

2016 全国大学生生物医学工程创新设计大赛项目报告书

项目名称: 心电数据采集与心率检测装置

学 校: 电子科技大学

指导教师: 刘铁军

项目类别: ☒ 命题项目组 ☐ 自选项目组

保 密 性: ☒ 公开 ☐ 保密

参赛队成员名单:

姓名	学校	学院	学历	联系方式
车晖	电子科技大学	生命科学与技术学院	本科在读	13408527350

优酷网视频链接地址:

http://v.youku.com/v_show/id_XMTc0MTY5NDI4NA==.html

项目名称： 心电数据采集与心率检测装置

摘要：本文以 MSP430F5529 为核心设计了一套低功耗高精度的便携式心电数据采集与心率检测装置。该系统首先对微弱的心电信号进行放大、滤波等预处理，然后将预处理后的信号转化为数字信号，接着通过动态阈值方法计算心率，并将心率数值实时的在 LCD 上显示。此外，用户也可将心电相关数据及心电波形通过无线方式发送到手机或者 PC。测试结果显示该系统功耗较低、性能稳定，同时能够在手机或 PC 上实时显示心电波形和心率数值。

关键词： ECG，INA128，MSP430F5529，心率检测，低功耗，无线传输

Abstract: This paper presents a portable and low-power heart rate detection device with the core of MSP430F5529. This system would magnify the weak electrocardiosignal (ECG) and filter the noise by the artificial circuit, and then the signal would be translated into digital signal and the heart rate would be also calculated using the relevant algorithm. Then, the electrocardiogram and heart rate are displayed on the LCD monitor. We could also send the data to mobile phone or PC by the Bluetooth by the user's demand. By the related testing, the result show that this system is portable and low-power, and it has the function of dynamic display and wireless transmission.

Key words: ECG, INA128, MSP430F5529, heart rate detection, low-power, wireless transmission

1. 引言

心率指心脏每分钟的跳动次数，是描述心动周期的专业术语，是常规检查的生理指标。心率的大小反映出当前状态下人体的活动状态和健康情况。因此，能够实时显示心电（Electrocardiogram, ECG）波形及心率的检测装置，在心脏疾病的临床诊断和日常生活的健康监护中具有重要的价值。

目前，常规的心电图仪体积大、价格昂贵，不适用家庭的实时监护。为此，我们以 TI 公司的 MSP430F5529 为核心，结合合适的心率算法，设计了一套低功耗

耗高精度的便携式无线心率检测装置。该装置不仅能够通过段式液晶屏动态显示心率值，而且还能通过蓝牙模块将 ECG 信号和心率发送到手机或 PC 上，动态显示 ECG 波形和心率值，也可以通过手机端进行周期，幅度的控制，实现远程医疗健康监护。

2. 系统方案

心电数据采集与心率检测装置是以心电信号的提取和处理为基础，通过相关算法检测获得心率和心电波形，并将其送到手机或 PC 进行远程监测和数据处理。

整个系统的设计分为三个部分，整体模块结构如图 1 所示：

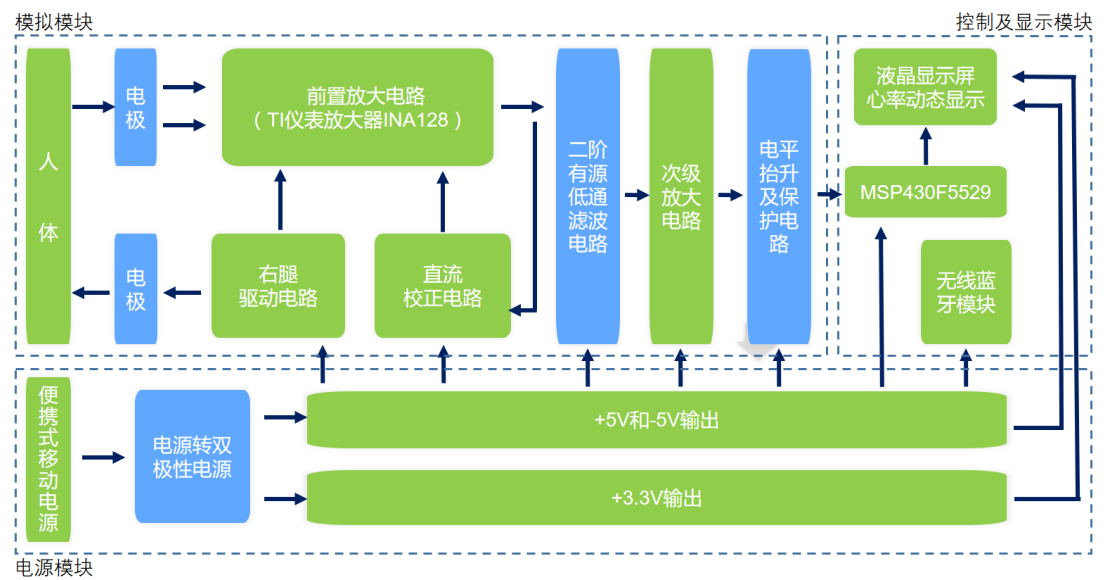


图 1 心电采集系统整体框图

第一部分为心电信号的预处理部分。在前置放大电路中，将微弱的心电信号进行放大。并利用右腿驱动电路和直流校正电路，抑制共模信号、直流漂移量，从而提高前置放大电路的共模抑制比。前置放大电路中，使用了 TI 公司的 INA128 仪表放大器，该放大器具有低功耗、高精度、低噪声、高信噪比等特点。接着信号通过二阶有源低通滤波器，去除高频噪声。再利用次级同相放大器将信号进一步放大。最后在信号进入 A/D 转换前加入电平抬升和保护电路，使得信号满足 AD 输入范围，保护 AD 引脚不被突变的电平烧毁。

第二部分为信号采集、处理部分。这部分主要利用 MSP430F5529 自带的 A/D 转换模块--将模拟信号转换成数字信号。通过对数字信号的极值检测和阈值判

断，得到每个 R 峰位置，进而由 R-R 间期获得心率的大小。利用这种高准确度的 QRS 波群检测心率算法，将所得的心率值动态显示在液晶屏上。此外还可以通过蓝牙将心率数据发送到 PC 或手机上，动态显示心电波形和心率值。基于 MSP430F55259 的系统也能够接受手机控制，从而达到远程监控的效果。

第三部分为电源转换部分：由于所用到的芯片涉及到+5V、-5V 和+3.3V 等电压，所以采用电压转换芯片和相应电路从移动电源的 5V 输入得到-5V 和+3.3V 的输出。此外，每个电压供应点都采用了去耦电路处理从而使每个芯片的电压供应更加稳定。

3. 系统硬件设计

心电数据采集与心率检测装置是在尽可能降低系统功耗的基础上实现高精度的心率测量，以及以无失真的心电波形显示为目的的一款心率检测仪。此次的设计是以 MSP430F5529 芯片为核心，在硬件设计上还满足如下的基本要求：

- 1、系统输入阻抗高于 $2M\Omega$ ；
- 2、放大后的心电信号无失真；
- 3、配备有显示单元，显示心率大小；
- 4、尽可能将系统功耗降低；
- 5、实现无线传输功能。

在满足如上的基本要求后，我们对系统进行了进一步的扩展，扩展后的电路硬件设计分为如下的三部分：

（1）信号预处理模块

a) 前置放大电路

前置放大电路由两个射极跟随器、前端放大器、右腿驱动电路以及直流校正电路构成。电路框图如下图 2 所示：

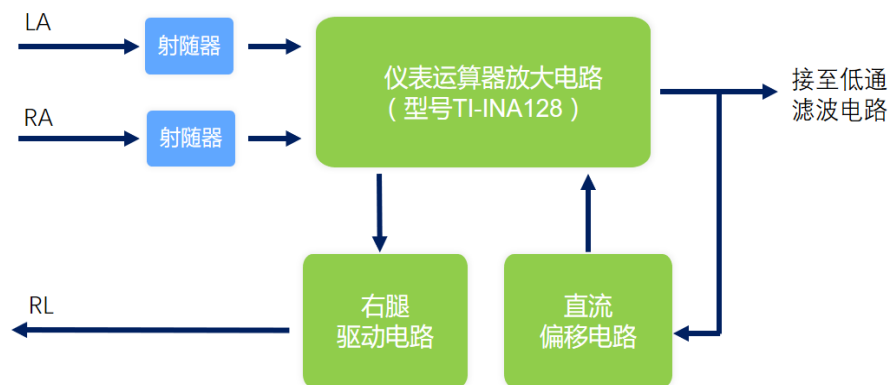


图 2 前置放大电路模块图

射极跟随器：在前置放大电路中为了获得较高的输入阻抗，我们在前置放大器输入端加入两个对称的射极跟随器。射极跟随器不仅能够大大提高输入阻抗，而且还能提高电路带负载的能力，使系统更加稳定。

前端放大器：针对心电信号的高共模抑制比、低噪声等要求，前端放大器采用的是 TI 公司的 INA128 低功耗、精密仪表放大器。在引脚 1 和引脚 8 之间外接一个电阻 R_G 可对增益进行方便的设计：

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$$

取 $R_G = 200\Omega$ ，将前端放大倍数设计为 251 倍。

右腿驱动电路：右腿驱动电路用来减小人体的共模干扰，提高共模抑制比。硬件设计中使用 OPA2188 放大器来构成负反馈的右腿驱动电路，同时还设计了信号屏蔽输出，使信号受到的干扰降到最低。

直流校正电路：由于心电信号比较微弱，在经过较大倍数的放大后，直流漂移的存在将会导致信号出现饱和。因此，系统加入动态直流校正电路，实时地抑制直流漂移，同时提高前置放大器的共模抑制比。直流校正电路的原理仿真图如图 3 所示：

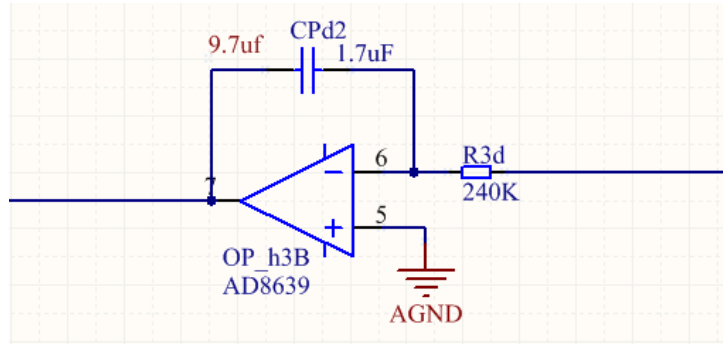


图 3 直流校正电路

b) 滤波电路

心电信号的频率比较低，一般不会超过 15Hz。为了抑制 50Hz 中频干扰，以及其它高频噪声对信号的影响，加入一个二阶有源低通滤波器符合系统要求，滤波电路如图 4 所示：

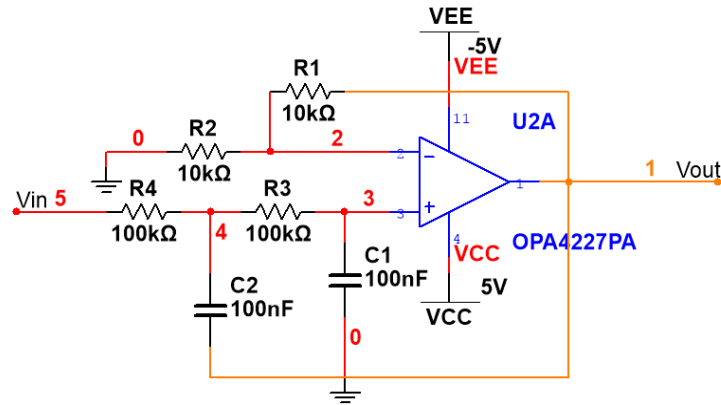


图 4 二阶有源低通滤波器

设置滤波器的通带增益为：

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_1} = 2$$

截止频率为：

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} = 16\text{Hz} ,$$

c) 后端放大电路

根据设计的放大倍数指标，将滤波后的心电信号进一步的放大。利用基本同相放大电路将信号再放大 2 倍。

d) 限幅电路：

虽然通过滤波后的心电信号的频率都在一定的范围内，但是信号的幅度经过放大后有可能会超出合理的范围。通过限幅电路可以避免电压过大烧毁芯片，起保护和校正的作用。原理仿真图如图 5 所示：

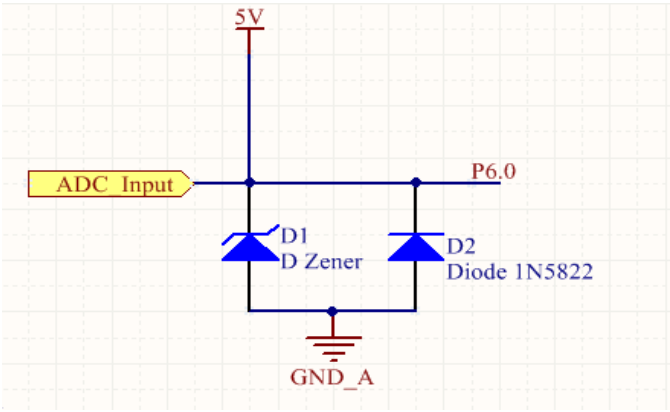


图 5 信号限幅电路

(2) 显示和无线传输模块

该部分的整体连接示意图如图 6 所示：

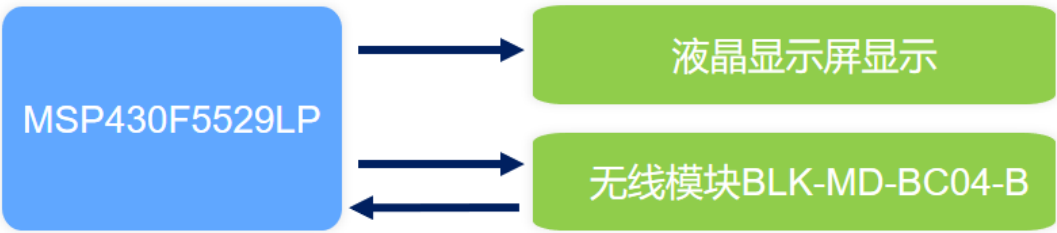


图 6 显示和无线传输模块图

e) 液晶屏显示模块：

根据要求，需要在液晶屏上动态显示心电的波形和心率的大小，所以在考虑降低功耗、整体大小和系统性能的基础上，我们采用了 3.3V 段式液晶屏。该 LCD 功耗低，由 HT1621 驱动。

f) 无线传输模块：

无线传输模块的主要作用是将心电波形和心率值传输到手机或 PC 上，并接受来自手机的指令。这次设计的心率检测装置采用的无线模块为 BLK-MD-BC04-B。该模块使用简便，无需配置，收发数据稳定可靠。

(3) 电源转换模块

g) 电源转换部分：

由于硬件电路中的芯片供电要求 $\pm 5\text{V}$ 和 $+3.3\text{V}$ ，所以在 5V 电源的供电下，我们用 TPS60400 和 lm117-3.3 电压转换芯片，获得 -5V 、和 $+3.3\text{V}$ 的输出电压。该部分的功能示意图如图 7 示：

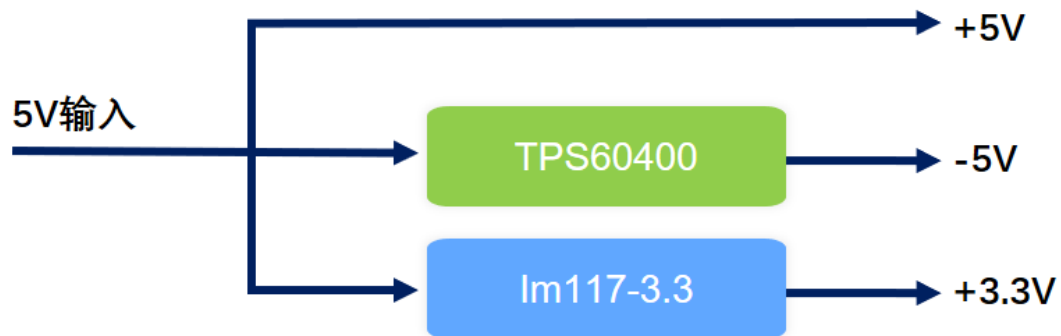


图 7 电源转换框图

h) 电路中的稳压部分：

电压供应线路比较长，但有的部分并不是一直带电工作。为了使电路工作更加稳定，我们在每个需要电压供应的节点都并联了一个 $0.1\mu\text{f}$ 的电容和 $10\mu\text{f}$ 的电解电容，使整个电路系统的电压供应更加的稳定。

4. 系统软件设计

心电数据采集与心率检测装置的设计主要是实现对 MSP430F5529 的控制、心率计算、液晶屏显示控制和数据的无线传输。系统初始化程序完成时钟选择，单片机端口的输入、输出选择和 LCD 模块、蓝牙模块等的初始化。心率计算部分程序完成对采样后的心电信号进行 QRS 波群检测和心率值计算。液晶显示部分程序完成对心电波形和心率值的实时动态显示。蓝牙通信部分程序完成对心电数据和波形的显示，以及调节周期幅值的功能。主程序流程图如图 8 所示：

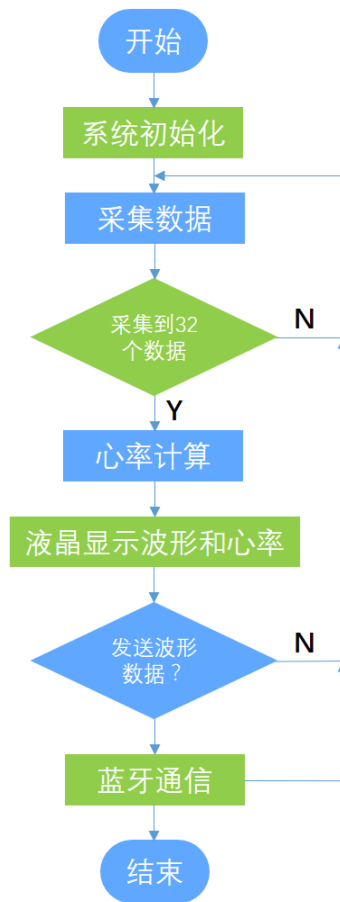


图 8 主程序流程图

在主程序流程图当中的心率计算是此次软件设计的核心部分。传统的心率计算方法分为句法和非句法两种方式。但是句法取得的效果并没有非句法来的理想。所以我们此次设计采用非句法当中的传统设计方法来实现心率的计算。该方法原理易懂、实现简单、效果比较理想。

(1) 心率算法:

在心率算法当中又分为 R 波定位和心率计算两个部分，以下介绍具体内容:

a) R 波定位

在心电波形当中 R 波是幅度最大，特征最明显的波形。我们可通过相邻的 R-R 间期确定心电周期，从而实现心率的计算。R-R 间期的计算准确度直接决定了心率的准确度，所以对 R 波进行定位就显得至关重要。由于硬件电路的良好性能使得采集到的心电数据都比较理想，所以我们采用的 R 波定位流程图如图 9 (a)，(b) 所示:

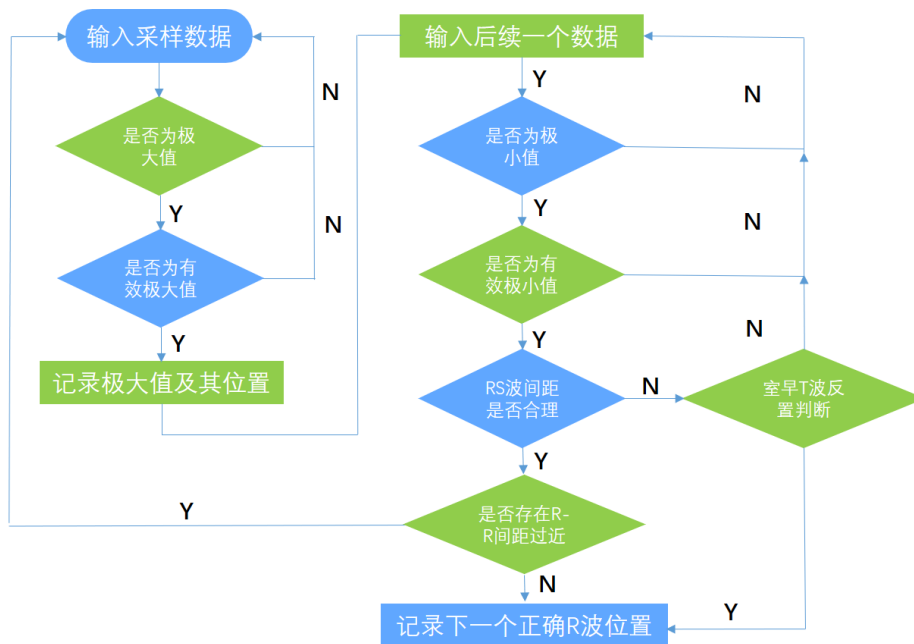


图 9(a) R 波定位流程

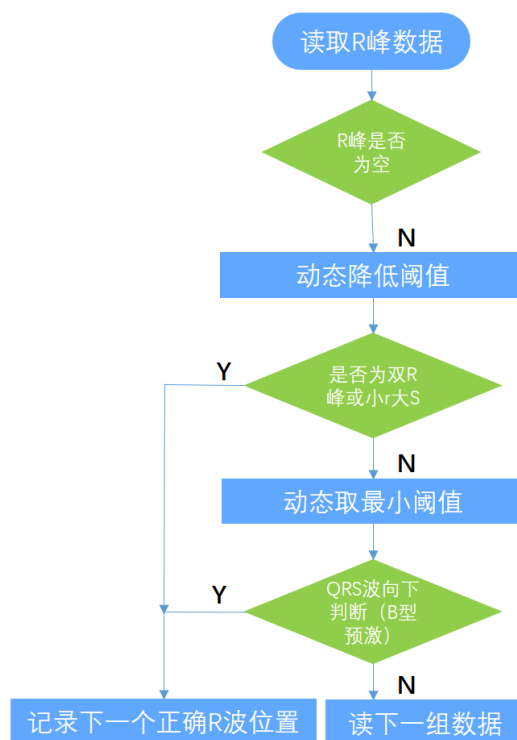


图 9(b) 特殊心电信号 R 波定位子程序流程图

在判断是否为有效极值时，我们参考上一个心电周期的最值，设定了判断的阈值。只有当检测到的极大值大于峰阈值，或极小值小于谷阈值时，该极值才有可能被判定为有效。阈值的计算公式为：

峰阈值： $\text{Maxthreshold} = \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) / 4$

谷阈值为： $\text{Minthreshold} = \text{Min} + (\text{Max} - \text{Min}) * 3 / 8$

而人体心率最小为 30 次/分钟，即 2 秒内至少有一个完整的心电周期，这是第一次设置阈值的依据。

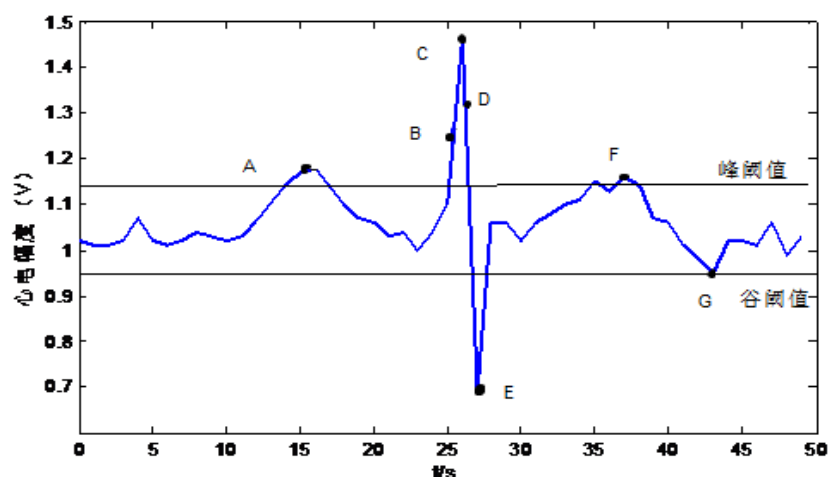


图 10 心电波形图

如图 10 中所示的 B、C、D 三点，三点都是有效极大值，但是由极大值间隔判断，可以得出三点是一个 R 波的，C 点的幅度最大，固判断为是真正的 R 波，找到有效的极大值后，采样点回到峰阈值以下，立即寻找一个极小值。这也是为了保证先找到 R 波的情况下，再分析后续的采样是否为 S 波。只有满足 RS 复波的条件，才可以确定 R 波。如果极小值也无效，则返回主程序。如果有效，判断极大和极小值的间隔。满足条件的，则可以认为这个波可以是 R 波。否则，如图 10 中所示，F 和 G 点也分别大于峰阈值和小于谷阈值，但是他们之间的间隔明显大于 RS 间隔，超出合理范围，由此可以排除。也有如图 10 所示，P 波较尖锐，和 R 波非常接近。这时，有可能将 A 点也认为是一个 R 波。所以，当检测到第二个 R 波时，实际上是真正的 R 波（C 点），和上一次认为的“R 波”A 点比较一下间距，如果小于特定值，则这个 R 波和上一次的 R 波是同一个 R 波，记峰值比较大的值位置为新的有效极大值。这样在心电信号比较理想的情况下就能较准确的判断出 R 波所在位置。

b) 心率计算

在完成对 R 波的定位后，就要根据检测到的 R 波所在位置计算心率值，具体计算流程图如图 11 所示。

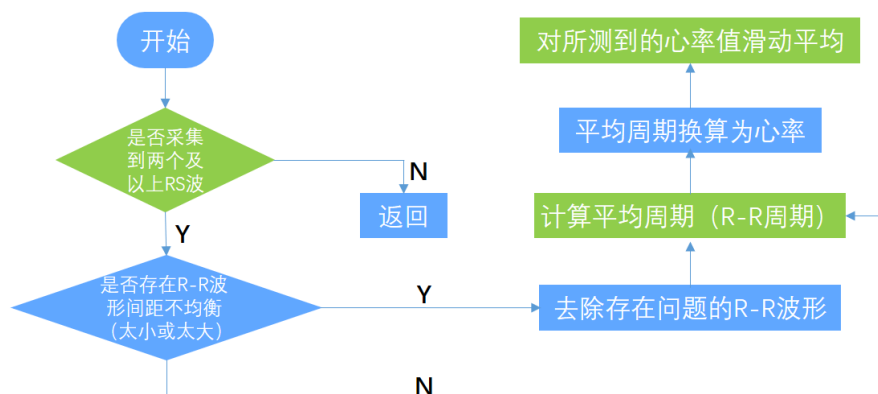


图 11 心率计算流程图

在对心率具体计算前，还要对检测出来的 R 波位置是否合理进行判断。正常情况下人体的心率在短时间内是不会突变的，固在判断 R 波位置是否合理时，除了要考虑当前的 RR 间期是否合理，还要参考前几秒钟的心率大小。最后计算出 R-R 间期： $RRinterval = Rwave[i+1] - Rwave[i]$ 。并取 3 次平均值 $RRaverage$ 。最后心率的计算公式为： $hr = sample * 60 / RRinterval$ 。sample 为采样频率大小。

5. 系统创新

我们设计的这款心电数据采集与心率检测装置，与以往传统的心率检测仪相比，有以下几个方面的创新点：

- (1) **高输入阻抗**：在电路的输入端加入两个对称的射极跟随器，提高了电路的输入阻抗，同时也使得整个电路系统更加稳定；
- (2) **直流校正电路**：巧妙利用直流校正电路，省去了高通滤波器，达到了动态去直流的效果，同时也大大提高电路的共模抑制比，获得高质量的心电信号；省去了 50Hz 的陷波器，节省成本的同时也降低系统功耗，增加便携性；
- (3) **动态显示**：结合高准确度的心率算法，实现了对心电波形和心率的动态显示，有助于更全面的观测心电信号；
- (4) **无线传输**：较传统的心率检测装置而言，我们设计的心率检测仪还实现了无线传输功能，不仅能够将采集到的心电数据通过蓝牙发送到手机或 PC 上，而且还能通过手机对心电波形做出一定的调整。

6. 评测与结论

(1) 输入阻抗 R 测试

如图 12 所示，在电路的 IN+端加 $U=5V$ 的直流电压，并串接一个最小量程为 $0.01\mu A$ 的电流表，REF 端接地。电路接好后，打开开关，观察电流表示数。电流表示数为 0，固所测电路电流 I 小于 $0.01\mu A$ 。由此可判断，电路输入阻抗：

$$R > \frac{U}{I} = \frac{5V}{0.01\mu A} = 500M\Omega$$

满足输入阻抗大于 $2M\Omega$ 的要求。

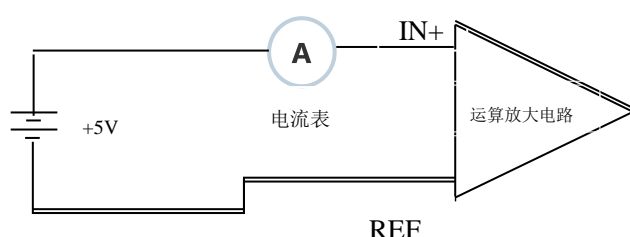
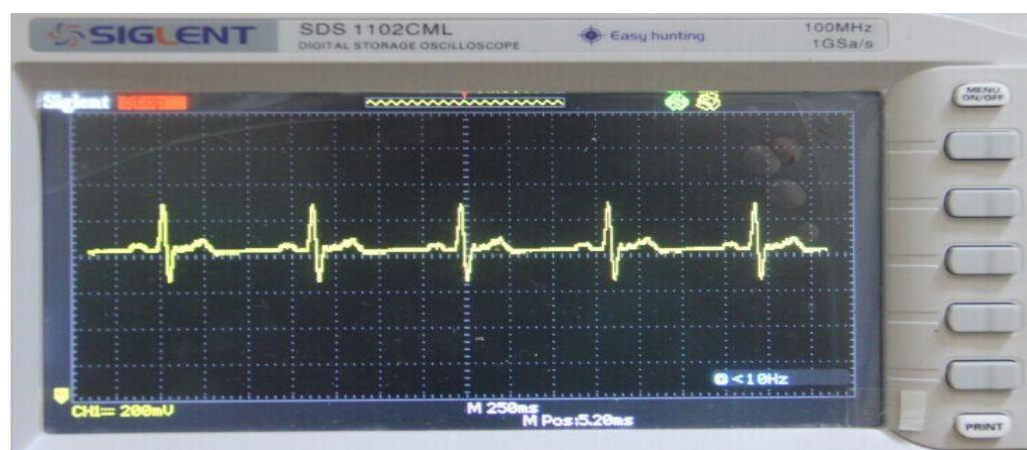


图 12 输入阻抗测量

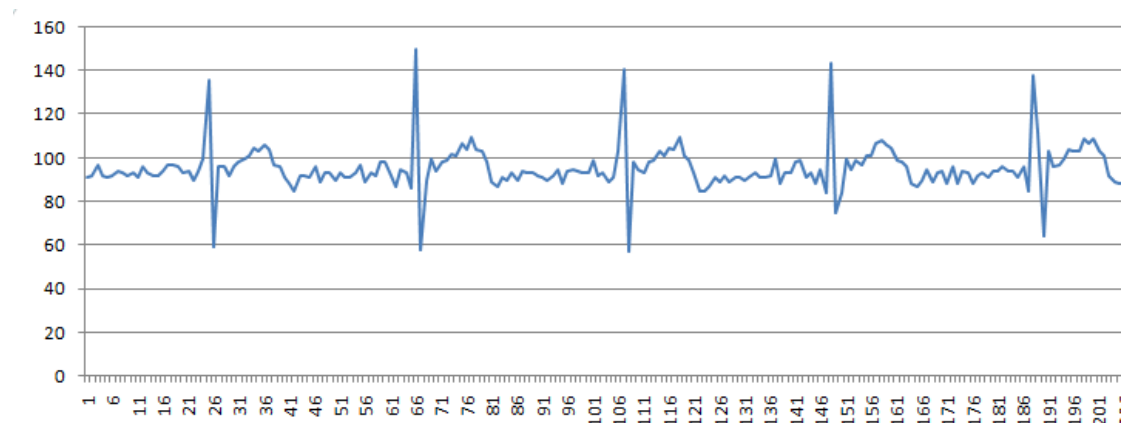
(2) 放大后的心电信号

在预留的示波器接口接入示波器探头，通过示波器显示，可以得到放大后的心电信号波形，如图 13(a)所示。

放大后的心电数据经蓝牙发送到 PC 上，用软件将心电波形绘制出来。模数转换后绘制的心电波形如下图 13(b)所示。



(a) 模拟电路输出端心电波形



(b) 模数转换后绘制波形

图 13 放大后的心电波形图

由波形图可以看出，经过放大后的心电波形无明显失真，与理想波形相比较可以明显的分辨出波形的 Q、R、S 等各个部分，这同时也是前置模拟电路部分良好性能的体现。

(3) 心率准确度

由于所采用的 SKX-2000 心电信号模拟源所产生的心率范围为 30~200，所以测试心率范围为 30~200。由于实际生活中心率大小的测量不会超过一分钟，因此我们以一分钟内测得的心率值变化来判断其准确度。心率检测装置约 0.6s 更新一次心率值，对所选心率值手测 10 次，通过对 1min 中内测得的心率数据进行统计分析，得到结果如表 1 所示：

标准心率 (次/分钟)	30	77	100	116	120	122	141	147	172	200
1min 内心率平均值	30.0	77.0	100.0	116.0	120.0	122.6	141.9	147.0	172.9	200.3
绝对误差	0	0	0	0	0	0.64	0.92	0	0.86	0.33
相对误差	0	0	0	0	0	0.52%	0.65%	0	0.5%	0.17%
1min 心率的方差	0	0	0	0	0	0.23	0.08	0	0.12	0.22

表 1 心率准确度测试结果

由上述的测试结果可以得出：心率的相对误差不到 1%，说明准确度可达 99% 以上。同时每次心率测试所得的方差不到 0.3，说明一分钟内心率的显示比较稳定。

(4) 功耗测量

系统功耗的测量在系统正常记录工作时，在系统的供电端预留电流测试接口接入电流表测量电流大小，在电压输入端口并接万用表，通过万用表读数，记录电路输入电压值 U ，利用功率公式 $P=UI$ 求得功耗。结果如表 2 所示：

测试内容	测试条件	系统板 (不含液晶显示、 无线传输)	系统板+显示部分 (不含无线传输)	系统板+无线传输 (不含液晶显示)	完整系统
10 次平均电流 (mA)		23.0	91.3	41.2	111.2
10 次平均电压 (V)		4.77	4.77	4.77	4.77
平均功耗 (mW)		109.71	435.50	196.52	530.42

表 2 功耗测试结果

由表 2 可以得出：在系统正常工作时（不含无线传输部分），系统功耗不到 0.5w，即使加入无线传输部分，系统功耗也只略微高于 0.5w，可见整个系统达到了低功耗的要求。

(5) 共模抑制比

根据共模抑制比的定义，我们采用定义测量法即测试电路关于共模信号和差模信号的放大倍数，然后利用共模抑制比的公式 $A_U = 20 \lg \frac{A_d}{A_c}$ (dB) 计算出电路的共模抑制比。 A_d ：采用输入 5V 的共模信号测量。 A_c ：采用 1Hz，1mVpp 的正弦信号进行测量。测试结果如表 3 所示：

差模放大	3 次测量			共模放大	3 次测量		
$U_{id}(V)$	1	1	1	$U_{ic}(V)$	5	5	5
$U_{od}(V)$	980	982	981	$U_{oc}(V)$	0.020	0.018	0.020
$A_d(dB)$	980	982	981	$A_c(dB)$	0.004	0.0036	0.004

$A_d(dB)$ 平均值	981	$A_c(dB)$ 平均值	0.0038
$A_u(dB)$	$A_U = 20\lg \frac{A_d}{A_c} = 20\lg \frac{981}{0.0038} = 108.23(dB)$		

表 3 共模抑制比测试结果

(6) 总结

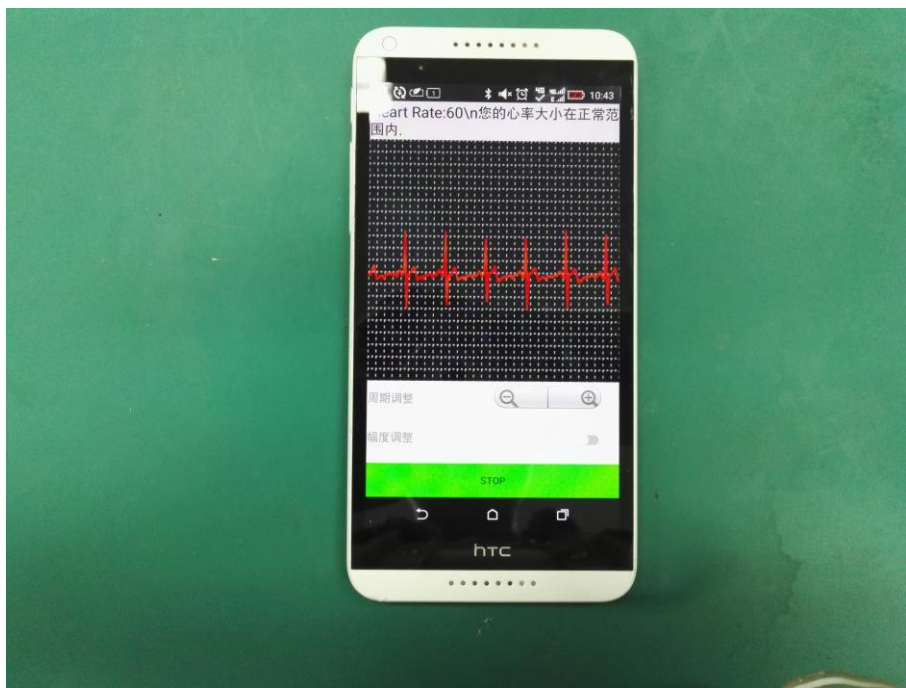
由上面的各项测试数据可知，心率监测装置的输入阻抗远大于 $2M\Omega$ ，共模抑制比可到达 108dB，功率消耗小于 0.5W（不含无线模块），心率的准确度在 99% 以上。通过实际使用测试，整个系统能够稳定的长时间工作，可以动态的显示心电波形和心率大小值，并且根据用户需求可以通过无线方式将心电信号和心率值传输到手机或 PC，能够为人们的健康提供服务。

附录：

1. 心电数据采集与心率检测装置图

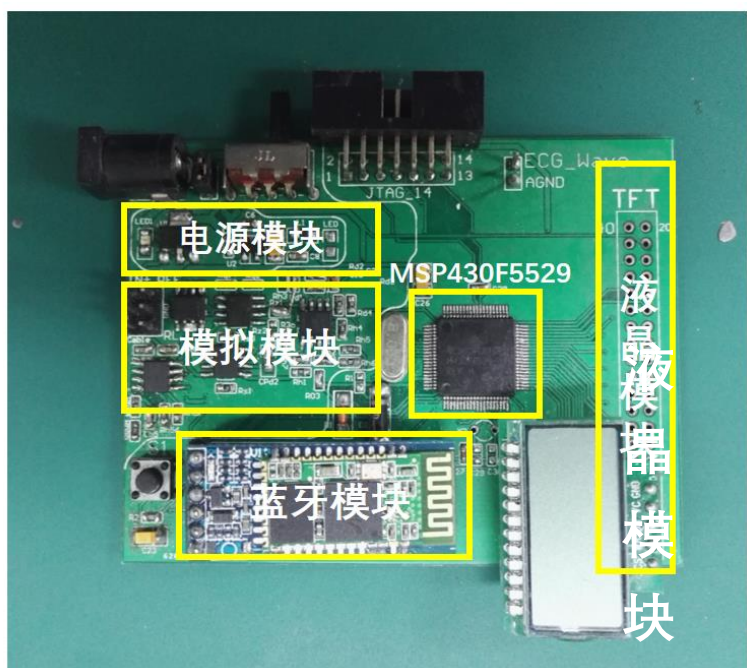


附录 I 实物展示图



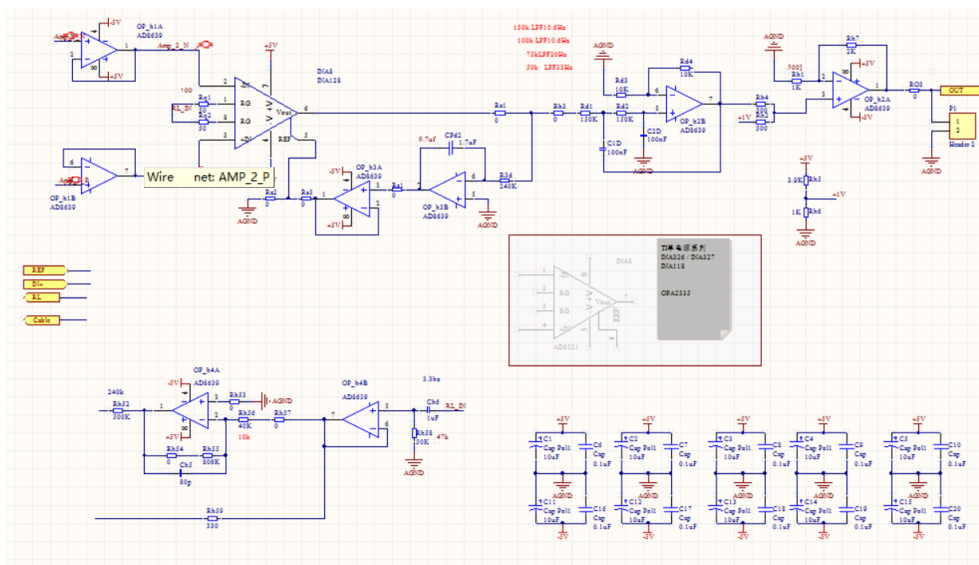
附录 II 手机软件展示图

2. 作品的构造图

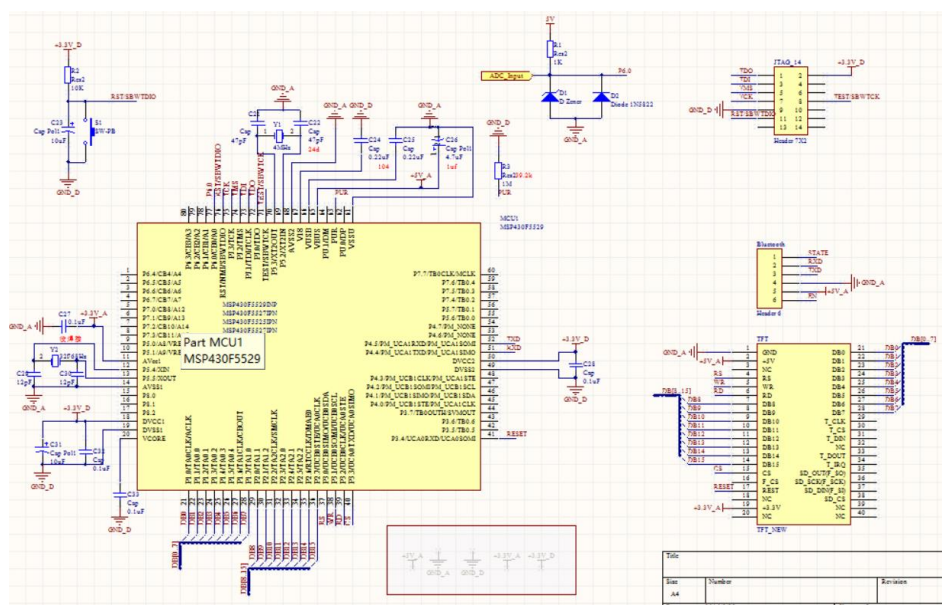


附录 III 作品构造图

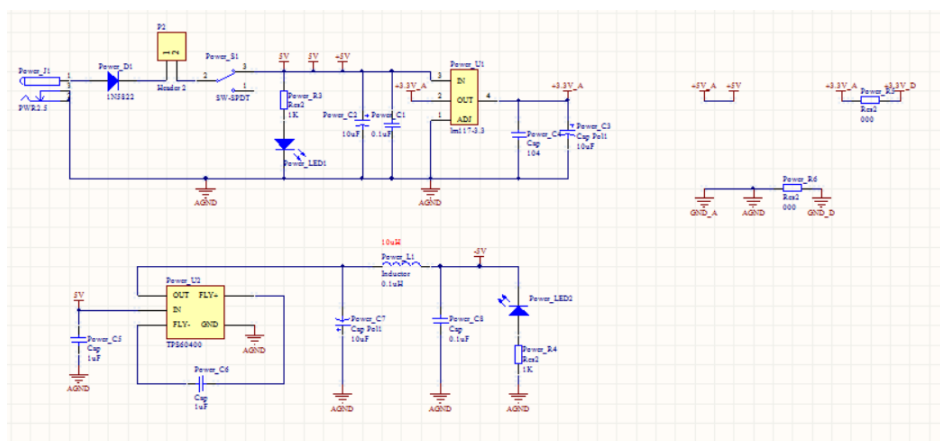
3. 电路原理图



附录 IV 电路原理图

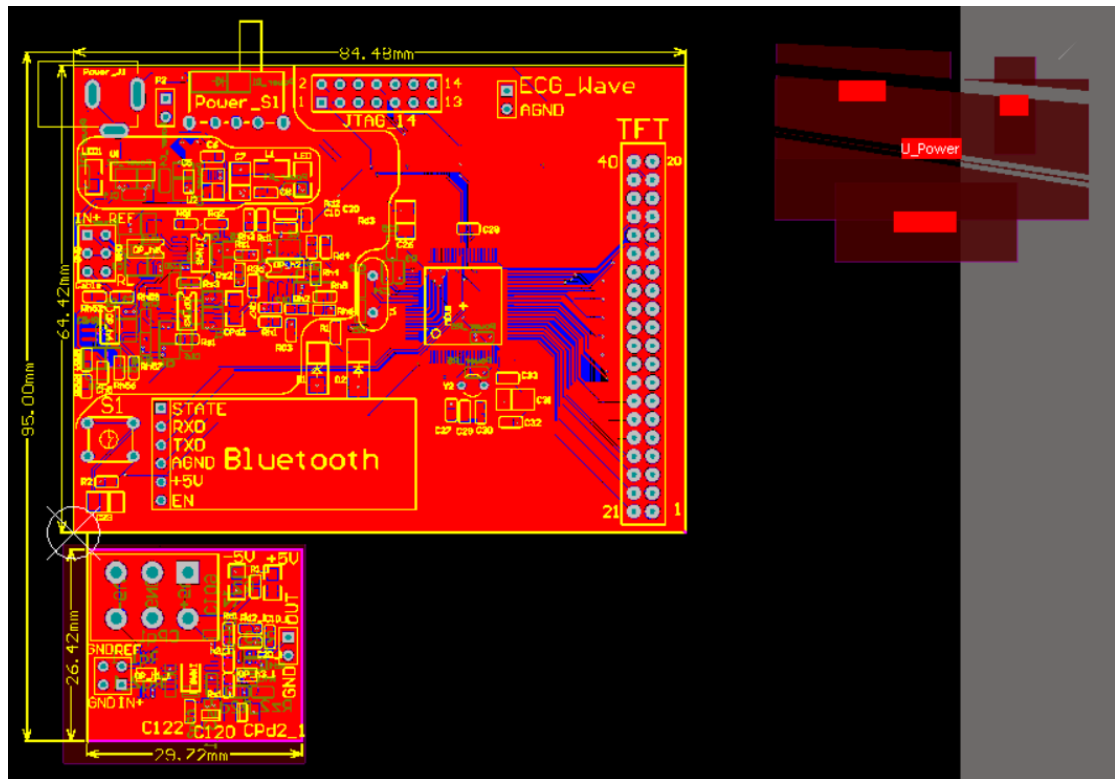


附录 V 电路原理图



附录 VI 电路原理图

4. PCB 图



附录 VII 电路原理图

5. 软件源代码

见上传源代码（部分）pdf。