

〈红外应用〉

## 便携式红外体温计设计与温度补偿技术研究

杨清志, 王玉香, 徐宏

(亳州职业技术学院 智能工程系, 安徽 亳州 236800)

**摘要:** 红外体温计因安全卫生、测量高效而备受青睐, 发展迅速。但目前市场上的红外体温计存在测量误差大、成本高等缺点, 应用受到限制。鉴于此, 首先分析了影响红外体温计测量精度的各种因素, 并给出具体影响程度的计算结果, 然后利用 STM32F407 单片机作为控制核心, 通过 MLX90615 红外传感器、DS18B20 集成温度传感器、HC-SR04 超声传感器等获取信息, 设计了一种面向医院、家庭等的廉价、可靠的便携式红外体温计, 并给出温度补偿方法, 最后通过实验测试验证了系统设计的可靠性。测试结果表明, 最大综合误差不超过 0.15℃, 具有一定的实用价值与参考价值。

**关键词:** 红外体温计; STM32F407; 温度补偿; MLX90615; 异常报警

**中图分类号:** R318.6, TP212.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1001-8891(2021)06-0597-10

## Design of Portable Infrared thermometer and Temperature Compensation Technology

YANG Qingzhi, WANG Yuxiang, XU Hong

(Department of Intelligent Engineering, Bozhou Vocational and Technical College, Bozhou 236800, China)

**Abstract:** Infrared thermometers are popular because of their safety, hygiene, and high efficiency. However, commercial infrared thermometers have large measurement errors and high cost, so their application is limited. Considering this, this paper first analyzes various factors that affect the measurement accuracy of an infrared thermometer and gives the calculation results of the specific influence degree. Then, using STM32F407 MCU as the control core, an MLX90615 infrared sensor, DS18B20 integrated temperature sensor, and HC-SR04 ultrasonic sensor to obtain information, a cheap and reliable portable infrared thermometer for hospitals and families is designed, and a method of temperature compensation is provided. Finally, the reliability of the system design was verified by testing. The test results show that the maximum comprehensive error is less than 0.15℃, which has definite practical value and reference value.

**Key words:** infrared thermometer, STM32F407, temperature compensation, MLX90615, abnormal alarm

### 0 引言

通过体温测量来判断人体健康状况是疾病检查与诊断最常用而有效的手段<sup>[1]</sup>。目前用于体温测量的温度计主要有水银体温计、电子体温计和红外体温计。水银体温计价格低廉使用简单, 且因其测量准确而被作为体温测量的“金标准”, 但水银体温计含汞存在安全隐患。2013 年我国加入《关于汞的水俣公约》, 公约规定到 2020 年年底停止生产、进口和出口含汞的体温计和血压计等产品。随着《关于汞的水俣公约》的生效, 水银体温计被淘汰已是必然。电子

温度计体积小、功耗低, 便于携带和使用, 但测量时间长, 且精度易受自身非线性和自热影响, 其测量精度和长期稳定性不好<sup>[2]</sup>。另外, 电子温度计属于接触式温度计, 使用时存在交叉感染的风险。红外体温计采用红外传感器收集人体的温度信息, 使用时无需与病人接触, 安全卫生, 工作效率高, 尤其是能够在机场、车站等公共场所对具有发热症状的人群进行快速筛查, 对于首发症状为发热的流行病检测与疫情传播控制有着不可替代的作用。

红外体温计因快速高效、安全卫生的突出优点而受到高度重视, 有着广阔的发展前途与空间。目前对

收稿日期: 2020-10-10; 修订日期: 2021-01-12.

作者简介: 杨清志 (1974-), 男, 副教授, 硕士, 主要从事自动化与传感器等方面研究。E-mail: bzyqz@126.com.

基金项目: 安徽省教育厅质量工程项目 (2020kfk335); 亳州职业技术学院重点科研项目 (BK2004)。

红外体温计的研究热度非常高, 研究内容主要是红外体温计功能拓展、降低成本、减小干扰以及误差修正与温度补偿等。自 1984 年美国的 David Philips 实现第一支红外耳温计商业化量产以来, 红外测温技术经历了数十年的发展, 目前已达较高水平<sup>[3-4]</sup>, 商业化的红外温度计主要有红外耳温计、红外成像仪和红外额温计。红外耳温计测量体温时要深入耳道对准鼓膜, 因尽量避免外界干扰而测量相对准确。但红外耳温计测量时仍与患者有接触, 测量时要包上一次性覆膜, 操作不方便。红外成像仪采集人体红外线分布情况进行后期分析处理, 精度较高, 但价格十分昂贵<sup>[5]</sup>。红外额温计操作最为简单, 便于携带和使用, 因而受到消费者的青睐, 市场前景广阔。但容易受大气散射、环境温度以及测量距离等干扰, 测量精度不高, 必须对测量结果进行温度补偿、校正<sup>[6-8]</sup>。

2003 年非典期间意大利特尼美公司 (Tecnimed) 针对发烧病人初步筛选推出非接触式红外额温计 Theimofocus, 并获得较高评价。近来又推出一款红外额温计 Visiofocus 06400, 自带瞄准系统, 并有自动校准功能, 但价格较高。2016 年法国厂商 Withings 推出非接触式额温计 Thermo, 号称当时“读数最快, 测量最准”, 它使用 16 位红外传感器阵列, 通过测量太阳穴颞动脉, 2 s 就能进行 4000 次以上测量, 有专门算法对测量数据进行修正和补偿, 但价格昂贵。

在国内, 清华紫光、高德集团等高科技公司也都对红外测温有过不遗余力地研究, 并取得一定成果, 但缺乏突破创新性能, 实质性进展不大, 很多红外体温计或配件都依赖进口, 市场上销售的便携式红外体温计质量良莠不齐, 价格差别较大, 功能不尽完善。

鉴于以上分析, 本文提出一种以 STM32F407 高性能单片机作处理核心, 用 MLX90615 红外传感器探测人体体温, 并用 DS18B20 集成温度传感器测量环境温度, HC-SR04 超声传感器探测距离进行温度补偿计算, 用于额温检测的便携式红外体温计的设计, 具有一定的参考价值。

## 1 红外体温计原理

红外线是一种位于无线电波与可见光之间的电磁波, 波长在 0.76~1000 μm 之间, 任何物体只要温度在绝对零度以上就能对外发射红外线, 人体体温 37℃ 左右, 能对外发出波长 10 μm 左右的远红外线。红外式温度计容易受到环境条件, 如环境温度、测量距离等的干扰而影响测量结果, 应当予以考虑并采取相应的温度补偿措施, 否则会影响测温精度。

### 1.1 环境温度影响

当红外线辐射到仪器等物体时, 会发生吸收、透射和反射 3 个过程。它们满足:

$$\alpha + \rho + \tau = 1 \quad (1)$$

式中:  $\alpha$  为吸收系数;  $\rho$  为反射率;  $\tau$  为透射率。对于不透明物体,  $\tau = 0$ ,  $\alpha + \rho = 1$ 。

当红外体温计测量人体体温时, 实际接收到的是 3 个辐射能量, 即人体辐射能量、环境辐射能量和环境射到人体又反射的能量, 如图 1 所示。

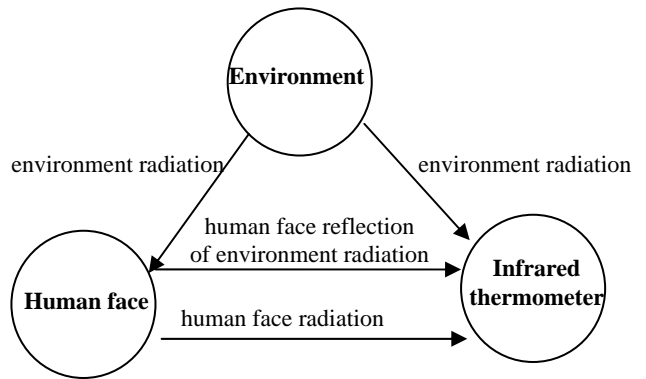


图 1 红外体温计接收辐射能量示意图

Fig.1 Schematic diagram of infrared thermometer receiving radiation energy

设人体辐射温度  $T_0$ , 人体发射率  $\varepsilon_0$ , 环境温度  $T_u$ , 大气温度  $T_a$ , 大气透射率  $\tau$ , 由能量守恒可得:

$$\sigma T^4 = \sigma \varepsilon_0 \tau T_0^4 + \sigma \tau (1 - \varepsilon_0) T_u^4 + \sigma (1 - \tau) T_a^4 \quad (2)$$

由此求得红外体温计所得人体温度:

$$T_0 = \sqrt[4]{\frac{1}{\varepsilon_0 \tau} [T^4 - \tau (1 - \varepsilon_0) T_u^4 - (1 - \tau) T_a^4]} \quad (3)$$

可见, 人体发射率、大气透射率及环境温度等都影响测量精度, 应对其进行研究、修正。

### 1.2 测量距离的影响

测量距离的变化会造成大气透射率  $\tau$  变化。假设物体辐射红外线波长  $\lambda$ , 在空气中传播距离  $L$  后, 大气透射率为:

$$\tau_\lambda(L) = e^{-\beta_\lambda L} \quad (4)$$

式中:  $\beta_\lambda$  是波长  $\lambda$  时的吸收系数。将(4)式代入(3)式得:

$$T_0 = \sqrt[4]{\frac{1}{\varepsilon_0 e^{-\beta_\lambda L}} [T^4 - e^{-\beta_\lambda L} (1 - \varepsilon_0) T_u^4 - (1 - e^{-\beta_\lambda L}) T_a^4]} \quad (5)$$

对于距离测量, 一般采用激光测距和超声测距。激光测距较为简单, 只需测量激光发射到返回时间即可算出距离, 但由于激光能量极高, 会对皮肤产生刺激, 本身也是光辐射, 因此会有一定影响。超声测距原理与激光测距仪相同, 也是利用探测声波传播时间来计算距离, 满足(6)式。但超声波不会造成测量干扰。

$$L = \frac{vt}{2} \quad (6)$$

式中： $t$  为一个来回的时间； $v$  为声速。不过声速不是常量，与气体性质有关，满足(7)式：

$$v = \sqrt{\gamma \frac{p}{\rho}} \quad (7)$$

式中： $p$  为介质压强； $\rho$  为介质密度； $\gamma$  为气体热容比。对于标准状况下的空气， $\gamma=1.402$ ， $p=1.013 \times 10^5$  Pa， $\rho=1.293 \text{ kg/m}^3$ ，将这些数据代入(7)式可求得标准状况下空气中声速为： $v_0=331.42 \text{ m/s}$ 。当温度变化时，声速为：

$$v = 331.42 \sqrt{\frac{t + 273.15}{273.15}} \quad (8)$$

对(8)式用泰勒级数展开，可得近似公式：

$$v = (331.42 + 0.606t) \text{ m/s} \quad (9)$$

## 2 硬件选择与系统设计

### 2.1 方案设计

本系统设计采用高性能单片机作处理核心，通过红外传感器收集人体面部辐射信息，温度传感器探测

环境温度，位移传感器测量距离，通过 LCD 液晶显示器显示测量信息，并将异常信号通过声光报警器报警提示。为了方便测试和数据交换，设有与 PC 机的接口，其架构如图 2 所示。

### 2.2 单片机及外围电路

本系统设计需要一款高性能单片机作处理核心。经查阅相关资料，对比几款高性能单片机的技术参数、性能特点和成本，综合考虑性价比，本设计选用意法半导体的 32 位高速单片机 STM32F407ZET6。该单片机采用意法半导体 90 nm 工艺和自适应实时 (adaptive real-time, ART) 存储器加速器，1.8~3.6 V 低电压供电，238  $\mu\text{A}/\text{MHz}$  的低电流消耗，工作主频 168 MHz，封装尺寸仅 20 mm×20 mm×1.4 mm，是典型的低功耗微型化高性能单片机，技术成熟，非常适合便携式产品设计使用。单片机及外围电路如图 3 所示。为了降低设计难度，增加系统工作可靠性与稳定性，本设计选用的红外传感器、温度传感器和位移传感器均采用集成传感器，各传感器等外围器件选型和工作原理如下。

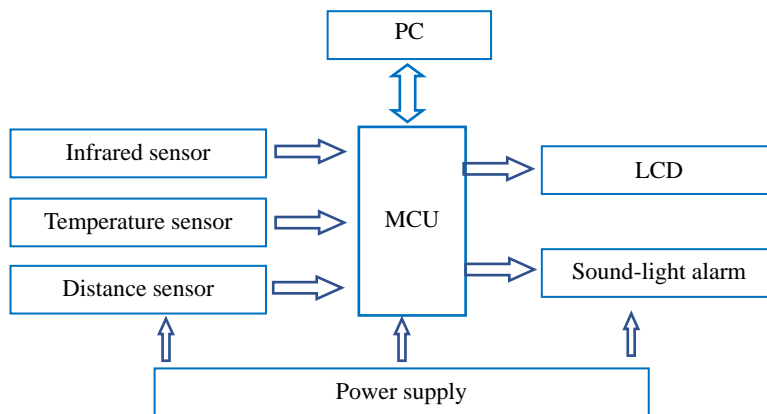


图 2 红外式体温计架构  
Fig.2 The structure of infrared thermometer

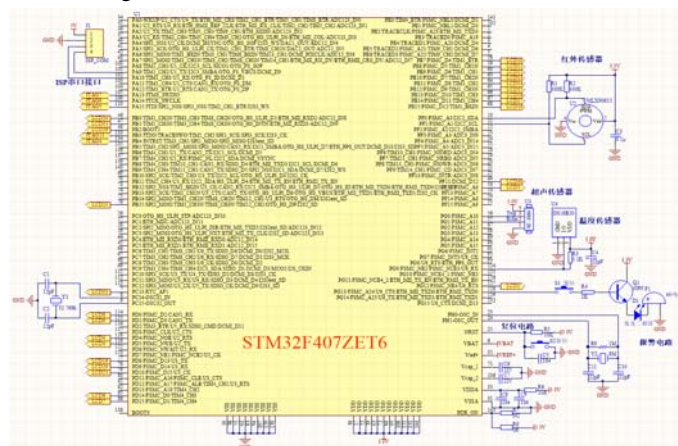


图 3 单片机及其外围电路  
Fig.3 MCU and its peripheral circuit

红外传感器选择比利时迈来芯公司 (Mrlexis) 的 MLX90615ESG-DAA 数字式红外传感器<sup>[9]</sup>, 该型号的红外传感器测温范围  $-40^{\circ}\text{C} \sim 115^{\circ}\text{C}$  (传感器温度范围  $-20^{\circ}\text{C} \sim 85^{\circ}\text{C}$ ), 能够根据环境温度自动进行温度补偿, 分辨率  $0.02^{\circ}\text{C}$ 。尺寸极小, 易于集成化设计, 是医疗专用的人体体温测量传感器, 其测温精度如图 4 所示, 非常适合本设计使用。

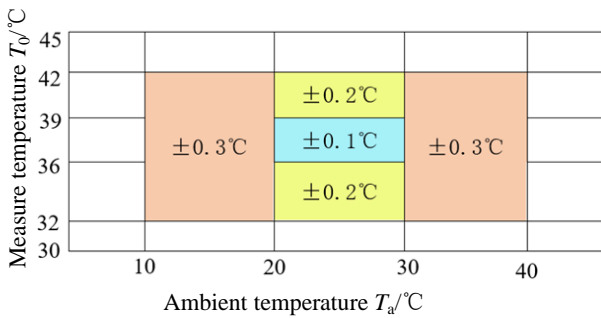


图4 MLX90615ESG-DAA 基本精度

Fig.4 The basic accuracy of MLX90615ESG-DAA

位移传感器采用通用的 HC-SR04 超声波模块。该超声波模块技术成熟, 性能稳定, 精确度高, 使用方便<sup>[10]</sup>。工作时单片机首先通过 PG0 口给 HC-SR04 的 trig 端口发送一个频率 40 kHz 的脉冲宽度调制 (pulse width modulation, PWM) 方波触发信号让其产生超声波, 当超声波射到被测物体发生反射而返回时, echo 端口会捕捉到信号, 送给单片机 PG1 口。单片机根据信号触发到捕捉回声的时间即可算出待测距离。HC-SR04 量程  $2\text{cm} \sim 4\text{m}$ , 最大误差 2%, 满足设计要求。

温度传感器采用美国 DALLAS 公司的集成数字温度计 DS18B20。该传感器集成度高, 价格低廉, 性能稳定。采用单线接口, 无需其他外围器件, 设计简单。DS18B20 的量程  $-55^{\circ}\text{C} \sim 125^{\circ}\text{C}$ , 精度  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ 。本设计中 DS18B20 只用于测量环境温度以便对体温

测量值进行修正, 完全满足设计要求。

为了能够对异常温度及时报警, 系统设计了声光报警器。一旦发现测量体温异常 (范围可设定, 默认低于  $36^{\circ}\text{C}$  或高于  $37.3^{\circ}\text{C}$  为异常), 单片机会通过 PG9 口发送一个高电平信号触发三极管 Q1 导通, 使发光二极管 D1 和蜂鸣器 F1 开始工作, 实现声光报警。

此外, 单片机外围还有复位电路、串口接口电路等, 不再赘述。

### 2.3 接口电路

为了能使系统进行程序下载、调试, 设计了接口电路, 如图 5 所示。

### 2.4 LCD 显示电路

为了能够显示测量信息, 系统设计了显示电路, 如图 6 所示。为了方便使用和改善显示品质, 显示器采用触摸屏控制的薄膜晶体管液晶显示器 (thin film transistor liquid crystal display, TFT-LCD), 并接到 STM32F407 单片机的可变静态存储控制器 (flexible static memory controller, FSMC) 总线。

### 2.5 电源电路

本系统设计中, 温度传感器 DS18B20、超声传感器 HC-SR04 和串口接口使用 5.0V 工作电压, 红外传感器 MLX90615、报警器、接口电路和单片机 STM32F407 及外围器件使用 3.3V 工作电压, LCD 显示电路同时使用 3.3V 和 5.0V 工作电压。为此, 选用了 7805 模块和 AMS1117-3.3 模块设计了稳压电路, 如图 7 所示<sup>[11]</sup>。

## 3 温度补偿技术

### 3.1 环境温度

由于 MLX90615 红外传感器自带环境温度补偿与校正, 可以不必对测量值进行温度补偿, 但测量值并非人体体温, 原因有二:

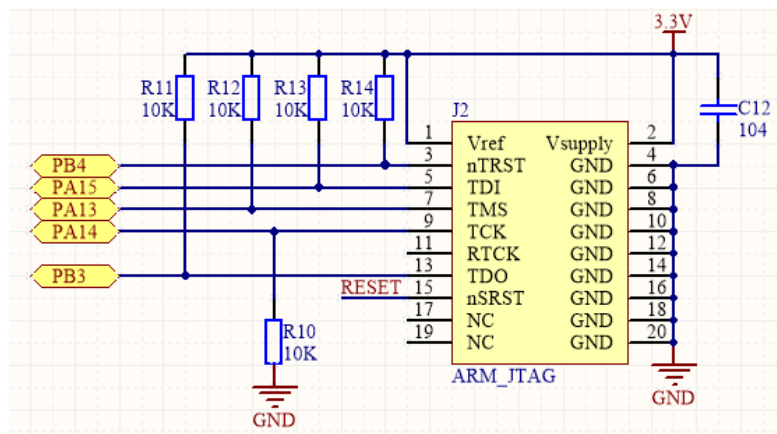


图5 接口电路

Fig.5 The interface circuit

1) 人体面部发射率的影响

人体表面皮肤的发射率为 0.95~0.98, 且不固定, 会因各人的皮肤情况有所不同, 而且会随着环境温度变化而变化, 环境温度高时面部血液循环加快而温度升高, 反之环境温度降低时面部血管收缩血流量减少导致额温降低。MLX90615 红外传感器默认的发射率是 1, 存储地址为 3 h, 寄存器发射率公式为  $\text{dec2hex}[\text{round}(16384 \times \varepsilon)]$ , 可以进行修改。但因为随着环境

温度变化, 必须进行动态温度补偿。图 8 是实验测试的一组额温随环境温度变化关系曲线。

由图 8 可见, 红外传感器在 20℃~30℃ 范围内测温比较准确, 当环境温度低于 10℃ 或高于 40℃ 时误差会急剧增大, 必须补偿。

2) 人体额温与体温存在差异

一般来说, 人体额温比体温要低 1℃~2℃。临床实验表明, 额温与体温对应关系如图 9 所示<sup>[12]</sup>。

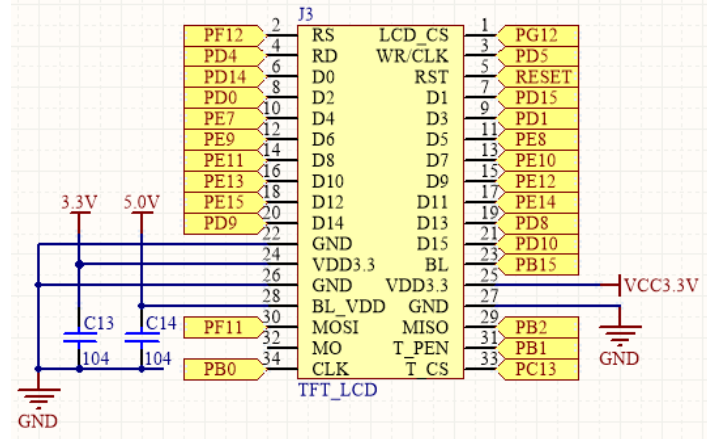


图 6 LCD 电路

Fig.6 The LCD circuit

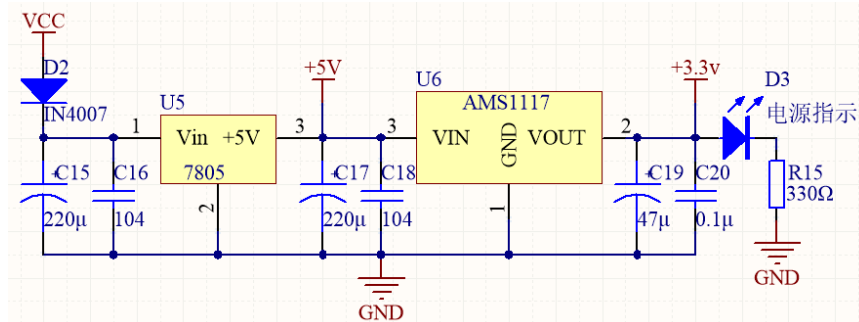


图 7 电源电路

Fig.7 The power circuit

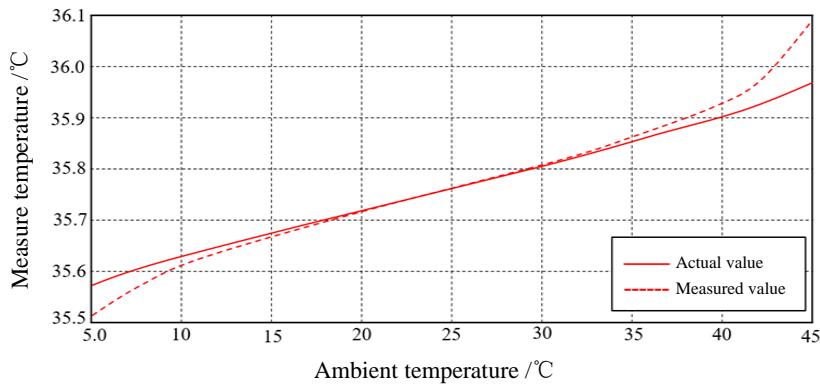


图 8 额温随环境温度变化关系

Fig.8 The relationship between forehead temperature and ambient temperature

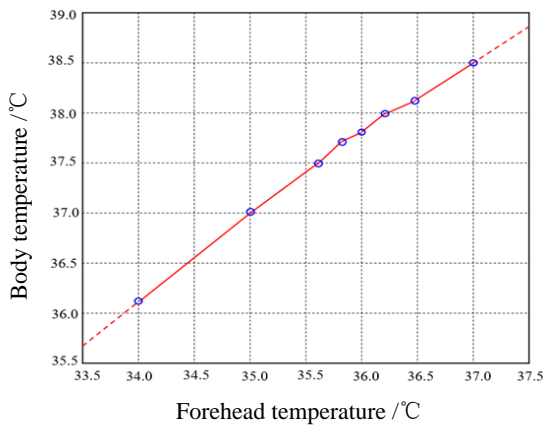


图9 额温与体温对应关系

Fig.9 The relationship between forehead temperature and body temperature

由图9可见，额温与体温关系为一组折线，其中两端的线性度较好。由于折线仅7段，为了计算精确，采用简单的分段法给出7段拟合直线进行补偿（两端线性度较好，采用延长线）。

### 3.2 探测距离

测量距离对红外体温计的影响表现在两个方面，一方面是距离变化造成大气透射率 $\tau$ 变化，另一方面是距离的变化会影响红外传感器的光学分辨率<sup>[13]</sup>。由

于红外体温计的测量距离非常近，距离对透射率的影响可忽略，需要讨论的是距离变化对光学分辨率的影响。图10是在固定环境温度25℃（此时环境温度基本无影响）时实验测试的一组额温与探测距离的关系曲线。

由图10可见，探测距离3cm以内红外传感器测温比较准确，距离超过4cm时测量值急剧下降已不能正常工作。但距离过小也会因为补偿过度而误差增大，实际使用时测量距离在0.5~3.0cm之间比较准确。

红外传感器的光学分辨率也称距离系数，一般用距离与直径之比来表示：

$$K_L = \frac{L}{D} \quad (10)$$

式中： $L$ 为测量距离； $D$ 为测量目标的光斑直径。查阅MLX90615技术手册可知，其视场角为80°，人体额头直径约6cm，由图11可知：

$$\tan 40^\circ = \frac{D/2}{L} \Rightarrow L = \frac{D}{2 \tan 40^\circ} \approx 3.6 \text{ cm}$$

由此可见，其最大探测距离为约3.6cm，计算数据与图10的实验结果一致。为了测量准确，实际使用时要小于这个距离。

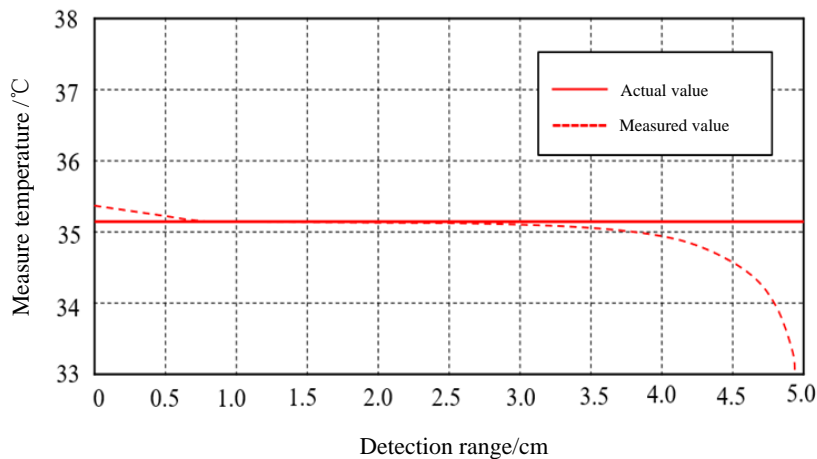


图10 额温与探测距离关系

Fig.10 The relationship between frontal temperature and detection range

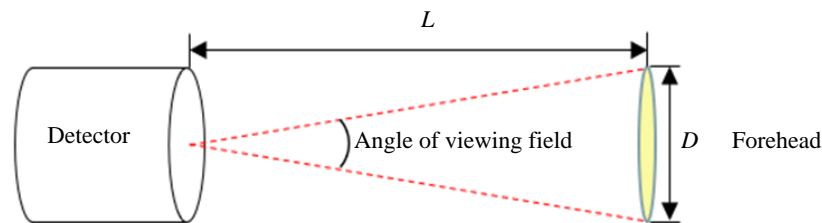


图11 光学分辨率示意图

Fig.11 Schematic diagram of optical resolution

### 3.3 温度补偿方法

由以上讨论可知，红外体温计由于受到辐射体、环境温度及测量距离等的影响而存在系统误差，必须对测量结果进行系统的误差修正。对于误差修正采用的算法主要有最小二乘法、BP (back-propagation) 神经网络法及径向基函数神经网络法 (radial basis function, RBF) 等。最小二乘法采用简单的数学计算，算法最简单，速度最快，但修正结果不是太理想。BP 神经网络是基于最小二乘法发展起来的一种复杂的非线性问题算法，其数学描述精确、处理过程清晰、自主学习能力强、方法易于实现。RBF 神经网络是一种高效的前馈式神经网络，具有最佳逼近性能和全局最优特性，但算法复杂。综合比较各种算法，本设计采用 BP 神经网络算法<sup>[14-16]</sup>。

BP 神经网络即误差反传网络，它采用分层结构，误差反传，其分类和记忆能力较好，运算速度快，其拓扑结构如图 12 所示，分为 3 层，如果输出层输出值达到理想值则直接输出，如果超出期望值则反向传播，不断修改各层权值直到输出值达到设定值。

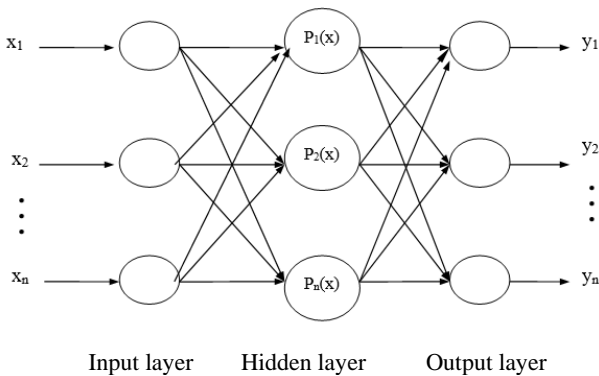


图 12 BP 网络拓扑结构  
Fig.12 BP network topology

BP 神经网络算法的具体实现步骤是：

1) 设定初始权值。

给输入层、隐含层和输出层设定初始权值。

2) 给定样本。

设第 \$p\$ 组样本输入输出分别为：

$$\begin{cases} u_p = (u_{1p}, u_{2p}, \dots, u_{np}) \\ d_p = (d_{1p}, d_{2p}, \dots, d_{np}) \end{cases} \quad p=1,2,\dots,L \quad (11)$$

3) 计算输出。

节点 \$i\$ 在第 \$p\$ 组样本输入时，输出表达式为：

$$y_{ip}(t) = f(x_{ip}(t)) = f[\sum_j a_{ij}(t)Q_{jp}] \quad (12)$$

式中：\$Q\_{jp}\$ 为 \$p\$ 组样本输入节点 \$i\$ 的第 \$j\$ 个输入。

4) 计算样本目标函数。

第 \$p\$ 组样本输入时网络的目标函数 \$E\_p\$ 为：

$$E_p(t) = \frac{1}{2} \|d_p - y_p(t)\|_2^2 = \frac{1}{2} \sum_k [d_{kp} - y_{kp}(t)]^2 = \frac{1}{2} \sum_k e_{kp}(t)^2 \quad (13)$$

式中：\$y\_{kp}(t)\$ 为在第 \$p\$ 组样本输入时经 \$t\$ 次权值调整的网络输出，\$k\$ 为输出层第 \$j\$ 个节点。

5) 计算总目标函数。

将每组目标函数 \$E\_p\$ 叠加得总目标函数 \$E\$：

$$E(t) = \sum_1^k E_p(t) \quad (14)$$

6) 计算偏差。

总目标函数 \$E(t)\$ 与选的期望值 \$E\_0\$ 进行比较。若 \$E(t) \leq E\_0\$ 不再计算直接输出；若 \$E(t) > E\_0\$ 则继续反向误差传递计算。

7) 反向误差传递计算

反向误差传递通过梯度下降法来计算。由输出层、隐含层到输入层的顺序逐步反向调整各层权值，当步长为 \$\eta\$ 时，由神经元 \$j\$ 到神经元 \$i\$ 之间权值调整为：

$$\begin{aligned} a_{ij}(t+1) &= a_{ij}(t) - \eta \frac{\partial E(t)}{\partial a_{ij}(t)} = \\ & a_{ij}(t) - \eta \sum_p \frac{\partial E_p(t)}{\partial a_{ij}(t)} = a_{ij}(t) - \Delta a_{ij}(t) \end{aligned} \quad (15)$$

BP 神经网络就是用这种不断调整的反向误差传递算法逐步逼近输入输出之间的关系，直至找到满意的拟合关系。本设计中，根据环境温度和探测距离对测量额温的影响，以及额温和体温差异，需要采集大量数据，利用 MATLAB 编程进行拟合计算。

顺便指出，体温测量根据不同的测量部位分为口温、腋温和肛温。体温测量部位不同结果也不同，腋温最低，肛温最高，平常所提“体温”一般指腋温。为了便于使用，本系统设计经过温度补偿后最终显示体温指腋温。

## 4 系统程序设计

根据系统设计，利用 C 语言对单片机进行了编程，系统工作流程是：

1) 读取程序和参数设置

系统开始工作后首先进行自检，如果没有外部指令输入，则自动读取上次测量使用的程序和参数设置。如果因故更改程序或参数设置，则需通过接口电路读取。

2) 各传感器读取测量信息

单片机 STM32F407 初始化完成后会发出指令，命令红外传感器 MLX90615、温度传感器 DS18B20 和超声传感器 HC-SR04 开始独立工作，并将测量信

息传给单片机。

### 3) 温度补偿计算

温度补偿计算是本设计的重点内容之一,分两步进行,第一步:基本参数计算。系统首先根据 DS18B20 探测到环境温度利用(9)式计算波速,再根据 HC-SR04 探测的超声波传播时间利用(6)式计算探测距离。再加上 MLX90615 所测量的额温,温度补偿计算所需要的基本参数已具备;第二步:温度补偿计算。根据第一步的计算结果,采用 BP 神经网络算法进行温度补偿计算。

### 4) 计算结果处理

系统会通过 LCD 显示器显示测量数据,并可根据需要进行存储(数据存储条数可设置),以便调取、分析。同时根据程序设置判断温度是否异常,如果温度异常则启动声光报警(系统默认低于 36℃或高于 37.3℃为异常)。

系统主程序流程如图 13 所示。

## 5 实验测试

为了验证本设计的可靠性,我们进行了体温测量实验,分别在不同测量距离、不同环境温度下对测试

者进行体温测量,以检验距离补偿和温度补偿效果。为了真实反映额温测量效果,没有用其他热源代替,选取 A、B、C 三人为实验对象,其中 A 是健康成年男性,体温正常;B 为儿童,体温正常;C 为低烧患者。

### 5.1 距离补偿效果测试

为了降低其他因素的干扰,我们选在室内进行不同测量距离效果测试。测试条件:室温 25℃,空气清洁,湿度适中,无辐射。用某型号实验室用高精度电子温度计测量测试者的体温(腋温)作为标准值,与本系统设计的红外体温计不同测量距离下所测量的体温(补偿后的额温)进行对比,测试结果如表 1 所示。

由表 1 测试结果可见,对于测试者 B 的距离补偿较为理想,测试者 A 的距离补偿有所不足,而测试者 C 由于发烧,距离补偿过度。综合测试结果可以发现,理想测量距离为 3.5 cm 以内,超过 5 cm 误差明显增大,实际应用时应不超过 4.5 cm。

### 5.2 环境温度补偿测试

测试条件:室内,空气清洁,湿度适中,无辐射,测量距离 2~3 cm。在不同时段,测试不同环境温度下测试者体温测量效果,测试结果如表 2 所示。

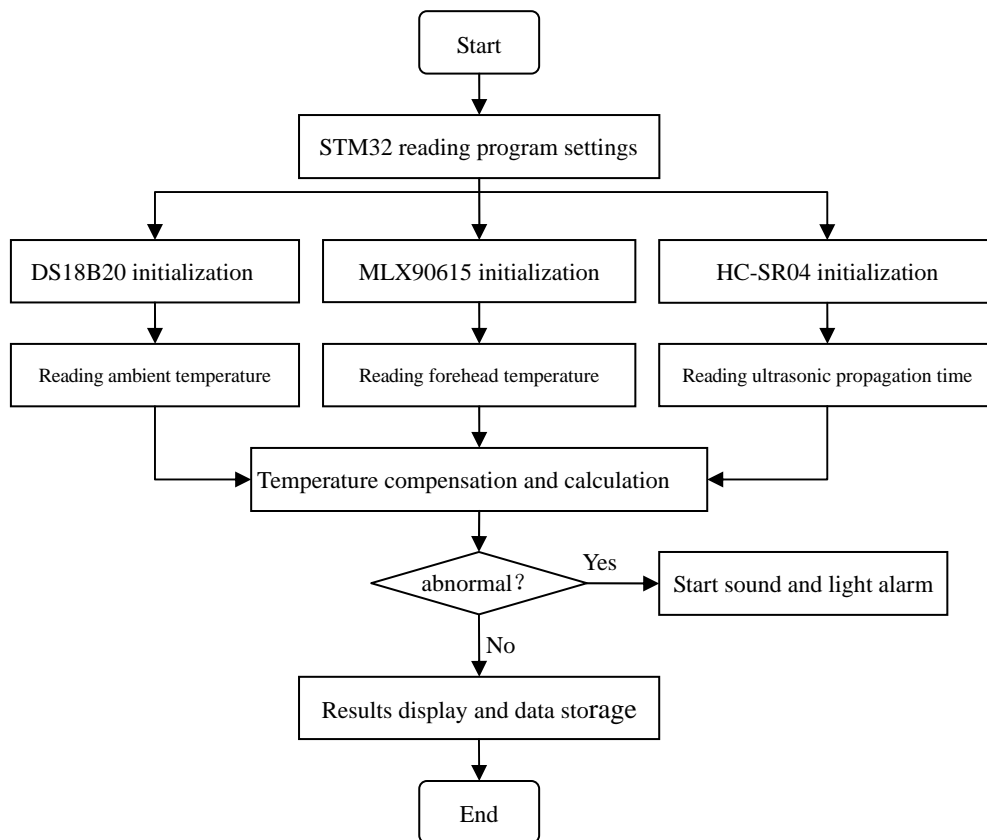


图 13 系统主程序流程

Fig.13 Flowchart of main program



由表 2 测试结果可见，测量误差最大为 0.1℃，满足体温测量要求。其中实验对象 A 测量值总是偏低，可能与其面部皮肤发射率有关；测试对象 B 为儿童，体温比成年人略高，面部皮肤发射率大，测量值总体偏高也属正常。测试结果表明温度补偿效果较好。

### 5.3 综合测试

为检测系统设计在室外复杂环境下测量精度以及异常报警等功能是否正常，进行了综合测试，测试结果如表 3 所示。

由表 3 测试结果可见，综合测试最大误差为 0.15℃，异常报警功能正常。其中光照对测量影响较大。

表 1 距离补偿测试结果

Table 1 The test results of distance compensation

Distance/cm	A(Standard value: 36.70℃)		B(Standard value: 36.87℃)		C(Standard value: 37.70℃)	
	Measured value /℃	Error/℃	Measured value /℃	Error /℃	Measured value /℃	Error /℃
0.2	36.71	0.01	36.89	0.02	37.71	0.01
0.5	36.70	0.00	36.88	0.01	37.71	0.01
1.0	36.70	0.00	36.87	0.00	37.69	-0.01
2.0	36.70	0.00	36.87	0.00	37.71	0.01
3.0	36.68	-0.02	36.88	0.01	37.70	0.00
3.5	36.67	-0.03	36.86	-0.01	37.72	0.02
4.0	36.64	-0.06	36.85	-0.02	37.74	0.04
4.5	36.58	-0.12	36.83	-0.04	37.77	0.07
5.0	36.54	-0.16	36.78	-0.09	37.81	0.11

表 2 环境温度补偿测试结果

Table 2 The test results of ambient temperature compensation

Ambient temperature	A			B			C		
	Error	Measured value	Standard value	Error	Measured value	Standard value	Error	Measured value	Standard value
12(Morning)	-0.02	36.41	36.51	-0.10	36.67	36.70	-0.03	37.48	37.50
21(Noon)	0.01	36.67	36.70	-0.03	36.82	36.80	0.02	37.71	37.70
17(Afternoon)	0.05	36.81	36.87	-0.06	37.00	36.68	0.02	37.76	37.71

表 3 综合测试结果

Table 3 Comprehensive test results

Environmental conditions	Measurement object	Measured value /℃	Standard value /℃	Error /℃	Alarm or not
	In the morning, no wind, no sunshine; ambient temperature: 10℃	A	36.39	36.51	-0.13
B		36.61	36.60	0.01	No
C		37.40	37.50	-0.10	Yes
At noon, no wind, sunny; ambient temperature: 25℃	A	36.72	36.70	0.02	No
	B	36.92	36.80	0.12	No
	C	37.85	37.70	0.15	Yes
At noon, windy and shady; ambient temperature: 22℃	A	36.68	36.70	-0.02	No
	B	36.80	36.80	0.00	No
	C	37.69	37.70	-0.01	Yes

实验测试结果表明,本系统设计和误差补偿方法,能有效提高红外体温计的测量精度,测试结果表明验证了本设计的可靠性与实用性。

## 6 总结

本系统设计采用的温度补偿方法,从理论上算出影响测量结果的各种因素定量关系,为实验修正提供具体参数,避免了盲目的校正,对相关研究具有借鉴和迁移价值。同时,系统设计采用 STM32F407 高速单片机作为处理核心,能够进一步进行红外式温度计的功能拓展研究,例如病人的远程无线监护、利用人体体温所发红外线“导航定位”快速定位目标人群、融入物联网,在智能家居系统中监测人的活动等。虽然红外测温在测量精度上还有一定误差,但随着技术的发展与进步,测量精度会进一步提高,红外式温度计的发展前景十分广阔<sup>[17]</sup>。

### 参考文献:

- [1] 杨清志,张喜红.基于 Si7053 的智能数字体温计的设计[J].黑河学院学报,2016,7(3):123-125.  
YANG Qingzhi, ZHANG Xihong. Design of a intelligent digital thermometer based on Si7053[J]. *Journal of Heihe University*, 2016, 7(3): 123-125.
- [2] 郑英,李香菊,王迷迷,等.基于 NTC 和 ZigBee 技术的病房病人体温监测系统[J].现代电子技术,2016,39(4):26-28.  
ZHENG Ying, LI Xiangju, WANG Mimi, et al. Design of patients temperature monitoring system based on NTC and ZigBee technology[J]. *Modern Electronics Technique*, 2016, 39(4): 26-28.
- [3] 赵志刚,王鑫,彭廷海,等.国外中波长双波段红外成像技术的发展及应用[J].红外技术,2020,42(4):312-319.  
ZHAO Zhigang, WANG Xin, PENG Tinghai, et al. Status Quo and application of middle and long wave dual-band infrared imaging technologies in occidant[J]. *Infrared Technology*, 2020, 42(4): 312-319.
- [4] Sivanandam S, Anburajan M, Venkatraman B, et al. Medical thermography: a diagnostic approach for type 2 diabetes on non-contact infrared thermal imaging[J]. *Endocrine*, 2012, 42(2): 343-351.
- [5] 袁浩期,李杨,王俊影,等.基于红外热像的行人面部温度高精度检测技术[J].红外技术,2019,41(12):1181-1186.  
YUAN Haoqi, LI Yang, WANG Junying, et al. High precision detection technology of pedestrian face temperature based on infrared thermal imaging[J]. *Infrared Technology*, 2019, 41(12): 1181-1186.
- [6] 丁岩.红外体温测量管理系统的设计[D].呼和浩特:内蒙古大学,2017.  
DING Yan. Design of Infrared Temperature Measurement and Management System[D]. Hohhot: Inner Mongolia University, 2017.
- [7] 陈昊.红外耳温计设计方案与校准结果不确定度评定的研究[D].保定:河北大学,2014.  
CHEN Hao. Design of Infrared Ear Thermometer and the Evaluation of the Uncertainty of the Results Calibration[D]. Baoding: Hebei University, 2014.
- [8] 孙成,潘明强,王阳俊,等.噪声对红外测温性能的影响研究[J].红外技术,2019,41(4):370-376.  
SUN Cheng, PAN Mingqiang, WANG Yangjun, et al. Influence of noise on infrared temperature measurement performance[J]. *Infrared Technology*, 2019, 41(4): 370-376.
- [9] Melexis Co. Digital plug & play infrared thermometer in ultra small TO-Can [EB/OL] <https://www.melexis.com/en/product/MLX90615/-Digital-Plug-Play-Infrared-Thermometer-Ultra-Small-TO-Can>.
- [10] 葛泽勋.医用红外测温仪及其关键技术研究[D].长春:长春理工大学,2019.  
GE Zexun. Research on Medical Infrared Thermometer and the Key Technology[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2019.
- [11] 杨清志,蒋伟,许春雷.基于多智能体的交直流混合微电网监控设计与分层控制研究[J].高电压技术,2020,46(7):2327-2339.  
YANG Qingzhi, JIANG Wei, XU Chunlei. Monitoring design and research on hierarchical control of AC/DC hybrid microgrid based on multi-agent [J]. *High Voltage Engineering*, 2020, 46 (7): 2327-2339.
- [12] 康慧雯.基于热像测温原理的体温筛检关键技术研究[D].天津:天津大学,2011.  
KANG Huiwen. Based on thermal imaging temperature measuring principle body technology screening key technology research[D]. Tianjin: Tianjin University, 2011.
- [13] 杜玉玺,胡振琪,葛远航,等.距离对不同强度热源红外测温影响及补偿[J].红外技术,2019,41(10):976-981.  
DU Yuxi, HU Zhenqi, GE Yunhang, et al. Distance influence and compensation of infrared temperature measurement with different intensity heat sources[J]. *Infrared Technology*, 2019, 41(10): 976-981.
- [14] 席剑辉,姜瀚.基于 RBF 网络的红外多光谱辐射温[J].红外技术,2020,42(10):963-968.  
XI Jianhui, JIANG Han. Infrared multispectral radiation-temperature measurement based on RBF network[J]. *Infrared Technology*, 2019, 41(10): 976-981.
- [15] 白友龙.高精度红外体温计的设计与实现[D].锦州:辽宁工业大学,2014.  
BAI Youlong. Design and Implementation of High-precision Infrared Thermometer[D]. Jinzhou: Liaoning University of Technology, 2014.
- [16] 魏坦勋.人体非接触测温综合误差补偿技术的研究与实现[D].杭州:杭州电子科技大学,2013.  
WEI Tanxun. Research and Implementation of Comprehensive Error Compensation Technology Non-Contact Temperature Measurement [D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2013.
- [17] 苏建奎,桂星雨.医用红外体温测量仪的现状与发展[J].医疗卫生装备,2016,37(1):110-112,129.  
SU Jiankui, GUI Xingyu. Present status and trend of medical infrared temperature measuring instrument[J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2016, 37(1): 110-112, 129.