

项目简介：本项目研究出一份基于物联网与柔性显示材料的心电检测服饰，该服饰面向于老年群体。心电检测传感器贴于人体肌肤，收集心电数据指标，并传输至 stm32 芯片终端，而后终端通过 ESP8266 模块将数据上传至物联网云服务器，以此将数据共享至家属手机，实现家属实时查看。同时，终端对数据进行分析，将数据可视化处理，并通过电子胶囊墨水屏实时显示出来，实现穿戴老人实时查看数据指标。

项目使用材料：电子胶囊墨水屏；ESP8266模块；AD8232模块；LCD液晶显示器；PCB电路板；FPC电路板；mini360降压模块；PCA驱动模块；STM32芯片模块；仿真器；测电表；电烙铁；铜片；塑封；银浆。

第1章 引言

1.1 研究背景

养老问题是当前各级政府急需解决的重要社会问题。国务院出台的《“健康中国2030”规划纲要》和《“十四五”国家老龄事业发展和养老服务体系规划》等文件充分阐明了中国政府对养老问题的高度重视。传统的养老监护方式需要依托大量的人力投入。一方面，护理服务人员素质参差不齐，且大多缺乏科学性的养老知识培训。另一方面，诸如心脑血管疾病等高风险疾病在夜晚睡眠期间发病率极高，监护人难以及时发现。这些问题导致养老监护过程中出现严重的“真空地带”。因而，响应国家的号召，研究开发全天候智能监护的养老平台并推广应用是急需。

1.2 国内外研究现状

目前，宁波张辉博士研发团队设计的国内首套心电监测智能服，通过柔性纺织面料采集心电，通过数据采集盒进行数据记录，继而通过连接手机端的监测分析软件，对心血管系统进行长期监测。国外的 Vital Connect 的产品为“Health Patch MD”，属于心率监测贴片，用户通过智能手机实时观看心率等数据。AliveCor 公司通过相关的仪器夹在用户手指上或是放在胸前从而检测心电数据，并通过手机来获取心脏数据。有效解决传统心电监测繁杂程序，发挥了移动设备的便捷性，但都将监测数据显示功能置于传感实体外，同时可拓展性不强。

但国内外在养老方面并没有结合柔性材料以及物联网的心电检测，还处在各功能单独研发以及完善阶段，发展还处在起步阶段。为此，本系统以柔性材料为基础，结合物联网，开发并设计一款针对老年群体的心电检测系统。

第2章 系统硬件设计

2.1 硬件设计总体框架

硬件部分由以 STM32 单片机为核心，外接电源模块、晶振模块、按键模块、显示模块电子胶囊墨水屏、显示模块液晶显示器 LCD 和数据采集模块 AD8232、通信模块 ESP8266 构成。为缩小硬件的长宽尺寸，提高硬件的集成度，将各模块集成制作。

2.2 显示模块

2.2.1 电子胶囊墨水屏

电子胶囊墨水屏为系统的创新点，其实用性与该屏幕的柔软程度、显示效果、抗干扰能力息息相关。与传统的显示屏幕相比，其具有较高的柔韧性，体积轻薄，有效保证穿着舒适程度。

电子胶囊墨水屏主要有 5 层结构，由彩膜、透明保护膜、电子纸、驱动线路板、保护铝箔构成。对电子纸以及驱动线路板两端施加正负电压，电子纸有黑白两种颜色变化。电子胶囊墨水屏结构图如图 2.1 所示。

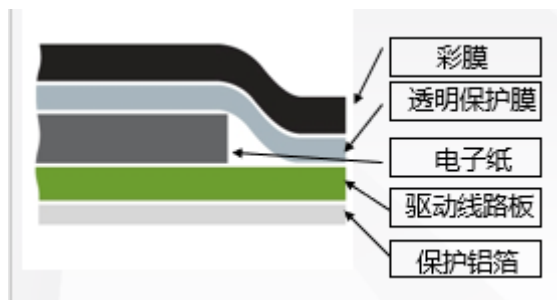


图 2.1 电子胶囊墨水屏结构图

2.2.2 液晶显示器 LCD

液晶显示器 LCD 由背光模组、下偏光片、TFT 基板、液晶层、彩色滤光片、上偏光片构成。其原理是利用电场改变液晶分子取向，从而控制光线的透过性，形成像素点的颜色和亮度。

2.3 心电传感器 AD8232

心电传感器 AD8232 作为系统的核心，其可以在有运动或远程电极放置产生的噪声的情况下提取、放大及过滤微弱的生物电信号。

由于心电信号的频率范围为 0.5~100 Hz，幅度范围为 0~4 mV，属于低频微弱小信号。同时心电信号中混杂着诸多干扰，如肌电噪声、工频干扰、基线漂移以及运动伪迹等，所以心电信号采集模块需在有效提取出微弱的心电信号的同时将对各种噪声起到最大的抑制。心电信号的前端放大模块由 AD8232 以及外围电路构成，实现了心电信号的输出。AD8232 应用电路图如图 2.2 所示。

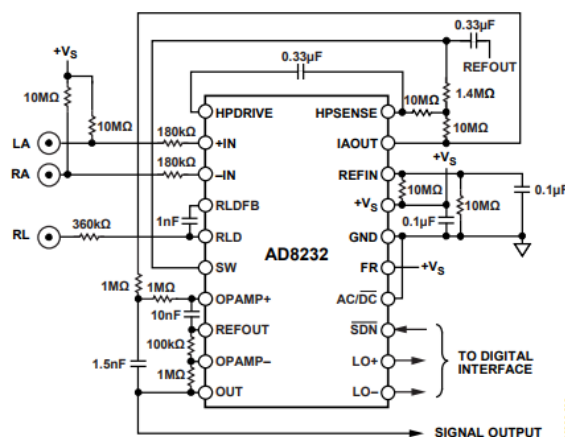


图 2.2 AD8232 应用电路图

2.4 通信模块 ESP8266

ESP8266 是一款低成本、低功耗、集成 Wi-Fi 功能的微控制器芯片。其内置了一个微控制器，通过串口与外部设备通信，执行各种任务。改模块可以连接无线网络，并支持 TCP/IP 协议，用户可以使用 AT 命令等工具控制。

2.5 基于 stm32 的集成电路设计

2.5.1 系统概述

设计能够实现基于 STM32C8T6 芯片的集成电路实现利用 STM32 的 USART 的通用异步全双工接口对 AD8232 芯片进行模拟心电信号的读取，再通过 A/D 转换器将该模拟信号转换成数字信号，最后进行心电滤波、数据传输等处理；同时，STM32 还通过单总线协议实现对 DH11 温湿度传感器模块的数据读取与显示。另外硬件电路提供了拓展接口为 128*128 像素的彩色 LCD 液晶屏幕提供供电以及数显需求，以及 ESP8266 的连接接口以使用 ESP8266 将 STM32F103C8 连接到互联网。ESP8266 Wi-Fi 模块与 STM32F103C8 板接口，并将数据发送到 Things Cloud 作为数据存储平台并进行可视化分析。

2.5.2 系统硬件设计

拓展电源带电路部分通过 LM2576T-5 芯片和 AMS1117-3.3_C369933 芯片进行降压和

宽电压的输出，主控部分包含系统复位（通过外部按键来拉低电平实现），纯外部晶振电路和调试接口，以及 flash 芯片（利用 SPI 协议通信）；还包含输入输出，一个 LCD 屏幕显示模块和拓展接口部分，具体的引脚连接见引脚标签。原理图如图 2.3 所示。

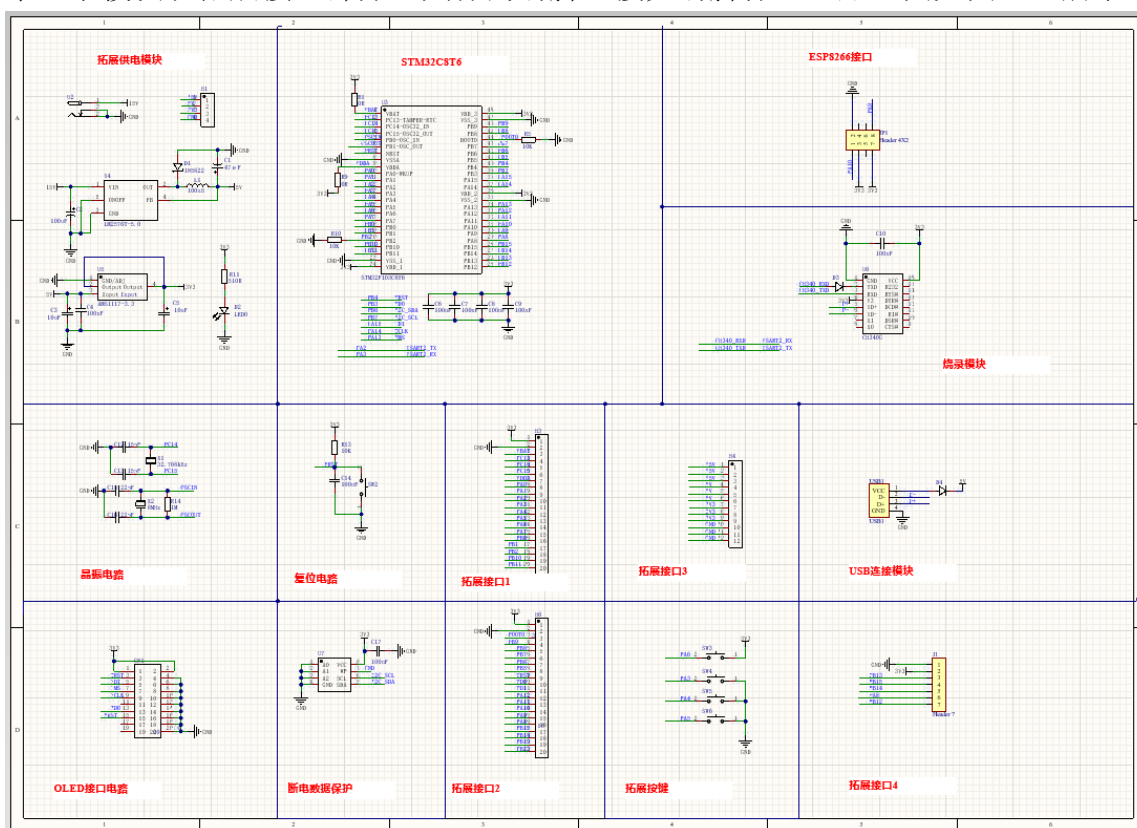


图 2.3 原理图

系统计划将 PCB 尺寸控制在 390mil 以内，选择合适尺寸和线形后将原理图转化到 PCB 设计界面，调整电器规则并在既定的元件布局下利用 Free routing 进行布线再进行手动调整。

BOM 表根据确定的元器件数值进行封装的选择，同时为了进行柔性电路板的使用试验，主要选择贴片元件进行电路的焊接。

第3章 系统软件设计

3.1 系统软件设计总体框架

软件设计主要是通过 STM32 的 USART 的通用异步全双工接口对 AD8232 芯片进行模拟心电信号的读取，再通过 A/D 转换器将该模拟信号转换成数字信号，最后将这些数据进行心电滤波、数据传输等处理；同时，STM32 还通过单总线协议实现对 DH11 温湿度传感器模块的数据读取与显示。本文将对软件部分分开介绍。软件部分包含 7 个子部分，分别为温湿度数据采集、心电数据采集、心电滤波、心率检测、心电预警、屏幕显示、物联网程序设计。

本系统心电部分属于采样类系统，需要定时对采样信号进行读取与处理。在软件部分，主程序循环采集心电数据，在两次采样周期间隔，完成心电实时滤波、心率提取、液晶显示以及心电预警的功能，并将数据通过串口与 ESP8266 模块发至 Things Cloud 云平台，实现数据的采集、处理与上传功能。系统软件总体框架如图 3.1 所示。

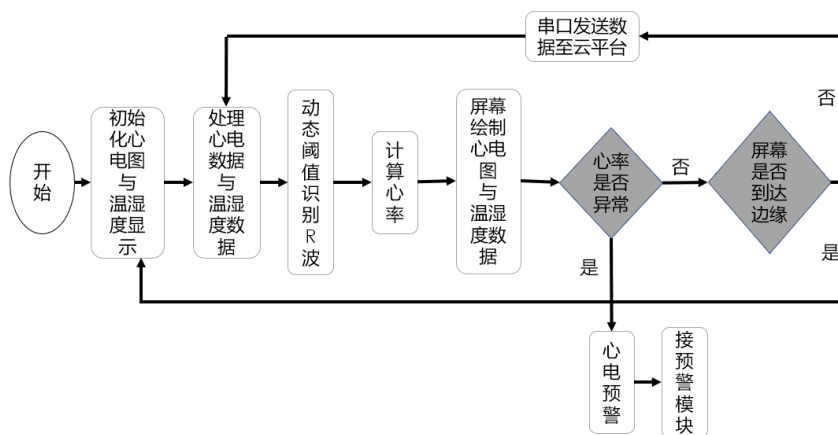


图 3.1 系统软件总体框架

3.2 温湿度数据采集软件设计

系统采用 DHT11 模块进行温湿度数据采集。DHT11 通过接入 VDD 与 GND 引脚完成模块供电，同时通过 DATA 引脚实现向 STM32 传输数据。DHT11 引脚图如图 3.2 所示。

DHT11引脚说明		
Pin	名称	注释
1	VDD	供电 3-5.5V
2	GND	接地，电源负极
3	DATA	串行数据，单总线
4	NC	空脚，请悬空

图 3.2 DHT11 模块引脚图

DHT11 模块采用单总线协议与单片机通信，单片机发送一次复位信号后，DHT11 从低功耗模式转换到高速模式，待主机复位结束后，DHT11 发送响应信号，拉高总线准备传输数据。一次完整的数据为 40bit，按照高位在前，低位在后的顺序传输。DHT11 模块只有在接收到开始信号后，才会触发一次温湿度采集，当数据采集完毕且无开始信号时，模块自动切换到低速模式。DHT11 模块通信协议图如图 3.3 所示。

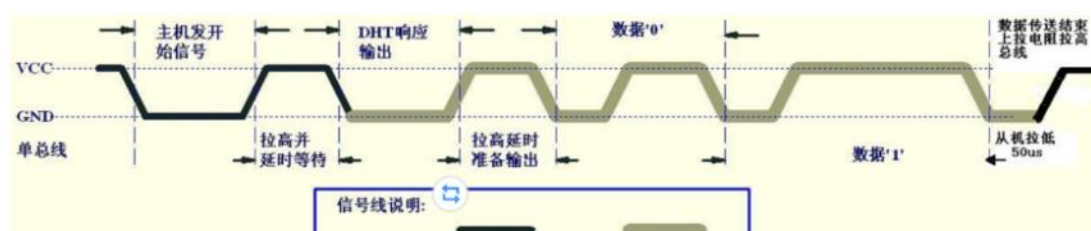


图 3.3 DHT11 模块通信协议

3.3 心电数据采集软件设计

系统采用单导联心电传感器 AD8232 模块进行心电信号的采集。通过接入模块的 3.3V 与 5V 引脚完成供电，同时接入 LD0+、LD0-引脚完成对模块的脱落检测。系统通过连接 AD8232 模块的 OUT 引脚与 STM32 的 ADC 输入引脚实现心电信号采集的功能。AD8232 模块引脚定义图如图 3.4 所示。

引脚编号	引脚名称	描述
1	HPDRIVE	高通驱动器输出端。应将HPDRIVE连接到第一个高通滤波器中的电容。 AD8232驱动该引脚以保持HPSENSE与基准电压处在同一电平。
2	+IN	仪表放大器正输入端。+IN通常连接到左臂(LA)电极。
3	-IN	仪表放大器负输入端。-IN通常连接到右臂(RA)电极。
4	RLDFB	右腿驱动反馈输入端。RLDFB是右腿驱动电路的反馈引脚。
5	RLD	右腿驱动输出端。应将驱动电极(通常为右腿)连接到RLD引脚。
6	SW	快速恢复开关引脚。应将该引脚连接到第二个高通滤波器的输出端。
7	OPAMP+	运算放大器同相输入端。
8	REFOUT	基准电压缓冲器输出端。仪表放大器输出参考此电位。 应将REFOUT用作电路中需要参考信号的任何点的虚拟地。
9	OPAMP-	运算放大器反相输入端。
10	OUT	运算放大器输出端。此输出端提供经过完全调理的心率信号。 OUT可连接到ADC的输入端。
11	LOD-	导联脱落比较器输出端。在直流导联脱落检测模式下, 当与-IN电极断开连接时, LOD-处于高电平状态, 反之则处于低电平状态。在交流导联脱落检测模式下, LOD-始终处于低电平状态。
12	LOD+	导联脱落比较器输出端。在直流导联脱落检测模式下, 当+IN电极断开连接时, LOD+处于高电平状态, 反之则处于低电平状态。在交流导联脱落检测模式下, 当-IN或+IN电极断开连接时, LOD+处于高电平状态, 这两个电极都连接时则处于低电平状态。
13	$\overline{\text{SDN}}$	关断控制输入端。将SDN驱动至低电平, 可进入低功耗关断模式。
14	AC/DC	导联脱落模式控制输入端。对于直流导联脱落模式, 应将AC/DC引脚驱动至低电平。 对于交流导联脱落模式, 应将AC/DC引脚驱动至高电平。
15	FR	快速恢复控制输入端。将FR驱动至高电平可能使快速恢复模式; 否则, 应将其驱动至低电平。
16	GND	电源地。
17	+V _s	电源引脚。
18	REFIN	基准电压缓冲器输入端。REFIN(高阻抗输入引脚)可用于设置基准电压缓冲器的电平。
19	IAOUT	仪表放大器输出引脚。
20	HPSENSE	仪表放大器的高通检测输入端。 应将HPSENSE连接到设置隔直电路转折频率的R与C结点。
	EP	裸露焊盘。裸露焊盘应接GND或保持不连接。

图 3.4 AD8232 模块引脚定义图

系统采用 USART 通用异步收发器实现数据传输功能。USART 协议需要配置的参数有:

1. 起始位: 当未有数据发送时, 数据线处于逻辑“1”状态。先发出一个逻辑“0”信号, 表示开始传输字符;
2. 数据位: 紧随起始位之后, 数据位表示真正要发送或接收的信息, 位数一般有 8 位或 9 位;
3. 奇偶校验位: 数据位末尾可以选择是否添加奇偶校验位, 用于检测数据传输是否正确;
4. 停止位: 代表信息传输结束的标志位, 可以是 1 位, 1.5 位或 2 位。停止位的位数越多, 数据传输的速率也越慢;
5. 波特率设置: 波特率表示每秒钟传输码元的个数, 是衡量数据传输速率的指标, 单位 Baud。在本系统中, 考虑到系统功耗以及传输信息的准确性, USART 串口配置为: 数据位 8 位, 无奇偶校验位, 无停止位, 波特率为 9600 Baud。系统的 UASRT 数据帧示意图如图 3.5 所示。

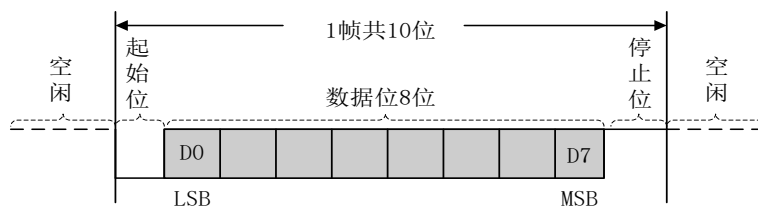


图 3.5 系统所用的 USART 数据帧示意图

3.4 心电滤波算法

系统采用 FIR 处理心电信号。心电信号属于强干扰下的低频信号, 采集时难免混入干扰信号。由上文可知, 心率信号的频率在 50Hz, 因此需要设计截止频率为 50Hz 的 FIR 低通滤波器, 滤除相应的干扰信号。FIR 滤波器设计过程如图 3.6 所示。

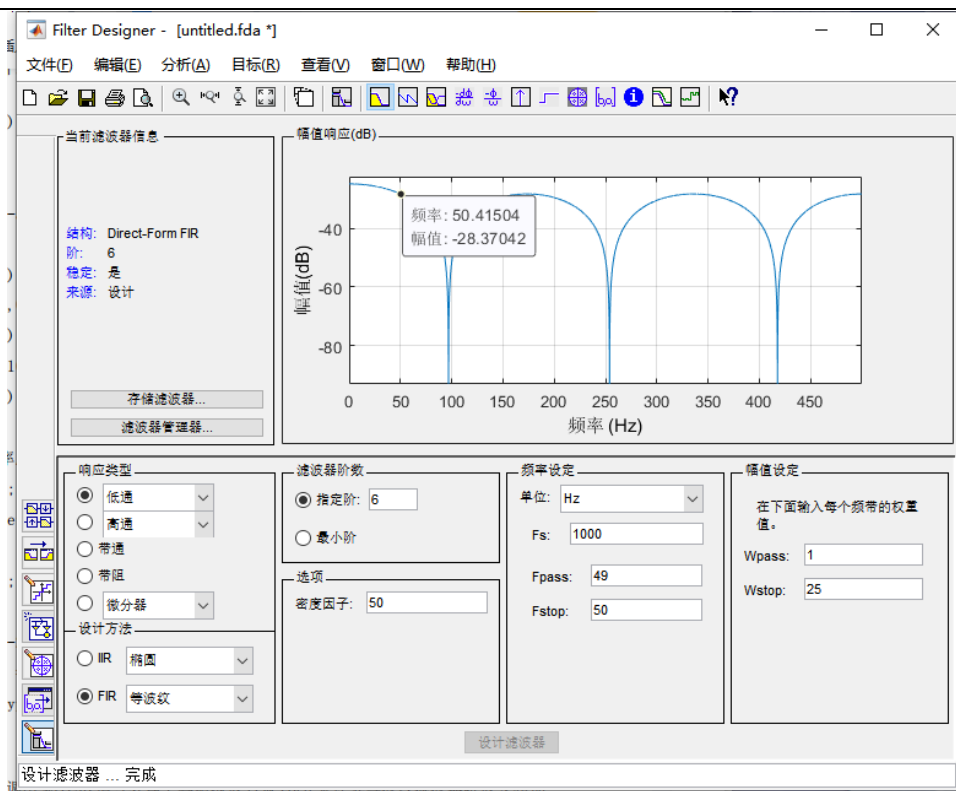


图 3.6 FIR 滤波器设计过程

采用 Matlab 中 FDA tool 工具，设计一种在采样率为 1000Hz 下共模抑制比为 28dB 的 FIR 滤波器。考虑到主控芯片性能，滤波器设定为七阶，采用等波纹方法设计 FIR 滤波器。FIR 滤波器系数如图 3.7 所示。

	1	2	3	4	5	6	7	8
1	0.0207	0.0030	0.0031	0.0032	0.0031	0.0030	0.0207	
2								

图 3.7 FIR 滤波器系数

得到的抽头系数，数值相对简单能够实现。即可得到传递函数：

$$H(z) = \frac{1}{0.0568} (0.0207 + 0.0030z^{-1} + 0.0031z^{-2} + 0.0032z^{-3} + 0.0031z^{-4} + 0.0030z^{-5} + 0.0207z^{-6})$$

Z 变换得到相应差分方程：

$$Y[n] = \frac{1}{0.0568} (0.0207x[n] + 0.0030x[n-1] + 0.0031x[n-2] + 0.0032x[n-3] + 0.0031x[n-4] + 0.0030x[n-5] + 0.0207x[n-6])$$

其中 $x[n]$ 表示第 n 时间的输入， $Y[n]$ 表示第 n 时刻经过 FIR 滤波器的信号输出。使用单片机实现时，可以认为第 n 时刻的心电数据与前六个时刻的心电数据有关，根据差分方程可计算得到滤波后的数值。

3.5 心率检测算法

本系统中，心率检测算法部分主要检测心电 R-R 间期点数，R-R 间期时间可认定为每个心动节拍时间。结合采样率和 R-R 间期点数可计算出 R-R 间期时间，通过计算 R-R 间期出现的频率进而推导出心率。单导联心电图如图 3.8 所示。

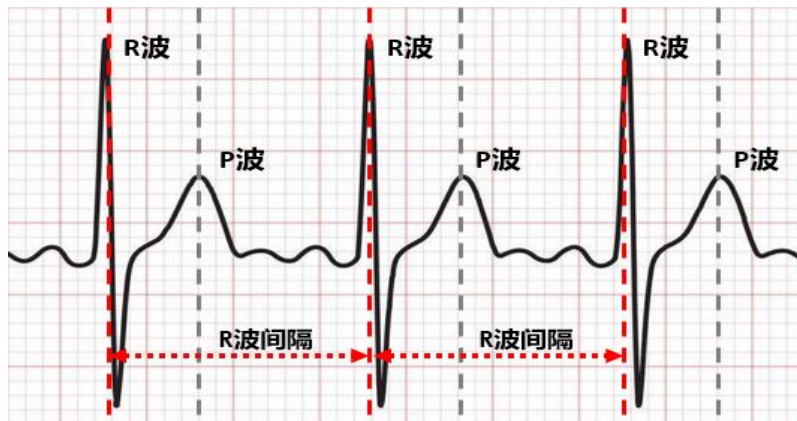


图 3.8 单导联心电图示意图

系统采用动态阈值识别 R 波的方法计算心率。观察心电图波形，可以发现特征鲜明（变化快，幅度大）的 R 波，计算相邻 R 波的间隔，以此计算心率。根据斜率特征对 R 波进行判别，斜率为当前数据值与前一数据值的差值，设置一个阈值条件来判别当前波形是否属于 R 波。但是周期内心电图波形的高峰有 R 波和 T 波两种，为此，在相邻两次高峰检测时，设置小段时间间隔，以此排除 T 波对心率计算的影响。

判别 R 波的阈值是固定更新的。具体过程如下：

- (1) 将检测滤波所得的电压值储存在 DATA 队列中，容量为 100，并计算最大值 V_{\max} 与最小值 V_{\min} 的差值，根据下式进行阈值 V_{th} 的动态刷新；

$$V_{th} = K \times (V_{\max} - V_{\min}) \quad (\text{其中 } K \text{ 为可调系数})$$

- (2) 判断时钟计时是否位于高峰时间间隔内，若是，则不进行 R 波检测，反之则进行 R 波检测；
- (3) 在 R 波检测期间，保存相邻两次检测所得电压值，将其分别设置为 V_{pre} 与 V_{now} ，如果两者之差满足下式时，证明该峰值为 R 波。

$$V_{now} - V_{pre} > V_{th}$$

- (4) 若该波形为 R 波，记录时间 t_a ，将时间 t_a 与上次得到的时间 t 相减可得 R 波间隔 Δt ，最后设置高峰时间间隔；若该波形不为 R 波，则不执行额外指令。
- (5) 重复进行上述 (1) —— (4) 步骤。

此外，对于心率计算，可以得到心率 IBI 和两次时间间隔 Δt 与采样时间 t_s 的关系，方程式如下：

$$IBI = \Delta t \times t_s$$

3.6 心电预警程序设计

系统采用 STM32 与 MSP430F2001 芯片作为预警程序的核心，通过通信的方式间接驱动柔性屏显示心电预警时间的数字。STM32 芯片作为主控芯片，主要负责心电异常信号标志位的置位与复位功能，并将该标志位传递给副芯片。MSP430F2001 作为副芯片，内部进行数字显示程序的运行，通过 I2C 协议与 DM130036 屏幕驱动芯片通信，完成数字显示的具体功能。电子胶囊墨水屏的说明图如图 3.9 所示。

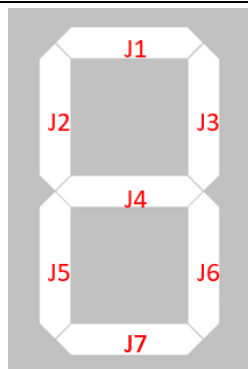


图 3.9 电子胶囊墨水屏说明图

关于 DM130036 芯片驱动电子胶囊墨水屏的说明：

- (1) 电子胶囊墨水屏中，VCOM 有电压时，显示为白色，J 脚为 0；VCOM 无电压时，显示为黑色，J 脚为 1。
- (2) 传送数据帧格式的解读：
 - 每段变化由 5 个代码组成。
 - 5 个代码共代表 40 个 pin，其中 J39、J40 代表为 VCOM 端。其余 pin 代表 J1~J38。
 - 每段变化需要根据上段变化定义。首先定义需要变化的模块，与上段该模块的定义相反，然后定义 VCOM 端，其余模块与 VCOM 端一致。
- (3) 数字转换的过程如图 3.10 所示。

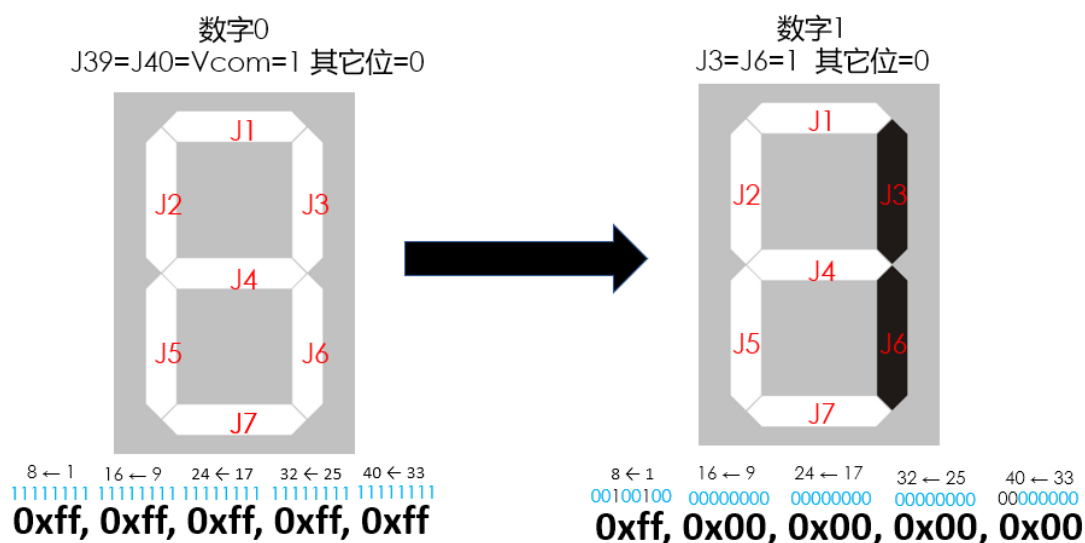


图 3.10 DM130036 芯片驱动墨水屏说明图

关于显示算法的设计，先将每个数字对应的引脚状态信息存入数组中，通过循环扫描传感数据输入的引脚信号高低电平，判断心率是否正常，然后将“显示使能”变量置 0 或置 1，最后在相隔 1s 时间进入定时器的中断函数，判断改值是否可以选择，从而进行柔性屏的显示。同时，通过记录进入定时器中断的次数以及其奇偶性，可以实现柔性屏数字显示的闪烁功能。柔性屏显示流程图如图 3.11 所示。

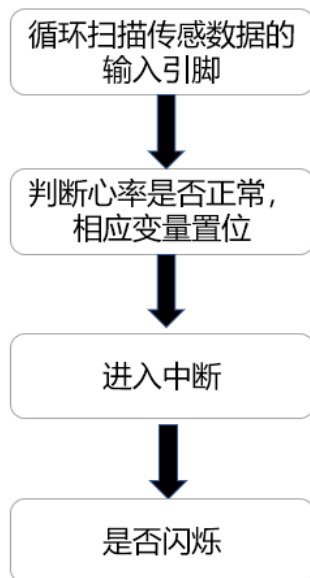


图 3.11 MSP430F2001 控制柔性屏显示流程图

3.7 显示程序设计

系统选择使用 128*128 像素的彩色 LCD 液晶屏幕配合电子胶囊墨水屏。通过移植 SPI 协议的屏幕驱动函数，实现连接两点画直线等相关函数。同时通过字母、数字显示函数的编写，可以在屏幕上另外独立显示当前的温湿度信息。两者均可实现动态的刷新。SPI 协议接线示意图如图 3.12 所示。

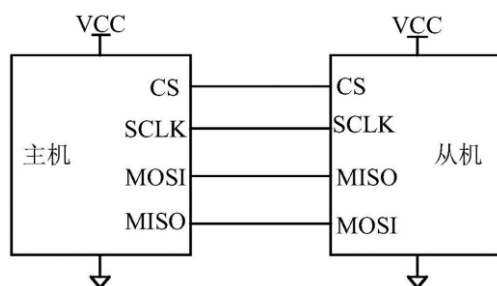


图 3.12 SPI 协议接线示意图

通过 LCD 屏幕，用户可以看到心电图的大致波形以及当前的温湿度信息，了解身体的当前健康状态与周围的环境信息。将屏幕分为上下两大部分，其中上半部分负责心电图波形的显示，心电图中两点之间的绘制时间间隔为 30ms。屏幕的横轴作为时间轴，单位为滤波算法输出的采样时间 (0.01s)，纵轴作为心电信号的有效值，连接相邻两点得到心电图波形。下半部分分为左右两大块，左边部分负责心率的显示，右边部分负责温湿度的数据显示。

3.8 物联网设计

系统采用 esp8266 模块实现物联网功能，使用 USART 串口发送 AT 指令，并基于 MQTT 协议传输数据。MQTT 是一种基于消息队列的轻量级应用层通信协议，实现了消息发布和订阅。设备可以作为客户端的形式通过它来发布和接收消息，实现数据上报和实时控制。物联网流程图如图 3.13 所示。

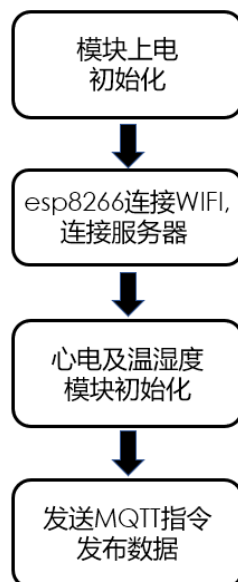


图 3.13 物联网流程图

系统使用 Things Cloud 作为数据存储平台并进行可视化分析。一方面，可以使用平台的看板功能，快速搭建可视化展示，实现数据可视化，设备接入网络后即可查看心率、温湿度等数据。另一方面，平台可以生成时序图，用更加直观的方式查看心率、心电波形。平台操作界面如图 3.14 所示。

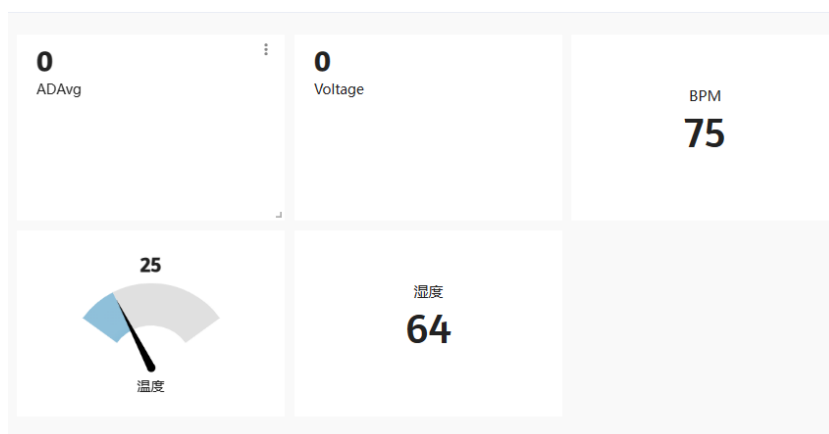


图 3.14 Things Cloud 平台操作界面

第4章 总结与展望

本系统采用电子胶囊墨水屏，保证屏幕的轻薄与柔性，实现预定目标。但由于该材料存在一定的加工困难，需求环境较为苛刻，材料要保持干燥，不可受潮，在加工过程中进行了大量的尝试，最终确认在给电子胶囊墨水屏塑封的同时，采用 LCD 液晶显示器作为补充，弥补其应加工技术导致的不足。同时，为了保证心电检测技术能够接近医疗基本需求水平，系统采用了滤波算法，减少生物电等干扰，提高检测指标的准确性。

综上所述，项目组在心电检测的基础上，对显示方面与检测方面进行了一定的扩展，在满足基本功能的前提下，提高功能的效率与精度。在物联网方面，通过构建基础通信网，实现数据的上传与可视化，为后续搭建物联网生态，实现居家物品互联做铺垫，更好的为老年群体提供相对的便利性。

