

文章编号: 1672-8785(2011)03-0034-04

一种基于 ARM 的人体红外测温系统

吴海洋 魏计林 邱选兵

(太原科技大学物理系, 山西 太原 030024)

摘 要: 提出了一种基于 ARM 处理器的人体红外测温系统。该系统由 MLX90615 高精度医用数字红外传感器、超声波传感器、环境温度传感器、主控 CPU 单元和其他外围电路组成。MLX90615 采集人体额头的红外辐射温度值并将其输入 CPU。经过温度补偿和距离补偿, 额头温度值被转换成对应的人体温度值, 并显示在液晶屏上。实验表明, 与其他系统相比, 具有环境温度补偿和距离补偿功能的人体红外测温系统有效降低了环境温度和距离等因素的影响, 达到了准确、快速、非接触地测量人体温度的目的。

关键词: ARM; 红外测温; 数字红外传感器; 温度补偿; 距离补偿

中图分类号: TN219 **文献标识码:** A **DOI:** 10.3969/j.issn.1672-8785.2011.03.008

An Infrared Human Body Temperature Measurement System Based on ARM

WU Hai-yang, WEI Ji-lin, QIU Xuan-bing

(Taiyuan University of Science & Technology, Taiyuan 030024, China)

Abstract: An infrared human body temperature measurement system based on an ARM processor is proposed. The system consists of a MLX90615 high accuracy medical digital infrared sensor, an ultrasonic sensor, an environmental temperature sensor, a master CPU and other external circuits. The MLX90615 sensor collects the infrared radiation from a human forehead and sends it to the CPU. Through temperature and distance compensation, the forehead temperature value is converted to the corresponding body temperature and is displayed in a liquid crystal display. The experiment shows that compared with other systems, this infrared human body temperature measurement system has its functions of environmental temperature compensation and distance compensation. It can reduce the effect of environmental temperature and distance greatly and can be used to measure human body temperature accurately, quickly and contactlessly.

Key words: ARM; infrared temperature measurement; digital infrared sensor; temperature compensation; distance compensation

1 引言

由于突发性流行疾病时常爆发, 传统的水银温度计已经不能满足人体温度测量的要求, 特别是在预防与控制 2003 年 SARS、2004 年禽

流感以及 2009 年甲型 H1N1 流感等流行疾病的传播时。红外测温是通过红外热辐射来测量物体温度的, 其测温元件无需与被测物体接触, 具有测量距离远、响应速度快、灵敏度高、准确度高和测温范围广等优点, 已被广泛应用于医

收稿日期: 2010-12-13

基金项目: 山西省教育厅 09 年研究生优秀创新项目 (20093105)

作者简介: 吴海洋 (1983-), 男, 河南三门峡人, 硕士研究生, 主要从事光学测量与测试技术研究。E-mail: wu2380@126.com

疗、食品检验、教育和交通等领域^[1,2]。

2 红外测温原理

由于带电粒子的运动, 温度高于绝对零度的物体会向外界辐射电磁波, 包括紫外、可见光和红外等辐射, 但主要是波长为 $0.8\mu\text{m} \sim 15\mu\text{m}$ 的红外辐射。物体的辐射能量密度与其表面温度的关系符合斯蒂芬-玻尔兹曼辐射定律^[3]:

$$E = \varepsilon\sigma T^4 \quad (1)$$

式中, E 为辐射出射度, 即单位面积上所发射的辐射功率, 单位为 W/m^2 ; ε 为物体的辐射率; σ 为斯蒂芬-玻尔兹曼常数; T 为物体的热力学温度, 单位为 K。

式(1)表明, 已知物体的温度和辐射率, 即可计算出物体的辐射功率; 反之, 测量出物体的辐射功率, 就能够确定物体的温度。因此, 依据红外传感器吸收红外辐射的原理测量物体表面温度的系统, 称为红外测温系统。红外传感器为串联的热电偶, 冷接头放置在芯片的衬底上, 热接头放置在薄膜上, 薄膜吸收红外辐射, 从而产生微弱电信号^[4]。根据式(1), 红外传感器的输出信号为

$$V_{ir}(T_o, T_a) = A(T_o^4 - T_a^4) \quad (2)$$

式中, A 为总敏感度, 和传感器的结构设计有关; T_o 为目标物体的热力学温度(单位为 K), 由红外温度传感器测出; T_a 为环境的热力学温度(单位为 K), 需要用附加的传感器通过测量目标物体的环境温度进行温度补偿。

3 硬件设计

人体红外测温系统依据红外辐射原理进行温度测量, 主要由高精度医用数字红外传感器、超声波传感器、环境温度传感器、主控 CPU 单元和其他外围部分组成, 其系统框图如图 1 所示。红外传感器将人体额头的红外辐射转换成数字信号, 并将其输入到主控 CPU 单元。超声波传感器利用超声波在空气中传播时遇到障碍物产生反射的原理, 测量红外传感器与人体额头的距离。环境温度传感器用于测量环境温度, 在主控 CPU 单元里对超声波传感器进行温度补偿, 使超声波测距精度不受环境温度影响。传感器信号经主控 CPU 单元运算后, 液晶屏上显示出人体温度读数, 蜂鸣器随之发生响声。

3.1 传感器部分

3.1.1 红外传感器

红外传感器为 MLX90615 高精度医用数字红外传感器, 主要由红外热电堆传感器、低噪声放大器、16 位模数转换器、低通滤波器和数字信号处理单元组成, 其结构如图 2 所示^[4]。红外热电堆传感器将红外辐射转化成微弱电信号, 后者经低噪声放大器差分放大后再送给模数转换器。模数转换器输出的数字信号经 FIR/IIR 低通滤波器滤波后送入数字信号处理器。数字信号处理器对其进行运算处理, 然后输出测量结果并将该结果保存在 MLX90615 内部 RAM 中, 以供主控 CPU 单元通过 SMBus 或 PWM 方式读取。该传感器具有尺寸小、成本低、精度高、分辨率高、发射率可调以及 SMBus 兼容的数字接

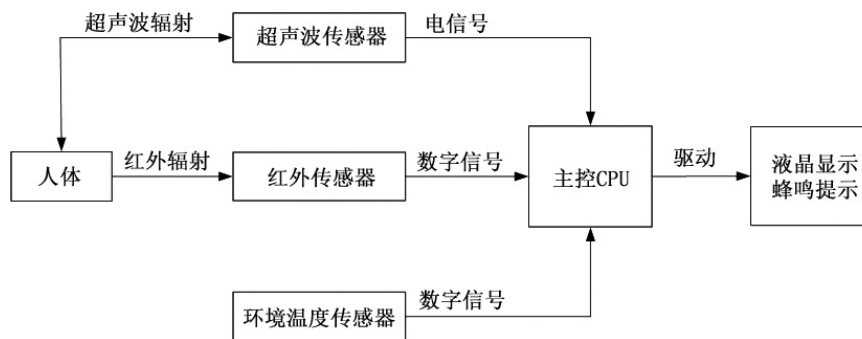


图 1 人体红外测温系统框图

口等优点。而作为医用的 MLX90615ESG-DAA 在 36 ℃ 至 39 ℃ 的人体温度范围内的精确度达到了 ± 0.1 ℃。

3.1.2 超声波传感器

在进行红外测温时,传感器与被测目标之间的距离应保持适中,被测目标尺寸应超过传感器视场的 50%。当红外传感器与被测目标的距离太远或太近、环境辐射大量进入传感器的视场时,如果传感器采集不到足够的红外辐射,传感器读数会产生偏差^[5]。而超声波测距作为一种非接触式距离测量方法,具有不受外界光和电磁场等因素影响、方向性好、对人体伤害小等优点,已被广泛应用于汽车倒车、机器人避障、工业测距、水库液位测量等场合^[6]。为了降低距离因素对红外传感器的影响,该系统采用 TCT40-60T/R 超声波传感器测量红外传感器与人体之间的距离,其电路图如图 3 所示。

3.1.3 环境温度传感器

超声波在不同温度下的传播速度不同(其关系式如式 3 所示),因此需要对环境温度进行补偿^[7]。该设计采用 DS18B20 数字温度传感器,具有尺寸小、分辨率高、精度高、单总线数据通信、数字化温度输出和易匹配处理器等优点。DS18B20 通过内部温度采集、A/D 转换等一系列过程,将温度值按规定的格式转换为数据输出,并采用一些简单算法将数据还原为温度值。DS18B20 的分辨率可达到 12 位,可以满足环境温度测量的需要。

$$v = 331.4 + 0.607T \quad (3)$$

式中, v 为超声波在空气中的传播速度,单位为 m/s; T 为空气温度,单位为 ℃。

3.2 主控 CPU

主控 CPU 采用基于 ARM7 的 LPC2378 微控制器。它具有 512kB 片内 Flash 程序存储器、104

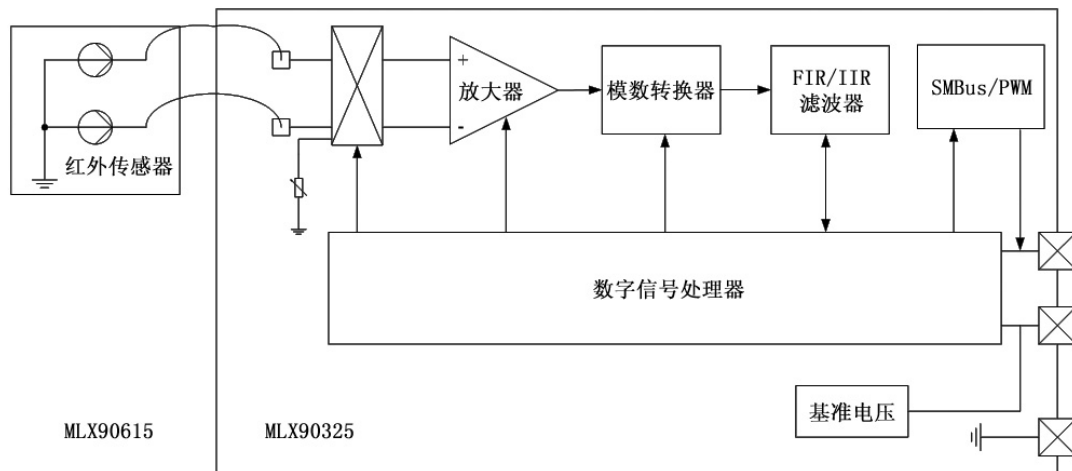


图 2 MLX90615 的结构框图

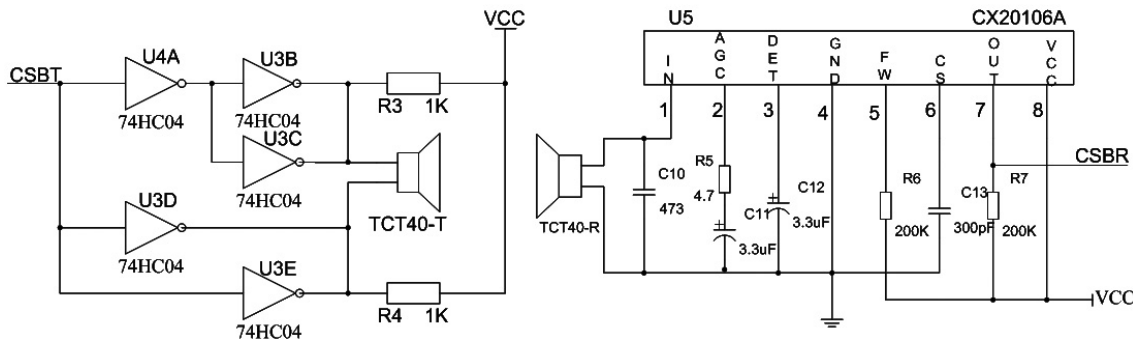


图 3 超声波测距的电路图

个通用 I/O 引脚、8 路 10 位 A/D 转换器、1 路 10 位 D/A 转换器、4 个通用定时器、4 个外部中断输入等外设资源和 UART、I²C、SPI 等串行接口^[8], 能够满足人体红外测温的设计要求。LPC2378 微控制器主要完成传感器信号的采集与运算以及驱动液晶屏显示和蜂鸣器鸣叫等功能。

3.3 其他外围电路

显示部分采用基于 HD44780 液晶芯片的通用 1602 字符型液晶屏。它是指显示内容为 16×2, 即可以显示两行, 每行 16 个字符和数字的液晶模块。该液晶显示屏具有功耗低、体积小、内置字符发生器、对比度可调以及易匹配处理器等优点。当液晶屏上显示温度值时, 蜂鸣器鸣叫, 提示温度测量工作结束。

4 软件设计

软件设计采用模块化设计, 主要包括初始化模块、环境温度测量模块、超声波测距模块、红外温度检测模块和液晶显示模块等, 其主程序流程如图 4 所示。初始化模块主要完成通用 I/O、定时器、中断、I²C 等初始化设置。环境温度测量模块主要是按照一线制时序对 DS18B20 进行读写操作, 读取数据并将其转换成环境温度值。超声波测距模块主要是完成超声波速度的环境温度补偿, 发射、接收超声波的计时和超声波传播距离的计算。红外温度检测模块主要是按照 I²C 总线方式对 MLX90615 数字红外传感器进行读取操作, 并用最小二乘法拟合的公式将额头温度转换成相对应的腋下温度^[9,10]。液晶显示模块主要是将人体温度值显示在液晶屏上, 以便于数据读取。

5 结束语

本文的人体红外测温系统依据红外测温原理, 以 ARM 处理器为核心, 采用高精度医用数字红外传感器、超声波传感器和环境温度传感器, 发挥了硬件电路的优点, 简化了设计任务。

由于进行了温度补偿和距离补偿, 该系统的分辨率达到了 0.02 ℃, 精度达到了 0.3 ℃, 实现了准确、快速、非接触的人体温度测量。

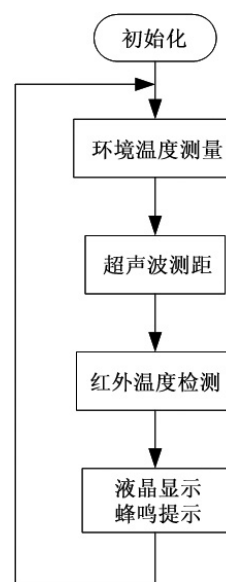


图 4 程序流程图

参考文献

- [1] 倪雪飞. 浅谈红外测温及其应用 [J]. 计量与测试技术, 2009, 7(7): 7-8.
- [2] 罗秀清, 林斌, 常文丽, 等. 红外线快速测温仪的临床应用 [J]. 医疗设备信息, 2004, 3(3): 45-46.
- [3] 何勇, 王生泽. 光电传感器及其应用 [M]. 北京: 化学工业出版社, 2004.
- [4] MLX90615 DataSheet [Z]. Melexis Corporation, 2008.
- [5] 张弓. 红外测温基本原理及注意事项 [J]. 企业标准化, 2008, 17(9): 9-10.
- [6] 沙爱军. 基于单片机的超声波测距系统的研究与设计 [J]. 电子科技, 2009, 22(11): 57-61.
- [7] 祝敏. 超声波测距误差分析及修正方法 [J]. 计量与测试技术, 2009, 36(2): 21-22.
- [8] 周立功. ARM 嵌入式系统基础教程 [M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2005.
- [9] 张平文, 李铁军. 数值分析 [M]. 北京: 北京大学出版社, 2007.
- [10] 张德丰. Matlab 数值分析与应用 [M]. 北京: 国防工业出版社, 2007.