、绿(G)、蓝(B)3 个分量的灰度图像组成,Y 为亮度信号, D_1 和 D_2 为色差信号,然后对灰度图像采取边缘检测。滴壶部分为上输液带和下输液带的连接部分,由于滴壶有丰富的垂直边缘,所以使用垂直的 Sobel 微分算子对灰度图像采取边缘检测,这样就可以在突出滴壶边缘的前提下抑制大部分非滴壶区域的水平边缘干扰。扫描整幅图像,统计每行像素突变的次数和其白色区间的分布,将滴壶中心处的液滴坐标放入数组 $P[]$ 中,与已经定义好的数组 $Q[]$ 进行比较,当吻合度达到 95% 时,认为液滴滴下。

当摄像头检测到第 1 滴液滴滴下时,从机 MK60FX512 单片机开始计时,将此刻记为时间 t_0 ,当第 10 滴滴下时,此刻时间为 t_1 ,从机以 10 滴为一个检测周期。则液滴滴速为:

$$n = \frac{60 \times 10}{t_1 - t_0} \quad (2)$$

式中: n 为液滴滴速,单位为滴/min; t_0 、 t_1 为计时时间,单位为 s。

3.3 滴速调节算法

为了使滴速调节精准,电机反应快速,同时不希望系统

静差很大,该装置在控制方面引入了积分分离 PID^[10-11]。考虑到伺服电机属于有积累作用的器件,故以增量式 PID 为基础,有积分分离形式为:

$$\Delta U(k) = K_p \Delta e(k) + K_i \Delta e(k) + K_D [\Delta e(k) - \Delta e(k-1)] \quad (3)$$

$$\Delta e(k) = e(k) - e(k-1) \quad (4)$$

式中: K_p 为比例系数; K_i 为积分时间常数; K_D 为微分时间常数; $\Delta U(k)$ 为计算机输出控制增量; $\Delta e(k)$ 为第 k 次采样时刻输入的偏差值; $\Delta e(k-1)$ 为第 $k-1$ 次采样时刻输入的偏差值; $e(k)$ 为第 k 次给定值与实际输出值的控制误差。系统预先设定一个偏差值 ϵ , 当实际误差 $e(k)$ 大于 ϵ 时, 进行 PD 调节, 改善系统性能; 当实际误差 $e(k)$ 小于 ϵ 时, 进行 PID 调节, 消除静差, 提高系统的无差度。

4 系统测试与仿真

4.1 伺服电机建模

对本系统的实用性进行验证, 为了在 MATLAB/Simulink 平台中仿真出系统受外界干扰后的调节情况, 系统选用 57 系列的伺服电机作为滴速控制器, 建立伺服电机的模型^[12-13]。

直流伺服电机的感应电动势方程如下:

$$e_a = C_e \Phi_n = \frac{2\pi C_e}{60} \Phi \omega \quad (5)$$

电磁转矩方程:

$$T = C_T \Phi i_a \quad (6)$$

设电枢绕组电抗 L_a , 电阻 R_a , 建立电枢回路电压方程:

$$U_a = L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + e_a \quad (7)$$

转矩方程:

$$T = J \frac{d\omega}{dt} + T_L \quad (8)$$

这里忽略空载转矩 T_L , 即认为 $T_L = 0$ 。

联立上述 4 组微分方程可得:

$$u_a = \frac{R_a J}{k_T} \frac{d\omega}{dt} + \frac{L_a J}{k_T} \frac{d^2 \omega}{dt^2} + k_e \omega \quad (9)$$

式中: $k_e = \frac{2\pi C_e}{60} \Phi$, $k_T = C_T \Phi$ 。

$$U_a(s) = \frac{R_a J}{k_T} s \omega(s) + \frac{L_a J}{k_T} s^2 \omega(s) + k_e \omega(s) \quad (10)$$

用时间常数表示的传递函数为:

$$G(s) = \frac{\omega(s)}{U_a(s)} = \frac{1/k_e}{(\tau_m s + 1)(\tau_a s + 1)} \quad (11)$$

式中: 机械时间常数 $\tau_m = \frac{R_a J}{k_T k_e}$ 、电气时间常数 $\tau_a = \frac{L_a}{R_a}$, 由于机械时间常数对于伺服电机快速响应性能的影响要比电气时间常数大很多。故略去电气时间常数, 只考虑机械时间常数对于快速响应性能的影响, 这时伺服电动机可以看

成一个一阶惯性环节, 其传递函数为:

$$G(s) = \frac{\omega(s)}{U_a(s)} = \frac{1/k_e}{(\tau_m s + 1)} \quad (12)$$

如果以转角 θ 为输出量, 以 PWM 占空比 d_a 为输入量, 则直流伺服电机的传递函数:

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{d_a(s)} = \frac{1/k_e}{s(\tau_m s + 1)} \quad (13)$$

上述传递函数为不加编码器的开环传递函数, 加上编码器后相当于加入了一个单位负反馈。

$$\Phi(s) = \frac{G(s)}{1 + G(s)} \quad (14)$$

结合 57 系列伺服电机的参数得到:

$$\Phi(s) = \frac{235.48}{s^2 + 0.1458s + 235.48} \quad (15)$$

4.2 系统仿真测试

系统要求静差不能过大, 根据上述伺服电机模型, 系统采用积分分离 PID 校正理论^[14], 具体实现步骤为:

- 1) 根据患者年龄设置输液快慢阈值 $\epsilon = 25 > 0$;
- 2) 当 $|\text{error}(k)| > \epsilon$, 采用 PD 控制, 避免因大幅度增减造成的超调, 并使系统较快响应;
- 3) 当 $|\text{error}(k)| \leq \epsilon$, 采用 PID 控制, 使精度更高。

结合实际情况将 K_p, K_i, K_d 分别置为 0.3, 0.003 0, 1.5, 并将采样时间设为 8 s, 输入信号为单位阶跃响应^[15], 得到响应波形如图 7 所示, 表示输出转角与时间关系。

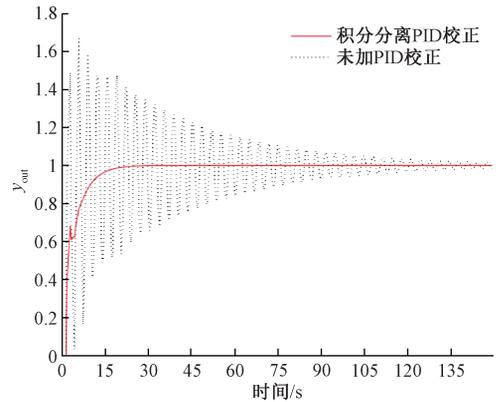


图 7 积分分离 PID 控制效果

由图 7 波形可知未加 PID 系统将持续振荡, 经过长时间趋于稳定, 积分分离 PID 校正后系统调节时间 20 s, 无超调, 动态性能好。相比于未进行 PID 矫正, 系统速度调节响应快、稳定性好, 有较好的调节效果。

在软硬件平台搭建完成之后, 对装置进行滴速响应测试, 系统测试结果如表 1 所示。

由表 1 的测试结果表明, 系统滴速调节的误差稳定在 4.0% 以内, 5 次的调节时间在 50 s 的时间范围内, 可见系统的控制精度高, 响应速度快。

表 1 系统测试结果

滴速 实时值/ (滴/min)	滴速 设定值/ (滴/min)	滴速 差值/ (滴/min)	滴速 响应值/ (滴/min)	调节 时间/ s	调节 误差/ %
41	50	9	49	21	2.00
49	64	15	63	28	1.56
63	81	18	82	27	1.23
82	111	29	109	32	1.80
109	53	56	55	46	3.77

5 结 论

该装置在滴速检测方式和输液监控方面进行了改进,使用视觉器件对液体点滴检测,通过积分分离 PID 对滴速进行调节,以 APP 作为输液远程监控端,解决了传统输液器滴速控制不精确、医护人员工作量大、安全措施不到位等问题。实验结果表明,药液速度的控制精度高,速度调节响应快,装置更加智能、人性化,进一步提升了医疗科技水平,为病人提供安全保障。

参考文献

- [1] 万诗燕,王传英,朱琴梓,等.我国静脉输液滴速的研究现状与展望[J].护理学报,2011,18(2):15-17.
- [2] 刘红青.基于智能医疗输液系统的设计[D].太原:太原理工大学,2011.
- [3] WANG L H, HSIAO Y M, XIE X Q, et al. An outdoor intelligent healthcare monitoring device for the elderly [J]. IEEE Transactions on Consumer Electronics, 2016, 62(2):128-135.
- [4] 张英平,张汉强,张金鹏,等.智能液体点滴监控系统的设计[J].吉林师范大学学报(自然科学版),2017,38(3):69-73.
- [5] 伍玉,陈晓君,喻梦颖.液体点滴速度检测装置[J].电子设计工程,2009(7):52-53,58.
- [6] 孔雪卉,张慧芬,焦婷婷.一种智能输液控制系统的设

计[J].国外电子测量技术,2014,33(6):73-77.

- [7] 郝俊生,李冰锋,陈曦,等.基于 Android 平台的高校网络订餐系统的设计与实现[J].计算机科学,2018,45(S1):591-594.
- [8] 韩九强,胡怀中,张新曼,等.机器视觉技术及应用[M].北京:高等教育出版社,2009.
- [9] 桂卫华,阳春华,徐德刚,等.基于机器视觉的矿物浮选过程监控技术研究进展[J].自动化学报,2013,39(11):1879-1888.
- [10] 刘金琨.先进 PID 控制 MATLAB 仿真[M].4 版.北京:电子工业出版社,2016.
- [11] 窦艳艳,钱蕾,冯金龙.基于 MATLAB 的模糊 PID 控制系统设计及仿真[J].电子科技,2015,28(2):119-122.
- [12] TAN K K, DOU H, CHEN Y Q, et al. High precision linear motor control via relay-tuning and iterative learning based on zero-phase filtering [J]. Control Systems Technology IEEE Transactions on, 2001, 9(2):244-253.
- [13] 徐志书,李超,何雨昂.基于 MATLAB/Simulink 方波直流无刷电机位置伺服仿真研究[J].电子技术与软件工程,2016(10):136-137.
- [14] GOLESTAN S, MONFARED M, FREIJEDO F D, et al. Performance improvement of a prefiltered synchronous-reference-frame PLL by using a PID-type loop filter [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2014, 61(7):3469-3479.
- [15] 冷炳营,王钰.直流伺服电机控制模式的仿真[J].煤矿机械,2018,39(1):134-136.

作者简介

侯亚辉,1997 年出生,本科生,主要研究方向模式识别与智能系统。

E-mail:yhsongqi610@163.com

胡伟,1975 年出生,博士、副教授、硕士生导师,主要研究方向电力电子和电力传动、智能控制等。

E-mail:453795166@qq.com