

多参数智能手环监护系统的设计与研究

吴亮亮¹ 白玉军²

WU Liangliang BAI Yujun

摘 要

针对老年人及病患群体生命体征监测需求迫切、传统监护设备便携性不足且功能单一的问题,文章设计了一款腕带式小型电子监护仪,通过硬件方案优化与软件算法改进,实现对特定人群的24 h连续无障碍监测。通过监测范围包括心电、心率、脉搏率、体温、血氧饱和度、情绪压力等多个参数,可实时定位跟踪监测、远程跌倒预警,操作简单,携带方便,具备功耗更低和鲁棒性更高的特点。特别是监护人员可通过查看定位及时掌握被监护人的所在位置,让病患能及时得到帮助和救治。

关键词

实时监控; 远程预警; 防跌倒跟踪; 便携式; STM32; 低功耗

doi: 10.3969/j.issn.1672-9528.2025.08.031

随着少子化、老龄化时代的到来,为了更好地呵护年迈独居老人、离院观察的病人或患有慢性疾病的人群,将疾病或意外对机体的损害降至最低,拥有一款智能化 24 h 系统检测心电 (electrocardiogram, ECG)、心率 (heart rate, HR)、血氧 (SpO₂)、体温 (temperature, TEMP)、情绪、活动跟踪和跌倒检测等重要生命体征,同时具备定位和远程预警呼救功能,且携带操作方便的监护仪是十分必要的。目前市场相关产品还普遍存在产品功耗大、续航时间短、数据准确性有偏差、人机适配性不够强等问题,没有达到医疗标准,不能给用户提供更可靠的医疗建议。

本系统主要包括硬件平台设计、软件算法搭建两部分。硬件平台完成信息采集、处理、显示；软件包括可移植 FreeRTOS 系统、主控 MCU 与低噪声光学光电容积脉搏波 (photoplethysmography, PPG) 和电气 ECG 模拟前端 (analog front end, AFE) 以及体温传感器等硬件之间流程设计, 以及设计信号去噪声算法比较研究和功耗计算。

1 系统硬件设计

1.1 系统整体架构

系统由电源管理、MCU、传感器、显示、定位加通信模块 5 个模块组成。MCU 外带闪存 FLASH MEMORY。如图 1 所示。

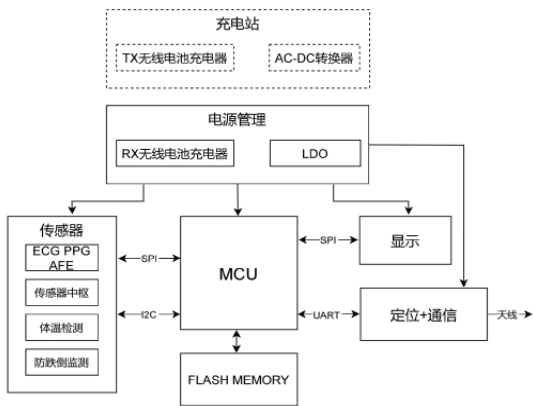


图 1 系统整体框图

1.2 传感器——前端监测模块

本模块用以实现心电、心率、血氧饱和度、体温、跌倒、压力等多参数生命体征监测。观测生命体征有心率[50~80BPM]、心电、压力、睡眠质量、体温(36.3~37.2℃)、呼吸率(12~20次/mm)等,监测的信息数据可以帮助医生提出有效诊断结论,或判定治疗和用药的后期效果。

心电等信号的检测电路需要有处理各种干扰的能力。主要影响的有工频干扰, 肌电 (electromyogram, EMG) 干扰。工频干扰主要来自电磁设备本身或其他用电设备引起的 50 Hz 的工频噪声, 因此放大电路输入级要有差分电路等能够抑制这种共模信号噪声的设计。

肌电干扰, 频率范围一般是 10~3 000 Hz 之间, 较常见是 35 Hz, 因此电路需有 35 Hz 的陷波器和低通滤波器。

心电信号频率主要落在 0.05~100 Hz 之间，为降低噪声一般牺牲其他频段。实际带宽设置算法上主要看针对性的需求：一般的心率监护（heart rate monitor, HRM）带宽设置 0.5~40 Hz；主要观测 ST 段波形（ST 段的评估用于确定 STEMI），带宽可设置 0.05~40 Hz；如果要检测起搏信号，

1. 厦门南洋职业学院 福建厦门 361102

2. 京伟农生物科技有限公司 北京 100079

[基金项目] 2023 年度福建省中青年教师教育科研项目(科技类)“多参数智能手环监护系统的设计与研究”(JAT231287)

带宽甚至要扩大到至少 100 kHz。

基于奈奎斯特采样定理，心电信号频率取带宽为 0.05~100 Hz，采样频率要求高于模拟信号频率分量两倍以上，心电信号采样频率需 200 Hz 以上，工程上一般选择 $2.56f_{\max}$ ($f_{\max}$ 为被测信号最大频率)，为保证信号幅值尽可能不失真，采样频率选择 10 倍，即设置采样频率 1 000 Hz。

1.2.1 ECG+PPG 模拟前端 AFE

监测一个完整的心跳周期有 P-波（心房收缩）、QRS（心室兴奋）、T-波（心室激动后的复原活动）。心电监测采用 ECG 法，电路设计主要电气要求有：带宽 0.05~150 Hz、幅度 1~10 mVpp、噪声 RTI 10 μ Vpp 和差分输入电压范围 ± 1 V。

监测心血管压力和容积的方法采用 PPG 光学容积描述法。主要有透射法和反射法。透射法是在被检测部分两侧相对放置发射器和接收器。光沿肌肉传播，然后在传感器另一侧予以捕捉。反射法是在被检测部分同一侧放置发射器和接收器。光穿过皮肤，其中一部分被反射到传感器上。

用红外或者红色光源测量手指、耳垂处的动脉血能获得最佳测量精度。考虑到使用的舒适性和受欢迎程度，本产品采用手环式。手腕表层主要是静脉血，血液对绿光吸收率较高，信号幅度大，噪声小，要收集手腕中静脉和毛细血管的动脉成分，PPG 测量时采用 540 nm 波长绿光，反射式模式测量心率。

血液中氧合血红蛋白 HbO_2 对红光吸收少，反射光多；

脱氧血红蛋白则是吸收少，反射光多。两者对红外光都吸收少，反射多。

血氧饱和度计算公式为：

$$\text{SpO}_2 = \frac{C_{\text{HbO}_2}}{C_{\text{HbO}_2} + C_{\text{Hb}}} \times 100\% = R/\text{IR} \quad (1)$$

式中： C_{HbO_2} 为氧合血红蛋白 HbO_2 的浓度； C_{Hb} 为脱氧血红蛋白 Hb 的浓度； R/IR 为红光 / 红外光反射光的比率。

脱氧血红蛋白主要吸收 660 nm 波长的光，而氧合血红蛋白主要吸收 940 nm 波长的光。因此血氧测定使用 660 nm 波长红光 LED 和 940 nm 波长红外 (IR) LED。

目前监测生命体征的模拟前端主流芯片有 ADI 亚德诺 MAX86176、汇顶科技 GH3220、南京天易合芯 HX3690Q、北京高芯科技 BAC201、暖芯迦 (Nanochap) EPC001、芯海科技 CS1262 等。以上芯片应用上都能读取心电、心率和血氧饱和度信号，MAX86176 还有肌肉和组织氧饱和度 (SmO_2 和 StO_2)、身体含水量检测等应用；EPC001 还有肌电信号、脑电信号检测等应用。检测精度和通信方式几款芯片相差无几。MAX86176 功耗和尺寸上较其他几款略胜一筹。

以上适用于可穿戴健康应用的芯片通过关键参数综合比较，并适用于监测手腕部位的芯片，电路设计选用 MAX86176。

如图 2 所示，MAX86176 通过高速 SPI 接口连接 MCU。C3 (AGND) 和 F4 (PGND) 模拟地和功率地网络区分开连接。AVDD 和 DVDD 连接 1.8 V 电源同时并接 10 μ F

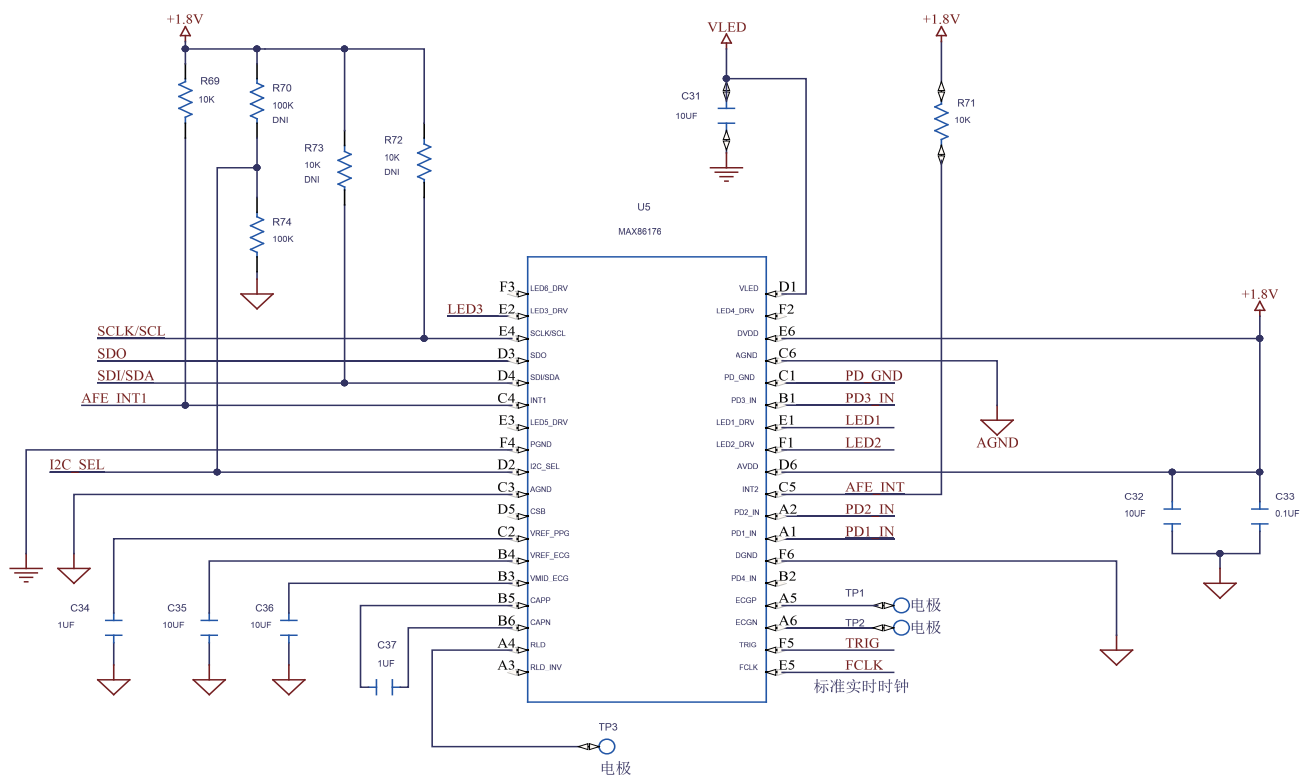


图 2 PPG+ECG AFE 监测模块电路原理图

和 $0.1\ \mu\text{F}$ 去耦电容接地。引脚 E1 (LED1_DRV) 接 530 nm 绿光 LED, E2 (LED3_DRV) 接 660 nm 红光 LED, F1 (LED2_DRV) 接 940 nm 红外 LED。E4 (SCLK/SCL)、D3 (SDO)、D4 (SDI/SDA), F5 (TRIG) 分别连接加速度计 LIS2DS12 姿态传感器 1、3、4、12 引脚。E5 (FCLK) 连接 MCU 外接的标准实时时钟 32 768 Hz。C5 (AFE_INT) 连接 MCU。A1 (PD1_IN)、A2 (PD2_IN)、B1 (PD3_IN) 分别接峰值波长 850 nm 的 3 个光敏二极管 K 端, C1 (PD_GND) 接 3 个光敏二极管 A 端。

模拟地、数字地和 C1 (PD_GND) 在电源回流点上做星形连接, 限制其回流, 减小线阻引起的误差, 以提高线路电压的测量精度。连接如图 3 所示。

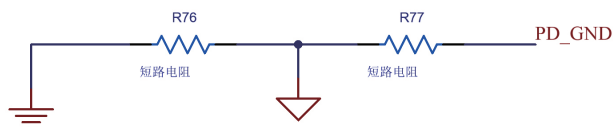


图3 接地点的星形连接

情绪压力大会引发失眠、饮食紊乱、抑郁、焦虑和恐慌、感冒和病毒、循环系统疾病, 甚至引发心脏病和癌症, 因此压力监测也是健康监测的重要环节。本模块设计增加在监测数据情况不理想时, 做出“进行呼吸训练”等提示措施来改善和缓解。压力情绪监测和睡眠质量算法内置在传感器中枢 (Sensor hub) 中, 传感器中枢同时管理传感器 AFE。

1.2.2 体温检测

MAX30208 低功耗、高精度数字温度传感器精度为 $0.1\ ^\circ\text{C}$, 满足临床温度监测要求。2 mm×2 mm 小型封装, 易于集成到可穿戴设备中。与同类产品解决方案相比, 其工作电流降低了 33%。使用时安装在柔性电缆或 PCB 上, 读取封装顶部的温度。

如图 4 所示, MAX30208 模块连接铝片测量体表温度。SCL 和 SDA 引脚分别接 MCU 的 I²C1 的 PB8、PB9, 并通过 $4.7\ \text{k}\Omega$ 上拉接电源 1.8 V, 电源端接 $0.1\ \mu\text{F}$ 旁路电容接地。这些引脚由柔性扁平电缆 FFC 与 MCU 相连。

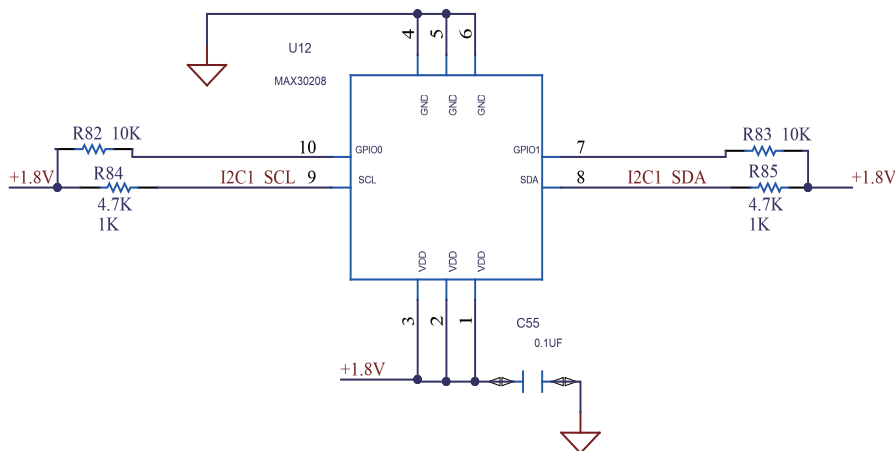


图4 体温检测模块原理图

1.2.3 防跌倒监测

LIS2DS12 是一款超低功率、高性能的三轴加速度计, 是计步、检测跌倒等用户大幅运动时的姿态传感器。LIS2DS12 内部的 16 位 ADC, 即使在低重力 (g) 设置下, 也能提供高分辨率的数据输出, 确保高精度的加速度测量。振动模式下的电流消耗非常低, 在高分辨率模式下功耗 $150\ \mu\text{A}$, 在低功耗模式下功耗不超过 $80\ \mu\text{A}$ 。

跌倒会计算加速度, 避免用户弯腰、躺下休息发生误报警。一旦发生跌倒, 屏幕出现是否取消报警信息发送, 如果情况不严重, 用户可自行爬起, 点击取消报警键可取消报警, 否则 60 s 后发送报警及定位信息。

1.3 MCU 和显示模块

MCU 选用的关键是在满足功能 (计算能力、内存、通信接口等) 基础上, 选用低功耗低成本高集成度的产品。

应用领域需要大量浮点数据的运算, 且要具有 DSP 和 FPU, 加上成本、能效、休眠效率、集成度几个方面的比较, 选用超低功耗 ARM Cortex-M4 微控制器, 本设计选用 STM32L4R9AII6。主控 MCU 电路在完成时钟、SWD 下载、电源这几个最小系统所要求的电路外, 再通过串口 UART、SPI、I²C 接口和传感器、定位通信、闪存、显示屏这几个模块相接即可。

PCB 设计时注意 STM32L4R9AII6 的每个 VDD 引脚和接地引脚间都接上 $100\ \text{nF}$ 的去耦电容, PCB 上要紧靠 MCU。MCU 信息存储在 32 MB 的 Flash Memory 卡中。用户手机用 ST BLE Sensor 界面, 通过通信模块需要时可以随时读取数据。

相比 LCD 屏, 本系统显示模块采用更轻薄、柔性、自发光、低功耗的 AMOLED (active-matrix organic light-emitting diode)。AMOLED 屏幕选用天马微 1.64 的 TA016XVHM01 型号, 用 SPI 接口连接 MCU, 该型号的显示屏在保持高性能的同时, 通过优化设计实现了更低的能耗, 有助于延长智能设备的电池寿命, 在各种环境下都能稳定工作, 满足智能手环在户外运动和其他严苛条件下的使用需求。屏幕表面是四曲面玻璃。

手环带用亲肤的氟橡胶防敏表带, 特别是皮肤敏感的用户使用起来也能觉得舒适。

1.4 电源管理模块

电源部分要能为 MCU、显示器、传感器供电, 要具备高集成度、可充电、小尺寸、舒适性、低功耗、抑制噪声和纹波, 电源保护等特点。本系统采用无线电池充电, 电能通过充电垫 (TX) 与手环的电池供电设备 (RX) 之间的电磁感应 (感应电能) 进行传输。无线充电器接收器 IC 选用 STWLC38, 无线充电

器发射器 IC 选用 STWBC86。STWLC38 封装 WLCSP40 (2.126 mm×3.327 mm×0.546 mm)，尺寸小适合便携产品。输出电压 4~12 V，可提供高达 15 W 的输出功率，具有输出限流和输入电压控制回路的低差线性稳压器，兼容 Qi 1.3 感应无线标准通信协议；在 Tx 模式下输出功率高达 5 W；自适应整流器配置 (ARC) 模式。本产品用无线充电，没有充电接口，设备防水防尘，可 360 度旋转充电。

STWLC38 做无线充电接收电路如图 5 所示, VSSA 模拟地、VSSD 数字地、VSSP 电源地三者接地。VSSA 模拟地和 VSS 模拟地通过 $4.7\ \mu\text{F}$ 电容相接。VSSD 数字地和 VDD 通过 $1\ \mu\text{F}$ 电容相接。AC1 和 AC2 各自短路后引出线连接线圈, 得到充电交流电压。BOOT1 和 BOOT2 通过 $47\ \text{nF}$ 自举电容器分别连接 AC1 和 AC2。调制开关 COMA1、COMA2 和辅助调制开关 COMB1、COMB2 引脚分别和 AC1、AC2 引脚之间使用 $22\ \text{nF}$ 和 $10\ \text{nF}$ 电容来实现 ASK 调制。VRECT 短路连接并和 VSSA 之间接 $10\ \mu\text{F}$, 过滤交流纹波, 以实现正确的负载瞬变响应。NTC 引脚不接 NTC 电阻 (不使用温度传感引脚), 通过 $100\ \text{k}\Omega$ 电阻上拉至 VAA。VOUTLDO 线性调节器输出电压, VSSA 之间接 $10\ \mu\text{F}$ 滤波电容。ENB 使能输入端接地。IEXT 与 VRECT 之间连接电阻, 以抑制整流输出端产生的过高电压。SCL 和 SDA 通过上拉电阻连接 MCU。低电平有效的中断输出 INTB 引脚通过限流电阻接至 VAA。

1.5 定位加通信模块

因产品对尺寸要求较高，芯片要求远程定位和通信一体集成，尽可能有更小体积。目前市场上比较出色的主要有：

u-blox 的 SARA-R410M、Telit 的 ME310G1-W1、MediaTek 的 MT2625、Qualcomm 的 Snapdragon Wear 4100 Plus、Quectel 的 EG810M-CN 等几款。几款接收灵敏度相差不多；尺寸上 ME310G1-W1 以 13.1×14.3×2.6 小尺寸胜出；功耗方面 ME310G1-W1 和 EG810M-CN 较其他几款略胜一筹。考虑手表对功耗和速率的要求，比起 LTE CAT.4 等其他 LTE 终端能力等级，优先考虑 LTE CAT.1 或者 NB-IoT，后者虽然速率较低，但完全满足需求，重要的是功耗更低。

通过各参数综合比较, ME310G1-W1 略胜 EG810M-CN 一筹, 但价格是后者两倍以上。产品成本也是非常重要的一环。因此本系统选用 EG810M-CN。图 6 为本模块应用电路图的关键部分。

EG810M-CN 和 MCU 通过主 UART 进行通信，两者之间有三极管电平转换电路转换模块的 UART 所需的电平 1.8 V。执行 AT+QSCCLK=1 并确保 MAIN_DTR 保持悬空，可使模块进入休眠模式。

模块在关机状态下，可以通过拉低 PWRKEY 至少 700 ms 使模块开机。模块 PWRKEY 通过开集驱动电路连接 MCU 控制引脚 PA1 实现开机关机。模块支持 Wi-Fi scan 功能，模块引脚 ANT_MAIN 的天线为获取最佳的射频性能，做 π 型匹配电路， π 型匹配元件（R1、C1、C2）应尽量靠近天线放置。电容和电阻应靠近 VBAT 引脚放置。外部供电电源连接模块时，VBAT 走线宽度应不小于 2 mm。VBAT 走线越长，线宽越宽。

设计上使用微带圆极化天线, 天线设计为平面结构, 嵌入手环外壳中, 直径 10~15 mm 之间, 厚度 1~1.5 mm 之间,

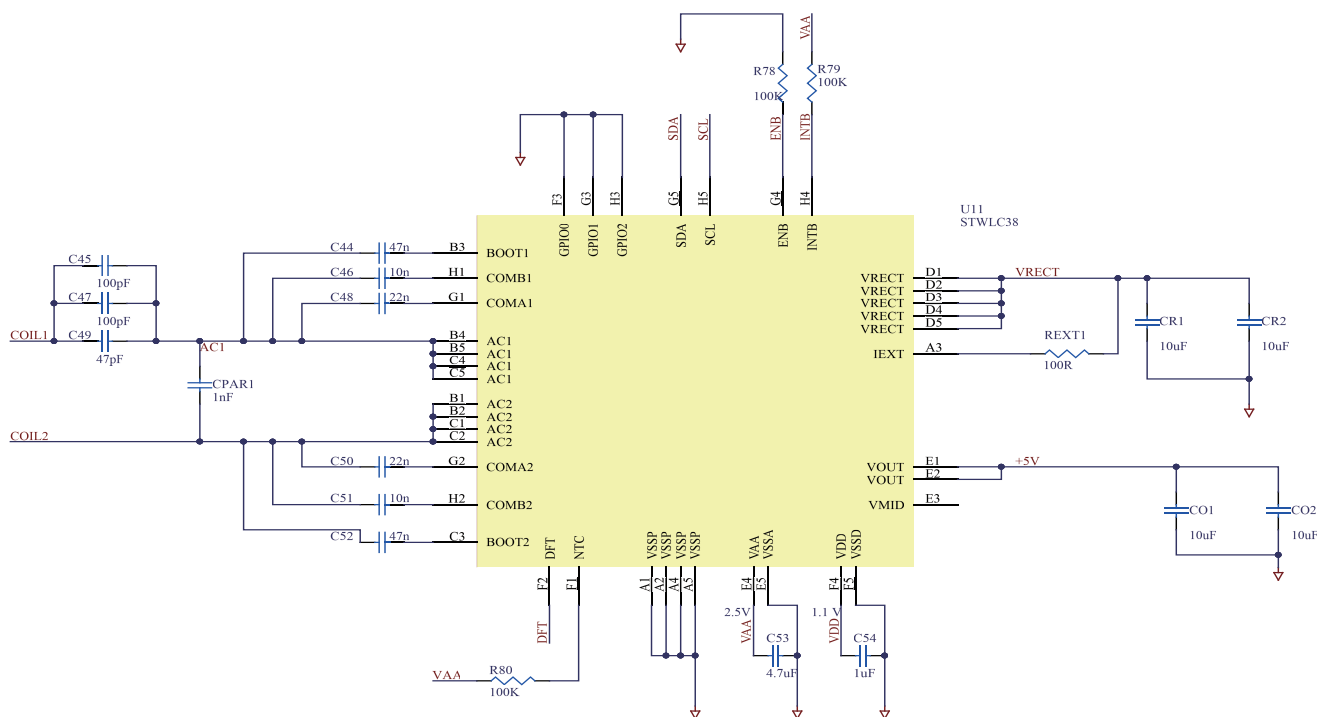


图 5 无线充电接收电路原理图

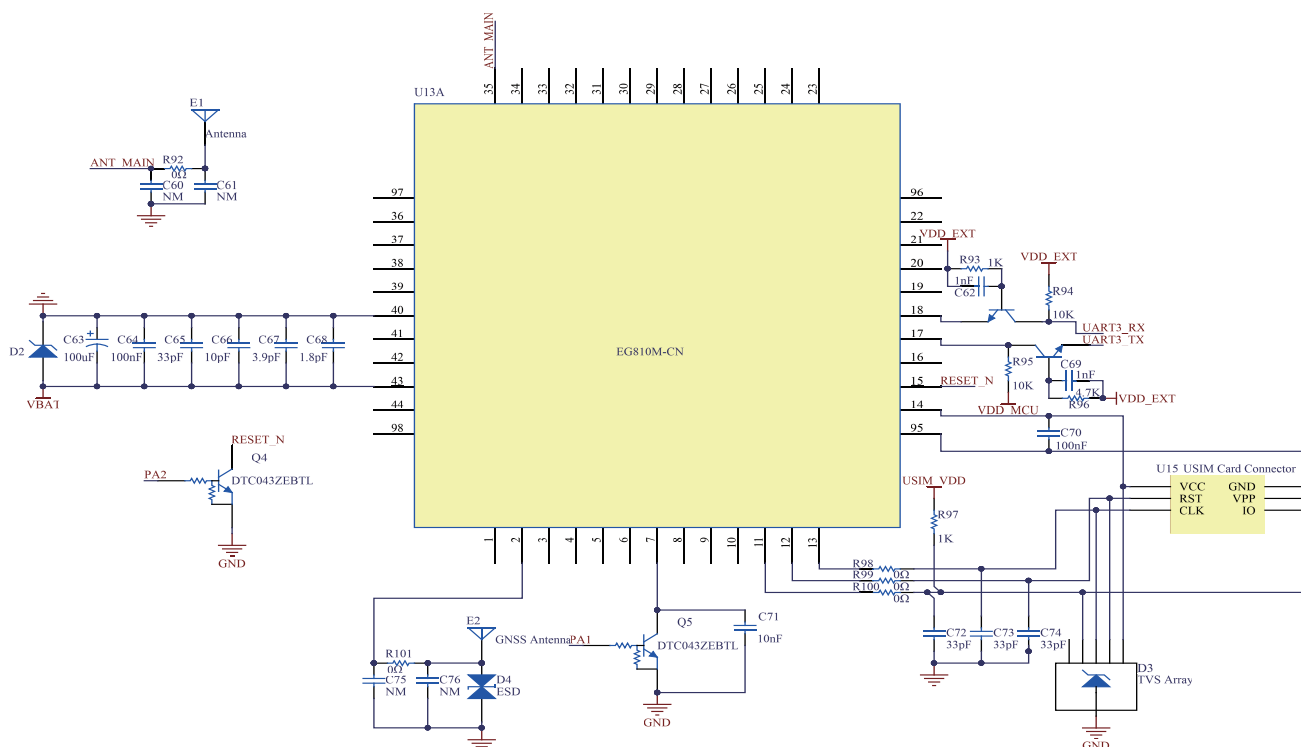


图6 远程定位报警模块电路原理图关键部分

介质基板使用 Rogers 4350B, 功耗低, 尺寸也满足空间较小的要求^[1-2]。

使用 LDO 将其转换为 3.8 V 和 1.8 V, 以便为模块 EG810M-CN 和 GNSS 天线供电 (其中音频功率放大器、编解码器未体现)。模块的电源连接 VBAT, 电流必须大于 2.0 A。为了减少电压跌落, 需要使用低 ESR ($ESR \leq 0.7 \Omega$) 的 100 μ F 滤波电容, 同时并联具有良好 ESR 性能的片式多层陶瓷电容 (MLCC)。

本模块已实现定位和通信功能, 可根据需求拓展实现诸如“用户吃药提醒”等语音功能, 还有视频通话、在线支付等功能。

2 软件系统设计

2.1 系统整体流程

本系统程序复杂, 任务成功的可靠性至关重要。采用免费开源的实时操作系统 (real-time operating systems, RTOS) 来实现多任务、实时性要求高的目标, 如图 7 所示。

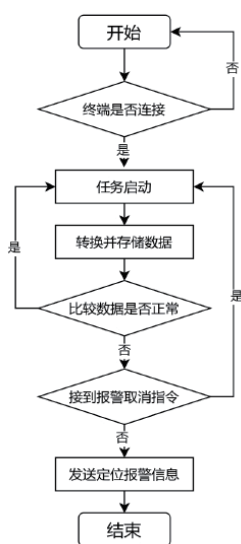


图7 主系统流程图

2.2 程序算法分析

信号分析使用的数据集用 MIT-BIH 心律失常数据库和重症监护医疗数据集 (medical information mart for intensive care, MIMIC-III)。

心电信号处理中, 去除噪声是确保信号质量的关键步骤。心电信号的处理算法常见的有:

(1) 改进的经验小波变换 (EWT), 自适应性强, 适用于不同类型的心电图 (ECG) 信号, 能够有效去除基线漂移和肌电干扰^[3]。EWT 通过傅里叶变换将信号转换到频域, 并使用不同的正则化方法进行预处理。具体来说, EWT 利用局部极小极大值法确定频谱分割边界, 实现信号与噪声的分离。最终通过处理噪声主导分量, 达到去除基线漂移的效果。然而, EWT 需要额外的预处理步骤, 增加了处理复杂度。

(2) 变分模态分解 (VMD) 结合平滑滤波在去噪效果方面表现出色, 适用于特定频率范围内的噪声^[4]。VMD 能够有效地去除基线漂移和肌电噪声, 但其他类型的噪声可能需要额外处理。

(3) 经验模式分解 (EMD) 与 IMF 分量统计特性结合, 经验模式分解 (EMD) 与固有模态函数 (IMF) 分量统计特性相结合的方法适用于非线性、非平稳信号的去噪^[5]。EMD 将信号分解为多个 IMF 分量, 然后根据 IMF 分量的统计特性 (如过零率和相关系数) 进行去噪。该方法能够有效保持信号的原始特征, 但 EMD 可能存在模态混叠问题, 影响信号重构的质量。

(4) 小波阈值去噪技术 (Wavelet Thresholding) 计算速度快且易于实现, 适用于实时监控^[6]。通过选择合适的小波基对 ECG 信号进行多尺度分解, 并使用软/硬阈值法去除噪声:

$$\tilde{\omega}_{j,k} = \begin{cases} \text{sign}(\omega_{j,k}) \max(|\omega_{j,k}| - \lambda, 0), & (\text{Soft thresholding}) \\ \omega_{j,k} \cdot \mathbb{I}(|\omega_{j,k}| > \lambda), & (\text{Hard thresholding}) \end{cases} \quad (2)$$

式中： $\omega_{j,k}$ 是小波系数； λ 是阈值； $\mathbb{I}(\cdot)$ 是指示函数。

尽管这种方法计算效率高，但在处理复杂噪声时效果有限，可能会引入伪迹。

通过比较可知，改进的经验小波变换（EWT）和 VMD 结合平滑滤波的方法在去噪效果方面表现出色，能够有效去除基线漂移和肌电噪声^[7]。EMD 结合 IMF 分量统计特性方法适用于非线性、非平稳信号的去噪，但可能存在模态混叠问题。小波阈值去噪技术计算速度快，但在处理复杂噪声时效果有限。考虑到本系统需要实时监控且计算资源有限，因此选择了小波阈值去噪技术以满足实时性和资源约束的需求。

同时，传感器采用自适应策略，用户静止时不需要高采样频率得到高频运动状态数据，跌倒检测模块将低采样率降至 10 Hz 以下，可以显著降低传感器的功耗。显示模块和定位通信采用事件驱动的任务调度方式，同时应用进行数据传输采用批量传输的方式，减少数据传输的次数，减少数据传输的耗电量。

2.3 功耗计算

产品续航时间的关键在于各个模块运行功耗和电源转换效率。为了降低功耗，电源转换采用低功耗 LDO（低压差线性稳压器），系统选用芯片 TPS7A03 转换 MCU 所需的 3.3 V 和传感器所需的 1.8 V 供电电压。

LDO 功耗计算公式为：

$$P_{\text{总}} = (V_{\text{in}} - V_{\text{out}}) \times I_{\text{load}} + V_{\text{out}} \times I_{\text{load}} + I_Q \times V_{\text{in}} \quad (3)$$

式中： $P_{\text{总}}$ 是总功耗； V_{in} 是输入电压； V_{out} 是输出电压； I_{load} 是负载电流； I_Q 是静态电流。PS7A03 典型值 600 nA。

不考虑电池截止电压，计算运行续航时间，先分析计算各个模块典型工作状态下功耗。ECG 模块以及跌倒监测、体温模块采用轮询方式，显示模块、定位加通信采用触发方式运行。

系统功耗又分为几个部分。

(1) LDO 输出电压 3.3 V，负载是 MCU 和显示屏，STM32L4 在 120 MHz 下典型工作运行状态功耗典型值约为 100 $\mu\text{A}/\text{MHz}$ ，睡眠状态下外设仍能运行，功耗约为 2 μA 。显示屏待机电流约 1~5 μA ，取 3 μA 计算可得 $P_1 = 518 \mu\text{W}$ 。

(2) LDO2 输出电压为 1.8 V，负载为 AFE 模块，体温监测、跌倒监测模块。AFE 模块的 PPG 通道为 25 bit/s，ADC 集成时间为 14.6 μs ，工作电流约为 14.6 μA 。ECG 通道在 1 kHz 采样率下的工作电流约为 50 μA 。

$$\begin{aligned} \text{AFE 模块工作电流} &= \text{PPG} + \text{ECG} + \text{关断电流} \\ &= 14.6 \mu\text{A} + 50 \mu\text{A} + 0.5 \mu\text{A} = 65.1 \mu\text{A} \end{aligned} \quad (4)$$

体温检测测量模式工作电流约为 67 μA （每秒测量一次，每次测量 15 ms）；跌倒监测模块低功耗模式（在 ODR=1 Hz 时）工作电流：0.5 μA 。可得 $P_2 = 666 \mu\text{W}$ 。定位

通信模块 AT+CFUN=0，待机功耗 P_3 约为 3.876 mW。

$$\begin{aligned} P_{\text{总}} &= P_1 + P_2 + P_3 \\ &= 518 \mu\text{W} + 666 \mu\text{W} + 3.876 \text{ mW} = 5.060 \text{ mW} \end{aligned} \quad (5)$$

以使用 100 mAh 体积最小可充电电池保守估算：

$$I = \frac{P}{V} = 5.060 \text{ mW} / 5\text{V} = 1.012 \text{ mA} \quad (6)$$

典型工作运行续航时间 = 100 mAh / 1.012 mA $\approx$ 98.81 h

通过保守分析计算可得，本系统运行时续航时间较市场上中低端产品的 1.2 倍以上，如果使用 200 mAh 或者更大容量电池将有更长的工作时间。

3 总结

经过不同选型参数比较，选用功耗和性能更先进的传感器，完成最适用于健康智能监护手环的各模块的电路，完成传感器，主控 MCU、远程通信、含无线充电的电源等各模块电路图。软件方面比较不同算法，制定最适合本系统的算法。最后分析计算功耗，确定本系统功耗低，续航时间长的特点，对于相关产品实际开发有重要参考价值。但系统仍有不足之处，需要在下一步产品硬件中调试算法，并完善人机互动界面。

参考文献：

- [1] 李慧, 郑文睿. 一种金属边框智能手表圆极化天线的设计方法: 2023 年全国天线年会论文集(下)[C]. 北京: 中国电子学会, 2023.
- [2] 杨洪财. 柔性可穿戴圆极化天线研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2022.
- [3] 耿读艳, 赵宁, 庞耕, 等. 改进 EWT 算法的心电信号去噪研究[J]. 电子测量技术, 2021, 44(23): 30-35.
- [4] 魏平俊, 杨耀华, 胡征慧, 等. 基于 VMD 和平滑滤波的 ECG 去噪方法[J]. 电工技术, 2023(9): 17-21.
- [5] 卢莉蓉, 牛晓东, 王鉴, 等. 基于 EMD 与 IMF 分量统计特性的 ECG 去噪[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(12): 1529-1534.
- [6] 朱金玲. 小波阈值去噪技术在 ECG 信号处理中的应用[J]. 中国高科技, 2022(4): 88-89.
- [7] 梁莹, 马小龙, 朝乐蒙, 等. 基于经验小波变换的心电信号基线漂移噪声去除预处理方法研究[J]. 医疗卫生装备, 2022, 43(6): 7-13.
- [8] 曾英. 心内科用便携式心电监护仪抗干扰方法研究[J]. 自动化与仪器仪表, 2020(6): 156-159.

【作者简介】

吴亮亮(1983—), 女, 福建厦门人, 硕士研究生, 副教授, 研究方向: 自动化控制。

(收稿日期: 2025-03-25 修回日期: 2025-07-30)