

MEMS 心音心电一体化听诊器信号采集与分析系统

王国富, 崔建功, 张国军, 张文栋, 史鹏程, 田 华, 杨玉华

(中北大学 省部共建动态测试技术国家重点实验室, 太原 030051)

摘要: 针对传统电子听诊器仅限于心音听诊, 无法实现心音心电信号同步显示、回放和数据分析的功能; 根据心音心电信号与 MEMS 心音心电一体化听诊器传感特点, 设计了一种用于该传感器的同步采集与分析系统; 该系统利用 MEMS 心音心电一体化传感器检测心音心电信号, 以 GD32 微处理器和 AD7606 为核心控制器件实现心音心电信号的同步采集, 软件上利用 C# 和 Matlab 混合编程实现了心音心电信号波形的同步显示、历史回放以及频谱分析的功能; 测试结果表明, 该系统心音与心电通道的相位差在 $2.056 \sim 3.235^\circ$ 之间, 满足同步性要求; 上位机软件能清晰显示心音与心电信号特征, 同时心音信号的频域集中在 $20 \sim 600$ Hz, 心电信号的频域集中在 $0.05 \sim 100$ Hz, 验证了系统功能的准确性, 为心血管疾病的早期筛查提供了技术支持。

关键词: 微电子机械系统 (MEMS); 采集系统; 心音信号; 心电信号; 混合编程

MEMS Integrated Phonocardiography and Electrocardiography Signal Acquisition and Analysis System

WANG Guofu, CUI Jiangong, ZHANG Guojun, ZHANG Wendong,
SHI Pengcheng, TIAN Hua, YANG Yuhua

(State Key Laboratory of Dynamic Measurement Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Traditional electronic stethoscopes are limited to heart sound auscultation, and cannot achieve the functions of synchronous display, playback, and data analysis of heart sound and electrocardiogram (ECG) signals, a synchronous acquisition and analysis system is designed for a microelectromechanical systems (MEMS) integrated phonocardiography and electrocardiography sensor based on the characteristics of heart sound and ECG signals. The system utilizes the MEMS integrated sensor to detect heart sound and ECG signals, with GD32 microprocessor and AD7606 serving as core control components for synchronous acquisition of heart sound and ECG signals. A hybrid programming approach with C# and Matlab is employed in the software to achieve the synchronous waveform display, historical playback, and spectral analysis of heart sound and ECG signals. Experimental results demonstrate that the phase difference between the heart sound and ECG channels ranges from 2.056 to 3.235 , meeting the synchronization requirement. The upper computer software can clearly display the characteristics of heart sound and ECG signals, with the frequency domain of heart sound signals concentrated between $20 \sim 600$ Hz and that of ECG signals between $0.05 \sim 100$ Hz, verifying the accuracy of the system. This system provides technical support for early screening of cardiovascular diseases.

Keywords: MEMS; acquisition system; heart sound signal; ECG signal; hybrid programming

0 引言

心血管疾病一直是全球范围内威胁人类健康的主要

疾病之一。根据心血管健康与疾病中心编写的《中国心血管健康与疾病报告 2022》报告显示, 我国城乡居民疾病死亡构成比中, 心血管疾病占首位, 2020 年分别

收稿日期: 2024-05-08; 修回日期: 2024-06-13。

基金项目: 国家自然科学基金面上项目 (52175553, 62274149); 山西省基础研究计划资助项目 (202103021224203, 20210302123027)。

作者简介: 王国富 (1999-), 男, 硕士。

通讯作者: 杨玉华 (1977-), 女, 博士, 副教授。

引用格式: 王国富, 崔建功, 张国军, 等. MEMS 心音心电一体化听诊器信号采集与分析系[J]. 计算机测量与控制, 2025, 33(6): 321-328.

占农村、城市死因的 48.00% 和 45.86%，每 5 例死亡人群中就有 2 例死于心血管疾病^[1]。由于心血管疾病具有高致死率和患病率，因此提高对这类疾病的早期筛查和预防能力显得至关重要。

心音主要是由于心脏瓣膜的开闭和心室壁的振动产生的，能够反映血液流动及心脏活动的情况^[2]。心电信号是由心肌细胞去极化和复极化过程中产生的电流变化引起的^[3]。针对心音心电信号采集方面的工作，目前已经有很多学者做了相应的探索，文献 [4] 采用驻极体话筒技术捕获心音信号，并将这些模拟信号转换为电信号，然后对电信号进行了放大和滤波处理，该信号利用 MSP430F149 微控制器控制采集，最终通过 WI-FI 模块 RM04 传输至电脑端，实现了数据的无线发送^[4]。文献 [5] 采用了驻极体麦克风来捕捉心音信号，并通过调理电路对信号进行了放大和滤波处理。然后，这些处理过的信号通过耳机端口传送到手机设备，并在 Android 操作系统上进行展示，实现了一种移动医疗应用^[5]。文献 [6] 提出了一种创新的心音信号采集方案，其核心是一款采用 Ω 型设计的无线探头，实现了心音的穿戴式采集。通过 LabVIEW 平台的高级功能，如快速傅里叶频谱分析和功率谱分析工具，实现了信号的包络提取和频谱分析功能，深入地研究了心音的特征^[6]。文献 [7] 描述了一种利用声学传感器来捕获心音信号的方法，该信号经过放大和滤波后通过 RFduino 微控制器实现模拟—数字（AD）转换模块处理，然后通过内置的蓝牙 4.0 技术，信号被无线发送至电脑端进行实时展示，实现了从采集到显示的过程^[7]。文献 [8] 提出了一种新型双模心肺音、心电同步采集设备，采用信号放大技术实现音频的放大，采用高输入阻抗设计实现心电的单电极采集，通过高保真蓝牙实现音频的无损传输^[8]。综上所述，早期筛查和预防心血管疾病的方法之一是通过心电图和心音图来分析患者心脏的电生理和声学特征。然而，目前大多数的方法侧重于单独的心音或心电检测，两者结合得比较少。而且现有的医疗设备往往价格高昂且操作复杂，对于基层医院和个人家庭检测来说并不实用。

本文提出了一种基于 MEMS 心音心电一体化听诊器的信号同步采集与分析系统，该系统采用 MEMS 高灵敏度心音心电一体化传感器检测信号，通过 GD32 微处理器控制 AD7606 进行高精度的模数转换，实现心音与心电信号的实时采集，并通过上位机软件实现数据的同步显示与分析。本系统的设计理念集成了数字滤波、实时采集、信号处理等技术，能够帮助医生早期筛查和预防心血管类疾病，为医生和病患提供有效的信息。

1 系统结构及原理

心音心电同步采集与分析系统的整体框架如图 1 所

示，系统主要由 MEMS 心音心电一体化传感器，数据采集模块以及上位机软件 3 个部分组成。当系统运行时，通过心音心电一体化传感器探头检测人体的心音与心电信号，GD32 驱动 AD7606 完成心音通道和心电通道的同步信号采集和数据编码并将数据包通过 FT232 传输到上位机中，上位机软件进行实时动态显示以及后续算法处理。

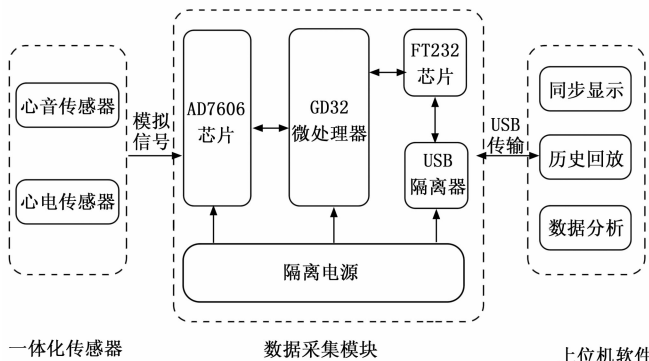


图 1 心音心电同步采集与分析系统框图

2 心音与心电信号检测原理

2.1 心音信号检测原理

本文所使用的传感器为仿生 MEMS 心音传感器，它是根据仿生人耳毛细胞立体纤毛束摆动的拾音机理，结合压阻原理，通过 MEMS 工艺设计加工的悬臂梁微结构敏感单元^[9]。其具体工作原理为：悬臂梁上的压敏电阻连接成惠斯通电桥，当心音信号传递在仿生纤毛上时，仿生纤毛会发生摆动，进而带动悬臂梁上的压敏电阻发生形变，并且以电信号的形式输出，实现传感器对心音声信号的声—电转换，再将检测到的电信号进行调理、放大完成检测心音信号的目的^[10]。敏感单元如图 2 所示。

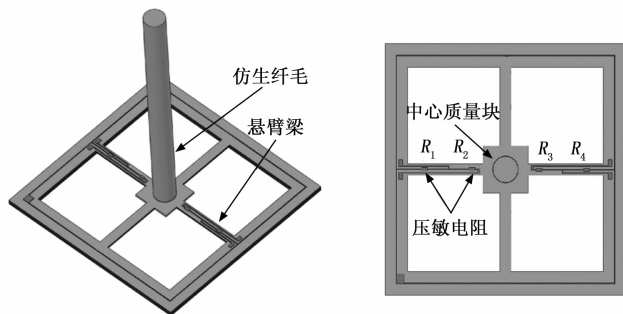


图 2 敏感单元

在静态情况下，该电桥保持平衡，没有差分电压输出。当心音信号传递到纤毛上时，由于压敏电阻的阻值发生改变，电桥失去原有的平衡状态，此时有电压 V_{out} 输出。此外，悬臂梁在受到应力影响时，梁上的压敏电阻会随之改变，其电阻的相对变化 $\frac{\Delta R}{R}$ 与应力的关系如

公式 (1) 表示:

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_l \sigma_l + \pi_t \sigma_t \tag{1}$$

式中, R 为压阻阻值, ΔR 为阻值的变化量, σ_l 是纵向应力分量, σ_t 是横向应力分量, π_l 、 π_t 分别为 σ_l 、 σ_t 相对应的压阻系数。

当悬臂梁上的压敏电阻阻值发生变化且 $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$, $\Delta R_1 = \Delta R_2 = \Delta R_3 = \Delta R_4 = \Delta R$ 时, 电桥输出的电压可由公式 (2) 表示:

$$V_{out} = \frac{\Delta R}{R} V_{in} \tag{2}$$

式中, V_{out} 为电桥的输出电压, V_{in} 为电桥输入电压。

2.2 心电信号检测原理

心脏在收缩和舒张过程中, 心肌细胞的电位会发生变化, 心电信号的检测原理就是根据心肌活动引起的电位差来实现的^[11]。本文采用 Analog Devices 公司的 AD8232 芯片和心电电极片组成单导联心电监测设备。将心电电极片分别贴在人体左、右手腕和左腿位置, 心电导联线插入如图 3 所示的心电插座上。AD8232 芯片对心电电极片和导联线传入的电位差信号进行放大与滤波处理, 实现检测心电信号的目的。

将传感器进行声学匹配封装, 心音心电一体化探头上层利用透声薄膜和集成 MEMS 传感器的心音调理电路板组成心音传感器, 下层利用心电插座和心电调理电路板组成心电传感器。封装后的探头直径仅 42 mm, 非常小巧便携, 将心电导联线插入心电插座, 探头放置到人体胸腔位置可同步检测到心音与心电信号。

3 关键硬件设计

系统的硬件部分主要由 GD32 主控单元、模数转换模块、USB 转换模块及隔离模块组成。

主控单元采用了 GigaDevice 公司的 GD32F103RCT6 芯片作为控制核心, 驱动 AD7606 进行电信号的模数转换, 控制 FT232 芯片通过 USB 隔离电路将心音与心电数据发送到上位机。其体积仅为 10 mm×10 mm, 极大地减少了采集电路的体积。

3.1 模数转换模块设计

AD7606 是 Analog Devices 公司生产的一款 8 通道、16 位、同时采样模数转换器, 能够处理 ±10 V 和 ±5 V 的真双极性输入信号, 提供最高 200 kHz 的采样率, 适合心音信号和心电信号的同步采集^[12]。

心音信号的主要频率范围一般在 20~600 Hz 之间, 其中最重要的生理信息通常集中在 20~200 Hz 的低频区域。心电信号的主要频率成分通常集中在 0.05~100 Hz 之间^[13]。根据奈奎斯特采样定理, 为了避免混叠并准确捕捉心音与心电信号, 采样率应至少为信号最高频率的两倍。本文采用 AD7606 的 V1 和 V2 作为信号的输入通

道, 并使用 DB7 和 DB8 作为数据的传输通道。设置心音信号采样率为 4 000 Hz, 心电信号采样率为 500 Hz, 采用 SPI 接口协议进行数据采集和控制。A/D 转换模块原理如图 3 所示。

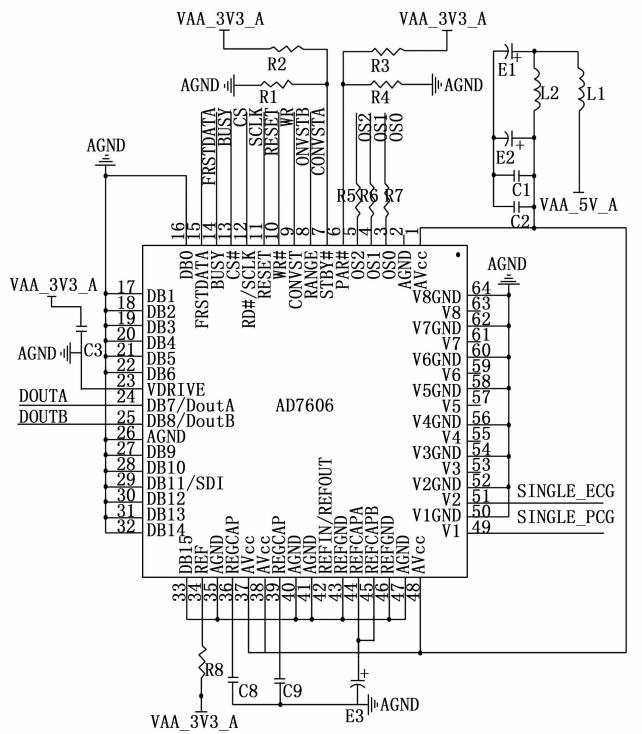


图 3 模数转换模块原理图

3.2 USB 通信模块设计

FT232 是 FTDI 公司生产的广泛用于 USB 通信的高性能芯片, FT232 芯片可以轻松实现与微处理器的通信, 保证与上位机软件良好的兼容性。该芯片支持高达 480 MBit/s 的传输速率, 并完全匹配 USB 2.0 标准, 可以满足采集系统的数据传送需求^[14]。在本设计中, 通过将 FT232 配置成 USB 转同步 FIFO 模式, GD32 可以使用同步的并行 FIFO 传输时序, 保证了数据的稳定传输。

3.3 隔离模块设计

在心音心电信号采集电路的设计中, 从提高设备的稳定性和测试者的安全性角度考虑, 实施电气隔离至关重要, 因此设计隔离电路模块, 主要包括电源隔离和 USB 隔离^[15]。电源隔离能够防止电流泄漏, 从而保护患者免受意外电击, 同时也避免由于电源波动导致的设备损害和信号干扰, 保证信号传输的准确性和设备的稳定性。USB 隔离则提供了对数据传输过程中的电气隔离保护, 防止 USB 接口的电气故障影响信号采集, 并减少设备间故障传播的风险。

隔离电源采用 MORN SUN 公司的 WRB0505ZP-3WR2 芯片, 该芯片用于应对 5 V 输入电压, 并提供

3 W 的稳定隔离输出功率。具备优越的输入输出隔离特性,符合国际安全 and 质量标准,确保了在电路设计中的可靠性和安全性。其中隔离电源电路如图 4 (a) 所示。

USB 隔离采用 Analog Devices 公司的 ADUM3160 芯片,该芯片能够实现 5 000 V RMS 的隔离强度,适用于对电气安全有极高要求的医疗设备、工业控制系统等领域。此外 ADUM3160 支持 USB 2.0 的全速 (12 Mbps) 和低速 (1.5 Mbps) 模式,适合心音与心电信号的数据传输需求。在本设计中,FT232 输出的信号心音与心电信号经过 USB 隔离电路发送到上位机,便于后续上位机软件的实时显示与分析。USB 隔离模块电路如图 4 (b) 所示。

4 关键软件设计

4.1 C# 与 Matlab 混合编程的实现

C# 是一种面向对象和组件式的先进编程语言。它在 .NET 框架上赋予开发者快速开发各类应用程序的能力。特别在设计复杂的 Windows 用户界面方面,C# 能够便捷地创建出丰富的 UI 元素和高度交互性的应用程序^[16]。Matlab 在科学与工程计算领域拥有极广泛的

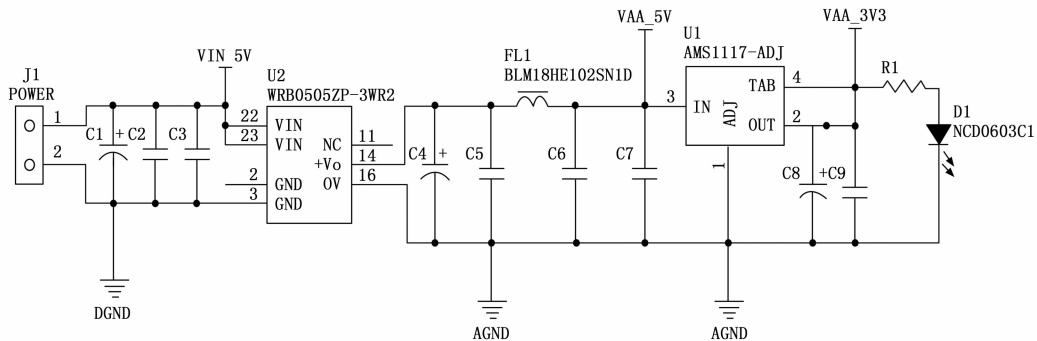
应用,其优点在于强大的数据处理能力、众多现成的库函数以及良好的代码移植性^[17]。利用 C# 设计用户交互界面,利用 Matlab 进行复杂的数学运算,将两者的优点结合起来,极大地提高了编程效率。

C# 与 Matlab 混合编程技术的实现主要通过 .NET 组件来完成。本文使用 Visual Studio 2022 和 Matlab-bR2020b 实现混合编程。主要步骤如下:

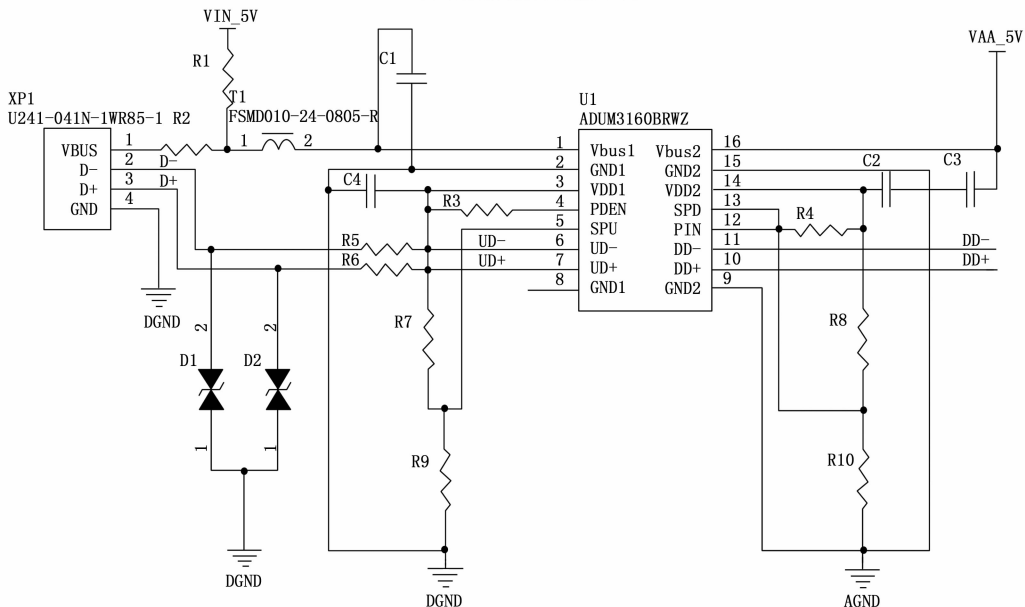
- 1) 在 Matlab 环境中编写需要的函数模块,并且确保模块已经过测试并可以正常执行所需的计算任务;
- 2) 使用 Matlab 的 deploytool 或 Matlab Compiler SDK 将编写好的函数编译成 DLL 文件,以便在 C# 环境中调用 Matlab 的算法库。
- 3) 在 Visual Studio 中的 C# 项目设置中,添加对新生成 DLL 文件的引用。
- 4) 使用 DLL 提供的特定接口函数调用 Matlab 功能。

该方法可以使软件不依赖 Matlab 的安装环境,只需配置 Matlab 的运行环境。并且该软件可以通过打包技术生成大小仅 7 MB 的安装包,方便在电脑端快速部署使用。

本文通过 .NET 组件技术生成 3 个动态链接库,分



(a) 电源隔离模块电路原理图



(b) USB 隔离模块电路原理图

图 4 隔离模块电路原理图

别用于实现心音心电信号的降噪处理、心音心电信号的快速傅里叶 (FFT, fast Fourier transform) 分析、心音心电信号的连续小波变换 (CWT, continuous wavelet transform) 分析。

4.1.1 心音心电信号的降噪

心音和心电信号是人体主要的生理信号，它们反映了心脏的健康状况。在采集过程中，这些信号极易受到各种噪声的干扰，这些干扰不能完全通过硬件滤波手段消除，因此须借助数字信号处理技术进一步清除心音与心电信号中的噪声^[18-19]。心音心电信号的降噪流程如图 5 所示。

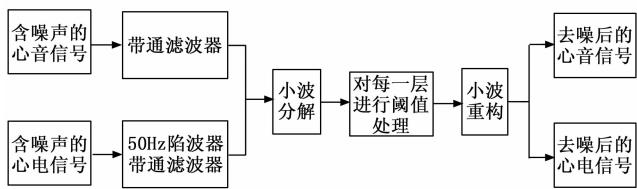


图 5 心音心电信号降噪流程图

心音信号的关键生理信息主要分布在 20~600 Hz 的频率范围内。因此本文设计了一个 20~600 Hz 的三阶巴特沃斯带通滤波器降低心音信号中的噪声，而心电信号主要是受 50 Hz 工频、肌电噪声等干扰，对于心电信号本文设计了一个 50 Hz 陷波器和 0.05~100 Hz 带通滤波器去除 50 Hz 工频干扰和 高频噪声。在此基础上，本文进一步运用了离散小波变换作为信号降噪的关键技术。

假设有一个含噪声的信号模型可以用公式 (3) 表示为：

$$y(t) = g(t) + \delta v(t) \tag{3}$$

式中， $g(t)$ 是含有背景噪声的信号； δ 为噪声的强度； $v(t)$ 为噪声。

对此信号应用小波变换，可以得到公式 (4)：

$$W_y(m,n) = b^{-1/2} \sum_{i=0}^{M-1} y(i) \phi(b^{-m/2} i - n) \tag{4}$$

式中， M 为采样到的信号的总数； $y(i)$ 是在第 i 个采样点上经过多次离散小波变换后获得的一系列小波系数； m 和 n 分别作为小波变换的尺度和平移因子。

通过分解得到后的小波系数设置适当的阈值对信号进行处理，在本文中，选择软阈值来处理心音与心电信号，软阈值函数如公式 (5) 所示：

$$x_{\eta}t = \begin{cases} \text{sgn}(w)(|w| - \beta_j), & |w| \geq \beta_j \\ 0, & |w| < \beta_j \end{cases} \tag{5}$$

式中， w 为原始的小波细节系数； β_j 为阈值； x_{η} 为经过软阈值处理后的小波系数。

本文中的噪声阈值是在 Donoho 和 Johnstone 提出的通用阈值 (β) 的基础上提出的，如公式 (6) 所示：

$$\beta_j = \sigma_j^{\text{Noise}} \sqrt{2\log(N_j)} \tag{6}$$

式中， N_j 是信号在分解尺度 j 上的长度； σ_j^{Noise} 是噪声方差；可由公式 (7) 计算得到：

$$\sigma_j^{\text{Noise}} = \frac{\text{median}(|w|)}{0.6745} \tag{7}$$

本文针对心音与心电信号的特性选择 db6 作为分析的小波基^[20-21]，对心音与心电信号进行了五层小波分解，然后对每一层的细节分量进行上述的软阈值处理，此后，通过小波系数的重构，得到降噪后的心音与心电信号，降噪前后的心音与心电信号如图 6 所示。

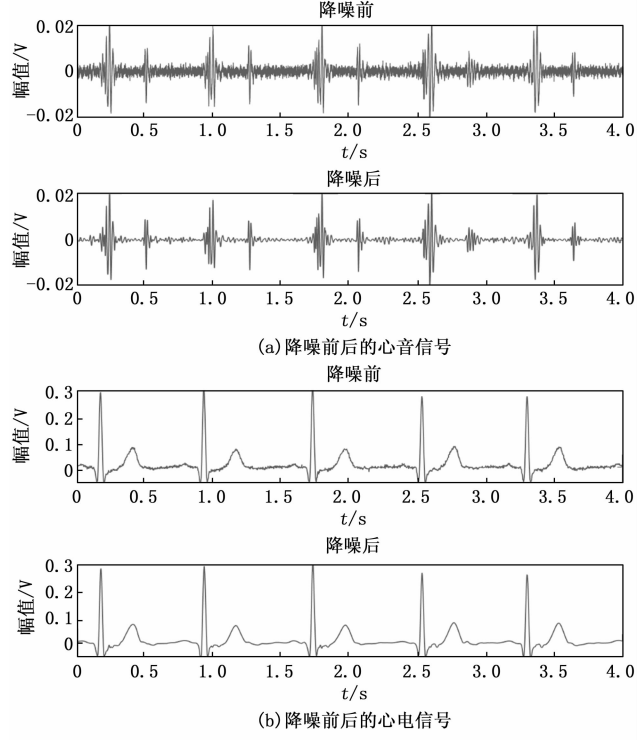


图 6 降噪前后的心音信号和心电信号

4.1.2 心音心电信号的 FFT 分析

FFT 变换可以将一维的时间序列信号转换为频域表示，在心音与心电信号分析中，FFT 变换可以辨认瓣膜动作的相关频率，帮助识别心律异常、心室颤动及量化 QRS 复合波、T 波和心率变异性，助于发现早期病症^[22]。

本文利用 Matlab 软件内置的 FFT 函数分别编写心音与心电信号的 FFT 变换功能函数并封装成动态链接库供上位机软件调用，极大地缩短了软件开发周期，提高了编程效率。图 7 为心音与心电信号的 FFT 变换谱图。

4.1.3 心音心电信号的 CWT 分析

心音信号与心电信号均为反映人体心脏状态的重要生理信号，它们包含了丰富的生理和病理信息。然而，由于人类听觉敏感区的限制，传统人工听诊仅能识别信号频谱中的一部分信息，因此深入的频域分析变得至关重要。通过使用先进的信号处理技术，如短时傅里叶变换和连续小波变换，用户能够观察到心音信号和心电信

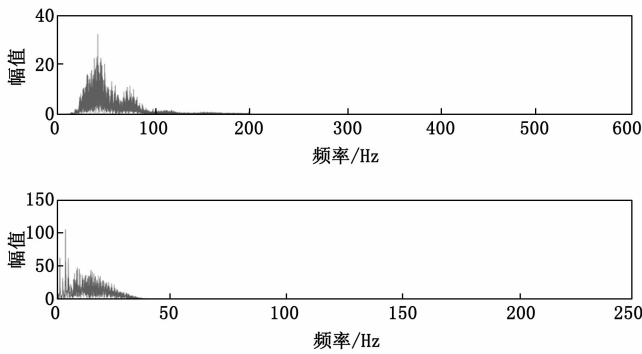


图 7 心音信号与心电信号的快速傅里叶变换

号中的全频谱，帮助医生更准确地筛查潜在的的心脏问题。

短时傅里叶变换提供了信号的时间局部频谱信息，但其频率分辨率依赖于窗函数的选择，局限了其分析的适用性^[23]。在分析心音与心电信号时，通常需要在低频部分获得更精细的频率细节，而在高频部分则注重对信号的时序分辨。连续小波变换以其可在时域和尺度域灵活变化的特性满足了这一需求，其数学表达式如公式(8)所示：

$$W_s(a, \tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int s(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{a} \right) dt \quad (8)$$

其中： a 为小波的尺度， ψ 为小波基函数， τ 为时移。

本文选用 Morlet 小波作为小波函数，由于其在生物医学信号处理中的广泛应用以及优异的时间—频率局部化属性，特别适合心音信号和心电信号分析^[24-25]。它能够准确地识别心音信号中的第一心音（S1）和第二心音（S2），以及心电信号中的 P 波、QRS 复合波和 T 波等关键特征，这对于全面分析心脏的功能状态是至关重要的。心音信号和心电信号的连续小波变换的频谱图像如图 8 所示。

4.2 同步采集系统软件设计

系统软件主要是实现心音与心电信号的同步显示、数据存储、便捷回放以及频谱分析等功能。在进入系统之前，为保护用户以及数据的安全性，需要输入账户名以及密码，在点击登录按钮确认无误后方可登录系统。该系统各项功能由一系列独立但协同工作的模块构成，并通过一个集成的主界面进行统一调度和监控。用户可直接通过此界面激活和观察到每个子模块的运行效果。系统软件的设计采用了模块化的架构，主要包括同步显示模块、历史回放模块和数据分析模块。系统软件模块功能如图 9 所示。

同步显示模块主要包括 USB 通信、波形同步显示、数据存储。利用 USB 接口与上位机通信成功之后，点击“开始采集”按钮可以实现数据的实时同步采集与显示，同时允许用户与显示结果进行交互，以调整查看的

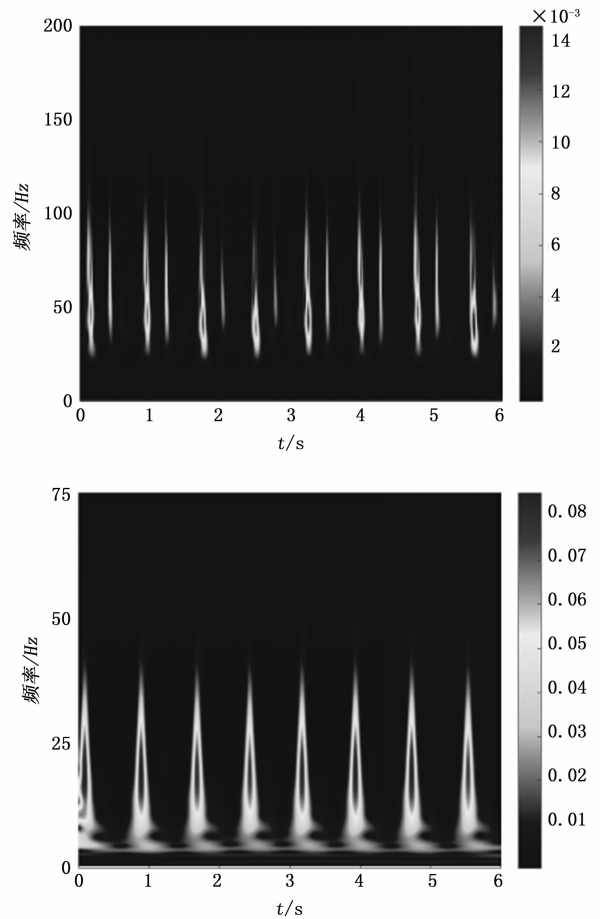


图 8 心音与心电信号的连续小波变换

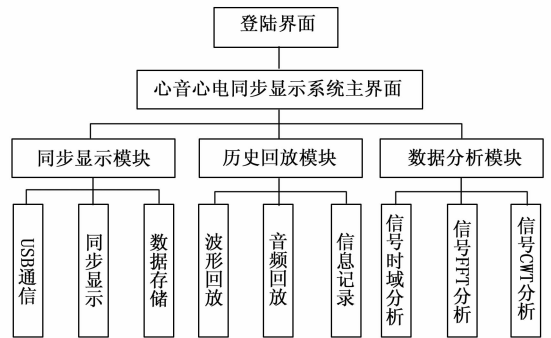


图 9 系统软件模块功能框图

细节或参数。数据存储功能将采集卡传输上来的心音心电数据存储到电脑端，同时心音心电的实时波形图片也将以图像的方式进行保存。

历史回放模块整合了历史波形和音频回放功能，并支持用户编辑及数据注释。利用 C# 的异步处理能力，该模块可以高效读取和处理心音及心电数据，并通过图形引擎在界面上呈现动态波形图^[26]。异步操作确保用户界面即便在处理大量数据时也能保持流畅响应，用户可流畅使用回放控制面板，执行播放、暂停和定位特定时段等操作。

数据分析模块主要包括信号的时域分析、信号的快

速傅里叶分析以及信号的连续小波分析。其功能的实现是通过用户上传数据到C#编程的用户交互界面,通过C#.NET与Matlab接口技术,在C#界面调用编译好的Matlab动态链接库进行数据分析,数据分析完成后将数据转换成C#所需要的数据形式在C#用户交互界面进行可视化显示,同时可以同步保存可视化分析结果,方便后续的数据处理。数据处理流程如图10所示。

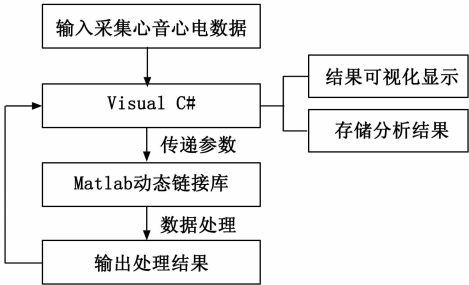


图10 数据处理流程图

5 系统测试与分析

5.1 系统同步性测试

利用信号发生器作为标准信号源,向心音模拟前端电路和心电模拟电路的输入端输入相同的正弦波测试信号,测试信号的频率依次设置为20、30、40、50、60、70、80、90和100 Hz,幅值均设定为10 mV,设定采集时间为15 s,通过上位机记录采集卡两个通道的输出,利用公式(9)计算相位差:

$$\Delta\varphi = \left(\frac{\Delta t}{T}\right) \times 360^\circ \tag{9}$$

其中:Δφ为两个信号间的相位差,Δt是从一个信号的某个特征点(如波峰)到另一个信号相同特征点的时间差,T是信号周期。测试结果如表1所示。

表1 不同频率下两个通道的相位差

频率/Hz	相位差/(°)	频率/Hz	相位差/(°)
20	2.353	70	2.632
30	2.156	80	2.465
40	2.498	90	3.198
50	3.235	100	2.256
60	2.065		

从表1可知,在20~100 Hz频率范围内,两通道的相位差为2.056~3.235°,满足心音与心电信号的同步性要求。

5.2 系统功能测试

本文对1名23岁健康男性进行数据采集与分析,图11(a)为实时采集的同步显示界面,可以看到心电信号的测试结果清楚地展现了P波、QRS复合波和T波的典型特征,而心音信号则能准确划分出第一心音(S1)和第二心音(S2)^[27]。在心音信号与心电信号同

步分析中,观察到第一心音发生在QRS复合波开始之后,标志着心脏收缩期的开始。第二心音发生在T波之后,标志着心脏舒张期的开始^[28]。通过捕捉这些心音信号和心电信号时间点,可以评估心脏泵血效率、瓣膜功能以及可能的心血管疾病。

图11(b)为历史回放界面的结果图,数据回放功能实现了对心音和心电波形的精准复现,并且播放的心音音频清晰,此外还可以在波形回放过程中添加注释,以记录关键的信息。从图11(b)中可以看到某次心动周期的收缩期时间约为0.29 s,舒张期时间约为0.48 s,收缩期与舒张期呈现3:5的比值^[29];心电信号PR间期的时间约为0.13 s,QT间期的时间约为0.38 s,与正常心音与心电信号特征一致^[30]。

图11(c)和图11(d)为数据分析功能的界面,在该界面可以清晰地看到心音信号和心电信号的时域波形图像、快速傅里叶变换图像、连续小波变换图像和等高线图像。在频谱图像中可以直观地看到心音信号频率集中在20~600 Hz、心电信号频率集中在0.05~100 Hz^[31],符合心音与心电信号的频域特征。小波变换和等高线图像能够清晰展示心音信号中的S1和S2节点,同时也可以清楚地观察到心电信号中的心脏节拍。对于心血管疾病的早期筛查有着极其重要的价值。

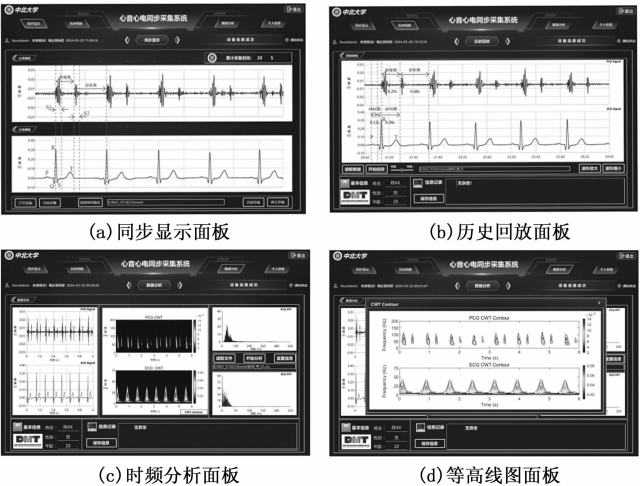


图11 系统功能模块结果图

6 结束语

本文设计并开发了基于MEMS心音心电一体化听诊器的同步采集与分析系统。该系统集成了MEMS一体化传感器、高精度模数转换器、高效数据传输机制以及直观的用户交互界面,具有易操作,易携带的特点。经过广泛的实验测试,该系统的心音与心电通道的相位差保持在2.056~3.235°范围内,同时软件上实现了心音与心电信号的同步采集和显示、数据回放及信号的时频域分析的功能,对心血管疾病的早期筛查与预防提供

了有价值的参考。此心音心电同步采集与分析系统可通过深度学习算法进一步优化,使之能自动检测并区分心血管病变引起的各种异常信号。

参考文献:

- [1] 中国心血管健康与疾病报告编写组.《中国心血管健康与疾病报告 2022》概要 [J]. 中国介入心脏病学杂志, 2023, 31 (7): 485-508.
- [2] YANG D, LIN Y, WEI J, et al. Assisting heart valve diseases diagnosis via transformer-based classification of heart sound signals [J]. Electronics, 2023, 12 (10): 2221.
- [3] KASHOU A H, NOSEWORTHY P A, BECKMAN T J, et al. Impact of computer-interpreted ECGs on the accuracy of healthcare professionals [J]. Current Problems in Cardiology, 2023: 101989.
- [4] 霍晓东. 基于 MSP430 的心音电子听诊系统设计 [D]. 保定: 河北大学, 2015.
- [5] 谈志军. 基于 Android 平台的心音听诊系统的研发 [D]. 广州: 华南理工大学, 2017.
- [6] 孙科学, 杨雨诺, 周依娜, 等. 基于 LabVIEW 的心音信号采集与分析平台构建 [J]. 实验技术与管理, 2018, 35 (8): 144-147.
- [7] CHOWDHURY M E H, KHANDAKAR A, ALZOUBI K, et al. Real-time smart-digital stethoscope system for heart diseases monitoring [J]. Sensors, 2019, 19 (12): 2781.
- [8] 王 志, 陈始圆, 陆嘉文, 等. 适用于智能听诊的心肺音、心电同步采集设备设计与研制 [J]. 中国医学物理学杂志, 2023, 40 (3): 361-368.
- [9] CUI J, LI Y, YANG Y, et al. Design and optimization of MEMS heart sound sensor based on bionic structure [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2022, 333: 113188.
- [10] SHI P, LI Y, ZHANG W, et al. Design and implementation of bionic MEMS electronic heart sound stethoscope [J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 22 (2): 1163-1172.
- [11] ALLAM J P, SAHOO S P, ARI S. Multi-stream Bi-GRU network to extract a comprehensive feature set for ECG signal classification [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2024, 92: 106097.
- [12] 赵一帆, 管雪元, 刘雨顺. 基于 ARM 的多路采集系统设计 [J]. 电子测量技术, 2021, 44 (15): 142-148.
- [13] 王朔彤. 心音心电一体化采集系统设计及实现 [D]. 太原: 中北大学, 2023.
- [14] 杨雪凯. 基于 USB 的多通道同步动态信号分析仪 [D]. 廊坊: 北华航天工业学院, 2021.
- [15] 尹鹏亮, 张永瑞, 崔永俊, 等. 混合数据采集与存储的实现 [J]. 计算机测量与控制, 2014, 22 (10): 3297-3300.
- [16] 孙伟峰, 贾 晨, 李 雯, 等. 基于 C# 与 Matlab 混合编程的 DopScat 海流反演平台 [J]. 实验技术与管理, 2022, 39 (12): 129-136.
- [17] 刘 亚, 王 静, 田新诚. 基于 C# 和 Matlab 混合编程的轴承故障诊断系统 [J]. 计算机应用, 2018, 38 (s2): 236-238.
- [18] 李俊杰, 杨思誉, 岳星宇. 基于心音心电信号的心衰分析系统 [J]. 软件工程与应用, 2022, 11 (1): 81-90.
- [19] CHATTERJEE S, THAKUR R S, YADAV R N, et al. Review of noise removal techniques in ECG signals [J]. IET Signal Processing, 2020, 14 (9): 569-590.
- [20] 陈 娟. 基于小波阈值法的心音信号降噪处理 [J]. 内蒙古科技与经济, 2021 (20): 104-106.
- [21] SHABANI S W. 基于小波变换和深度学习的心电图信号分析及其在心脏疾病检测中的应用研究 [D]. 兰州: 兰州交通大学, 2022.
- [22] KUMAR M A, CHAKRAPANI A. Classification of ECG signal using FFT based improved Alexnet classifier [J]. PLOS ONE, 2022, 17 (9): e0274225.
- [23] 刘 军. 基于 STFT (短时傅立叶变换) 和 Wavelet (小波变换) 的先天性心脏病 (CHD) 心音分析研究 [D]. 昆明: 云南大学, 2005.
- [24] CHERIF L H, BENMESSAOUD N, DEBBAL S M. Comparison between analysing wavelets in continuous wavelet transform based on the fast Fourier transform; application to estimate pulmonary arterial hypertension by heart sound [J]. International Journal of Biomedical Engineering and Technology, 2021, 36 (2): 189-202.
- [25] SAFDAR M F, NOWAK R M, PAKA P. Exploring artificial intelligence algorithms for electrocardiogram (ECG) signal analysis: a comprehensive review [J]. Computers in Biology and Medicine, 2023: 107908.
- [26] 甘群文. C# 多线程同步与异步的实现 [J]. 电脑开发与应用, 2009, 22 (9): 35-37.
- [27] KHAN MAMUN M M R, ELFOULY T. AI-enabled electrocardiogram analysis for disease diagnosis [J]. Applied System Innovation, 2023, 6 (5): 95.
- [28] GIORDANO N, ROSATI S, BALESTRA G, et al. A wearable multi-sensor array enables the recording of heart sounds in homecare [J]. Sensors, 2023, 23 (13): 6241.
- [29] BAO X, XU Y, LAM H K, et al. Time-frequency distributions of heart sound signals: a comparative study using convolutional neural networks [J]. Biomedical Engineering Advances, 2023, 5: 100093.
- [30] HAN Y, HAN P, YUAN B, et al. Novel transformation deep learning model for electrocardiogram classification and arrhythmia detection using edge computing [J]. Journal of Grid Computing, 2024, 22 (1): 1-7.
- [31] BANG J. Subcutaneously insertable cardiac monitor for atrial fibrillation and HF using ECG and phonocardiography as biomarkers [J]. Basic to Translational Science, 2023, 8 (4): 380-382.