

一种新型恒温输液输血装置设计

尹海涛, 温家平, 熊旋锦

(西南科技大学 信息工程学院, 四川 绵阳 621000)

摘要: 针对市面上现有的恒温输液装置或依赖进口, 或体积庞大, 在很多小型医院不适用等特点, 设计出了一款轻巧便宜的新型恒温输液输血装置; 经实验测试, 实现了对液体包括血液的加热恒温等一系列功能; 装置的主控芯片选用 STM32 微控制器, 加热器选用 220 V, 68 W 的硅橡胶加热片, 温度检测器选用 DS18B20; 利用 PID 算法加快了温度控制系统的响应速度, 实现了恒温控制功能; 同时, 有效地抑制了温度抖动, 使装置在运行时更加稳定、可靠; 另外, 还通过显示屏、语音合成模块、红外遥控开关等人机交互系统, 实现了装置的智能化, 使之提供更加人性化的服务。

关键词: 输液输血装置; 恒温; STM32; DS18B20; PID 算法

Design of A New Type Device for Constant Temperature Infusion and Transfusion

Yin Haitao, Wen Jiaping, Xiong Xuanjin

(College of Information Engineering, Southwest University of Science and Technology, Mianyang 621000, China)

Abstract: In view of the existing constant temperature infusion device on the market or relying on import, or large size, it is not applicable in many small hospitals. A new type of constant temperature infusion blood transfusion device was designed. Through experimental tests, a series of functions such as heating of liquids including blood have been realized. The main control chip of the device is STM32 microcontroller, the heater is 220 V, 68 W silicon rubber heating plate, and the temperature detector is DS18B20. The PID algorithm accelerates the response speed of the temperature control system and realizes the constant temperature control function. At the same time, the temperature jitter is effectively suppressed, which makes the device more stable and reliable during operation. In addition, through the human-computer interaction system such as the display screen, speech synthesis module, and infrared remote control switch, the intelligentization of the device is realized, so that a more humanized service is provided.

Keywords: infusion and blood transfusion device; constant temperature; STM32; DS18B20; PID algorithm

0 引言

一般情况下, 输液输血不需要在恒温条件下进行, 但是在某些特定情况下, 恒温输液输血甚至能拯救病人^[1]。这是因为在进行抢救性治疗时, 输液速度较快, 倘若直接用冰凉的液体进行输液, 可能会造成病人体温快速下降而增加生命危险, 而加温后的液体不仅没有上述危险, 而且能够快速流入患者体内, 唤醒患者的身体机能^[2-3]。

现在市面上存在两种输血输液加温器, 一种是传统的箱式加温装置, 其虽然加温速度快, 但是占用空间大、难以移动, 且加温和输血分为 2 个步骤进行, 不仅操作不便, 而且费时费力^[4]。同时, 加温设备还需要能够应对一些特殊情况, 比如在地震现场、火灾现场抢救伤员时, 需要将设备移动到现场^[5]。此时, 箱式的加温装置就显得十分不便。另一种是较为小巧的悬挂式输液加温器, 但是这种加温器大多依赖进口, 普遍存在着价格昂贵的缺点^[6]。因此, 开发一套小巧轻便且价格低廉的加温装置是十分有必要的。本恒温输液输血装置以 STM32 单片机为核心控制器, 运用

了一系列嵌入式系统开发技术, 相比于现有的产品而言, 其体积小、移动方便、操作简单且智能化程度较高。

1 装置总体设计

恒温输液输血装置的主控制器选用 STM32F103VET6, 以 DS18B20 数字温度传感器和 220V, 68W 的硅橡胶加热片为核心器件, 再配合 DHT11 温湿度传感器、压力传感器、散热扇等辅助器件以及 USART HMI 电阻触摸屏、2.4 寸 TFT 液晶屏、红外遥控开关等人机交互器件, 保证了装置的正常运行。如图 1 所示为装置总体设计框图。

装置的核心功能就是要在短时间内对药液或血液(下文叙述都以血液代替)进行加热并保温。设计时, 运用单片机的 PWM 输出, 通过调压模块调节加热片功率, 来对血袋进行加热, 同时使用 DS18B20 对血液的当前温度进行实时检测, 当达到目标温度时, 调整 PWM 输出来保证血液恒温。整个加热和保温过程都在 PID 控制的调节之下, 以确保血液能够快速加热到指定温度, 并且稳定地控制在这个温度值附近。

恒温输液输血装置的部分设计参数为: 额定电压 220 V; 额定电流 0.7 A; 加温功率 136 W; 加温响应时间: 0.5 s; 温度超调量: 1 ± 0.1 °C; 温度稳态误差: 0.1 °C。

收稿日期: 2018-07-20; 修回日期: 2018-08-13。

作者简介: 尹海涛(1997-), 男, 安徽阜阳人, 主要从事自动控制、嵌入式系统方向的研究。

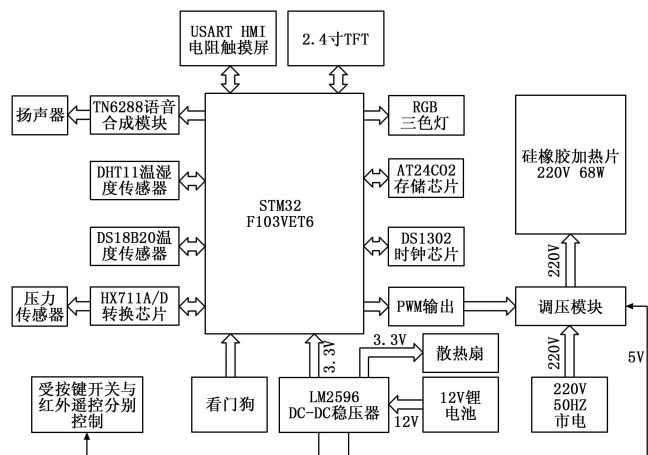


图 1 系统总体设计框图

2 硬件设计

2.1 STM32 主控制器

主控制器采用基于 Cortex-M3 内核的 32 位微处理器 STM32F103VET6, 时钟频率最高能够达到 72 MHz^[6]。其外设资源丰富, 大容量的片内 FLASH 和 SRAM 存储器能够很好地满足设计的需求; 丰富的串行接口如 SPI、UART 可以用来连接串口触摸屏和 TFT 液晶显示屏; 功能强大的 16 位定时器, 不仅能够输出不同频率的 PWM, 去控制加热片的功率, 还可以用来产生高频率的定时器中断, 使程序的编写更加得心应手。

2.2 血袋温度采集

采集血袋温度使用的是 DS18B20, 其生产厂家为 DS18B20 公司, 它是一款单线数字温度传感器, 具有体积小, 硬件开销低, 抗干扰能力强, 精度高等优点^[7]。-55℃至+125℃的温度测量范围, 对于本装置来说已足够。当 DS18B20 与总线进行连接是通过一个漏极开路端口或者三态端口将时, 需要将一个弱上拉电阻连接到控制线上^[8], 如图 2 所示。另外, 为了提高温度采集的准确性, 本装置运用了 2 个 DS18B20 传感器, 分别置于血袋的左右两边, 与血袋密切接触, 在采集血袋温度时取 2 个传感器的平均值, 以减小温度采集的误差。

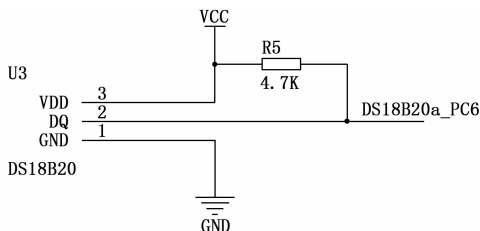


图 2 DS18B20 连接图

2.3 装置加热器

加热器主要包括调压模块和加热片两部分。调压模块的作用是利用单片机输出 PWM 来调节加热片电压, 进而调节其输出功率。加热片选用的硅橡胶加热片, 它主要由硅橡胶高温绝缘层和镍铬合金电热丝组成, 十分柔软, 能

够和待加热物体紧密接触, 且拥有占用空间小、加热均匀、热效率高、安全寿命长等优点。图 3 所示为调压模块的连接图, 其中 4、5 接 220 V 市电, 6、7 接加热片。

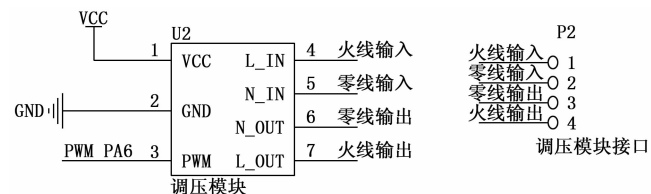


图 3 调压模块连接图

2.4 加热片选型

若病人在急救时需要恒温输血, 则应该尽可能快的输入一定量血液, 但是一般的血袋都被冷藏的血库中, 要在短时间内加温到人体正常所需的 37℃并非一件易事。如何在不影响装置安全工作的前提下尽量缩短加温时间, 加热片的选型就显得非常重要。

在进行选型之前, 首先就是要对加温时间进行计算。为了便于计算, 假设带加温的血袋容量为 400 mL, 刚从血库中拿出来时温度为 4℃, 需要加温到 37℃。由于血液中水的含量最大, 约占 90%, 而且考虑到后面在对装置实际效果进行测试时, 没办法使用真的血液, 因此这里用水来代替血液进行计算, 水的比热取精确值 4.1868 kJ/kg, 水的密度为 1 g/mL。根据以上信息, 不考虑环境温度等因素的影响, 推算加温一袋血液所需的能量约为:

$$Q = 1 \times 400 \times 10^{-3} \times 4.1868 \times 10^3 \times (37 - 4) J \approx 55266 \quad (1)$$

加热片做功为 (加热片为两片, 因此功率要×2):

$$W = 2Pt \quad (2)$$

假设加热片做功全部用于血液加温, 即 $W = Q$, 由式 (1)、式 (2) 即可计算加温一袋血液所需的理论时间。经过计算, 得到不同规格的加热片加温相同容量血液所需要的时间如下表 1 所示。

表 1 不同规格加热片加温一袋血液所需时间

血袋容量 C/mL	血袋初始 温度 T_0 /℃	血袋目标 温度 T_1 /℃	加热片规 格/V,W	加温时间 t/s
400	4	37	220,30	921
400	4	37	220,68	406
400	4	37	220,100	276

由表 1 可知, 功率为 30 W 的加热片加温一袋血液大约需要 15 分钟, 而 68 W 和 100 W 的加热片分别只需要约 6 分半和 4 分半。虽然加热片的功率越大, 加温时间就越短, 但是功率过大的话, 会使加热片的温度难以控制, 一旦温度过高, 可能会导致血液中的血细胞破裂溶血。因此综合考虑, 最后选择了规格为 220 V, 68 W 的硅橡胶加热片。

2.5 工作环境监测

为了保证装置当前所处的工作环境是安全、可靠的, 设计时选用 DHT11 温湿度传感器对装置周围环境进行实时监测。DHT11 不仅体积十分小巧, 而且正常工作时的功耗

极低,常被用于各种不同环境下的温湿度测量,并且效果显著。DHT11 的量程为:湿度 20~90% RH,温度 0~50℃,很好地满足了本装置的设计需求。

装置在正常工作时,显示屏上能够实时显示 DHT11 测得的温湿度数据。当检测到温湿度数值超过阈值时,装置还能够进行声光报警,更好的保证了装置工作时的安全性。

2.6 称重传感器模块

称重传感器主要用来实时检测血袋的容量,其主要由两部分组成:压力传感器和 HX711A/D 转换芯片。

(1) HX711A/D 转换芯片。

HX711 是一款 24 位的 A/D 转换器芯片,专为高精度电子秤而设计。该芯片集成了包括片内时钟振荡器、稳压电源等进行 AD 转换所需要的外围电路,与其它同类型的芯片相比,具有分辨率高、抗干扰能力强、集成度高、响应迅速等优点。

(2) 压力传感器。

压力传感器量程为 3 kg,综合误差(%F.S)为 0.05,灵敏度(mv/v)为 1.0±0.1,非线性(%F.S)为 0.05。该传感器的最大输出电压仅有 10 mV,假设 A/D 转换的过程中参考电压为 5 V,12 位 ADC 精度只有 $\frac{5V}{2^{12}} \approx 1.22$ mV,如果采用普通的 ADC 进行 A/D 转换的话,误差就会非常大。而 HX711A/D 转换芯片为 24 位,同样是 5 V 参考电压的情况下,其精度为 $\frac{5V}{2^{24}} \approx 0.000298$ mV,这说明 HX711 能识别最小 0.000298 mV 的电压。由此可见,将压力传感器与 HX711 A/D 转换芯片配合使用,称重的结果就会十分的精准。

设计时,首先要对称重传感器进行质量校准,即先在压力传感器上放置不同质量的标准砝码,然后用 HX711A/D 转换芯片采集压力传感器输出的电压,将电压值的模拟量转换为数字量,然后利用最小二乘法进行曲线拟合,得到质量与电压数字量之间的一元线性回归方程 $M=kV+b$ 。利用此方程,建立了质量与电压值的关系,这样就能够通过测量电压值得到待测血袋的重量。前面在对加热片选型时,用水代替血液进行计算,这里同样作此处理,水的密度为 1 g/mL,测得血液的质量为 a mg,即可得出血液的当前容量为 a mL。

2.7 人机交互系统

2.7.1 显示屏

显示屏由两部分组成,一部分是 2.4 寸 TFT 液晶屏,主要用于显示当前时间、血袋温度、剩余血量等相关信息;另一部分是 2.4 寸 USART HMI 串口触摸屏,主要用于校准时间、设置初值、更改参数等操作。

2.7.2 语音合成模块

语音合成模块选用的是 TN6288,其需要接 2 个电源,一个 5V 作为扬声器的驱动,一个 3V3 作为模块的工作电压。SP- 和 SP+ 2 个信号线用来驱动扬声器,单片机可通过串口与 TN6288 通信,例如控制 TN6288 播放相关语音的代码如下:

```
const char buffer[] = "<G>您好! 欢迎使用本恒温输液输
装置!";
```

```
UartSend(buffer, sizeof(buffer));
```

2.7.3 红外遥控开关

红外遥控开关主要分为红外发射部分和红外接收部分。红外发射部分采用的是红外遥控器,红外接收部分则使用包括红外监测二极管、放大器、比较器等电路组成的红外接收头。在使用红外遥控开关之前,必须先打开给单片机供电的 12 V 电源,在红外接收器接收到遥控开关发出的红外信号后,会将信号传送给单片机控制器,然后单片机控制继电器闭合,进而使 220 V 的电源电路导通,装置便能够正常运行。

2.8 装置外观设计

测量电路板规格为 10 * 15 cm,因此设计外壳底面的尺寸为 14 * 18 cm,四面均留出了足够的空间,硬件共分为三层,层与层之间用 4 cm 左右的铜柱连接,最后的高度为 14 cm。至于其他的尺寸,均是用实测的方式来得到的,如 TFT 液晶屏、开关、散热扇等孔位,装置外观如图 4 所示。

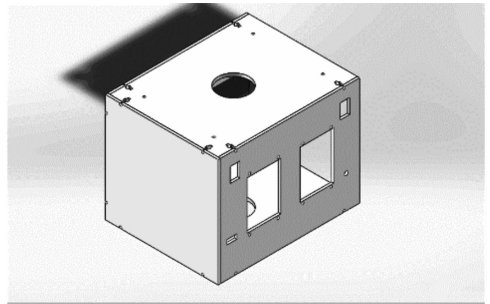


图 4 外观模型

3 软件设计

3.1 总体设计流程图

3.1.1 主程序流程图

恒温输液输装置在上电完成初始化工作之后,会语音提示装置已启动。此时可通过拨码开关控制 A0 的电平选择两种运行模式:用户模式和管理模式。如图 5 所示为主程序流程图。

3.1.2 用户模式

进入用户模式后,显示屏上能够显示当前时间、加热时间、主控环境、剩余血量等信息,在屏幕的下方还会显示温度的实时波形图。从开始加热到停止加热的过程中都有 PID 来调节功率,加温时 RGB 灯显示为红色,恒温时显示为蓝色。另外,在输液过程中,装置能够实时显示血袋当前的剩余血量,在血袋中的血液低于某个值时还可进行声光提醒,进一步保障了输血的安全性。用户模式程序流程图如图 6 所示。

3.1.3 管理模式

进入用户界面后,如果发现温度初值不合适、时间不准或者是 DS18B20 的实测值与温度计的实测值有一定的偏差,可以进入管理模式更改时间,设定温度,调整系数等。管理模式程序流程图如图 7 所示。

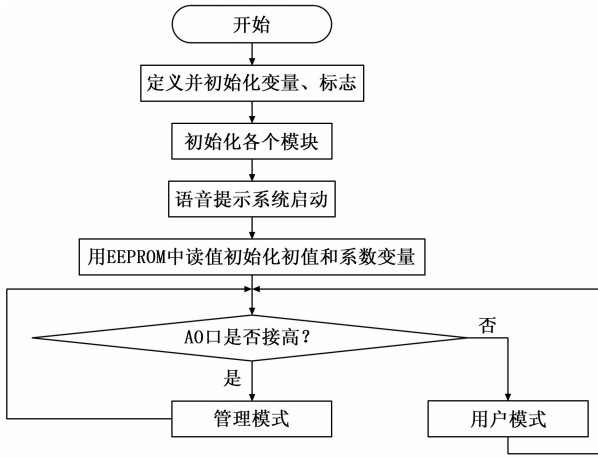


图 5 主程序流程图

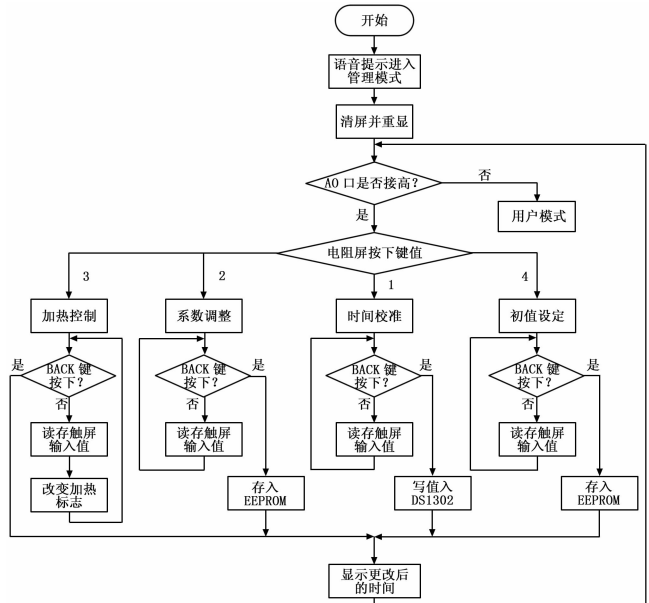


图 7 管理模式程序流程图

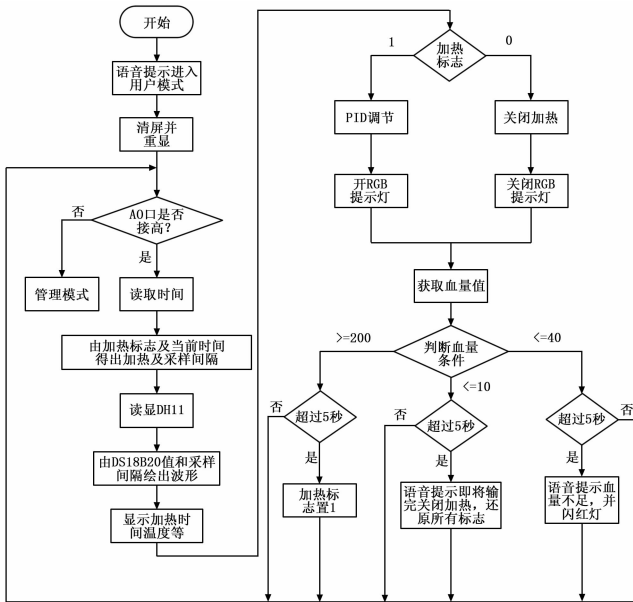


图 6 用户模式程序流程图

3.2 DS18B20 测温过程分析

3.2.1 DS18B20 时序分析

DS18B20 的工作时序包括以下 3 个部分: 初始化时序、写时序、读时序^[9]。

(1) 初始化时序。

如图 8 (a) 所示, 在初始化过程中, 主机先将总线拉低最短 480 μs, 然后将总线释放, 在 4.7 kΩ 上拉电阻的作用下, 总线重新恢复到高电平。在检测到上升沿之后, DS18B20 会执行以下动作: 首先等待 15 至 60 μs, 然后发出存在脉冲, 即将总线拉低 60~240 μs。通过检测这段脉冲是否存在, 就可得知 DS18B20 有没有初始化成功。

(2) 写时序和读时序。

DS18B20 通过时隙来进行数据的读写, 传输 1 位数据需花费一个时隙的时间。时隙分为两种: 写时隙和读时隙, 两种时隙的持续时间都最短为 60 μs。同时, 还必须在 2 个时隙之间插入一定长的恢复时间 (至少 1 μs)。图 8 (b)、

(c) 所示为写/读时隙图。通过读时隙控制可以完成读操作, 分为读“0”和读“1”时隙; 通过写时隙控制能够完成写操作, 分为写“0”和写“1”时隙。

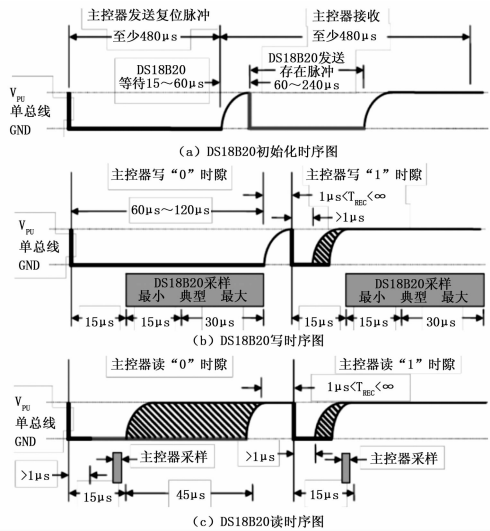


图 8 DS18B20 初始化和读写时序图

3.2.2 DS18B20 测温流程

DS18B20 采用一线通信接口, 具体工作流程为: 初始化操作→ROM 操作指令→存储器操作指令→处理、传输数据^[9]。其测温流程图如图 9 所示。

3.3 PID 控制算法

PID 算法又称为比例-积分-微分控制, 是自动控制领域中的一种经典控制算法。PID 控制也被称为误差调节器, 它是一个闭环负反馈控制系统。图 10 所示即为 PID 控制系统原理图。

在本恒温输液输装置中, 加热片即为被控对象, 温度传感器即为测量元件, 血液温度即为被控量。如图 11 所示为 PID 控制温度的流程图。

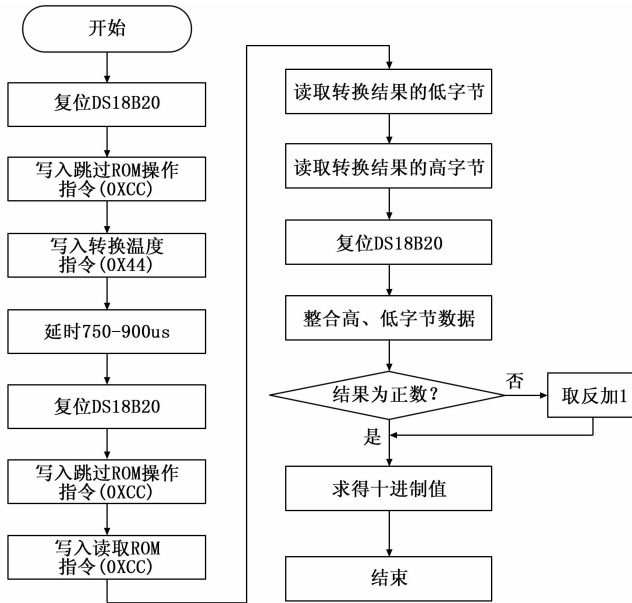


图 9 DS18B20 测温流程图

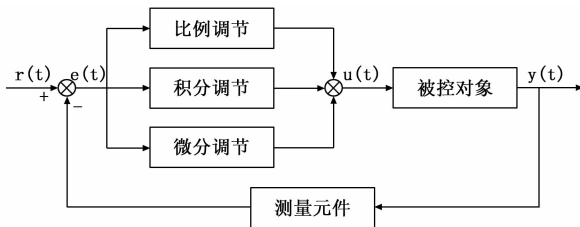


图 10 PID 控制系统原理图

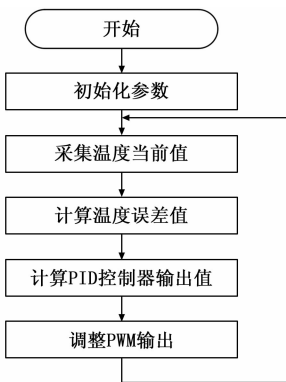


图 11 PID 控制流程图

系统采用的是增量式 PID 控制算法，指的是数字控制器的输出只是控制量的增量 $\Delta u(k)$ ，其数学描述为：

$$\Delta u(k) = K_p[e(k) - e(k-1)] + K_i e(k) + K_d[e(k) - 2e(k-1) - e(k-2)] \quad (3)$$

式 (3) 中 $e(k)$ 表示第 k 次采样时刻输入的偏差值， $e(k) - e(k-1)$ 表示基本偏差的相对偏差，表示当前控制对象的趋势，作为快速反应的控制依据，是面向微分项的一个变动数据^[10]。 K_p 为比例系数， $K_i = K_p \frac{T}{T_i}$ 和 $K_d = K_p \frac{T_d}{T}$ 分别为积分、微分系数，可以根据经验和实际试验确定

这 3 个参数值。

增量式控制算法的优点是：

- (1) 误动作小，便于实现无扰动切换。
- (2) 当系统出现故障时，能够保持原值，容易通过加权处理获得比较好的控制效果。

4 测试与分析

4.1 装置测试

根据前面加热时间的计算，在装置完成之后，对容量分别为 200、300、400 mL 的血袋（血袋的初始化温度为 4℃，需加温到 37℃）进行了加温测试，测试环境、测试步骤及测试结果如下。

4.1.1 测试环境

测试环境为温度 24℃、相对湿度 55%RH 的恒温恒湿室，模拟实际手术室中的温湿度环境，符合《医院洁净手术部建筑技术规范》GB50333-2013 中要求的手术室的温湿度必须控制在一定的范围内：即温度在 22~25℃；相对湿度在 45%RH~60%RH^[11]。

4.1.2 测试步骤

(1) 检查装置硬件连线和外观是否存在问题，没有问题后固定好血袋；

(2) 插上装置的 220 V 电源线，先打开 12 V 电源，指示灯提示单片机正常工作后，通过红外遥控器控制 220 V 电源打开；

(3) 操作触摸屏，进入管理模式设定加温的目标温度，然后进入用户模式，观察加温时的温度曲线，并记录血袋加温到设定温度时所需的时间。

(4) 测试结束后，先关闭装置 220 V 电源，再关闭 12 V 电源，然后统计测试数据。

4.1.3 测试结果

经统计、处理后，得到如表 2 所列的测试数据。

表 2 加温不同容量的血液所需时间

血袋容量 C/mL	血袋初始温度 $T_0/^\circ\text{C}$	血袋目标温度 $T_1/^\circ\text{C}$	理论时间 t_1/s	实际时间 t_2/s	绝对误差 $\epsilon/s(t_2 - t_1)$	相对误差 $\delta/\%(\epsilon/t_1 \times 100\%)$
400	4	37	406	424	18	4.43
300	4	37	305	316	11	3.61
200	4	37	203	211	6	2.96

(注：测试环境为温度 24℃、相对湿度 55%RH 的恒温恒湿室)

图 12 所示的是当血液容量为 200 mL 时，根据血袋在加温时的温度数据绘制出的温度曲线图。从图中可以清晰的看出，血袋温度在较快时间内就能达到目标温度，超调量很小，并且能迅速的稳定在此温度值附近。

4.2 数据分析

由表 2 中的数据不难看出，在实际加热时，由于加热片功率损耗、环境温度等多方面因素的影响，加热时间存在一定误差，但都在预期的范围之内。同时可以看出，血袋的容量越低，加热时间的相对误差就越小，考虑到实际输血时，血袋的容量会不断的降低，加热到设定也就会随

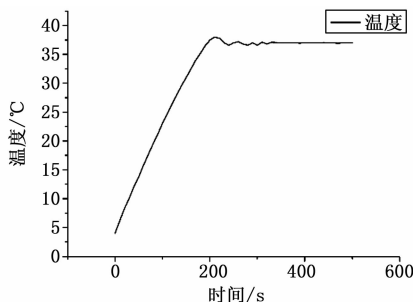


图 12 200 mL 容量血袋在加温时的温度曲线图

之减小。由此可见, 本装置具有实用、高效、稳定的优点。

5 结束语

本文介绍了一种新型恒温输液输血装置, 对装置核心部分的设计进行了相应的描述。经实际测试后发现, 本装置可以顺利地完成了对血袋的加热保温工作, 高效且稳定, 同时其价格低廉、人机交互性较好, 可以很好的替代市面上一些或移动不便或价格昂贵的恒温输血器。目前, 本装置正在申请实用新型专利, 并且已经在一些小型医院试运行, 得到了不错的反馈。希望通过推广这种恒温输液输血装置, 能够改善当前市场国外恒温输血器的垄断局面, 为我国医用电子仪器设备的发展作出更大的贡献。

(上接第 149 页)

功能, 一定程度上提高了对用户需求的自适应。在“烟草业数据共享平台”数据库系统的应用结果表明了本文所提方法的有效性, 对一类具有需求不确定软件工程项目研发具有参考和应用价值。

参考文献:

- [1] He Z, Darmont J. Evaluating the Dynamic Behavior of Database Applications [J]. *Journal of Database Management*, 2016, 16 (2): 21-45.
- [2] 朱庆生, 葛亮. 一种可变数据结构存储处理模型 [J]. *计算机应用*, 2004, 24 (8): 69-71.
- [3] Samini S, Su C H, Poo K H. An efficient mapping scheme to bridge XML and relational database [J]. *Knowledge-Based Systems*, 2012, 27: 369-380.
- [4] Mustafa A, Artem C, Liu D P, et al. Efficient schema-based XML-to-Relational data mapping [J]. *Information Systems*, 2007, 32: 458-476.
- [5] Liu J, Ma Z M, Qv Q L. Dynamically querying possibilistic XML data [J]. *Information Sciences*, 2014, 261: 70-88.
- [6] Zhao F J, Zhang J F, Cao D Y. Dynamic database connection and dynamic Web map service for internet mapping [A]. *The IEEE 2005 International Geoscience and Remote Sensing Symposium* [C]. Seoul, Korea, 2005: 3167-3169.
- [7] 孟庆坤, 李敬伟, 汤晓安, 等. 一种基于参数字典的动态数据库设计与管理方法 [J]. *现代电子技术*, 2012, 35 (18): 22-24.

参考文献:

- [1] 汪虹. 失血性休克患者手术中输血输液恒温水箱的应用效果分析 [J]. *当代医学*, 2018, 24 (9): 155-156.
- [2] 孟庆艳, 胡宏波. 加温输血的研究进展 [J]. *医学理论与实践*, 2013, 26 (5): 595-596.
- [3] 王宏, 李文华, 安梅. 加温输血的临床应用及效果观察 [J]. *实用医技杂志*, 2006 (10): 1704-1705: 44.
- [4] 徐永德. 输血输液加温调节器 [J]. *电子世界*, 1994 (11): 14.
- [5] 郭雯. 医用智能输液监控系统的设计 [D]. 南京: 南京航空航天大学, 2013.
- [6] 金龙, 孙绍晨, 李瑞. 基于 STM32 的高精度水浴锅、恒温箱的恒温控制器设计 [J]. *民营科技*, 2011 (10): 33+302.
- [7] 梁龙兵, 李杨. 基于 STM32F107 的智能种植系统的设计 [J]. *物联网技术*, 2017, 7 (3): 62-64.
- [8] 张铭源, 马万国, 马甲甲. 基于 51 单片机的饮水机水温控制系统的实现 [J]. *电脑知识与技术*, 2016, 12 (26): 231-232+252.
- [9] 李毅, 余少辉, 周步洲. 基于 DS18B20 的测温系统设计 [J]. *电子技术*, 2009, 46 (1): 11-13.
- [10] 于军, 李坤. 基于 STC12C5A60S2 的马弗炉温度控制器设计 [J]. *今日电子*, 2010 (6): 56-58.
- [11] 孙可. 基于 PLC 的医院洁净手术室净化空调自动控制系统的设计与实现 [D]. 沈阳: 沈阳师范大学, 2011.
- [8] M M Jisha, M A Jacob. Dynamic Query Forms for Database Queries [J]. *International Journal of Engineering & Technical Research*, 2016, 4 (5): 88-92.
- [9] Petros M, Apostolos M. Design and Implementation of a Cloud SaaS Framework for Multi-Tenant Application [A]. *Proceedings of the 5th International Conference on Information, Intelligence, Systems and Applications* [C]. Changsha, China, 2014: 273-278.
- [10] Wonjae L, Min C. A Multi-tenant Web Application Framework for SaaS [A]. *Proceedings of the 5th International Conference on Cloud Computing* [C]. Honolulu, Hawaii, 2012: 970-971.
- [11] Wei T, Tsai, Xin S. SaaS Multi-Tenant Application Customization [A]. *Proceedings of the 7th International Symposium on Service-Oriented System Engineering* [C]. San Francisco Bay, USA, 2013: 1-12.
- [12] Yaish H, Goyal M. A multi-tenant database architecture design for software applications [A]. *Proceedings of the 16th International Conference on Computational Science and Engineering* [C]. Sydney, Australia, 2013: 933-940.
- [13] Hui M, Jiang D, Li G, et al. Supporting database applications as a service [A]. *Proceedings of the 25th International Conference on Data Engineering* [C]. Shanghai, China, 2009: 832-843.
- [14] M Shinde, B Patil. Comparison of Static and Dynamic Query Form for Database Queries [J]. *International Journal of Computer Applications*, 2016, 145 (12): 33-38.