

# 新型医用红外测温仪的设计

许新建, 刘瞰东, 毛坤剑, 李达义, 谢少玲

**[摘要]** 目的: 针对市场现有的测温仪的弊端, 设计一种新型医用红外测温仪。方法: 采用红外线温度传感器采集人体温度, 以 HT67F5640 芯片为主控制器, 通过 A/D 转换把检测的人体温度显示在液晶显示器(liquid crystal display, LCD)上。该仪器设计的电路包括主控制电路、电源电路、红外温度传感器电路、LCD 驱动电路、按键电路、报警电路等, 软件部分包括主程序、AD 采集、LCD 显示、蜂鸣器报警以及按键扫描等子程序。结果: 该医用红外测温仪测量体温速度快、精度高、重复性好, 医务人员反应良好。结论: 该测温仪功耗低、使用方便、稳定性高、便于携带, 各项参数优越, 可以实现患者体温的快速检测。

**[关键词]** 医用红外测温仪; HT67F5640 芯片; 温度传感器

**[中国图书资料分类号]** R318.6; TH772.2 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 1003-8868(2016)11-0044-04

**DOI:** 10.7687/J.ISSN1003-8868.2016.11.044

## Design of new type of medical infrared temperature measuring instrument

XU Xin-jian<sup>1</sup>, LIU Tun-dong<sup>2</sup>, MAO Kun-jian<sup>1</sup>, LI Da-yi<sup>1</sup>, XIE Shao-ling<sup>1</sup>

(1. The 174th Hospital of the PLA, Chenggong Hospital Affiliated to Xiamen University, Xiamen 361003, Fujian Province, China; 2. Department of Automation, School of Aeronautics and Astronautics, Xiamen University, Xiamen 361005, Fujian Province, China)

**Abstract** **Objective** To design a new type of medical infrared temperature measuring instrument. **Methods** The data on human body temperature were collected by the infrared temperature sensor with HT67F5640 as the main controller, and then displayed on the LCD through the A/D conversion. The circuits of the instrument included power supply circuit, infrared temperature sensor circuit, LCD drive circuit, key circuit, alarm circuit, etc. The software involved in the main program, AD acquisition subroutine, environment temperature compensation subroutine, calibration mode subroutine, etc. **Results** The instrument gained advantages in speed, precision, repeatability and response from medical staffs. **Conclusion** The medical infrared thermometer behaves well in low power consumption, easy operation, high stability and portability and etc, and is very suitable for the rapid detection of the patient's temperature. [Chinese Medical Equipment Journal, 2016, 37(11): 44-47]

**Key words** medical infrared thermometer; HT67F5640 chip; temperature sensor

## 0 引言

体温对于人体的新陈代谢有着重要的临床意义。体温过高或过低, 都会影响酶的活性, 从而影响新陈代谢的正常运行, 使各种细胞、组织和器官的功能发生紊乱, 严重时还会导致死亡, 因此, 体温监测已然成为临床不可或缺的辅助检查手段<sup>[1]</sup>。传统的接触式测温方式主要是水银温度计, 其测量温度时间长, 反应速度慢, 使用范围受限。市场上大部分非接触测温设备主要是红外测温仪, 由于外界环境和人体温度相近, 导致其测量温度容易受外部环境影响, 测量精度大部分都在 1%~2%, 有些甚至达到 5%, 严重影响医务人员的临床判断。

基于上述情况, 本文设计一种新型医用红外测温仪, 采用 HT67F5640 为主控芯片, 以 STP9CF55 为红外线传感器采集温度, 进而把监测温度显示在液晶显示器(liquid crystal display, LCD)上。本仪器采用

3 V 纽扣电池供电, 通过软件设计可自动休眠以及按键唤醒, 实现超低功耗, 通过温度监测电路和补偿电路, 实现测量精度达到 0.1 °C、临床重复性不超过 ±0.2 °C; 通过报警电路提示医务人员测量动作是否完成, 监测温度是否高于设定值, 通过 LCD 显示电路提示医务人员电池电量使用情况、是否可以测量等。本仪器只有 2 个机械按键, 分别为电源/记忆按键和测量按键。待机时, 微控制单元(micro controller unit, MCU)进入睡眠模式, 当按下电源/记忆键时, 系统被唤醒, 测量时间只要 1~2 s, 操作简单, 便于医务人员快速检测<sup>[2]</sup>。

## 1 总体设计

### 1.1 工作原理

自然界中温度高于绝对零度的物体都会辐射出红外线, 辐射功率的大小与物体温度成正比<sup>[3]</sup>。本仪器采用的 STP9CF55 温度传感器通过测量辐射的红外线功率来精确测定待测物体的温度。STP9CF55 温度传感器是一种热电堆, 基于 Seebeck 效应, 红外线辐射到热电堆内部的吸收膜, 引起薄膜温度上升, 当内部热电偶阵列两端存在温度差时即存在 Seebeck 电动势, 为热电动势<sup>[4-5]</sup>。热电堆输出的电压值  $V$  与

作者简介: 许新建(1986—), 男, 助理工程师, 主要从事医疗设备维修、质量控制等方面的研究工作, E-mail: 329716820@qq.com。

作者单位: 361003 福建厦门, 解放军 174 医院, 厦门大学附属成功医院(许新建, 毛坤剑, 李达义, 谢少玲); 361005 福建厦门, 厦门大学航空航天学院自动化系(刘瞰东)

通讯作者: 毛坤剑, E-mail: herehere2012@163.com

待测温度和环境温度的关系如下：

$$V = S \cdot \varepsilon_{obj} \cdot (T_{obj}^{4-\delta} - T_{sen}^{4-\delta})$$

其中  $S$  为器件系数  $\varepsilon_{obj}$  为待测物辐射率  $\delta$  为校正透射率  $T_{obj}$  为待测物温度  $T_{sen}$  为传感器温度。

### 1.2 硬件设计

本仪器采用的主芯片 HT67F5640 内置 64 B 电可擦可编程只读存储器 (electrically erasable programmable read-only memory EEPROM)、20 bit delta-sigma 模数变换器 (analog-to-digital converter ADC)、LDO 低压差线性稳压器、LCD 驱动器等,其电路部分包括主控制电路、电源电路、红外温度传感器电路、LCD 驱动电路、按键电路、报警电路等<sup>[3]</sup>,其系统框图如图 1 所示。

#### 1.2.1 主控制电路

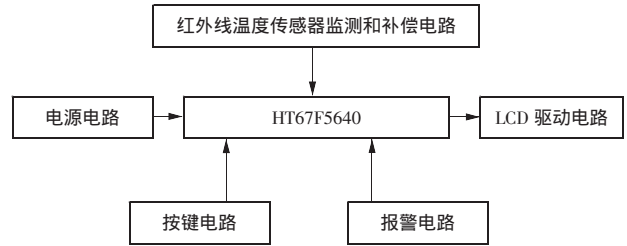


图 1 医用红外测温仪控制电路系统框图

主控制电路采用 HT67F5640 为 MCU,其  $V_{DD}$  接 +3 V 给整个电路供电, PB6 用于接开关, PA1、PD7 用于连接测量和开关机按键, AN0、AN2、AN4 用来采集红外线温度传感器和环境温度以及补偿电路信号, SEG1~SEG11 和 COM0~COM2 用于连接 LCD。其电路图如图 2 所示。

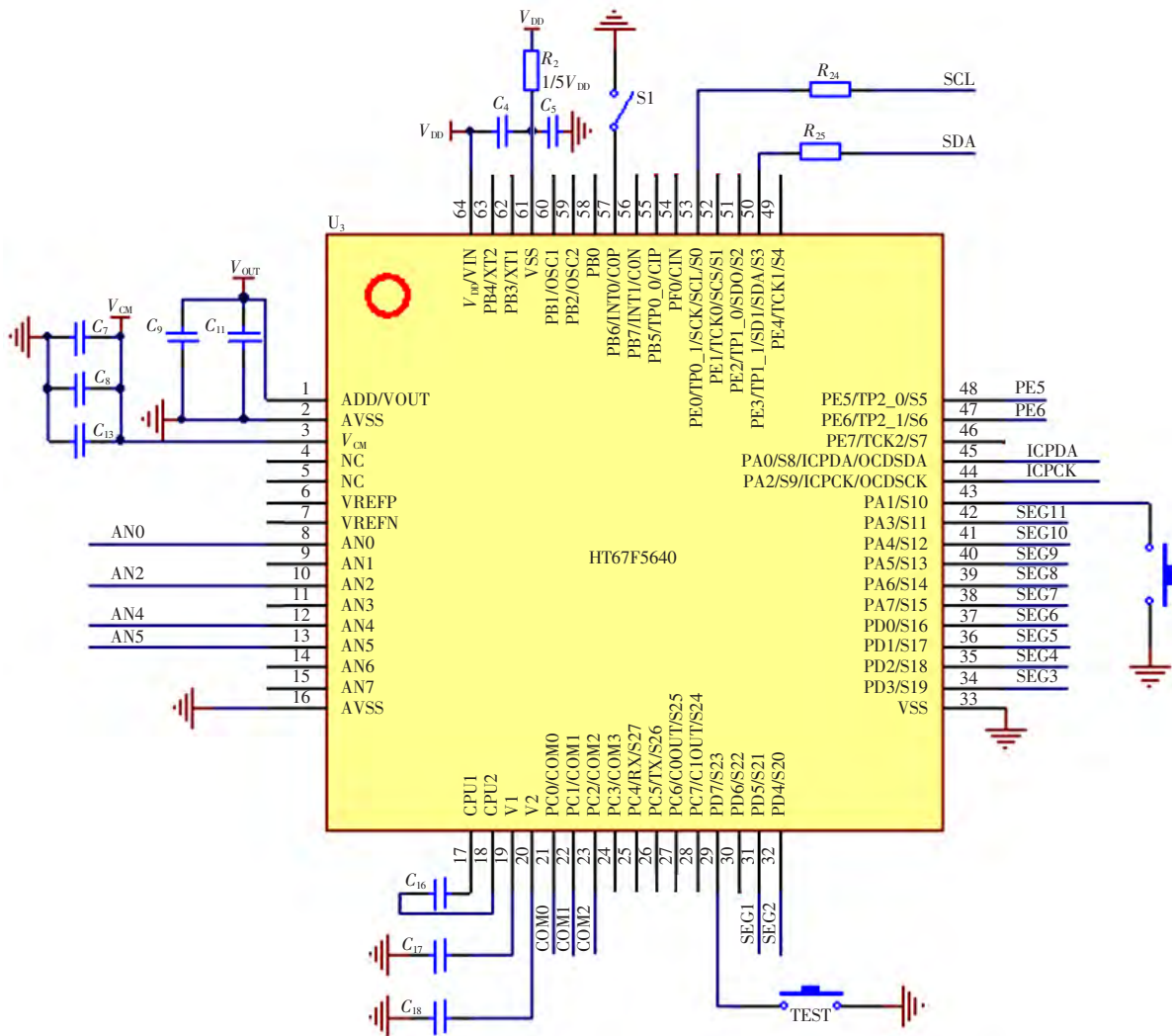


图 2 医用红外测温仪主控制电路

#### 1.2.2 电源电路

本仪器供电采用 +3 V 纽扣电池,为增强电源稳定性,在电池端并接  $C_2$ 、 $C_3$  电容。主芯片通过 ADC 直接检测  $1/5V_{DD}$  和  $V_{CM}$  间的压差变化来检测电池的电压,其设定 2 个电压点分别为 2.75 和 2.60 V<sup>[6]</sup>。当低

于设定值为 2.60 V 时,蜂鸣器报警提示更换电池,其电路图如图 3 所示。

#### 1.2.3 传感器检测和补偿电路

STP9CF55 温度传感器放在一个大致呈柱形的金属结构的底部,组成光学系统。采用金属材质一方

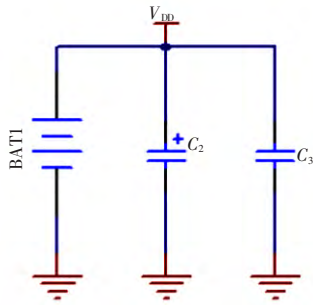


图3 医用红外测温仪电源电路

面是为了抑制其他非待测物的红外线透射到传感器上,影响测温的精度;另一方面是为了降低传感器的视场,在测量面积较小物体的温度时,尽量减少其他非待测物的红外线穿进传感器影响测量精度<sup>[7]</sup>。

本仪器的传感器检测和补偿电路如图4所示。AN0和 $V_{CM}$ 用来采集红外线温度传感器输出的与目标温度相关的电压信号。AN2和AN4用于采集温度传感器内部NTC的分压值 $R_7$ 作为参考值。NTC的阻值= $AD_{AN2} \times R_7 / (AD_{AN4} - AD_{AN2})$ ,可以去掉MCU的 $V_{CM}$ 端和可编程放大器的误差,提高测量精度<sup>[8]</sup>。根据计算出的NTC阻值查表得到环境温度,分辨力为0.1℃。

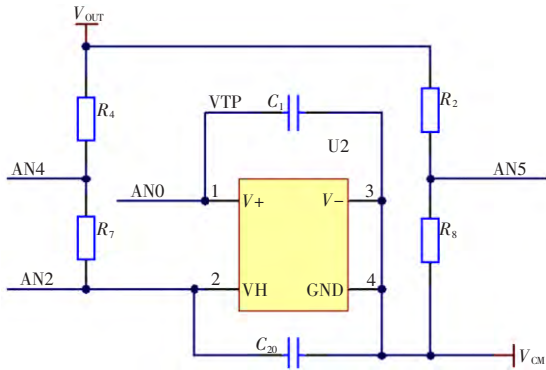


图4 医用红外测温仪传感器检测和补偿电路

### 1.2.4 LCD驱动电路和报警电路

本仪器采用的LCD工作电压为3V,可显示测量温度、错误代码、是否可以测量等信息。报警电路可提示电量报警信息、超出设定值报警信息、测量是否完成信息等<sup>[9]</sup>,其电路图如图5、6所示。

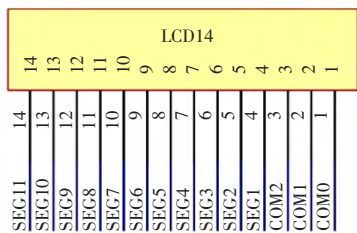


图5 医用红外测温仪LCD驱动电路

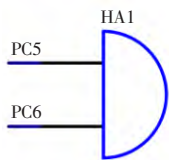


图6 医用红外测温仪蜂鸣器报警电路

### 1.3 软件设计

仪器开机会首先进行初始化,LCD全亮2s,然后读取存储在EEPROM中的校正参数。随后进行电池电压检测,若电量低,LCD显示电量报警画面并蜂鸣器报警之后进入睡眠状态;若电量足够则判断系统是否已经校正完成,若没有校正,直接进入睡眠状态等待校正,若已完成校正则进入主程序,进行AD

采集、LCD显示、蜂鸣器报警以及按键扫描等程序<sup>[10]</sup>。其主程序如图7所示。

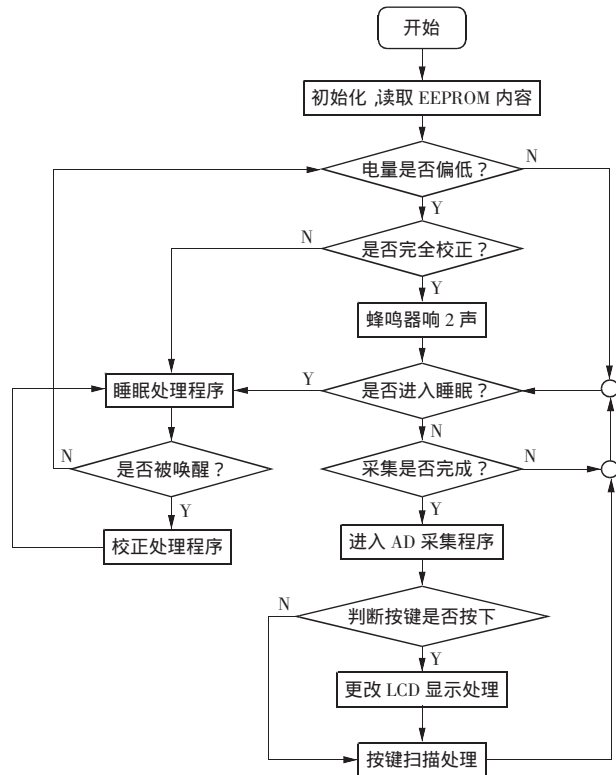


图7 医用红外测温仪主程序流程图

AD数据采集采用轮寻的方式,采集数据间隔50ms。为提高采集精度,AD数据采集共20次累加,然后减去最大值和最小值,再求平均,计算后的AD值保存到变量,根据不同标志位判断此次采集是VTP采集,或者NTC分压采集,或者电池电压采集<sup>[11]</sup>,其程序图如图8所示。

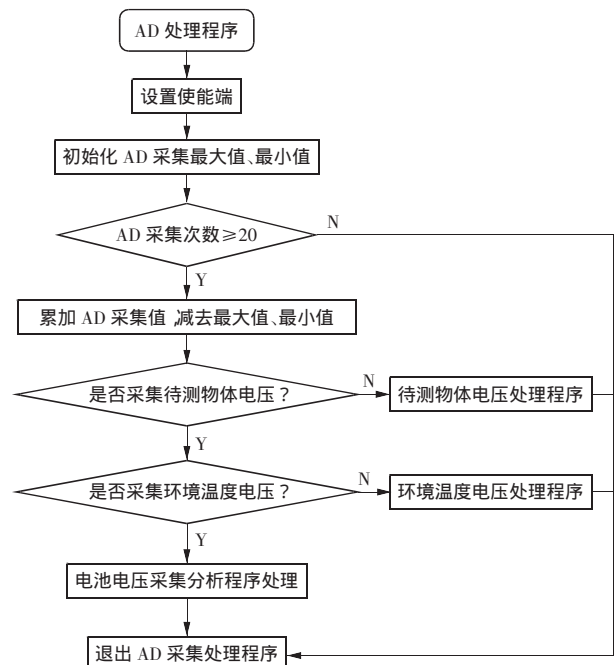


图8 医用红外测温仪AD采集子程序流程图

## 2 功能参数设计与临床应用

GB/T 21417.1—2008《医用红外体温计 第1部分:耳腔式》中对医用红外体温计的基本要求为温度显示范围为35.0~42.0℃,测量精度要求±0.2℃(35~42.0℃内)、±0.3℃(35~42.0℃之外);最大允许临床重复性:不应超过±0.3℃范围等<sup>[6]</sup>。本医用红外测温仪的工作电压为3V,待机耗电<1.0μA,测量时间1~2s,测量精度为25.0~43.0℃,测量范围为0.1℃,测量重复性不超过±0.2℃。

在临床测试过程中,本医用红外测温仪的使用操作如下:

(1)按下电源/记忆按键打开电源,LCD上所有文字图形停留2s,进行初始化,完成后听到“嘀”声,即可开始测量。

(2)测量过程中,固定患者头部,将探头对准耳膜,按下测量键,大约1s听到“嘀”后放开,将测温仪拿出,读取测量结果。

(3)本测温仪可存储9组数据,便于跟踪患者的温度变化情况。如想读取储存的数据按电源/记忆按键,LCD会显示记忆1,即上一次测量的储存数据。依次类推可读取记忆2、记忆3等更多记忆测量值。

(4)长按住电源/记忆按键进入关机状态。

整个仪器在测试过程中,就诊检查200例、住院查房200例,医务人员反应良好。与其他测温仪相比,测量速度更快、精度更好、功耗更低。

## 3 结语

医用红外测温具有响应速度快、灵敏度高等优点,被广泛运用于患者体温的快速测量。本仪器针对目前大部分红外测温仪的测量精度和稳定性容易受外界温度的影响,设计了一种新型医用红外测

温仪,经过温度检测和补偿电路,并采用AD采集的统计算法,大大提高了精度和稳定性,临床重复性比较高。整个仪器功耗低、使用方便、稳定性高、便于携带、各项参数优越,有利于患者体温的快速检测。

## [参考文献]

- [1] 黄世祥,杨昌文,罗丹,等. 新型非接触式医用温度计在医疗实践中的应用[J]. 贵阳医学院学报, 2014, 39(3): 441-442.
- [2] 李飞艳,陈斌,李福元. 非接触式红外测温与玻璃体温计测量大鼠体温的比较[J]. 中国医药指南, 2010, 8(13): 213-214.
- [3] 徐坤,赵麟,袁圆,等. 医用红外测温仪测量误差分析及补偿试验研究[J]. 电子测量技术, 2014, 37(10): 213-214.
- [4] 白迪,张科灯. 基于LPC2132的回转炉温度测量系统[J]. 微型机与应用, 2015, 34(3): 15-17.
- [5] 李飞艳,曹娴,杜缙,等. 非接触式红外测温仪测量大鼠不同部位体温的比较[J]. 中国医药指南, 2013, 13(7): 482-483.
- [6] 赵高翔,蔡芳敬,张冬泉. 泉州空港口岸入境人员红外测温系统监测结果分析[J]. 口岸卫生控制, 2013, 18(5): 35-37.
- [7] 刘福杰,王浩静,范立东. 红外测温仪原理及其在应用中注意的问题[J]. 现代仪器, 2007, 13(4): 97-98.
- [8] 张德云,张玉华. 红外测温仪探热的质量保证[J]. 中国环境卫生检疫杂志, 2003, 26(5): 271-273.
- [9] 刘文锋,宋德杰. 基于STM32的红外测量仪的研制[J]. 微型机与应用, 2012, 31(2): 22-24.
- [10] 罗元,郝国法. 基于SOC的高精度红外测温系统设计[J]. 微计算机信息, 2008, 24(8): 158-160.
- [11] 宋传皓. 非接触式红外测温装置研究[J]. 计算机工程应用技术, 2015, 11(7): 271-274.

(收稿 2016-04-25 修回 2016-07-25)

(◀◀上接第10页◀◀)

- for subdural hematoma: a clinical feasibility study on electrical impedance tomography for measuring intracranial bleeding in humans[J]. Plos One, 2013, 8(1): e550201.
- [7] FU F, LI B, DAI M, *et al.* Use of electrical impedance tomography to monitor regional cerebral edema during clinical dehydration treatment[J]. Plos One, 2014, 9(12): e113202.
  - [8] LISTON A D, BAYFORD R H, HOLDER D S. The effect of layers in imaging brain function using electrical impedance tomography[J]. Physiol Meas, 2004, 25(1): 143-158.
  - [9] OH T I, CHAUHAN M, SAJIB S Z K, *et al.* Modelling of electromagnetic field distribution for optimising electrode configurations in liver MR-based electrical impedance tomography[J]. Electron Lett, 2014, 50(18): 1273-1274.
  - [10] SHI X T, DONG X Z, SHUAI W J, *et al.* Pseudo-polar drive patterns for brain electrical impedance tomography[J]. Physiol Meas, 2006, 27(11): 1071-1080.
  - [11] BONMASSAR G, LEV M H. Improved sensing pulses for in-

- creased human head depth measurement sensitivity with electrical impedance spectroscopy[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2013, 60(12): 3306-3313.
- [12] OH T I, WOO E J, HOLDER D. Multi-frequency EIT system with radially symmetric architecture: KHU Mark1[J]. Physiol Meas, 2007, 28(7): S183-S196.
  - [13] MURAI T, KAGAWA Y. Electrical impedance computed tomography based on a finite element model[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1985, 32(3): 177-184.
  - [14] FAN W R, WANG H X. Maximum entropy regularization method for electrical impedance tomography combined with a normalized sensitivity map[J]. Flow Meas Instrum, 2010, 21(3SI): 277-283.
  - [15] ADLER A, ARNOLD J H, BAYFORD R, *et al.* GREIT: a unified approach to 2D linear EIT reconstruction of lung images[J]. Physiol Meas, 2009, 30(6): S35-S55.

(收稿 2016-05-07 修回 2016-08-11)