

心鉴驶途

摘要

本作品基于 AMD FPGA 开发板设计并实现了一套心电信号实时监测与分析系统，能够实时采集驾驶人员的心电信号，通过数字信号处理技术提取心率、RR 间期、HRV 等关键生理参数，并结合医学知识对参数进行状态分析与异常预警。系统具备心电波形实时显示、触摸交互控制及本地数据存储功能，适用于特殊人群驾驶监护、日常健康监测及医疗数据参考等场景。硬件上采用 AD8232 传感器与 ADC9226 模数转换器，配合自定义滤波电路与 FPGA 处理核心；软件上集成 FIR 滤波、QRS 波检测等算法，实现了高实时性、高灵活性的心电信号处理与分析。系统性能稳定，操作便捷，具备良好的实用性与扩展潜力。

第一部分 作品概述

1.1 功能与特性

本作品实现了心电信号的实时采集和分析，获得心率，RR 间期，HRV 等基本心电信号特征参数。并从医学角度分析各参数是否处于正常水平，以及不同数值反应的身体状态（如交感神经兴奋度低，心律不齐等）。基于此实时监测驾驶人员的生理状态，并针对异常情况做出预警，以规避潜在事故发生。同时作品支持心电图实时绘制显示，心电数据记录和本地查看功能。兼具灵活性，实用性。

1.2 应用领域

本作品突出特性：支持心电信号实时采集分析，提供医学角度分析预警。以及实时心电图波形显示，数据记录检索功能。基于此，应用领域如下：

- (1) 特殊人群驾驶监护。为具有患心脏病史，或患病高发人群，提供驾驶实时监测预警，降低突发事故发生率。
- (2) 日常生理状况监测。考虑到当前人群生活压力普遍较高，在驾车这一日常场景中提供生理状况监测，便捷监测生理状况。
- (3) 医疗数据收集参考。基于本作品的心电信号记录和心电图绘制功能，就医时可作为日常生理数据参考，辅助诊断决策。

1.3 主要技术特点

本项目基于 AMD 的 Artix-7 开发板。

主要模块包含：心电信号采集模块，滤波模块，心电信号分析模块，LCD 显示模块，SD 卡数据存储模块。最终我们设计出了支持本地存储的心电信号实时监测分析和数据可视化系统。

本项目涉及技术包含：DSP 数字信号处理，传感器信息采集，IIC 通讯控制本地存储与显示模块等。

1.4 主要性能指标

表 1 作品性能指标表格

指标名称	性能参数
心率检测误差	实际与测量值误差±3 BPM
R-R 间期测量误差	实际与测量值误差±20 ms
HRV 测量误差	实际与测量值误差±5 ms
本地可存储信号数据长度	存储 3072 Byte 长度
心电信号采集延迟时间	实际与采集处理延时<100 ms
触摸控制信号反应时间	触摸响应时间<5 ms
LCD 显示状况与清晰度	LCD 显示内容正确且清晰

1.5 主要创新点

- (1) 基于传感器和 FPGA 信号实时分析处理，实现对心电信号的实时监测分析，同时从医学角度分析生理情况。具有实时性，灵活性。
- (2) 结合驾驶这一日常且事故多发场景，为易发病人群和工作人群提供日常健康状况监测，与异常情况预警。
- (3) 设计了功能丰富与友好的触摸式交互界面，操作便捷。同时支持本地存储，心电图查看等多种实用功能。

1.6 设计流程

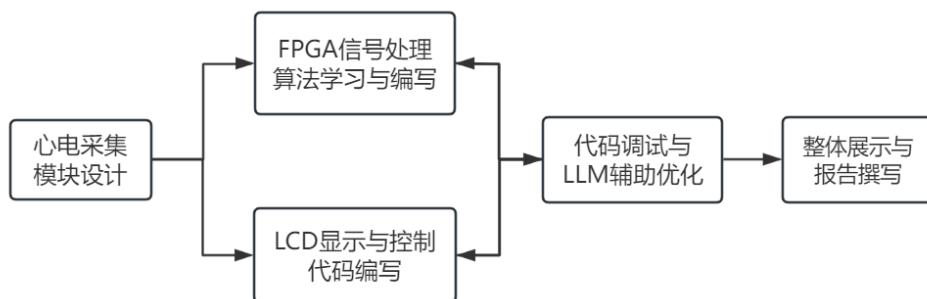


图 1 设计流程框图

作品设计首先从模拟心电信号采集和 ADC 采样出发。采集到正确的心电信

号后，通过学习 FIR 滤波器设计与 QRS 算法原理，同时结合 MATLAB 仿真，完成相关信号处理算法编写。后期集中进行各部分模块的功能调试，在此期间使用 LLM 辅助优化代码。最后将各模块功能整合，实现作品完整功能的实现。

第二部分 系统组成及功能说明

2.1 整体介绍

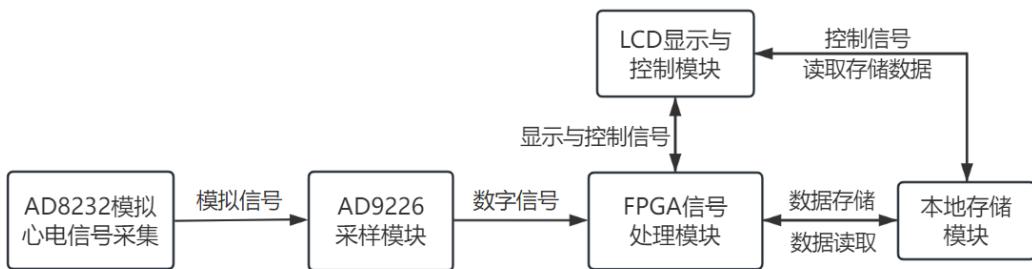


图 2 整体系统框图

本作品由硬件和软件两部分组成。硬件部分：设计作品外壳结构，同时涉及模拟心电信号的采集电路。软件部分：针对采集到的心电信号作进一步分析，分析结果通过 LCD 实时显示，或存入 SD 卡中实现本地存储和读取。同时通过 LCD 屏检测触摸信号触发对应功能控制信号。

2.2 硬件系统介绍

2.2.1 硬件整体介绍

作品硬件部分包含作品外部机械结构设计，以及为确保各模块级联正常工作的转接电路板。

2.2.2 机械设计介绍

图 3 主要是作品外壳顶层的 3D 建模，主要作用是通过 4 个 M3 螺孔来固定 TFTLCD 的触摸屏。

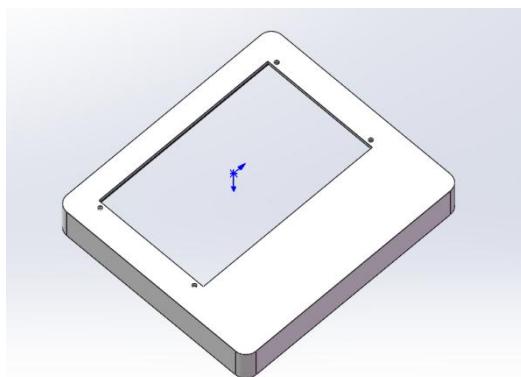


图 3 作品外壳顶层

图 4 主要是作品外壳的底座，主要作用是通过底部 4 个 M3 螺丝孔来固定 FPGA 开发板。

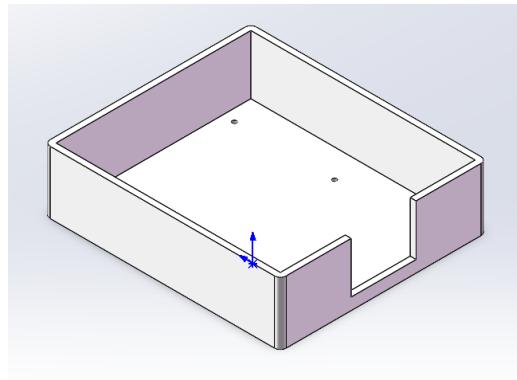


图 4 作品外壳底座

外壳顶层的内径（长与宽）与外壳底座的外径（长与宽）是刚好契合的，因此两者通过嵌合可以实现完整的作品外壳，未来的改进将通过嵌合处增加啮合用的 M3 螺丝孔实现更牢固的固定。

2.2.3 电路各模块介绍

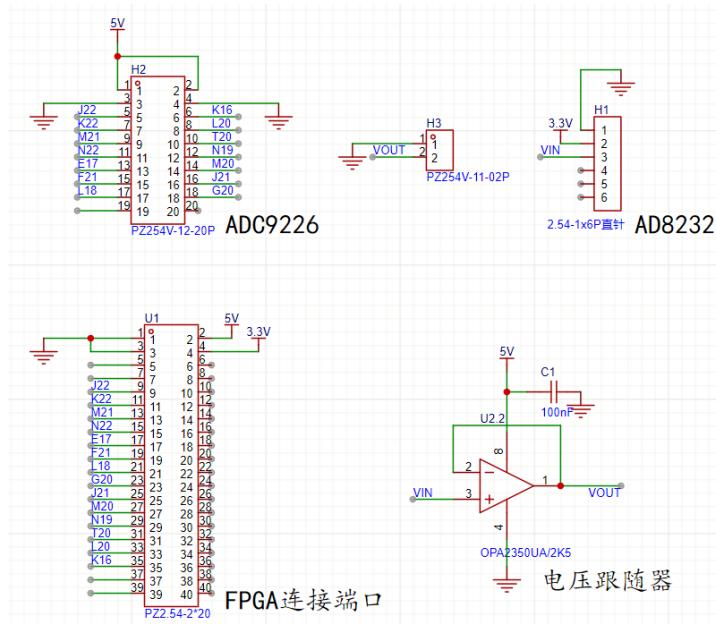


图 5 电路板原理图

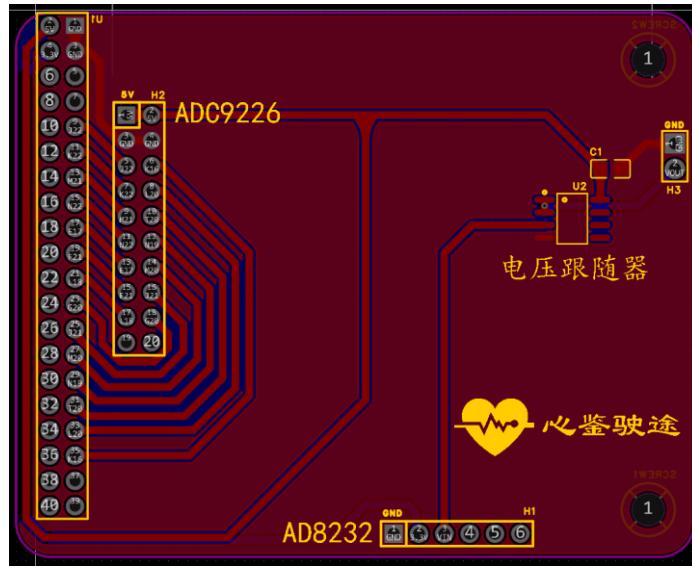


图 6 电路板 PCB

本项目使用 AD8232 模块采集模拟心电信号，同时外接 ADC9226 模块实现数字信号采样。实际应用中发现，由于两模块阻抗不匹配，直接连接会导致 ADC 模块不工作。因此在板上集成了一级电压跟随器，实现阻抗匹配。

2.3 软件系统介绍

2.3.1 软件整体介绍

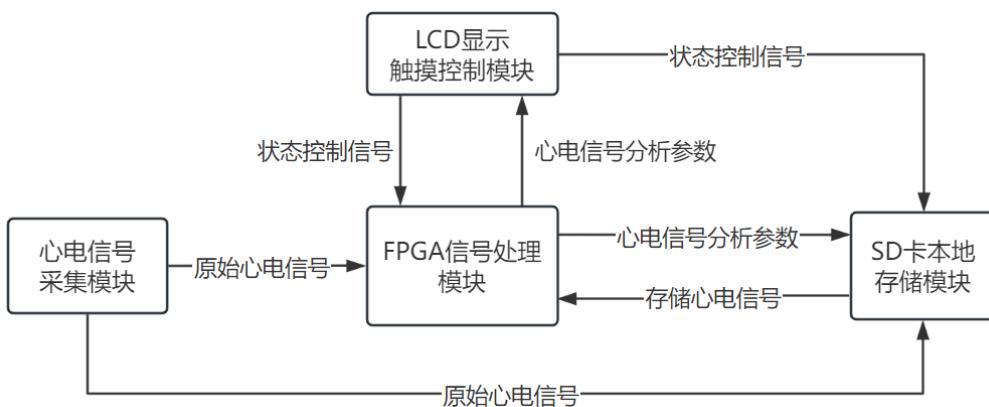


图 7 软件设计框图

本项目通过 AD8232 传感器实时采集原始心电信号，同时通过 ADC9226 模块实现对心电信号的数字采集。采集完成的心电信号传入 FPGA 中进行信号的处理分析，获得心率，RR 间期，HRV 等参数。LCD 显示和触摸控制模块显示分析获得的参数，同时绘制心电图。通过触摸 LCD 屏目不同的功能分区，实现对系统的状态控制。SD 卡本地存储模块支持对原始心电信号和分析获得参数的读写操作。

2.3.2 软件各模块介绍

(1) 心电信号采集模块

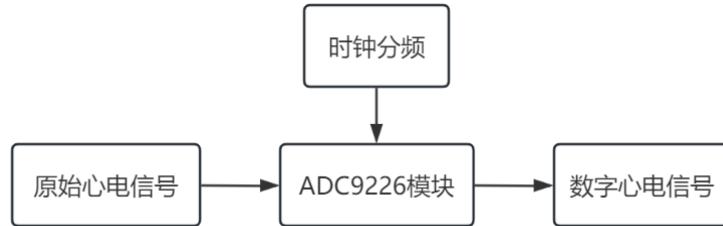


图 8 心电信号采集模块框图

本部分通过 AD8232 传感器获取模拟的心电信号，使用 ADC9226 模块实现模拟量转数字量，实现 0-3.3V 模拟量到 12 位 ADC 数字量的转换。ADC9226 模块的工作需要严格的时钟驱动，通过时钟分频模块，使用 250Hz 采样心电信号，符合奈奎斯特采样定理。

(2) 心电信号处理分析模块

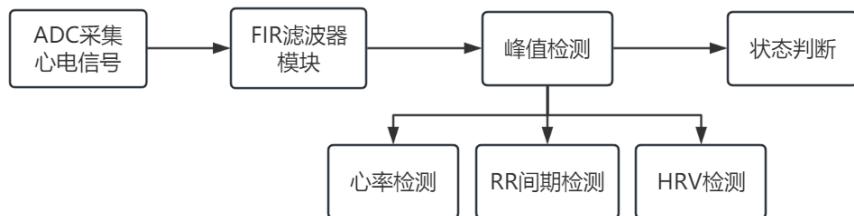


图 9 心电信号处理模块框图

信号预处理：本部分输入为 ADC 采集获得的心电信号。由于原始心电信号极其微弱且混有 50Hz 工频干扰，肌电噪声等各类噪声信号，在信号处理前级使用 vivado 内置 IP 核 FIR 滤波器滤波。滤波器参数使用 MATLAB 设计，为 61 阶通频带为 5-12Hz 的带通滤波器，经过仿真验证适合心电信号处理。

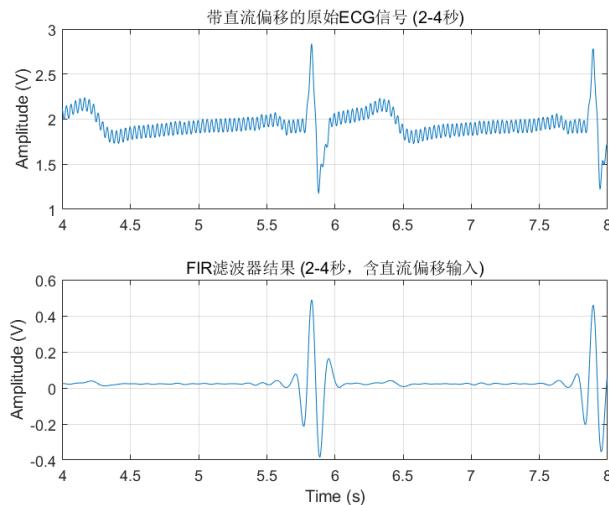


图 10 MATLAB 仿真滤波器输出效果

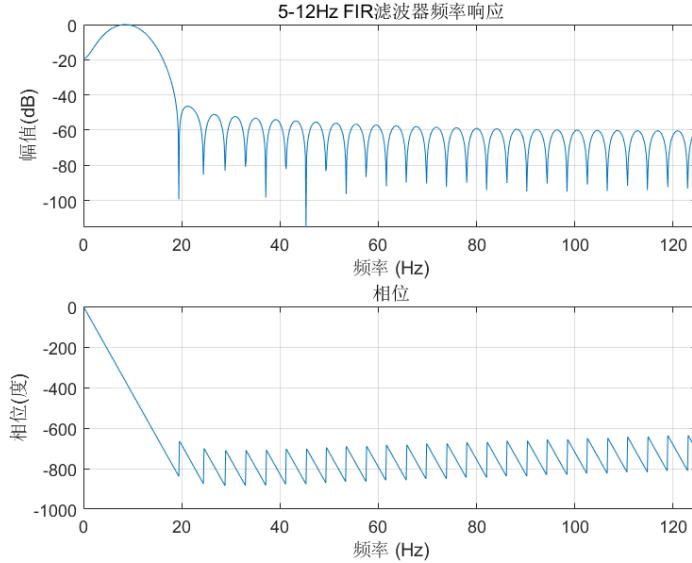


图 11 MATLAB 仿真设计 FIR 滤波器幅频相频响应曲线

心电信号参数分析：滤波后获得干净且 QRS 波特征突出的心电信号。利用 QRS 波检测算法，对心电信号的 R 波峰值进行检测，同时基于此实现心率，RR 间期，HRV 等参数分析。基于分析获得的参数，从医学角度判断不同参数水平对应的生理状态。

(3) LCD 显示及触摸控制模块

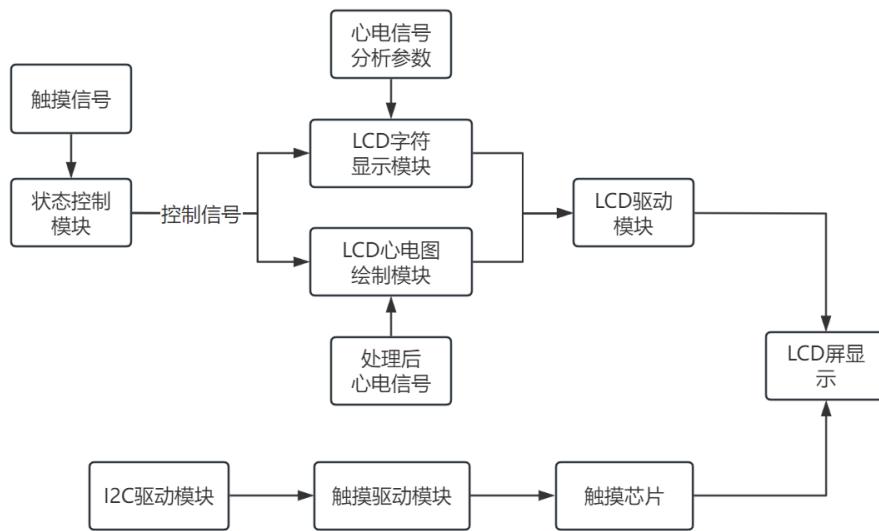


图 12 LCD 显示及控制模块框图

触摸功能：通过 I2C 驱动模块驱动 I2C 对 I2C 设备实现读写操作，而后触摸驱动模块配置寄存器来暂存 I2C 读出的数据，通过板载触摸芯片来实现 LCD 触摸功能。实时回传触摸点对应 LCD 坐标。

显示及状态控制：通过读取触摸点坐标对应的功能区域，触发不同的显示界面及操作指令。LCD 显示包括两类：第一类基于心电信号分析获得的参数，使用 LCD 字符显示模块，通过预先存储的字模数组，控制 LCD 在不同像素点显示对

应颜色实现显示。第二类基于滤波处理后的心电信号，使用 LCD 心电图绘制模块，实时绘制心电图波形。通过 LCD 驱动模块实现 LCD 显示功能。

(4) SD 卡本地存储模块

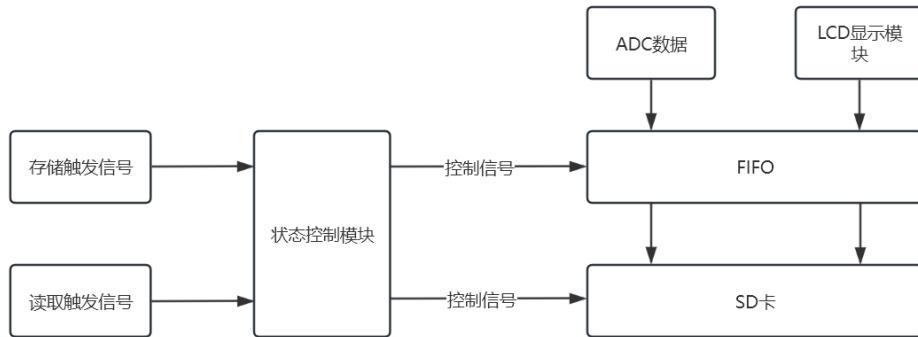


图 13 SD 卡读写模块框图

SD 卡读取使用 SPI 通信，心电信号采样率为 250Hz，二者时序不同，无法直接进行数据传递，因此使用 FIFO 作为中间缓存，解决时序冲突。

存储功能：外部输入存储功能触发信号，状态控制模块生成控制信号，将 ADC 采集数据数据写入 FIFO，从 FIFO 中读出数据写入 SD 卡。

读取功能：外部输入读取功能触发信号，状态控制模块生成控制信号，从 SD 卡读出数据存入 FIFO，从 FIFO 读出数据传送给 LCD 显示模块。

第三部分 完成情况及性能参数

3.1 整体介绍



图 14 作品实物图

上图为作品整体实物图，开发板及其他模块被封装在机械结构外壳内。通过触摸屏实现交互功能选择，外接心电导联传输心电信号。

3.2 工程成果

3.2.1 机械成果



图 15 作品外壳顶层



图 16 作品外壳底座

3.2.2 电路成果



图 17 电压跟随器实物图

3.2.3 软件成果

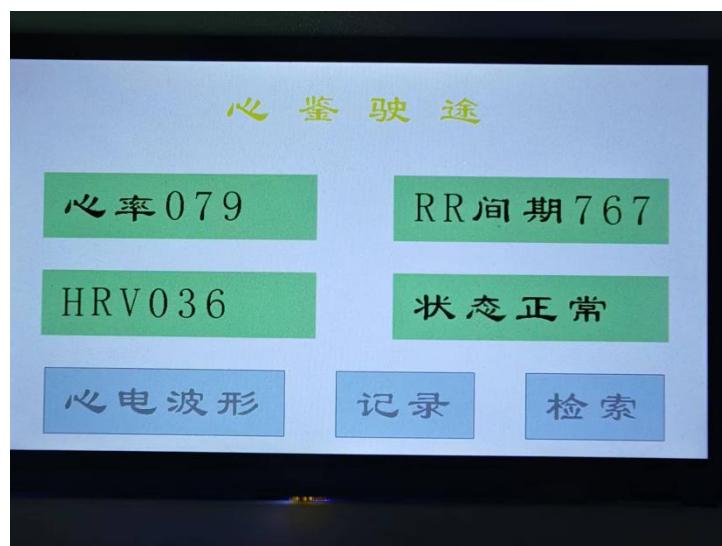


图 18 系统主界面

经测试，LCD 界面显示清晰，触摸响应迅速。符合预期性能指标。

3.3 特性成果

3.3.1 本地读取仿真信号测试

(1) 正常波形检测

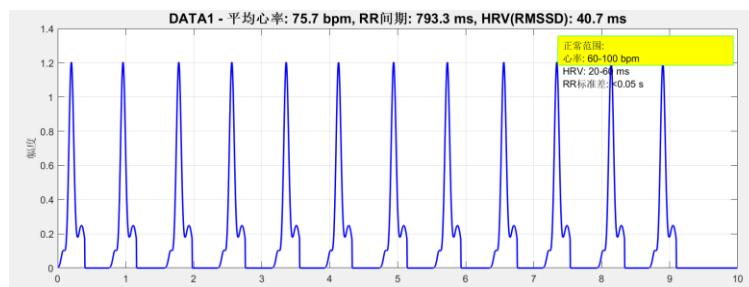


图 19 MATLAB 仿真正常波形图

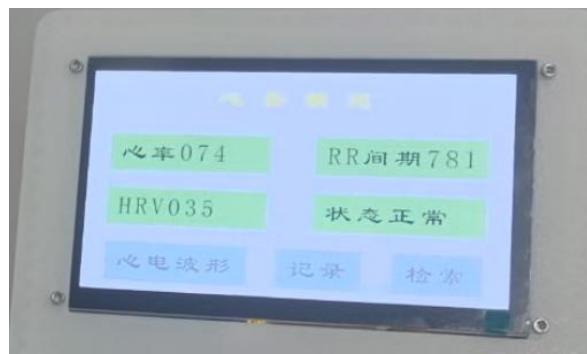


图 20 仿真正常波形作品检测效果

对比 MATLAB 仿真波形数据与作品实测数据，心率差值 <3 BPM，RR 间期差值 <20 ms，HRV 差值 <6 ms。符合作品性能指标要求。

(2) 心率过速波形检测

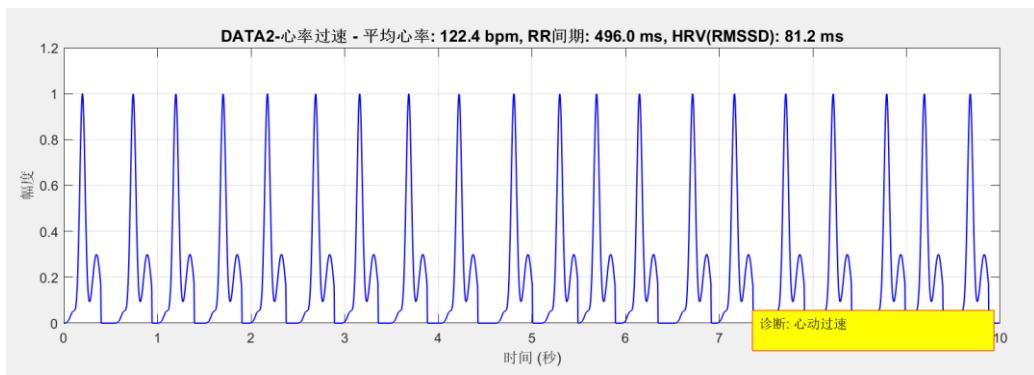


图 21 MATLAB 仿真心率过速波形图

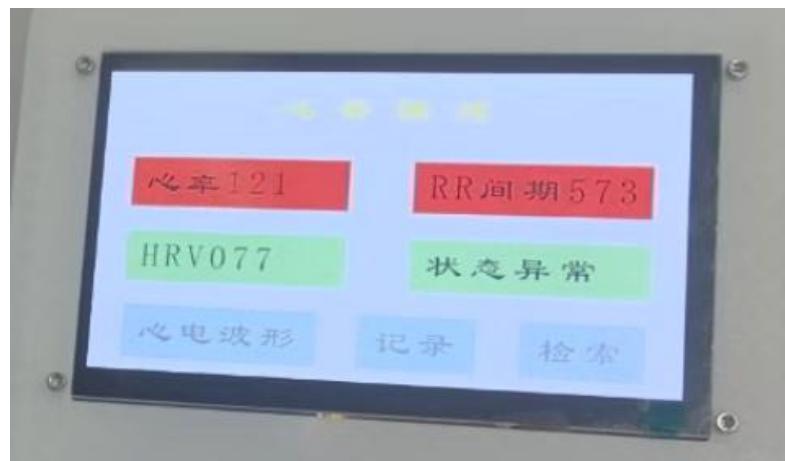


图 22 仿真心率过速波形作品检测效果

对比 MATLAB 仿真波形数据与作品实测数据，心率差值 <3 BPM，RR 间期差值 <20 ms，HRV 差值 <6 ms。符合作品性能指标要求。且心率和 RR 间期超限后 LCD 标红警示。

(3) HRV 过低波形检测

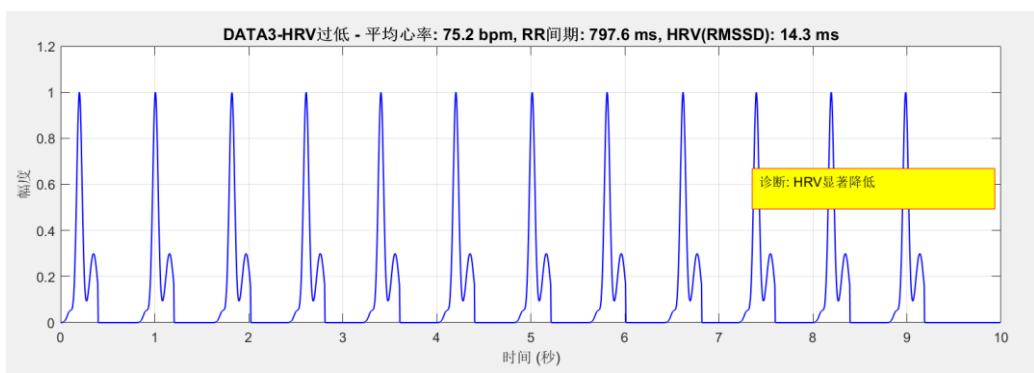


图 23 MATLAB 仿真心率过速波形图

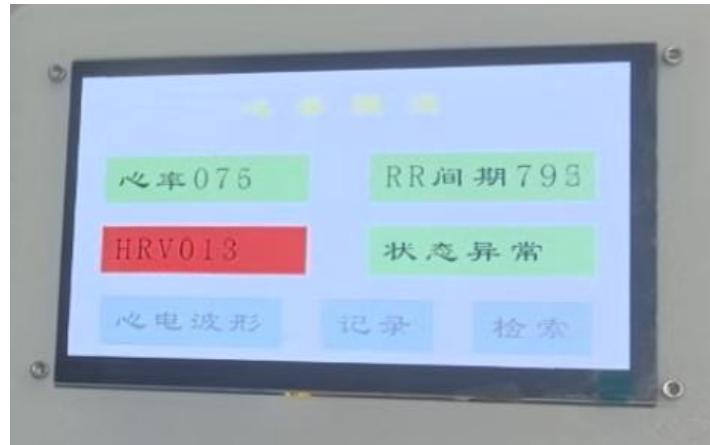


图 24 仿真 HRV 过低波形作品检测效果

对比 MATLAB 仿真波形数据与作品实测数据，心率差值 <3 BMP，RR 间期差值 <20 ms，HRV 差值 <5 ms。符合作品性能指标要求。且 HRV 超限后 LCD 标红警示。

3.3.2 实时心电信号测试

(1) 滤波前后波形对比

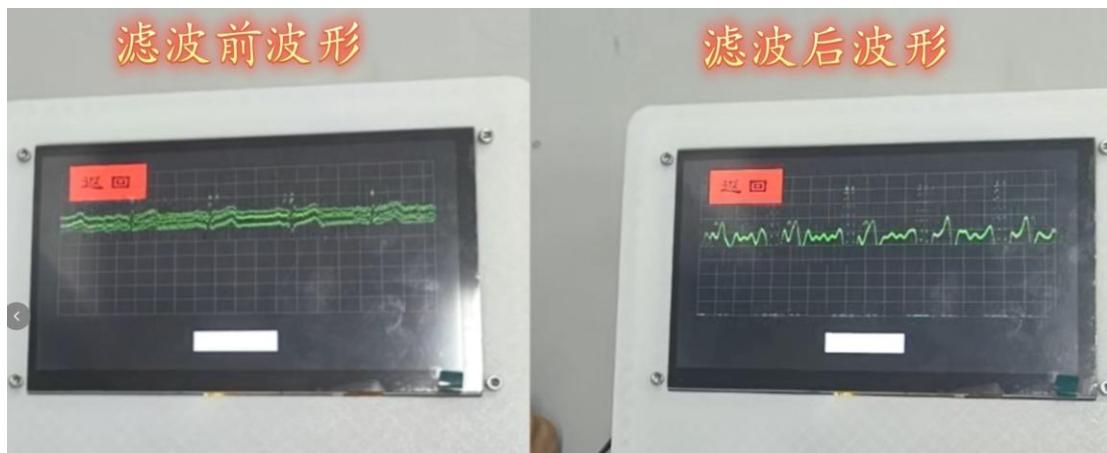


图 25 作品滤波处理前后波形图

对比滤波前后的心电信号波形图，可以发现滤波后的波形清晰显示了心电信号的波形形状，显著滤除噪声干扰。突出心电信号特征波形。

(2) 心率检测效果对比



图 26 手表与作品心率检测效果对比

通过对比手表检测心率和作品检测心率的结果，误差为 1 BPM，表明作品对于实时心率的检测具有较高的精准度。

(3) 干扰状况下检测效果



图 27 小幅快速晃动情况下检测效果



图 28 大幅慢速晃动情况下检测效果

通过施加不同水平的肢体运动干扰，作品的检测效果仍能保持稳定状态。表明作品具有一定的抗干扰能力与较好精度。

3.3.3 本地存储功能

(1) SD 卡写入测试

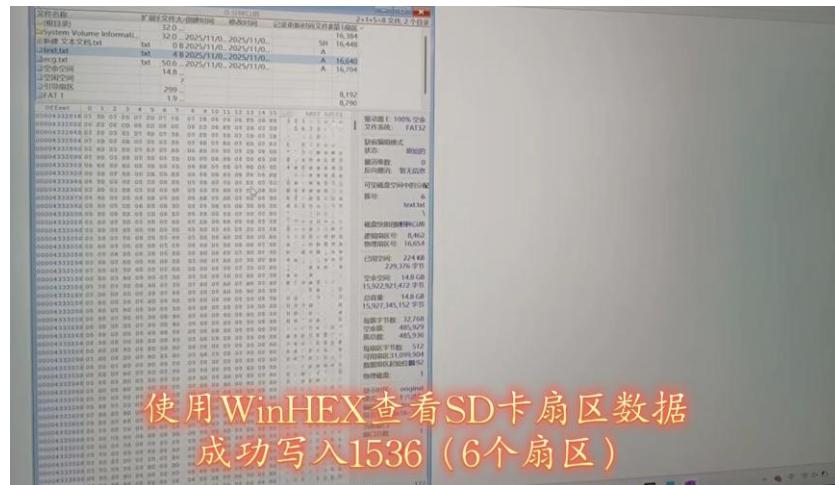


图 29 SD 卡写入后扇区数据

选择记录操作后，系统向 SD 卡中写入心电信号数据，通过 WinHEX 软件查看扇区数据，可以发现写入成功。

(2) SD 卡擦除测试

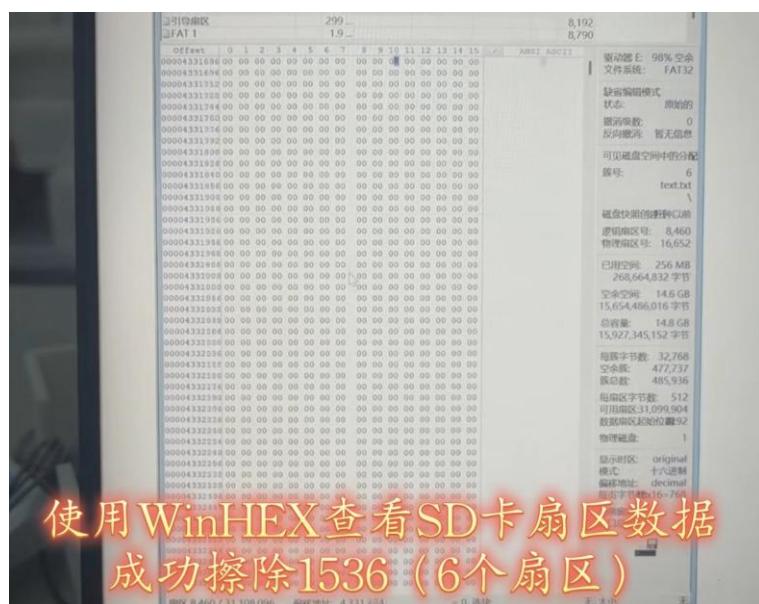


图 30 SD 卡擦除后扇区数据

选择删除操作后，SD 卡擦除原先存储的心电信号数据，通过 WinHEX 软件查看扇区数据，可以发现擦除成功。

第四部分 总结

4.1 可扩展之处

目前作品可以实时采集并分析心电信号，获得心率，RR 间期，HRV 等参数，并给出对应的状态判断。这些参数的分析都是基于 R 波分析获得，后续可以通过分析心电信号其他波形，实现更系统的心电信号波形分析。同时作品支持本地存储和查看，后续可以通过云端实现数据实时共享，进一步扩大应用场景，提升便捷性与灵活性。

4.2 心得体会

本项目是一次很好的学习 FPGA 的机会，通过以赛促学的形式，我们更加深入的学习了数字电路有关知识，verilog 语言，以及 Vivado2025 软件的使用，大大提高了学习效率，并且收获了较好的效果。同时通过本次竞赛，进一步加深了队友之间的合作，拉近了彼此间的距离。这次的参赛经历，为我们日后更进一步的学习 FPGA 打下了基础，也激发了我们继续学习，开拓创新的兴趣。

第五部分 参考文献

- [1] 清华大学电子学教研组编, 阎石. 数字电子技术基础 [M]. 6 版. 北京: 高等教育出版社, 2016.
- [2] 至芯科技教研组编. FPGA 从入门到精通 [M]. 北京: 电子工业出版社, 2021.
- [3] 正点原子达芬奇之 FPGA 开发指南.

第六部分 LLM 辅助优化过程——附录

本作品主要优化设计辅助 LLM 工具为 Deepseek，如下为具体优化方向与问答结果记录总结：

6.1 心电图绘制功能问题解决

问：代码已成功实现心电信号采集，同时用 LCD 绘制显示心电图。现在的现象是 LCD 上绘制的图是快速闪过的一条条线段（高低有变化）。

答：

根本原因：LCD 刷新率： $1024 \times 600 @ 25\text{MHz}$ 像素时钟 $\approx 40\text{Hz}$ 刷新率；ADC 采样率：1MHz 时钟，但实际有效采样率可能只有几十 Hz

结果：屏幕每刷新一次，波形数据基本没更新，只能画出几个离散点，看起来就像线段

解决方案：

方案 1：降低 LCD 刷新率（推荐）

方案 2：添加数据缓冲区和水印机制

方案 3：添加帧率控制

方案 4：实时调试 ADC 数据速率

最可能的原因是：您的 ADC 实际采样率远低于预期，而 LCD 刷新太快，导致每次刷新时波形数据基本没有变化，只能画出几个离散的点，看起来就像随机线段。

最终解决方案：

添加帧率控制，在 ADC 未刷新采集数据时，短暂关闭 LCD 绘图功能，获得一系列正确的离散的采样点。同时适度降低 LCD 刷新频率，从 50MHz 变为 12.5MHz。

6.2 滤波器设计方案

问：使用 IIR 低通滤波器和 FIR 高通滤波器级联，实现心电信号滤波，但是发现级联输出结果始终在 0-4096 范围内跳变。并不是一个稳定的数值。

答：这个问题很典型，说明低通滤波器出现了严重的数值溢出或极限环振荡。让我分析具体原因和解决方案：

问题分析

1. 数值溢出分析

低通滤波器的核心计算：

- $yn[0]$ 和 $yn[1]$ 是 12 位有符号数（范围：-2048 到+2047）
- $2 * yn[0]$ 可能达到 ± 4094 ，需要 13 位表示

- 整个表达式 y 的位宽是 $2 * \text{DATA_WIDTH} = 24$ 位
- 但关键问题在输出截断:

2. 正反馈振荡

差分方程: $y[n] = 2*y[n-1] - y[n-2] + \dots$

这个结构形成了正反馈:

- 当前输出强烈依赖前两个输出
- 一旦出现数值误差, 会不断放大
- 最终在最大值和最小值之间振荡

根本原因是滤波器结构数值不稳定, 加上 Verilog 中的截断处理导致了极限环振荡。

最终解决方案:

考虑到 IIR 滤波器存在极点, 较容易不稳定, 极易引起正反馈振荡。考虑使用 vivado 自带的 FIR 滤波器 IP 核。由于 FIR 滤波器无极点, 相对稳定。最终实现的滤波效果较好。

6.3 心电信号分析代码优化以减少资源

问: 我现在的心电信号分析代码实现了基本的参数计算, 但是发现对 LUT, DSP 等资源的利用较多, 可以从哪些方面优化代码, 降低资源使用呢。

答:

主要改进:

- (1) 准确的心率计算: 使用 $60000 / \text{RR_ms}$ 公式, 通过移位避免复杂除法
- (2) RR 间期平滑: 使用 4 点移动平均滤波器
- (3) 有效范围检查: 只计算 30-200BPM 范围内的有效心率
- (4) 改进的波峰检测: 增加去抖动逻辑
- (5) 合理的超时检测: 3 秒无心跳认为异常
- (6) 简化的 HRV 计算: 基于 4 个 RR 间期的标准差
- (7) 保守的心律失常检测: 25% 的变化阈值

这个样应该能保证数据的准确度, 同时保持合理的资源使用。

最终解决方案:

参考上述优化方案, 在保证要检测的参数准确度的前提下, LUT 使用量减少了 15% 左右。