

可穿戴式无线低功耗心电记录仪的设计与实现

摘要：本文阐述了一种新型电极贴式无线低功耗动态心电记录仪的设计与实现过程。该心电记录仪主要由电极贴连接模块、心电前端、主控单元、蓝牙模块、无线充电模块、锂电池、稳压和电源管理模块组成，采用低功耗心电采集芯片 ADS1191 和低功耗单片机 MSP430F2112 组成信号采集电路，心电信号可通过蓝牙模块发送至手机端进行显示和分析；选用锂电池供电，可采用新型无线充电技术充电；无外置接口，具备防水功能，体积小、功耗低，可长时间记录单导联心电信号，适用于心电信号的日常实时监护。

0 前言

心电信号是人类最早研究并应用于医学与临床的生物电信号之一，相较于其他生物电信号更易于检测，并具有较直观的规律性。由于心脏病有突发性以及长久性等特点，心脏病患者往往需要进行长期治疗和监护，因此对患者进行长时间的心电记录有着极其重要的临床价值。长时间的心电记录能记录到普通心电图检测时患者不易出现的短暂异常心电活动，为病情分析提供重要依据。心电监护仪在 20 世纪 60 年代首次应用时只能监测心电信号，称为单参数监护仪。随着大规模集成电路和微处理器的出现，目前的心电监护仪已经能监测数十种参数。鉴于心电信号的难识别性以及心电监护相关操作的专业性，心电监护的实施往往局限于医院以及健康机构，患者日常心电监护不易实施。

可穿戴式医疗仪器具有生理信号检测和处理、信号特征提取和数据传输等基本功能模块，可以实现对人体的无创连续监测、诊断和治疗。传统的心电监测仪中，各硬件装置之间主要通过通信线缆连接，其操作平台也基于有线装置，虽在一定的场合如医院以及社区等有一定的适用性，但却没有与现有的个人通信终端（如移动电话、掌上电脑、便携式电脑等）融合。针对这种状况，本研究在保证信号采集质量的前提下，设计并实现了一种更为便捷舒适的可穿戴式无线心电记录仪，采用低功耗心电采集芯片 ADS1191 和低功耗单片机 MSP430F2112 组成信号采集电路，采集的心电信号可通过蓝牙传输到通信终端进行显示和分析；并利用无线传输和无线充电技术使整个设备完全密封，实现了防水功能，符合医疗安全标准。

1 系统结构及设计

可穿戴式无线心电记录仪应具备功耗低、体积小、处理速度高的特性。本研究采用的心电电极片大小约为 30~75 mm。考虑到心电电极贴的支撑能力，本研究预期的设备高度约 0.5 cm，重量 < 30 g。模拟实验结果表明，心电电极贴能够很好地支撑该体积和重量的设备，并且在运动的时候不会脱落。

心电记录仪主要由电极贴连接模块、心电前端、主控单元、蓝牙模块、无线充电模块、锂电池、稳压和电源管理模块组成。结构框图，见图 1。

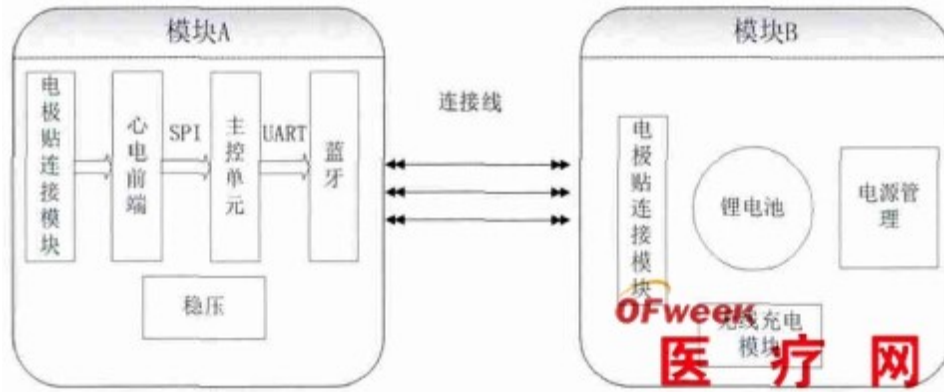


图 1 可穿戴式无线心电记录仪结构框图

1.1 心电数据采集部分（模块 A）

设计体表心电信号具有幅值微弱和易受干扰等特点。该模块采集到的心电信号经过具备高输入阻抗的差分放大电路进行前置放大，抑制零点漂移，减少共模信号的干扰；信号经过进一步放大（1000 倍左右）后，再滤除干扰信号进行电平提升；然后送入核心处理控制器进行处理。该模块选用 TI 公司的低功耗心电采集芯片 ADS1191 实现，使心电信号经过滤波、放大、A/D 转换等一系列处理后以 SPI 传输方式送入低功耗单片机 MSP430F2112 做进一步的分析处理；无线传输采用适用于袖珍设备的 HM-6 蓝牙模块（华茂科技公司生产）实现。

1.2 电源部分（模块 B）设计

无线充电技术源于无线电力输送技术，市场比较主流的无线充电技术主要通过 3 种方式（电磁感应、无线电波及共振作用）实现。无线充电模块选用 Qi 无线充电技术和 BQ24201 充电器实现。Qi 是全球首个推动无线充电技术的标准化组织 - 无线充电联盟（WPC）推出的“无线充电”标准，具备便捷性和通用性两大特征。Qi 无线充电技术利用磁共振在充电器与设备之间的空气中传输电荷，线圈和电容器则在充电器与设备之间形成共振，实现电能的高效传输，其基本原理是在两个线圈间形成共振从而实现电能的无线传输。BQ24201 是一种用于锂离子电池或者锂聚合物的充电器，将内部高精度电压调节、功率 MOSFET、温度监控、充电状态及充电终止电路集成在一个芯片上；外围元件少，节省空间及成本。

电源管理模块选用 BQ24312 作为锂离子充电器的前端保护方案，可提供 4.25 V 的过压保护；选用 ADuM5000 实现电源隔离，ADuM5000 是一款基于 ADI 公司技术的隔离式 DC/DC 转换器，可为后续电路提供 5 V 电源

隔离。根据产品需求，心电记录仪需要执行 > 4 h 的无间断心电信号的采集以及发送工作，对整体电路进行估计后，本研究拟采用 90 mAH 可充电锂电池供电。电源部分充电电路图，见图 2。锂电池经 MIC5205LB 稳压芯片为 ADS1191、MSP430F2112 以及蓝牙模块提供稳定的 3.3 V 数字电压和模拟电压。

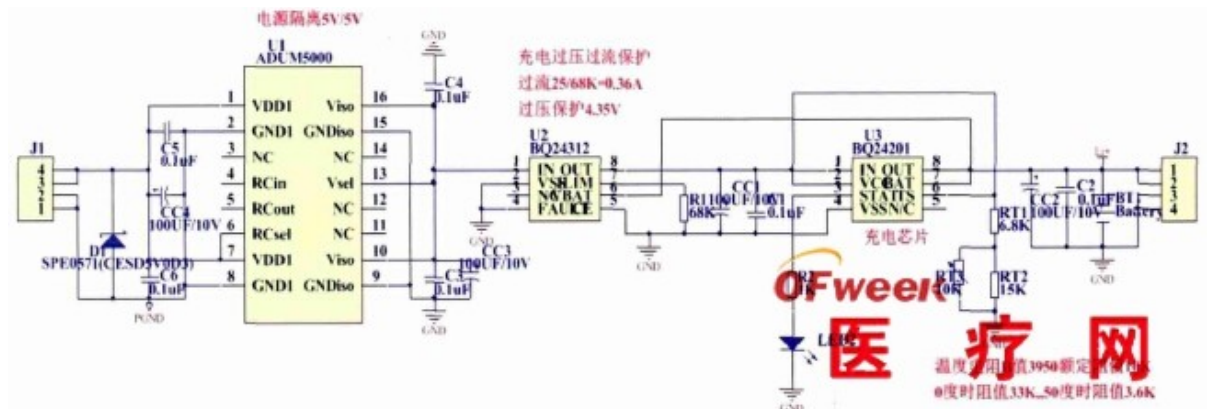


图 2 电源部分充电电路图

1.3 嵌入式软件设计

心电记录仪软件开发环境采用 IAR 公司为 MSP430 单片机设计的交叉编译器 IAR Embedded Workbench，编写语言为 C 语言。系统软件流程图，见图 3。为满足低功耗的设计要求，本研究在软件设计上采用如下方法控制功耗：

① 按照功能将软件划分为几个相对独立的模块，由中断触发；② 使用软件控制暂时不工作的芯片进入休眠或空闲状态；③ 采用机器周期短的程式优化各模块程序，降低整个系统的实际运行时间，从而降低系统功耗。

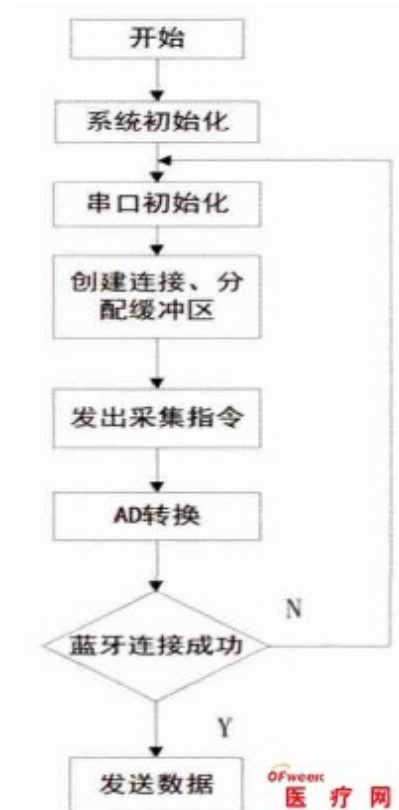


图 3 心电记录仪软件流程图

2 系统实现及测试

2.1 系统实现

设计并实现的心电记录仪实物图，见图 4。由图 4 可知，记录仪主要分成两部分，其直径均约 30 mm，厚约 5 mm，整体长度约 10 cm，重 25 g；相互之间的连接线包括地线和电源线；电极贴背部嵌有电极扣，使用时直接扣在电极贴上。电极贴使用位置为左锁骨中线下 3 cm 左右，见图 5。

心电记录仪心电采集前端 ADS1191 与处理器 MSP430F2112 运行时的功耗为 0.98 mA，蓝牙实时发送数据的功耗为 16 mA。图 6 为一位男性受试者接受测试时的心电波形，可以看出，经过去噪、平滑等预处理之后的心电波形稳定、基线漂移不明显，P、QRS、T 波特征明显，可用于心率失常分析。

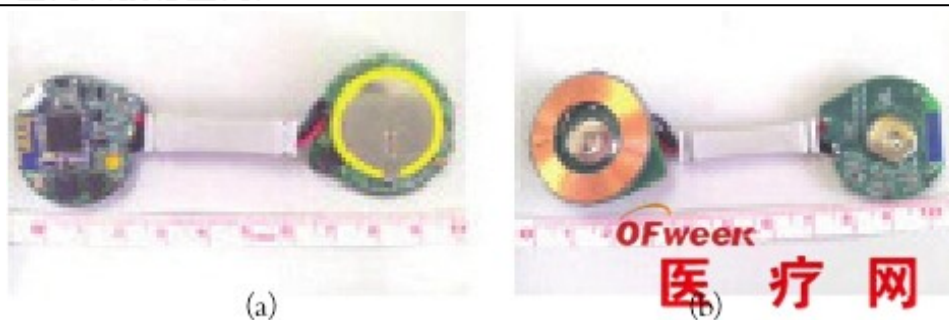


图 4 心电记录仪实物图，其中(a)为正面图，(b)为背面图。



图 5 心电记录仪使用示意图 图 6 接收端心电波形图

2.2 系统测试

(1) 输入阻抗。由信号发生器产生“100 mV 10 Hz”的正弦波，串一个 $620\text{ k}\Omega$ 的电阻接入心电记录仪输入端，实测信号发生器的正弦信号幅值 $U=98.8\text{ mV}$ ，记录仪输入端的电压 $U=95.84\text{ mV}$ ，通过计算得知心电记录仪的输入阻抗 $R=20.07\text{ M}\Omega$ 。根据国家心电图机标准化文档规定，心电图机的输入阻抗须 $\geq 2.5\text{ M}\Omega$ 。因此，心电记录仪的输入阻抗符合行业标准。

(2) 频率响应。在测试电路中，使信号发生器的输出信号频率从 0.1 Hz 到 150 Hz 发生连续变化（即通常说的“扫频”）并保持幅度 100 mV 不变，在输出端通过示波器或者其他记录仪将放大器对于这种连续变化的相应输出电平记录下来，即可得到设备的频率响应曲线。经测量在 0.1 ~ 150 Hz 的频带范围内，心电记录仪信号放大倍数的波动幅度为 2.37 dB，小于国家规定的 3 dB，符合要求。

(3) 共模抑制比。共模抑制比指的是差模输入时的放大倍数与共模输入时的放大倍数的比值，反应了心电图机的抗干扰能力。首先测量共模输入时的放大倍数，从信号源引入“1.5 V / 50 Hz”信号，将其输入短接的输入端，信号源地线接右脚驱动，记录输出信号幅值；然后与差分输入时的信号放大倍数进行对比，经计算共模抑制比为 106.4 dB，符合国家心电图机标准。

3 结论

本研究设计并实现的便携式心电记录仪功耗低、体积小，具有如下特点：① 操作方便，测量简单，设备廉价，易于推广使用；② 测量无创、安全、准确、可重复性强；③ 可实时显示波形；④ 具备无线充电功能。该心电记录仪产业化后可广范用于心电信号的长期实时监护。