

超低功耗智能移动心电监测设备

摘要：移动智能传感是健康监测与管理的关键技术。面向智能心电传感器技术领域，设计了传感、信号处理、通信三个低功耗模块，并从系统设计上协调配合以降低功耗，研发了微负荷和可长期监测的贴片式心电监测设备，并具备实时心电处理和心率检测功能。该智能传感设备体积为 24 mm × 16 mm × 10 mm，质量为 1.73 g。采用 80 mAh 容量的锂聚合电池供电，在 256 Hz 采样率时可持续工作 7 天以上。数据无线上传至电脑后，上位机软件可进行心电图（ECG）实时显示、处理。此外，该设备亦可通过蓝牙将心率数据传输至手机，可持续工作 14 天以上。

0 引言

随着老龄化社会的到来，家庭个人监护和社区医疗呈现蓬勃发展的趋势，市场对移动式低功耗医疗监测设备的需求正在不断增加，其中心电长期监测设备对健康状态评估、突发心血管疾病预警等具有重要意义。目前，医用心电监护仪发展较为成熟，该类设备常通过有线传输模式与个人电脑或工控机通信，在医院广泛用于病人卧床监护，而不适用于健康或活动监测。

基于移动技术的健康监测是目前正在快速发展的领域，其核心是低功耗、微型的智能传感器技术，以实现长期、微负荷监测。已有的一类产品为小型的 Holter 系统，该产品将采集数据保存到存储器，数据需手动导出至电脑分析，这牺牲了数据的实时性，且存储操作的功耗较大。目前的发展趋势是将智能传感器与无线传输技术相结合，将采集到的数据实时传输至电脑或智能手机，通过客户端软件对数据进行分析，并可进一步将数据传送至医院等卫生部门服务器终端，以建立完整的健康云系统。如何尽可能地降低系统功耗，从而解决微负荷与长时间监测的矛盾，是研发健康监测设备需解决的关键问题。

为满足便携化、微型化、长时监测以及心电图（electro-cardiogram, ECG）分析对信号采集的需求，本文遵循低功耗设计原则，设计了传感、处理、通信三个低功耗模块，更从整体系统设计上协调配合以进一步降低功耗，研发贴片式、具备分析功能、可连续工作的心电监测设备。

1 系统硬件设计方案

1.1 硬件总体设计

根据 ECG 信号特征与对采集系统基本参数的要求，设计了针对活动人体的微负荷 ECG 监护系统。系统硬件由采集发射端电路和接收端电路组成，采集发射端电路由电源模块、传感模块、信号处理与无线通信模块构成，接收

端电路由无线通信模块、UART 通信模块构成并由 PC 机 USB 口供电。系统整体硬件架构如图 1 所示。

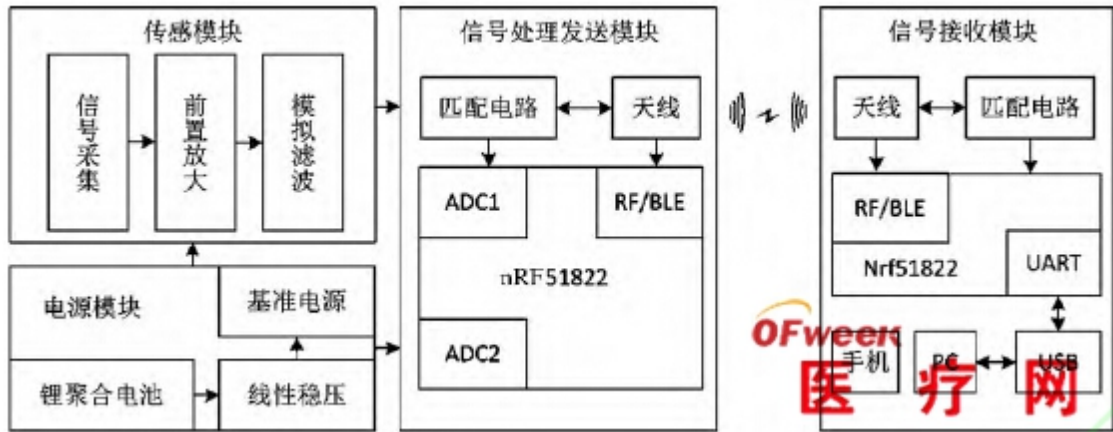


图 1 系统整体硬件框架

Fig 1 Frame of system overall hardware

1. 2 发射端电路设计

本系统采用单电源供电、前置仪表放大器与运算放大器采用锂聚合物电池直接供电，nRF51822 的供电由 ADI 公司超低静态电流 CMOS 线性稳压器 ADP162 提供，模拟前端基准电压由 TI 公司低漂移低功耗电压基准 REF3312 提供。

ECG 信号微弱，易混合肌电信号和共模工频噪声，并存在基线漂移现象。为了更好地提高心电信号的分辨率，采用差分输入方式，并将心电信号进行放大、滤波和去漂移处理。针对 ECG 信号高内阻的特性，要求前置输入端具有高输入阻抗，以减小偏置电流引起的干扰。如图 2 所示，模拟前端（analog front end, AFE）主要包含四部分：前置放大、二级放大、陷波滤波器、低通滤波器。为兼顾单电源供电与 ADC 采样特性，设定模拟前端的基准电压为 1.2 V。

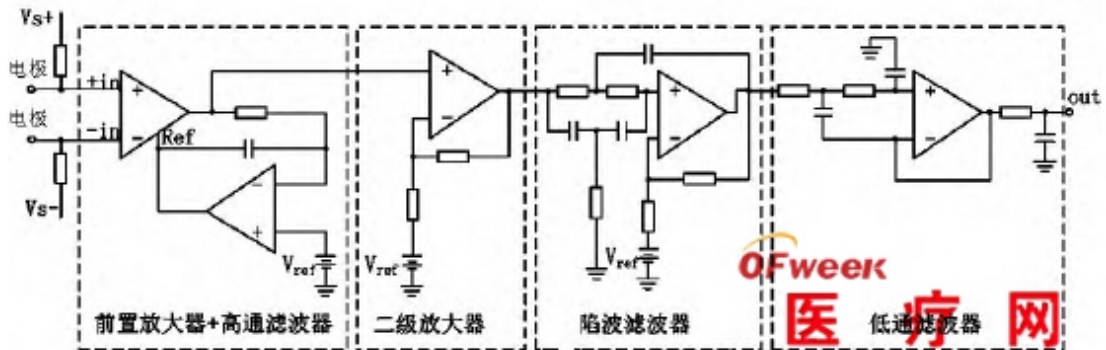


图 2 模拟前端原理图

Fig 2 Principle diagram of AFE

前置 ECG 放大电路的性能指标决定了整个放大电路的输入特性，系统选用 ADI 公司提供的 AD8236 仪表放大器。在反馈回路中将一个积分器连接到 AD8236 组成高通滤波器，用以消除信号的基线漂移。运算放大器采用 ADI 公司提供的低功耗运算放大器 AD8659，与电容器和电阻器组成陷波滤波器与低通滤波器。

核心控制芯片选用 Nordic 公司的 nRF51822 微处理器，该芯片自带 ADC，具有内部参考电压，内核与 ADC 均有正常、空闲、掉电工作模式，非常适合于低功耗应用场合。同时，nRF51822 集成了双模式无线模块，其采用私有协议的射频（radio frequency, RF）模式与目前主流的 nRF24L01 等芯片兼容，也可以使用蓝牙低功耗（bluetooth low energy, BLE）模式与蓝牙设备进行通信。

1. 3 接收端设计

接收端主要完成对采集发射端发送的无线数据接收、分析，再通过 USB 将数据发送到上位机以做进一步显示、处理等操作。USB 电源经 ADI 公司 CMOS 线性稳压器 ADP151 稳压作为供电电源，控制芯片仍然采用 nRF51822。通过无线模块接收数据，对数据进行解压，之后通过串口输出，最后 PL2303 接收串口数据并将串口数据通过 USB 将数据上传给上位机。

2 系统软件设计

2. 1 下位机程序设计

发射模块程序结构如图 3 所示，为了实现电源监控与 AFE 采样，采用了 2 个定时器，分别在两个定时器中断中完成 A/D 配置与转换，定时器 Timer1 按照样率定时 AFE 采样，定时器 Timer2 负责定时电源电压采样。得

到的数据经过融合分解之后在定时中断的间隙有序实现数据的存储、无线传出。接收模块程序结构如图 4 所示，通过无线模块将心电采集部分发送来的心电数据接收下来，再通过串口转 USB 将数据传送到上位机。

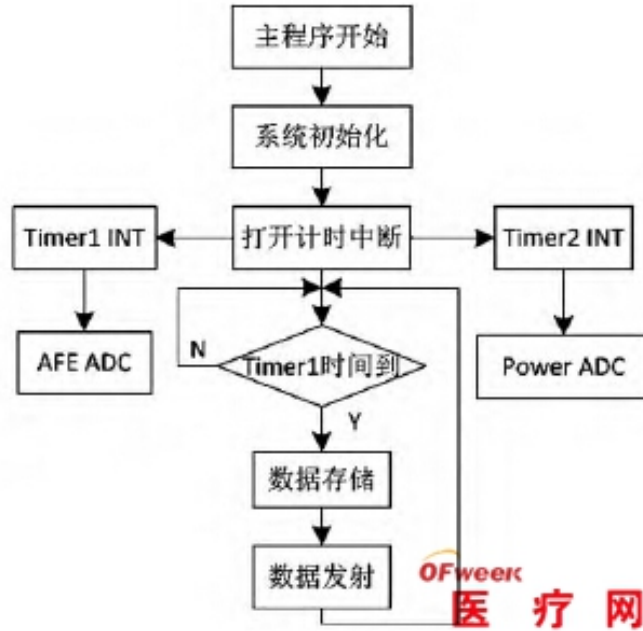


图 3 发射端程序流程图

Fig 3 Flow chart of transmitting terminal program

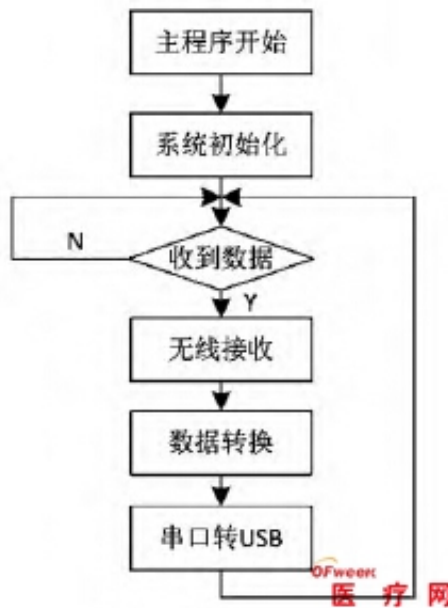


图 4 接收端程序流程图

Fig 4 Flow chart of receiving terminal program

2. 2 上位机程序设计

上位机采用 NI 公司 LabVIEW 软件及其附带的 VISA 驱动来操作，上位机整体程序图如图 5 所示。串口不断地接收 3 组 8 位带标志位数据，根据标志位对数据分类与拼接。得到心电信号之后可以作心电、心率实时显示与表格文件（excel, txt, csv 等）生成等操作；得到的心电信号表格文件可以通过 Matlab 等分析软件对心电信号作进一步分析，用以判断人体健康状况，实现疾病的预防。

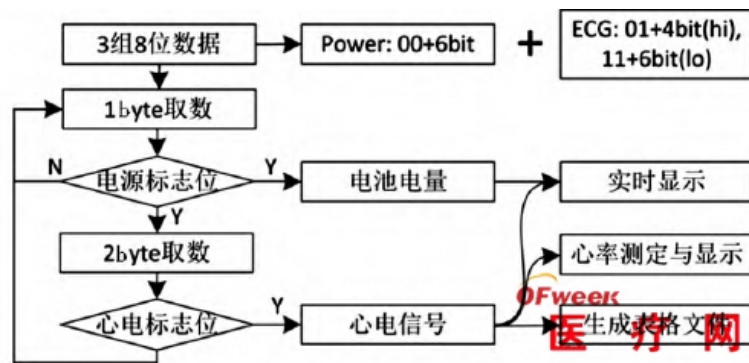


图 5 上位机程序结构图

Fig 5 Structure diagram of upper PC program

3. 结果与讨论

图 6 所示为采用 BLE 方式心率测定实验图。图 7 中所示为实验使用 PC 端作为上位机，LabVIEW 实时记录被测对象 ECG，分别显示 12，1.6 s 时间内的 ECG，实验采样率为 1 024 Hz。图中可以明显分辨出人体心电信号 QRS 波、P 波等波，心电信号包络线包含有呼吸信息。



图 6 采用 B L E 传输实验

Fig 6 Experiment of BLE transmission

该心电数据可以生成表格文件，通过互联网云技术上传到社区监护中心或者医院，医护人员可以根据 EEG 作一些疾病的预防。发射端连同电池、电极总质量为 5.6 g，大小为 24 mm×16 mm×10 mm，极大地降低了佩戴时的不适感。

为将心电数据全部上传到上位机，无线传输采用 RF 模式，0 dB 增益条件下实际传输距离可以在 5 m 范围内，分别对系统心电信号采集不同工作状态下功耗进行测定。表 1 列出了无线关闭状态系统功耗、无线开启状态系统功耗，测量平均电流时间为 5~10 s。为了实现小体积、便携目的，系统采用锂聚合电池容量为 80 mAh，开启无线模式时，采样率 1 024 Hz 时可以工作 3 天以上，以 256 Hz 采样率则可以工作 7 天以上。表 2 列出了蓝牙模式时功耗情况。

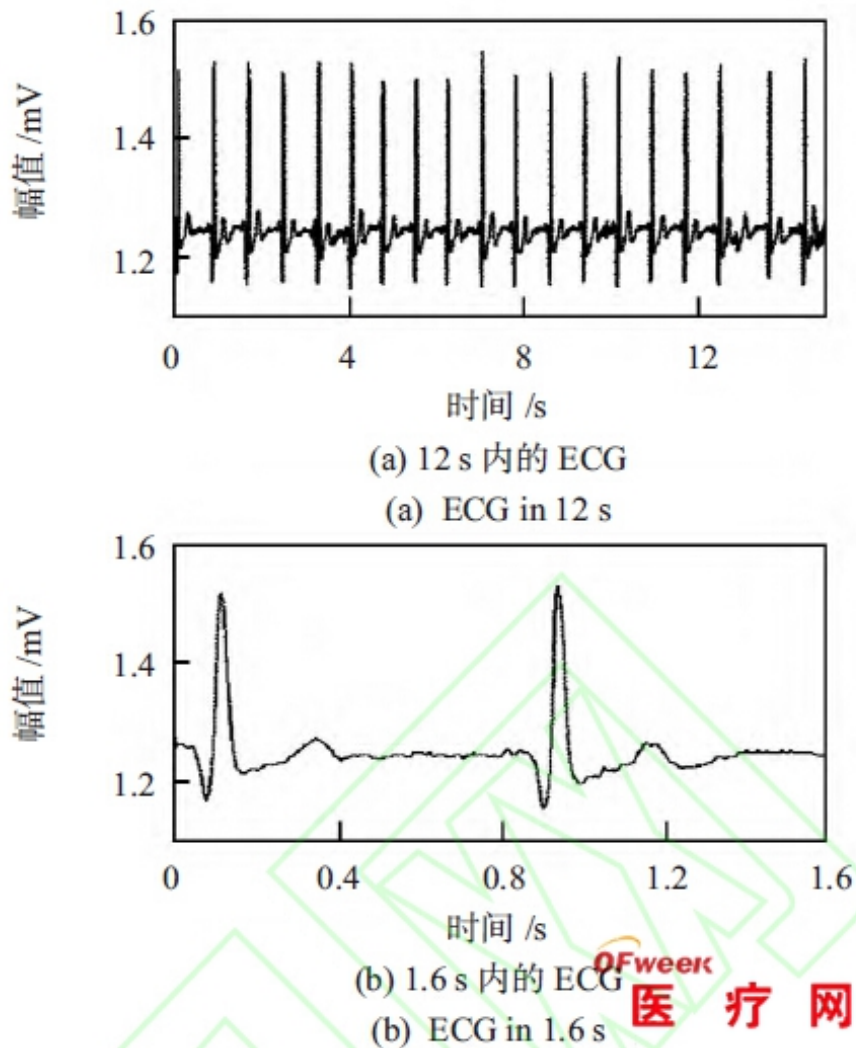


图 7 LabVIEW 实时记录 ECG

Fig 7 Real timerecorded ECG by LabVIEW

表 1 RF 模式系统平均电流

Tab 1 Average current of system of RF mode

硬件部分	平均电流(mA)	可工作时间(h)
1024 Hz 采样率	1.02	78
512 Hz 采样率	0.63	127
256 Hz 采样率	0.44	182

表 2 BLE 模式系统平均电流

Tab 2 Average current of system of BLE mode

状态	平均电流(mA)	可工作时间(d)
正常工作	0.230	14.5
休眠	0.004	

采用私有协议方式可以在低功耗下将个人的心电数据上传到个人电脑或者云端，通过互联网提供给对应的社区医生。本系统具有功耗低、操作简便、便携性好和联网方式多样等特点。经过实验测试，用户可以很方便地携带设备活动，所测定的心电信号也满足监护的要求。

4 结论

本设备具有多采样频率，具有信号处理功能，拥有私有协议 RF 与 BLE 两种无线传输方式等特点。设备具有很大的灵活性，可以做标准导联、病人监测、运动记录、健康评估等应用。设备采用了低功耗设计方法，微型与智能的特性使其与其他产品比较具有很大的先进性。