

## 一种小鼠体温恒定装置的研制

麦庆军, 黄鑫, 郭勇涛, 林璟鸿, 李结松  
广州医科大学基础医学院, 广东 广州 510283

**【摘要】目的:**麻醉中的小鼠较易失去恒定体温而死亡,为维持小鼠的正常体温,设计一款专门用于维持小鼠体温的装置。**方法:**采用碳纤维材料作为加热片,基于MAX6675芯片的热电偶作为温度传感器,用STM32F103单片机作为核心芯片,运用经典PID算法进行温度控制。**结果:**给小鼠加热和保温的碳纤维加热片的温度误差控制在 $\pm 0.75\text{ }^{\circ}\text{C}$ 以内。**结论:**本装置能满足麻醉实验中小鼠体温恒定的要求,成本低廉,易于推广,系统有效可行。

**【关键词】**体温恒定装置;碳纤维;MAX6675;PID算法

**【中图分类号】**R318

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2021)09-1142-06

### Development of a thermostat for mice

MAI Qingjun, HUANG Xin, GUO Yongtao, LIN Jinghong, LI Jiesong

School of Basic Medical Sciences, Guangzhou Medical University, Guangzhou 510283, China

**Abstract: Objective** Considering that mice under anesthesia are prone to die because of losing constant body temperature, a device is designed to maintain the body temperature of mice. **Methods** Carbon fiber was used as heating plate, the thermocouple based on MAX6675 chip as temperature sensor, and STM32F103 microcontroller as the core chip. In addition, classical PID algorithm was applied for temperature control. **Results** The temperature error of carbon fiber heating plate for heating the mice and heat preservation was controlled within  $\pm 0.75\text{ }^{\circ}\text{C}$ . **Conclusion** The designed device can meet the requirement for mice thermostasis in anesthetic experiment, and it is low cost, easy to popularize. The system is also proved to be effective and feasible.

**Keywords:** thermostat; carbon fiber; MAX6675; PID algorithm

### 前言

麻醉中的小鼠在动物实验过程中不采取任何保暖措施,小鼠表皮温度会降低,心率增快,清醒延迟,有寒颤、躁动等生理异常现象,并且容易伴随呼吸减弱和呕吐等症状,实验中低体温增大了麻醉恢复期意外并发症的发生概率,会导致实验后存活率降低<sup>[1]</sup>。随着温度的降低,细胞的大小形状、分布特征和表面结构、内部理化状态和变形能力都发生了变化<sup>[2]</sup>。由此可见,温度对实验动物的影响很大。如果控制不当会影响实验结果的可靠性和稳定性,从而影响研究结果的精确性和可重复性,甚至引起实验动物发生临床疾病、死亡<sup>[3]</sup>。

目前市场上适合开展动物实验的温度恒定设备大多是一个封闭的金属体,没有开展实验的工作平台,不方便固定小鼠开展动物实验。而且这些设备不能动态实时收集动物体温数据,很难直观完成对比分析温度对实验动物的影响。动物实验中使用较为广泛的是小鼠,其正常体温约为 $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,因此制作出一款专门用于维持小鼠体温的装置十分重要。

### 1 硬件设计

#### 1.1 系统框图设计

采用热电偶温度传感器分别采集加热器温度和被测小鼠体温,通过PID算法产生脉宽控制信号,控制继电器的通断,从而控制加热器的通电时间。在LCD上实时显示加热器温度和小鼠体温,同时通过蓝牙模块将数据传输至PC端USB接口,便于后期进行数据分析。PC端还可将加热装置的目标温度以及最大温度,通过蓝牙串口传输至装置的控制单元。为简化装置的使用,硬件上设置一个单键操作,按下后加热,再次按下暂停加热。装置系统框图如图1所示。

**【收稿日期】**2021-06-11

**【基金项目】**教育部第一批产学研合作协同育人项目(201901103013)

**【作者简介】**麦庆军,助理实验师,研究方向:单片机应用,E-mail: 353044449@qq.com

**【通信作者】**李结松,硕士,高级实验师,研究方向:单片机应用,E-mail: jasonli@gzhmu.edu.cn

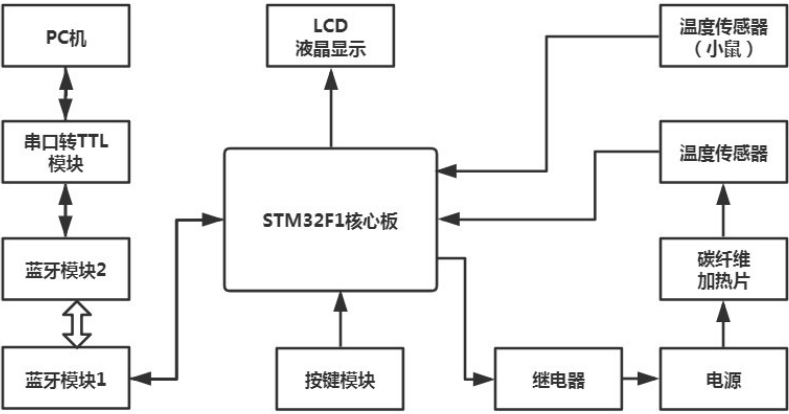


图1 装置系统框图  
Fig.1 System block diagram of the device

1.2 硬件电路设计

与上述系统框图对应,总体电路图如图2所示。

1.2.1 核心处理器 核心处理器采用STM32F103C8T6,意法半导体生产,芯片内核Cortex-M3,内含FLASH 64 kB和RAM 20 kB,内部自带2个12bit ADC,37个通用I/O口,4个16bit通用定时器,2个看门狗定时器,1个24bit向下计数的滴答定时器,2个IIC接口,2个SPI接口,3个USART接口,1个CAN接口,工作电压2.0~3.6 V,工作温度为-40~85 ℃,系

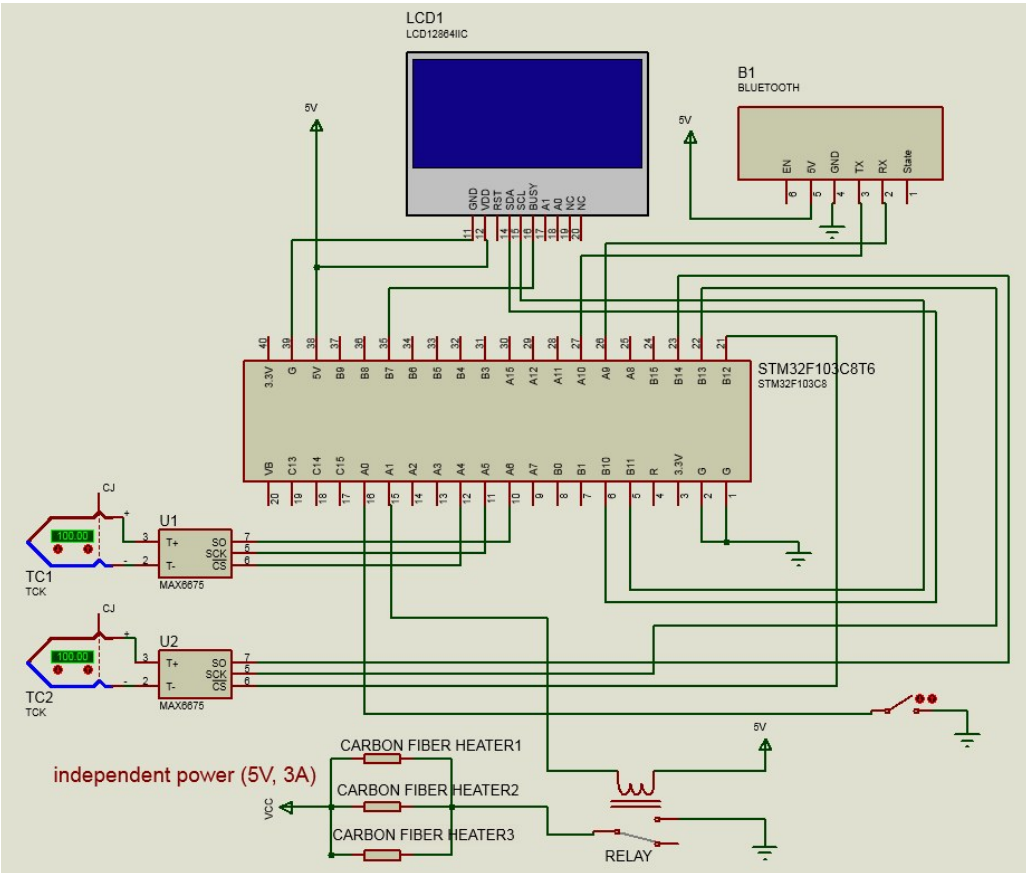


图2 装置电路图  
Fig.2 Circuit diagram of the device

统时钟最高可达到72 MHz。

1.2.2 温度传感器模块 本装置使用K型热电偶作为温度传感器。热电偶是一种能量转换器,可将热能转换成电能,是一种无源传感器,测量时不需外加电源,即能将温度信号转化为热电动势信号<sup>[4]</sup>。得到电动势差后,再通过信号转换器转化为被测物的温度,温度信号转化模块为MAX6675。该芯片由Maxim公司推出,具备对热电势信号进行放大、模数转换、冷端补偿和校正的功能。内部自带的温敏二极管和检测二极管将周围环境的温度转化为温度补偿电压,从而减少环境温度对被测实验动物温度的误差<sup>[5-6]</sup>。MAX6675主要特性和引脚说明<sup>[7-8]</sup>分别如表1、表2所示。MAX6675的引脚T-和T+分别连接K型热电偶的正负极。测量小鼠体温端的MAX6675芯片的SCK接STM32单片机的PA5引脚,SO接PA6引脚,CS接PA4引脚,而探测加热器端的MAX6675芯片的SCK接STM32单片机的PB13引脚,SO接PB14引脚,CS接PB12引脚。

表1 MAX6675主要特性  
Tab.1 Main characteristics of MAX6675

序号	主要特性
1	SPI通讯快速输出温度数据
2	能检测0~1 024 ℃内的温度
3	芯片内部自带冷端补偿
4	差动输入高阻抗
5	自动检测热电偶是否工作正常
6	芯片工作功率低
7	工作温度范围-20~+85 ℃

表2 MAX6675各引脚说明  
Tab.2 Description of each pin of MAX6675

引脚	名称	说明
1	GND	连接电源负极
2	T-	连接热电偶负极
3	T+	连接热电偶正极
4	VCC	连接电源正极
5	SCK	串行时钟输入
6	CS	片选信号,低电平有效
7	SO	串行数据输出

**1.2.3 液晶显示模块** 液晶显示模块采用LCD12864,瑞立德生产的RSCG12864B,自带中文字库,有IIC接口,分辨率为128×64。RSCG12864B的BUSY与STM32F103的PB7引脚相连;SCL与PB11引脚相连,SDA与PB10相连。

**1.2.4 加热模块** (1)碳纤维导电加热片:碳纤维远红外电热膜是一种以电力为能源,通电后即能发热的半透明聚酯薄膜。它以碳纤维为发热体,采用3 μm以下的精密印刷技术印刷在聚酯薄膜上。发热体中的碳分子团在电场作用下产生“布朗运动”,碳分子之间发生剧烈的摩擦和撞击,产生的热能以远红外辐射和对流的形式对外传递,其电能与热能的转换率高达98%以上。

碳纤维远红外电热膜能够产生在医学上被誉为“生命之光”的8~15 μm的远红外线,易于激活细胞活性、促进新陈代谢<sup>[9]</sup>。

本装置选取的碳纤维加热片如图3所示,长度约16 cm,宽度约14 cm,常温下电阻约6 Ω。在加热片两极加5 V的直流电压,在数十秒内温度即可达到40 ℃以上。为了增大加热面积,便于包裹小鼠,使小鼠躯干均匀受热,将3个加热片并联组合(图4),采用螺丝固定形成一个包围的加热体(图5)。



图3 一片碳纤维导电加热片  
Fig.3 A slice of carbon fiber conductive heating plate



图4 组合而成的大加热片  
Fig.4 Composed heating plate



图5 螺丝固定的包围加热体  
Fig.5 Screw-mounted enclosing heater

(2)加热时长控制模块:本装置使用1路继电器模块JQC-3FF-S-Z控制加热片的加电时间,该继电器模块吸合电压为5 V,最大切换电流达15 A,性能满足设计需要。继电器的NC引脚与电源负极接通,继电器的IN引脚与STM32单片机的PA1接口相连。当PA1为低电平时继电器开关闭合,高电平时则断开,PA1端口的PWM信号控制继电器的闭合与断开,从而控制加热时长。

**1.2.5 蓝牙通信模块** 蓝牙通信模块采用HC-05蓝牙模块。HC05是主从一体的蓝牙串口模块,工作频段为2.4 G,通过标准的串口TTL电平通讯,工作电压约为3.0~3.6 V,无线传输距离约为10 m,发射功率为4 dBm,最

高速率约为2 Mbps且内置PCB天线,接收灵敏度为-85 dBm。当蓝牙设备配对连接成功后,可忽视蓝牙内部的通信协议,直接将蓝牙当做串口用。

(1)装置端蓝牙通信模块:STM32的PA9连接蓝牙模块的RX引脚,STM32的PA10连接蓝牙模块的TX引脚。

(2)PC端蓝牙通信模块:为方便利用PC端的USB接口进行通信,将蓝牙模块与USB转TTL模块连接,然后连接至PC端的USB接口。TTL端TX与蓝牙(HC05)模块RX对接,TTL端RX与蓝牙(HC05)模块TX对接,TTL端开发板+5 V与蓝牙(HC05)模块VCC对接,TTL



端开发板GND与蓝牙(HC05)模块GND对接。打开串口通信软件,设置正确波特率就可以收发数据。

1.2.6 按键电路 按键开关一端与STM32F103单片机的PA1接口相连,另一端接地。

2 软件设计

设备上电后系统进行初始化设置,主控芯片采集探头温度、加热片温度,并在LCD上显示待机界面(图6)。待机界面还显示系统默认的加热器目标温度和最大温度,此时电脑端可通过串口通信改变温度默认值;若无参数改变,按下按键后,设备按照PID算法驱动加热装置达到并维持目标温度,此时显示加热工作界面(图7);显示实时的探头温度和加热片温度,同时设备还将温度数据通过蓝牙发送至电脑端。当再次按下按键时,加热停止,系统返回待机界面。软件流程图如图8所示,装置端蓝牙接收中断流程图如图9所示。

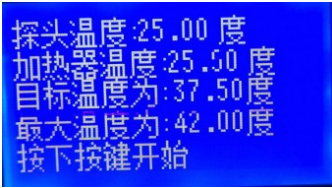


图6 待机界面  
Fig.6 Standby interface

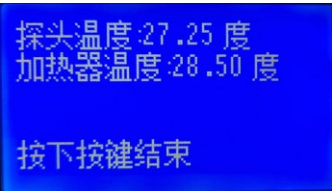


图7 加热工作界面  
Fig.7 Working interface

2.1 温度传感器模块

MAX6675使用的是标准SPI接口,调用STM32自带的固件库stm32f10x\_spi.h初始化STM32外设SPI和结构体,即可驱动MAX6675获取数据。MAX6675返回给STM32的是16位数据,时序如图10所示,其中D14-D3即为温度数据。

2.2 LCD显示模块

LCD液晶显示器RSCG12864B使用的是标准的IIC接口协议,带有标准的库文件,配置好STM32的IIC协议固件库,即可建立RSCG12864B的驱动。

2.3 碳纤维加热模块

加热控制采用经典PID算法,由于其算法简单和鲁棒性好,被广泛地应用到工程实践中<sup>[10-11]</sup>。PID是一个集成比例(P)、积分(I)、微分(D)的闭环控制算法。比

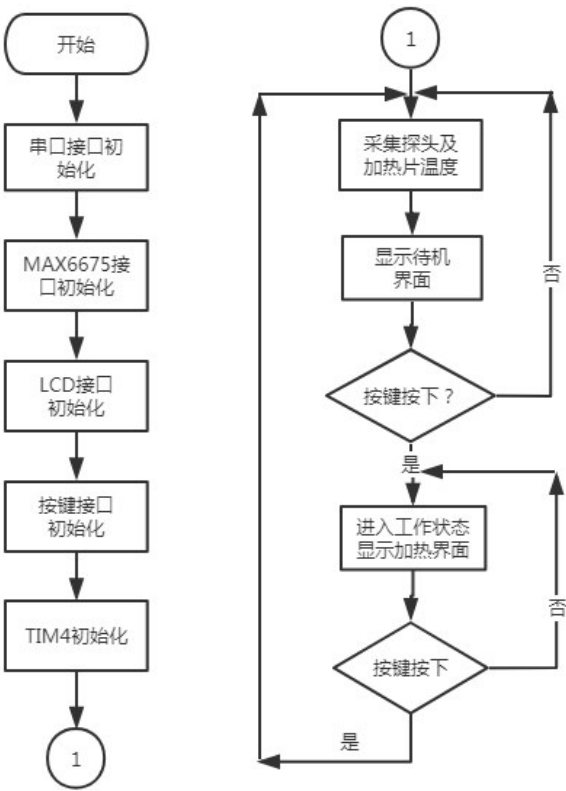


图8 软件系统流程图  
Fig.8 Flowchart of software system

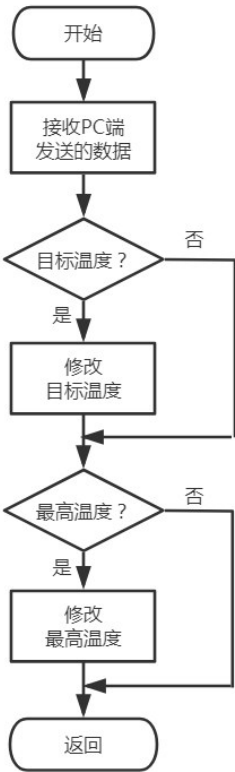


图9 蓝牙接收中断流程图  
Fig.9 Flowchart of heating interruption based on the data received by Bluetooth

例反映系统的当前偏差 $e(t)$ ,系数大可以加快调节,快速减小误差,但过大的比例使系统稳定性下降,甚至造

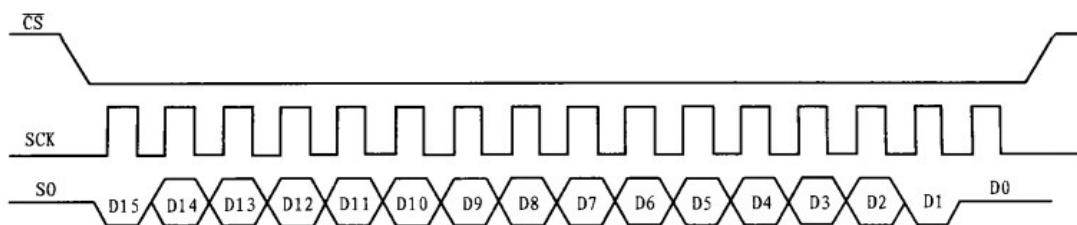


图10 MAX6675时序图

Fig.10 Sequence diagram of MAX6675

成系统不稳定。积分反映系统的累计偏差,使系统消除稳态误差,提高精度。微分反映系统偏差信号的变化率 $e(t)-e(t-1)$ ,具有预见性,产生超前的控制作用,可以改善系统的动态性能<sup>[12-14]</sup>。积分和微分都不能单独起作用,必须与比例控制配合。PID算法只能保证加热

温度在目标温度上下震荡,震荡幅度可以通过调节式中 $K_p, T_i, T_d$  3个参数予以调理。事实上没有任何一套算法可以保证加热温度正好等于目标温度而不产生浮动<sup>[15-18]</sup>。图11为系统温控框图。

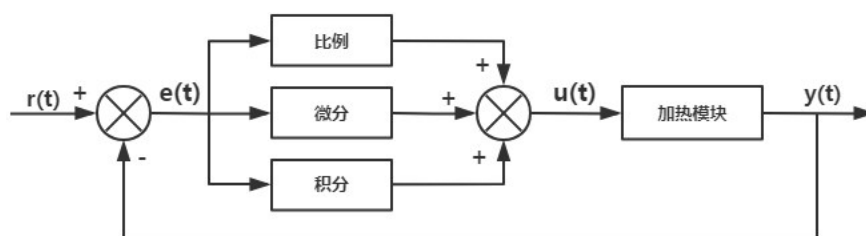


图11 PID系统温控框图

Fig.11 Block diagram of temperature control of PID system

本装置对温度传感器每秒采样一次,并非连续控制系统,采用如下的数字PID算法公式:

$$u_k = K_p [e_k + \frac{T}{T_i} \sum_{j=0}^k e_j + T_d \frac{e_k - e_{k-1}}{T}] \quad (1)$$

式中, $T$ 为采样时间, $K_p$ 为比例增益, $T_i$ 为积分时间常数, $T_d$ 为微分时间常数, $u(k)$ 是PID控制器的输出信号, $e(k)$ 是给定值 $r(t)$ 与测量值 $y(t)$ 之差。

上式PID的输出与过去的所有状态有关,计算时要对每一次的控制误差进行累加,计算量很大。对于受控的继电器而言,并不关心PID输出的绝对值,只需要得到增量值 $\Delta u$ ,使控制继电器的PWM信号占空比加宽或者变窄即可<sup>[19-20]</sup>。将上式按照增量控制的思路简化后,得到增量值 $\Delta u$ :

$$\begin{aligned} \Delta u_k = u_k - u_{k-1} &= K_p (e_k - e_{k-1} + \frac{T}{T_i} e_k + T_d \frac{e_k - 2e_{k-1} + e_{k-2}}{T}) \\ &= K_p (1 + \frac{T}{T_i} + \frac{T_d}{T}) e_k - K_p (1 + \frac{2T_d}{T}) e_{k-1} + K_p \frac{T_d}{T} e_{k-2} \\ &= A e_k + B e_{k-1} + C e_{k-2} \end{aligned} \quad (2)$$

其中, $A=K_p \times (1+T/T_i+T_d/T)$ , $B=K_p \times (1+2T_d/T)$ , $C=K_p \times T_d/T$ 。

PID程序流程如图12所示,PID控制的难点不是编程,而是控制器的参数整定。经过初步整定,先将 $K_i$ 参数设为0,将 $K_p$ 参数设为大于0.1, $K_d$ 参数设为小于0.1,系统响应平稳且产生稳定的静态误差;经过反复调试

最终得出 $K_p=0.6, K_i=0.0015, K_d=0.05$ 时,系统加热的速度比较快且目标温度上下浮动小于 $0.75^\circ\text{C}$ ,符合装置设计要求。

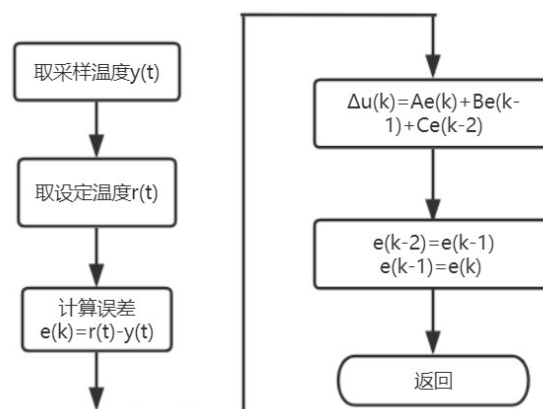


图12 PID流程图

Fig.12 Flowchart of PID

### 3 结果

将目标温度设置为 $37.5^\circ\text{C}$ ,最高温度设置为 $42^\circ\text{C}$ 。温度与时间对应数据如表3所示,加热温度曲线如图13所示。从表中数据可知,温度从 $25.25^\circ\text{C}$ 室温环境开始加热,温度在第4分11秒至第4分36秒之间到达目标温度 $37.5^\circ\text{C}$ ,最大过冲温度为 $38.25^\circ\text{C}$ ,最大过冲百分比为2%。

表3 目标温度与对应加热时间数据  
Tab.3 Data of target temperature and corresponding heating time

加热时刻	该时刻温度/℃	加热时刻	该时刻温度/℃
第1秒	25.25	第4分11秒	37.00
第26秒	26.00	第4分36秒	38.00
第51秒	27.50	第5分01秒	38.25
第1分16秒	29.00	第5分26秒	38.25
第1分41秒	30.50	第5分51秒	38.25
第2分06秒	32.50	第6分16秒	38.25
第2分31秒	33.75	第6分41秒	38.00
第2分56秒	35.00	第7分06秒	37.50
第3分21秒	35.25	第7分31秒	37.75
第3分46秒	36.25	第7分56秒	37.75

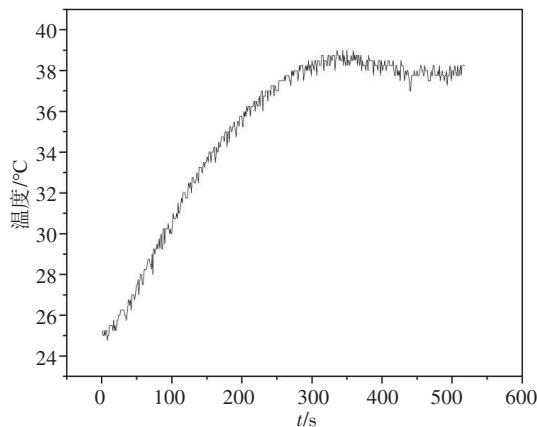


图13 目标温度为37.5℃的加热温度曲线

Fig.13 Heating temperature curve with a target temperature of 37.5 °C

4 结 语

小鼠正常体温约为37.5℃,本装置能够将目标温度控制在上下0.75℃,满足麻醉小鼠做医学实验的体温控制要求。体温数据能通过无线蓝牙传送到个人电脑中,便于后期开展实验数据的科学分析。

虽然装置基本达到恒温功能,但是还存在一些不足。一是整套装置的设计制作还比较粗糙,只能满足实验室的样机使用要求。二是PID算法中的参数整合,还需要动态精准调校,以减小系统的响应时间,提高温度控制的精度。下一步工作要在软件上进一步优化算法,硬件上进行PCB打样和外壳设计,增加装置的便携性,使装置成为成熟的实验动物温控设备。

【参考文献】

[1] 蒋正英,喻永敏. 术中低体温对实验动物模型麻醉恢复期的影响[J]. 临床合理用药杂志, 2009, 2(9): 6-7.  
JIANG Z Y, YU Y M. Effect of intraoperative hypothermia on anaesthetic convalescent period in experimental animal model[J]. Chinese Journal of Clinical Rational Drug Use, 2009, 2(9): 6-7.

[2] 王翠兰, 崔娜. 温度在医学检验中的重要性分析[J]. 齐齐哈尔医学院学报, 2010, 31(8): 1260.  
WANG C L, CUI N. Analysis of the importance of temperature in

medical examination[J]. Journal of Qiqihar Medical College, 2010, 31(8): 1260.

[3] 王贵波, 王晓芹, 罗高兴, 等. 多功能医学实验平台的研制及在体外细胞温度效应观察中的初步应用[J]. 第三军医大学学报, 2007, 29(13): 1289-1292.  
WANG G B, WANG X Q, LUO G X, et al. Design of a multifunction medical experiment platform and its temperature regulation in cell *in vitro* culture[J]. Journal of Third Military Medical University, 2007, 29(13): 1289-1292.

[4] 李洋, 刘振革, 王仁辉, 等. 分布式热电偶温度采集系统设计[J]. 内燃机与动力装置, 2020, 37(2): 12-17.  
LI Y, LIU Z G, WANG R H, et al. Design of distributed thermocouple temperature acquisition system[J]. Internal Combustion Engine & Power Plant, 2020, 37(2): 12-17.

[5] 李敏, 孟臣. 单片K型热电偶放大与数字转换器MAX6675[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2003(9): 41-43.  
LI M, MENG C. Single-chip K-type thermocouple amplifier and digital converter MAX6675 [J]. Microcontroller and Embedded System Application, 2003(9): 41-43.

[6] 李平, 李亚荣. 基于MAX6675的温度控制器设计[J]. 仪表技术与传感器, 2004(7): 29-30.  
LI P, LI Y R. Design of temperature controller based on MAX6675 [J]. Instrument Technique and Sensor, 2004(7): 29-30.

[7] 尹翠, 南新元. 基于MAX6675的温度采集系统的设计[J]. 工业控制计算机, 2010, 23(8): 16-17.  
YIN C, NAN X Y. Design of temperature acquisition system based on MAX6675 [J]. Industrial Control Computer, 2010, 23(8): 16-17.

[8] 祖一康. 基于K型热电偶与MAX6675多路温度采集系统[J]. 江西理工大学学报, 2007, 28(4): 25-27.  
ZHU Y K. Multi-channel temperature acquisition system based on K-type thermocouple and MAX6675 [J]. Journal of Jiangxi University of Science and Technology, 2007, 28(4): 25-27.

[9] 王岩. 一种鼻罩式鼻炎治疗器: 中国, 201220105528.1[P]. 2012.03.20.  
WANG Y. A nasal mask treatment device for rhinitis: China, 201220105528.1[P]. 2012-03-20.

[10] 刘镇, 姜学智, 李东海. PID控制器参数整定方法综述[J]. 电力系统自动化, 1997, 21(8): 79-83.  
LIU Z, JIANG X Z, LI D H. Review of PID controller parameter tuning methods[J]. Automation of Electric Power Systems, 1997, 21(8): 79-83.

[11] 陈晓东. 元素分析仪温控系统设计与仿真[D]. 长春: 吉林大学, 2006.  
CHEN X D. Design and simulation of the elemental analyzer temperature control system[D]. Changchun: Jilin University, 2006.

[12] 朱学飞, 边文亮. 基于模糊PID的温度控制系统设计分析[J]. 科学与信息化, 2021(1): 12.  
ZHU X F, BIAN W L. Design and analysis of temperature control system based on fuzzy PID[J]. Science and Information Technology, 2021(1): 12.

[13] 王一凡, 李红波, 朱林, 等. 温度控制系统中自动PID整定程序设计与验证[J]. 中国仪器仪表, 2020(6): 84-87.  
WANG Y F, LI H B, ZHU L, et al. Design and verification of automatic PID setting program in temperature control system[J]. China Instrumentation, 2020(6): 84-87.

[14] 刘金琨. 智能控制[M]. 北京: 电子工业出版社, 2005.  
LIU J K. Intelligent control [M]. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2005.

[15] HUANG H, ZHANG S, YANG Z, et al. Modified smith fuzzy PID temperature control in an oil-replenishing device for deep-sea hydraulic system[J]. Ocean Eng, 2018, 149: 14-22.

[16] SZYMCAK W G, KOHLBERG I, TOTON E. Design of an intelligent temperature control system based on the fuzzy self tuning PID[J]. Procedia Eng, 2012, 43: 307-311.

[17] 张中宇, 马天兵, 罗松松, 等. 基于模糊自适应PID真空室温度控制的研究[J]. 组合机床与自动化加工技术, 2019(11): 92-95.  
ZHANG S Y, MA T B, LUO S S, et al. Research on vacuum chamber temperature control based on fuzzy adaptive PID [J]. Modular Machine Tool & Automatic Manufacturing Technique, 2019(11): 92-95.

[18] 刘尘尘. 基于ARM的嵌入式自适应温度控制系统设计[J]. 沈阳工业大学学报, 2020, 42(4): 448-452.  
LIU C C. Design of embedded adaptive temperature control system based on ARM[J]. Journal of Shenyang University of Technology, 2020, 42(4): 448-452.

[19] 王冠龙, 崔靛, 朱学军. 基于数字PID算法的温度控制系统设计[J]. 传感器与微系统, 2019, 38(1): 86-88.  
WANG G L, CUI L, ZHU X J. Design of temperature control system based on digital PID algorithm [J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2019, 38(1): 86-88.

[20] 曾峰, 石明昭. 基于STM32及PID-PWM的智能水温监控系统设计[J]. 成都工业学院学报, 2019, 22(2): 24-28.  
ZENG F, SHI M Z. Design of intelligent water temperature monitoring system based on PID-PWM and STM32 [J]. Journal of Chengdu Technological University, 2019, 22(2): 24-28.

(编辑:陈丽霞)