

文章编号: 2095-2163(2020)07-0126-04

中图分类号: TP23

文献标志码: B

# 基于 STM32 的智能输液装置设计

于邵杰, 陈仁, 孙玉柱, 李智, 谢印忠  
(临沂大学 自动化与电气工程学院, 山东 临沂 276005)

**摘要:** 在中国北方较为寒冷的偏远地区, 条件简陋, 冬季温度过低, 病人在输液治疗时由于待输药液温度偏低, 输液过程中病人会感到输液部位有麻木、疼痛感, 长时间输液会使病人感到寒冷、甚至发抖, 有的药物对输液温度也有要求, 本文以 STM32 嵌入式为控制核心, 利用 PID 算法完成了输液温度控制, 并且加入称重、心率测量、蓝牙等模块等智能化扩展, 并完成了药液监控、心率监测、时时传输病人当前输液状况的功能。系统通过测试在实用性、安全性及稳定性等方面性能较强, 可以减轻部分护理工作, 适合推广于住院环境和护理方面欠缺的小城镇医院和卫生室。

**关键词:** 输液; 智能控制; PID 算法

## Design of intelligent infusion device based on STM32

YU Shaojie, CHEN Ren, SUN Yuzhu, LI Zhi, XIE Yinzhong

(School of Automation and Electrical Engineer, Linyi University, Linyi city, Shandong 276005, China)

**[Abstract]** In the cold, remote areas of northern China, the conditions are simple and the temperature in winter is too low. During the infusion treatment, the patient will feel numbness and pain in the infusion process due to the low temperature of the infusion solution. Long time infusion will make the patient feel cold and tremble. Some drugs also require the infusion temperature. After practice, the STM32 embedded system is used as the control core and PID algorithm to complete the infusion temperature control, and the weighing, heart rate measurement, Bluetooth and other modules are added for intelligent expansion, and the functions of liquid medicine monitoring, heart rate monitoring and real-time transmission of patients' current infusion status are completed. Through the test, the system has strong performance in practicability, safety and stability, and can reduce part of the nursing tasks. It is suitable to be popularized in hospitals and clinics in small towns.

**[Key words]** Infusion; Intelligent control; PID algorithm

### 0 引言

中国小城市、乡镇, 特别是农村卫生室医疗条件简陋和护理服务水平较低, 冬季温度过低, 病人在输液治疗时由于待输药液温度偏低, 长时间输液会将病人体温带低, 使其感到寒冷、甚至发抖, 同时给输液部位带来麻木、疼痛感, 有的药物对输液温度也有要求, 直接输液很难保证<sup>[1]</sup>。本文结合大学生创新创业“关于医院便捷式输液及药液温度自适应管理”项目, 将经典控制理论与冬天输液冷的实际问题相结合, 研究实现了以 STM32 嵌入式单片机为控制中心的智能化输液控制系统, 使智能化、便捷化走入生活, 不仅完成了对输液温度自适应控制, 而且进行了药液容量监控、心率检测、实时信息传送等功能的扩展。

### 1 控制系统设计方案

控制系统总体设计框图, 如图 1 所示。系统以

STM32F103ZET6 单片机主控模块为核心, 温度传感模块、重力传感模块、心率检测模块、温控模块、蓝牙模块、加热板、LCD 显示屏等外围设备所构成。

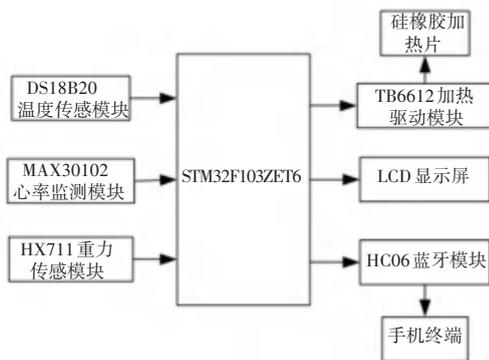


图 1 控制系统总体设计框图

Fig. 1 Control system overall design block diagram

心率检测模块用来检测患者心率; 重力传感模块时时检测药液剩余量; 单片机依据温度传感模块

基金项目: 临沂市科技局重点研发项目(2015GG031)。

作者简介: 于邵杰(2000-), 男, 本科生, 主要研究方向: 自动控制、单片机应用技术; 谢印忠(1970-), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向: 自动控制、光电精密测试技术。

通讯作者: 谢印忠 Email: 754037125@qq.com

收稿日期: 2019-12-15

传输回来的数据进行 PID 计算;通过温控模块对加热板进行控制,实现对药液的加热。而药液温度、设置温度、患者心率、药液剩余量会时时显示在 LCD 显示屏上,方便患者家属观察,单片机通过蓝牙模块将测量数据传送到医护人员手机上,便于医护人员进行管理。

### 1.1 单片机主控模块

系统控制核心 STM32F103ZET6 是由法意半导体公司(ST)开发的以 ARM Cortex-M 为内核的 32 位嵌入式微控制器,具有运算速度快、体积小、功耗低、丰富外围接口等优点。最高工作频率 72 MHz,

256KB FLASH 程序存储器,运行内存 48 KRAM,丰富的外设接口,提供功能强大的库函数,编程简单易学<sup>[2]</sup>。

### 1.2 温度检测控制模块

液体温度测量选择数字温度传感器 DS18B20,具有体积小、质量轻、线形度好、性能稳定等优点,测温范围-55℃~+125℃,9位~12位 A/D 转换可编程精度控制,测量精度能达到 0.1℃以上,使用独特的单线接口方式<sup>[3]</sup>,微处理器只需一条 IO 口不需要外加任何中介元器件,便可与其实现双向通讯,其内部原理框图及与单片机连接图如图 2 所示。

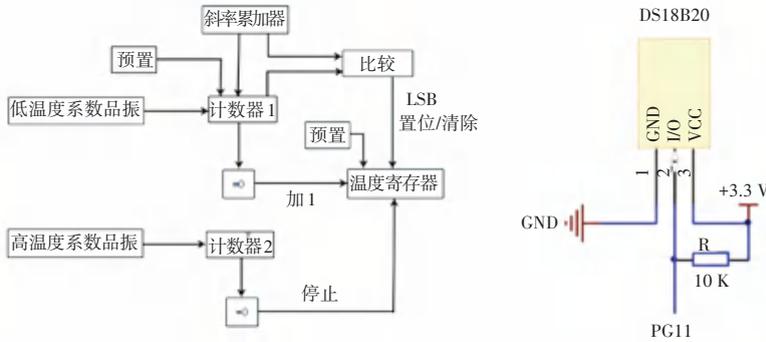


图 2 DS18B20 内部原理框图及与单片机连接图

Fig. 2 DS18B20 internal principles block diagram and connection diagram with MCU

考虑到药液在输液管内的流动速度十分缓慢,所以加热部分设计在输液管的靠近人体部分,方便控制最终注入人体内药液温度,同时减少热量损失。

加热控制模块由 TB6612 驱动电路和硅橡胶加热板组成,加热控制模块电路及硅橡胶,如图 3 所示。

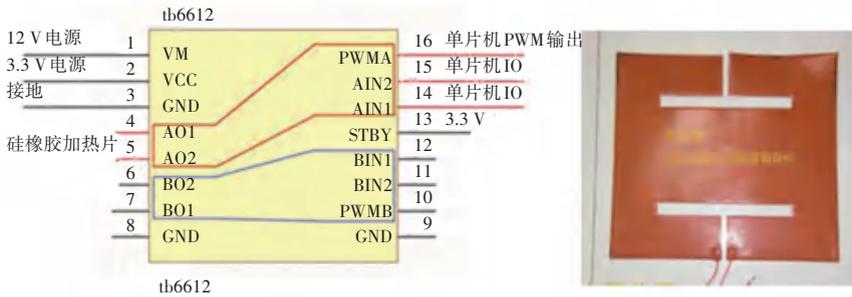


图 3 加热控制模块电路及硅橡胶照片

Fig. 3 Heating control module circuit and silicon rubber photo

TB6612 为东芝半导体公司生产的大电流 MOSFET-H 桥直流电机驱动电路,驱动电流平均 1.2 A(峰值可达 3.2 A),通过 AIN1/AIN2 控制电流流向和是否工作,系统加热对电流流向不要求,其值为 10(加热)、00(停止加热)两种控制信号,加热功率由单片机发送过来的 PWM 波控制<sup>[4]</sup>。

恒温输液是系统的核心功能,使用 PID (Proportion Integral Differential) 算法,完成精准加热、稳定控温。PID 算法由比例、积分和微分算法综合起来,产生一个当前的控制量对对象进行控制,原

理简单,控制参数相互独立,参数的选定简单,易于实现,适用面广,按设定值与测量值之间的偏差比例、偏差的积累和偏差变化的趋势来控制输出量,即根据偏差值来计算控制量,如式(1)所示。

$$OUT = P_{OUT} + I_{OUT} + D_{OUT} + OUT_0 = (K_p \times E_k) + \left[ K_p \times \frac{\Delta T}{c} \sum_{k=0}^n E_k \frac{\ddot{\phi}}{\phi} \right] + \left[ K_p \times \frac{\Delta T D}{c T \phi} (E_k - E_{k-1}) \right] + OUT_0 \quad (1)$$

式中:OUT 本次输出结果,  $P_{OUT}$  放大系数,  $I_{out}$  积分

系数,  $D_{OUT}$  微分系数,  $OUT_0$  原来的输出量,  $K_p$  比例系数,  $T_d$  微分时间常数。

### 1.3 称重模块的设计

称重模块由全桥的应变片传感器和电子秤专用 A/D 字芯片 HX711 组成, 称重模块电路如图 4 所示。

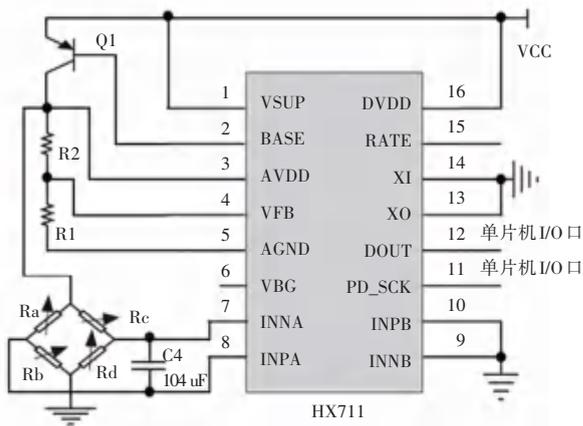


图 4 称重模块电路

Fig. 4 Circuit of weighing module

图 4 中  $R_a$ 、 $R_b$ 、 $R_c$ 、 $R_d$  为应变电阻器构成直流桥式电路。为增加直流电桥灵敏度, 四个桥臂都使用应变电阻, 各桥臂电阻参数相同, 设四个应变电阻为  $R$ , 受到相同的应变时产生的阻值变化  $\Delta R$  也相等, 设电桥输入电压为  $U_i$ , 同一桥臂上两个电阻应变方向相反, 即受到压力时引起的电压变化方向相反。构成电桥后输出电压为式(2):

$$U_o = U_i * \frac{\Delta R}{R} \quad (2)$$

HX711 为高精度电子秤专用低功耗集成电路, 内部有倍数可编程放大器及 24 位 A/D 转换器, 工作电压 2.6 V~5.5 V, 通过开关量选择两路差分输入通道, 与单片机串行通讯口连接, 传输测量数据和接受单片机的控制命令<sup>[5]</sup>, 设计中采用 19 位 A/D 转换, 可以精确到 0.1 g。电桥输出经 C4 滤波后接入 A 路输入, 速率控制 RATE 引脚接地, 转换频率定义为 10Hz, 测量结果通过 DOUT 引脚送入单片机。

### 1.4 心率检测模块

心率生物传感器使用 Maxim 公司的 MAX30102 低功耗<sup>[9]</sup>、微细 5.6×3.3×1.55 mm、14 引脚封装集成电路, 内部集成光源、接收、滤波和数字化为一体, 光源波长分别为 660 nm 的红光及 880 nm 的红外光, 以高灵敏光敏三极管接收信号, 放大后模拟滤波和数字滤波, 最后将所测数据存放到内部先入先出 (FIFO) 存储器中<sup>[6]</sup>, 供单片机读取后计算, 电路图如图 5 所示。

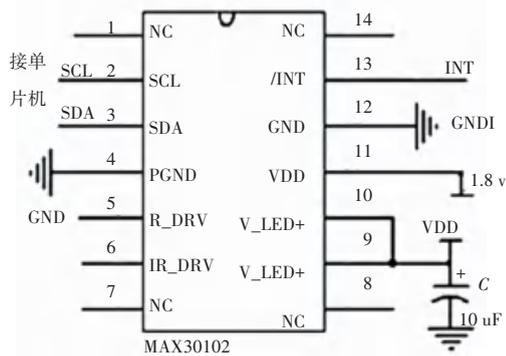


图 5 心率检测模块电路

Fig. 5 Circuit of heart rate detection module

### 1.5 数据传送模块

设计中控制中心通过 HC06 蓝牙模块实现与相关人员手机相连, 将输液状态实时传送到手机上。BT06 蓝牙模块具有成本低、体积小、收发灵敏性高等优点, 只需配备少量外围元件就能实现工作。图 6 为 HC06 模块电路及手机信息显示图。

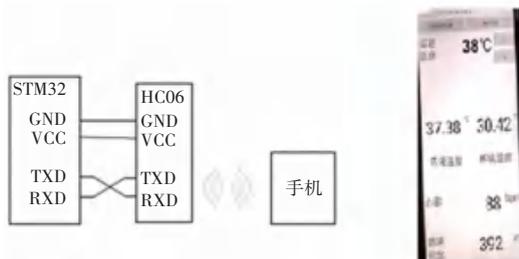


图 6 HC06 模块电路及手机信息显示图

Fig. 6 HC06 module circuit and mobile phone information display diagram

## 2 程序设计

在 Keil uVision4 集成开发环境下, 利用 MDK-ARM 系列库函数进行模块化设计。模块化可以降低编程复杂度, 使程序设计、调试和维护等操作简单化。系统程序流程图如图 7 所示, 开机系统完成控制中心嵌入式单片机 STM32F103 的硬件、软件模块初始化(时钟、I/O 口、温度、称重、心率测量传感器、PWM 发生器), 之后分时完成各测控模块功能: 称重模块获取剩余药液重量, 心率检测模块获取患者心率, 温度检测模块获取药液温度, 发送到单片机, 单片机根据 PID 算法计算输出 PWM 到温控模块加热输液。

## 3 测试与效果

智能控制系统实物如图 8 所示, 将设计的系统样机使用模拟输液过程中可以将输液温度控制在 38 °C, 并且将输液温度、输液病人的心率、剩余液体实时发送到指定手机。

(下转第 131 页)