

心阻抗分析仪的设计

李树阳, 李丕丁, 项华中

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2023年9月14日; 录用日期: 2023年11月15日; 发布日期: 2023年11月21日

摘要

生物电阻抗技术作为一项无创、安全、便捷的检测方法, 在生理信息提取和医学辅助诊断领域已取得广泛应用。然而, 目前可用于测量心阻抗的设备通常存在工作频率范围狭窄且造价昂贵的限制。为了提高医生在心脏诊断方面的工作效率, 我们致力于设计一款基于多核异构技术的心阻抗分析测量系统。本系统采用ZYNQ多核异构芯片, 以软硬件协同的方式实现心阻抗激励和数据采集的同步操作, 同时也提供了数据可视化和定量分析功能。系统采用了程控变频方法来对心脏进行电流激励, 并通过外差定频和正交解调技术, 将信号频率稳定解调到低频段, 以有效采集心阻抗信号。数据高速传输则通过UDP网络通信方式实现, 同时在上位机进行波形的ReBeatICG特征提取, 以便计算出血流动力学相关参数, 进一步协助医生进行诊断。这款基于多核异构技术的心阻抗分析系统对15名健康受试者的心功能参数进行测量。结果表明: 实验图像中能够完整并清晰地检测到人体的ICG信号, ICG信号的特征值提取准确率高达99.56%。15名受试者的各项心脏血流动力学参数均在正常范围内。因此测量系统可以用于人体心功能参数的测量, 不仅提高了诊断的效率, 还增加了诊断设备的便携性。

关键词

阻抗微分信号, 预处理, ReBeatICG特征提取, 外差定频, 正交解调

Design of Cardiac Impedance Analyzer

Shuyang Li, Piding Li, Huazhong Xiang

School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

Received: Sep. 14th, 2023; accepted: Nov. 15th, 2023; published: Nov. 21st, 2023

Abstract

Bioelectrical impedance technology is widely used as a safe and noninvasive method for detecting physiological information and providing medically assisted diagnoses. However, devices that cur-

rently measure cardiac impedance have limited operating frequency ranges and are often costly. To enhance medical professionals' efficacy in identifying cardiac-related disorders, we will develop a cardiac impedance analysis and assessment mechanism that will utilize multicore heterogeneous technology. Through a harmonious coordination of hardware and software, the ZYNQ multicore heterogeneous chip facilitates simultaneous cardiac impedance excitation and data acquisition. Additionally, it offers functions for data visualization and quantitative analysis. The system uses a frequency conversion method programmed to excite current in the heart. It stabilizes the demodulation of the signal frequency into a low-frequency band by utilizing external difference frequency fixing and quadrature demodulation techniques, ensuring effective acquisition of the cardiac impedance signal. High-speed data transmission is achieved through UDP network communication. ReBeatICG waveform feature extraction is executed on the upper computer to calculate hemodynamics-related parameters, which assist physicians in diagnosis. This cardiac impedance analysis system, utilizing multinuclear heterogeneous technology, measured cardiac function parameters of 15 healthy subjects. The results demonstrate that the ICG signal can be accurately extracted with a precision of 99.56% and clearly detected in the image displayed on the experimental measurement's upper computer. Additionally, various cardiac hemodynamic parameters were found to be within the normal range in all 15 subjects. The measurement system can be used to measure various human cardiac function parameters, thereby enhancing diagnostic efficiency and equipment portability.

Keywords

Impedance Differential Signals, Preprocessing, ReBeatICG Feature Extraction, Outlier Frequency Fixing, Orthogonal Demodulation

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

心脑血管疾病目前已经成为危害人类身体健康的头号杀手，心血管疾病具有极高的治病率、致残率和致死率。世界卫生组织的统计数据表明，全世界每年因心血管类疾病死亡人数超过 700 万[1]。在我国心血管类疾病的发病率逐年上升。目前，全国患有心血管疾病将近有 2.9 亿人次，每年死于此类疾病的人数约有 300 万，治疗心脑血管类疾病的花费高达 1300 亿元人民币，给国家和人民造成了极大的心理负担与经济负担。

阻抗分析仪作为测量血流动力学参数的一种工具，可以有效的预防和诊断心血管疾病。目前市场上的阻抗分析仪层出不穷[2]，如美国 KeySight 公司的 E4990A、TH2839A 等系列，这些产品测量频率范围宽，频率分辨率高，测量量程大且灵活度高，但产品造价高、设备笨重、应用场景存在局限。张楠等人[3]利用 AD9851 芯片作为信号发生器，AD8302 芯片作为幅度及相位检测器设计了一款嵌入式阻抗分析仪用于测试晶体滤波器的输入阻抗，但是该分析仪应用对象存在局限性，不能够用于测试除晶体滤波器输入阻抗的其他产品阻抗；祁雨等人[2]基于虚拟仪器技术设计一款阻抗分析仪，利用信号发生卡输出电压激励信号，使用高速数据采集卡进行同步采集，以 labVIEW 为平台开发测控软件进行阻抗测量与数据分析处理，但是该系统频率分辨率相对较低，而且测量阻抗的量程选择存在局限性。

目前市场上的人体心阻抗分析仪大多价格昂贵，而且主要是基于单频，对于多频率点的阻抗分析，

大多频率点固定, 存在局限性[4]。因此需要设计一款携带方便, 价格适中, 功能完善的人体阻抗分析仪, 基于多核异构的技术是一个不错的选择。

2. 心阻抗检测方法与方案设计

2.1. 心阻抗产生生理模型

人体是由细胞构成的, 细胞是人体结构与生理功能的基本单位, 是生长、发育的基础[5]。人体细胞主要由细胞膜、细胞质和细胞核构成。细胞的生物结构决定了其电气特性。如图 1 所示为细胞的等效电路模型[6] [7]。

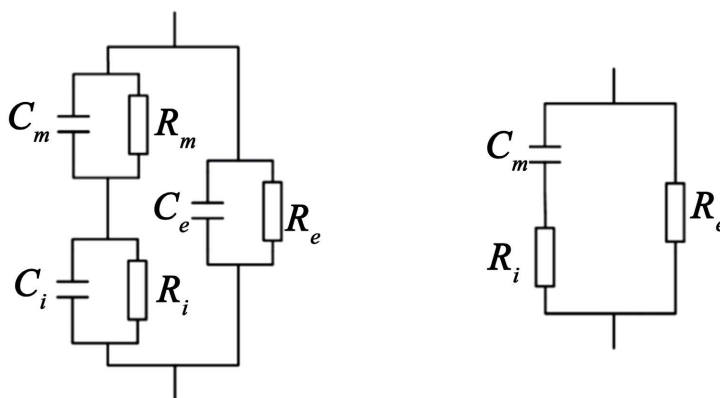


Figure 1. Human impedance equivalent model

图 1. 人体阻抗等效模型

其中, R_m 与 C_m 表示细胞膜的等效电阻与电容; R_i 与 C_i 表示为细胞内液的等效电阻与电容; R_e 与 C_e 表示为细胞外液的等效电阻与电容[8]。由于液体的导电能力比较强, 所以电容容值比较小, 可以忽略不计; 由于细胞膜主要呈容性, 因此等效电阻部分可以忽略不计。因此可以将细胞的等效电路模型简化为 Fricke 模型(三元件生物阻抗模型), 如图 1 所示。

根据细胞的等效电路模型可以得出, 当频率达到 MHz 级才能够穿透细胞膜达到细胞内液, 获取更多的生物组织信息[9]。因此我们采用频率范围为 0~1 MHz 的电压激励信号。

2.2. 心阻抗信号产生机理

心阻抗信号产生的基本原理是基于生物体变化时引起的电阻抗的变化[10]。在心脏的舒张与收缩过程中, 胸腔内部主动脉的容积在血流量出现变化时也会随之变化, 并且因为血液的导电性也会引起心脏电阻抗显著性的变化[11]。通过在胸腔适当位置放置电极, 测量血流阻抗变化情况, 得到心阻抗图。

图 2 展示了心阻抗以及心阻抗图(impedance cardiogram, ICG), 其中 Z 为心阻抗信号, ICG 为心阻抗图微分信号。心阻抗微分信号主要包括波峰 S、切迹 I、重搏波 D 和 A 波, 由于没有负向波, 因此波形的用处存在局限, 因此临床上多采用心阻抗微分信号, 使用心阻抗微分信号能够更直观地观察信息, 获取更多的心脏病理及生理信息, 能够快速分析心功能[12]。

心阻抗微分信号波形存在更加明显的特征, 能够更加直观地反映出心脏在各个阶段的变化。其波形中主要存在四个重要的特征点分别是 B 波、C 波、X 波以及 O 波。心阻抗微分信号波形能够有效的反应人体胸腔内相关血流动力学的变化, 观测心脏状态, 实现心功能的评估, 能够快速判断出心脏生理病理变化, 进行早期预警或诊断。

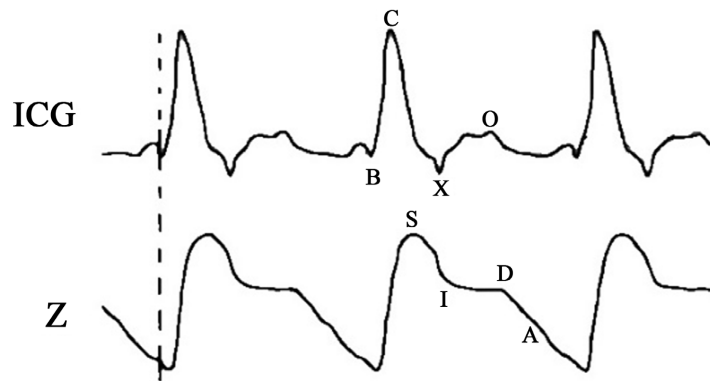


Figure 2. ICG signal and characteristics
图 2. ICG 信号及其特征

2.3. 心阻抗检测方法

心阻抗信号的检测方法在临床上主要分为有创和无创两种。通常情况下，对于有创检测，可以得到理想的数据，但是付出的代价是极大的。对于检测方式最优的选择是无创测量。无创测量方法主要采用恒流法，即将有效值恒定的高频电流通过放置于人体胸腔体表的贴片电极将心阻抗的变化转化为电压变化。利用无创检测方式主要采用 Kubicek 四电极检测法[13]。该方法主要基于欧姆定律和电压分压定律，通过将电流源与电压检测器分来，排除电路对测量结果的影响。但这种方法需要将电极带捆绑在颈部与腹部，捆绑稍紧或者较为松散都会影响检测数据。因此，我们采用自动平衡电桥方案。自动平衡电桥模型[14]的原理主要是将电流经过未知阻抗转化为电压，即被测阻抗是由流经它的电流值来确定的。

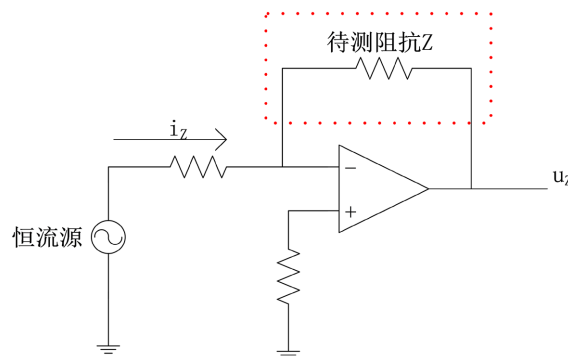


Figure 3. Self-balancing bridge improvement
图 3. 自动平衡电桥改良

如图 3 所示，已知电阻和被测阻抗与运算放大器的反向端相连，根据运算放大器“虚短”的概念，运算放大器的同相端电压等于反相端电压，因此反相端的电位为零。运算放大器的输出端电压为被测阻抗两端负电压。因此通过公式(1)可以计算得到被测元件的阻抗 Z 。

$$Z = -\frac{u_z}{i_z} = |Z| \angle \varphi \quad (1)$$

其中， i_z 为正弦交流电流， u_z 为正弦交流电压，其表达式如下：

$$i_z = I_m \sin(\omega_0 t + \varphi_0) \quad (2)$$

$$u_z = U_m \sin(\omega_0 t + \varphi_1) \quad (3)$$

式中, I_m 与 φ_0 为交流电流的幅值与相位, U_m 与 φ_1 分别为交流电压的幅值与相位。

$$|Z| = \frac{U_m}{I_m} \quad (4)$$

$$\varphi = \varphi_1 - \varphi_0 \quad (5)$$

通过公式(4)、(5)可以求出阻抗的幅值与相位。

2.4. 阻抗方案设计

传统的阻抗检测方法大多采用信号发生器与幅值及相位检测器搭配的放大进行阻抗的测量[2]。该测量方法对幅值与相位检测器的采样频率有很高的要求, 所以该传统方案对高频信号的采集有着严格的要求[15]。基于心阻抗生理模型, Schwann H.P. 在研究生物电阻抗或者介电特性在某个频率范围内变化的趋势时提出了频散理论[16], 因此我们需要采用可变频率的激励电流作为未知阻抗的激励。我们采用外差与正交矢量锁相放大的方法将可变频信号解调到低频区域, 降低了对信号的采集要求。

人体生物阻抗检测系统方案设计如图 4 所示, 由电流激励源、外差锁定模块、正交解调模块、软件部分等组成。电流激励部分主要以 AD9833 芯片为核心完成对正弦变频电压的输出。信号采集部分主要由 AD7190 芯片完成对 IQ 两路信号的同步采集。锁相放大部分主要完成外差功能与正交解调部分, 外差功能主要实现将被测信号变频到一个固定的中频; 正交解调部分主要将高频信号解调到低频信号, 可以降低信号采样率。软件控制部分主要完成对正弦电压激励信号的变频控制以及信号采集后的数据处理功能[17]。系统的主控芯片采用 ZYNQ7020。ZYNQ 的 PL 端完成各模块的驱动编写, PS 端完成对各模块驱动的应用, 利用模数转换器将 I 和 Q 两路分量信号转化为数字量, 经过数据的简单处理, 并由串口实时传输至上位机, 通过系统软件算法分析处理完成人体阻抗采集。

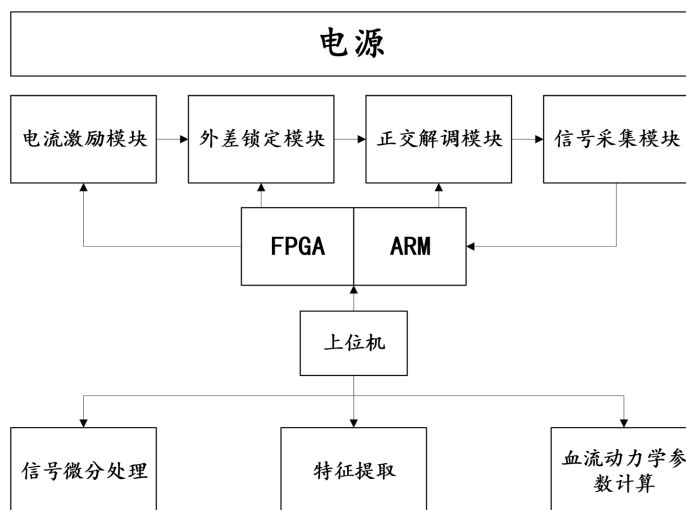


Figure 4. System scheme
图 4. 系统方案

3. 阻抗分析仪硬件设计

3.1. 主控单元

主控单元采用 ZYNQ7020 芯片, 该芯片采用多核异构方式结合全可编程 FPGA 技术以及 ARM 的处理器核, 可以进行高性能的数字信号处理核控制任务。

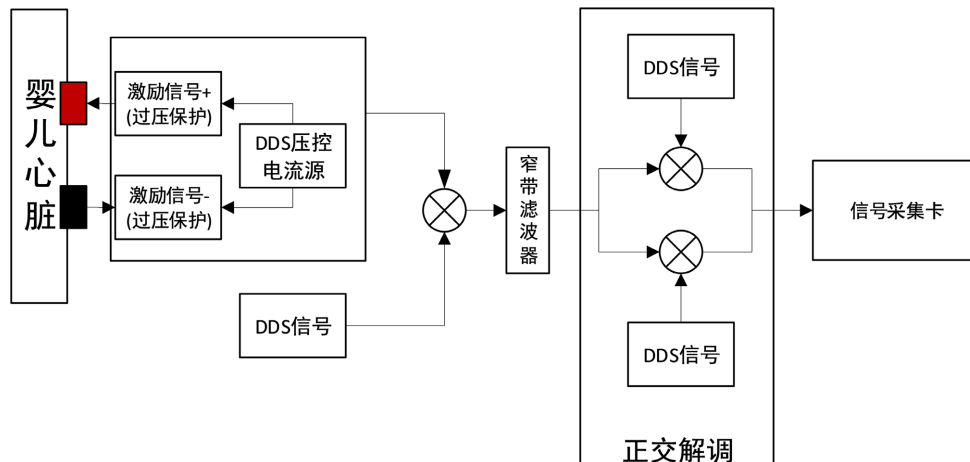


Figure 5. Cardiac impedance hardware framework
图 5. 心阻抗硬件框架

图 5 为心阻抗硬件框架，在该采集系统中，主控需要控制 DDS 压控电流源产生不同频率的正弦信号；另外，需要满足同时采集多路信号。使用 FPGA 完成驱动编写，使用 ARM 处理器完成系统控制与信号采集。

3.2. 信号激励模块

根据上章系统设计中，该系统需要两路相位相差 90 度的正弦信号和两路频率相差固定频率的可编程频率正弦信号，同时四路正弦信号需要保持同步[18]。DDS (Direct Digital Synthesizer, 直接数字式频率合成器)是一种常用的波形产生手段。本设计选用 AD9833 作为信号激励源。AD9833 是一款包含 28 位频率寄存器和 12 位相位寄存器的 DDS 芯片，通过 SPI 编程可以实现相应频率的正弦波输出。多片 AD9833 可以通过共用外部时钟与复位信号实现同步工作。本系统采用 25 MHz 系统时钟时，输出信号的频率分辨率为 0.1 Hz，DDS 信号源电路如图 6 所示。

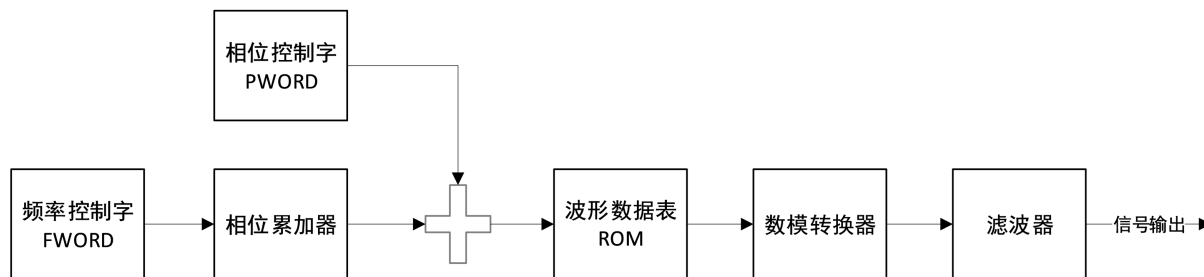


Figure 6. DDS basic structure diagram
图 6. DDS 基本结构图

由于 AD9833 的输出信号存在基波频率的谐波与镜像频率。使用低通滤波器可以有效地消除镜像频率，能够达到较好的频谱性能。针对 AD9833 输出信号频率的范围在 2 MHz 以内，因此该输出信号的镜像频率会保持在 23 MHz 以上。

如图 7 所示，采用了 6 阶切比雪夫低通滤波器，DDS 的输出阻抗为 200 Ω，通过电阻实现阻抗匹配，之后经过一个无源高通滤波器，同时可以消除 DDS 输出信号的直流偏置，完成对后续信号的电压控制，满足对后续信号的处理与控制。本系统接收上位机指令，采用 FPAG 与 DDS 技术产生不同频率的激励信号[19]，其输出频率范围为 0~1 MHz。

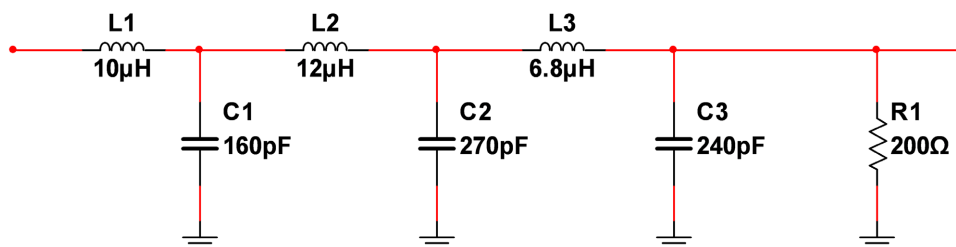


Figure 7. LC Low pass filter
图 7. LC 低通滤波器

3.3. 压控电流源

DDS 输出需要给人体输入安全的信号作为激励源, 流经人体最大的安全电流为 10 mA, 为了确保医疗安全同时减少接触电阻, 本系统采用电流源[1]作为激励源, 激励电流有效值保持为 1 mA。Howland 电流源、镜像电流源、带负反馈电压控电流源[9]等都可以作为电路的电流激励源。Howland 电流源[18]基本原理是电桥平衡, 结构简单, 成本低, 但该电流源对电阻的精度要求很高, 一般情况下很难达到量产的地步。对此, 利用了集成差动放大器内部的匹配电阻, 同时采用电压跟随的原理, 提供电压跟随与高阻状态, 避免了电阻匹配性要求高的问题, 输出电流由公式可得, 其中 $R = R_1$ 。压控电流源电路如图 8 所示。

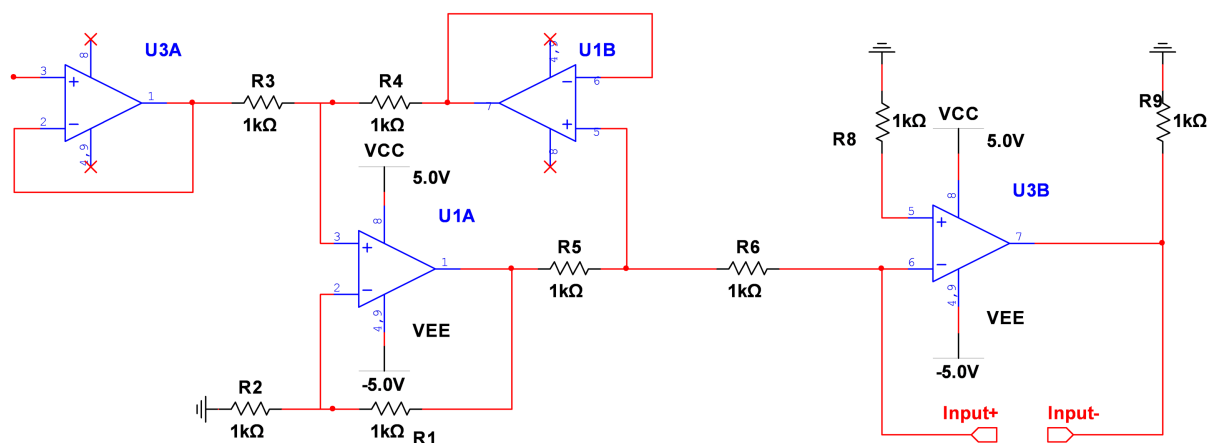


Figure 8. Howland current source
图 8. Howland 电流源

在压控电流源电路中, 电流输出经过电压跟随器, 通过电压跟随器的负反馈端作用于人体, 这样不仅可以防止阻抗不匹配带来的问题, 同时还可以保证人体电流安全[1]。在保证电流处在人体安全电流范围内的同时, 还考虑到了电极片脱落情况下对人体的安全问题, 当电极片脱落之后, 电极片的电压并不会对人体造成安全问题。

3.4. 锁定模块

经过人体阻抗的信号具有不同频率, 很难从不同频率的信号中获取到想要的信息。要想获取到人体阻抗的信息就需要将不同频率的信号稳定到固定频率。外差定频主要使用了外差式锁定放大器的原理, 将频率不稳定的信号转化为稳定的中频信号, 与具有不同频率的原始扫频信号相比, 更容易处理。外差模块的结构框图如图 9 所示, 将被测信号经过与参考信号混频, 变频到一个固定的中频, 然后经过带通滤波器, 提取出单一频率的中频信号, 该信号中就会存在心脏的阻抗信息。

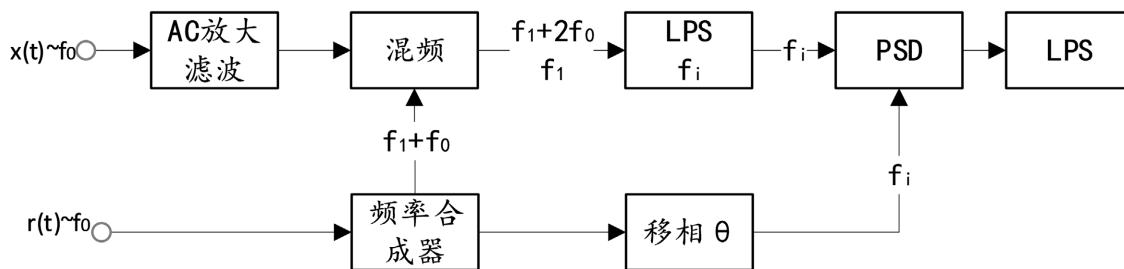


Figure 9. Heterodyne structure block diagram

图 9. 外差结构框图

3.5. 正交解调模块

在 2.1 中介绍过人体阻抗的等效电路模型，人体阻抗可以用模 $|Z|$ 、相位角 ϕ 来表示，所以使用正交矢量式锁定放大器可以很好的获取到阻抗信息[7]。正交矢量式锁定放大器的结果如图 10 所示。

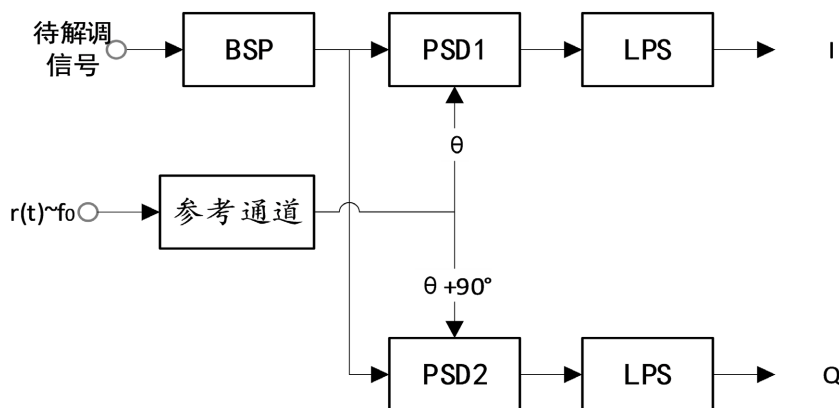


Figure 10. Orthogonal demodulation structure block diagram

图 10. 正交解调结构框图

待解调信号为：

$$AX(t)\cos(\omega_0 t + \varphi) \tag{6}$$

其中 $X(t) = \cos(2\pi ft)$; $\omega_0 = 2\pi f_0$;

f 为调制信号频率； f_0 为载波信号频率； A 是调制信号幅值。待测信号分别于正弦信号、余弦信号相乘，得到的结果如下：

$$\gamma_i(t) = \frac{2}{A} X(t)\cos(\varphi) + \frac{A}{2} X(t)\cos(2\omega_0 t + \varphi) \tag{7}$$

$$\gamma_q(t) = \frac{2}{A} X(t)\sin(\varphi) + \frac{A}{2} X(t)\sin(2\omega_0 t + \varphi) \tag{8}$$

经过低通滤波器滤除高频分量后，做如下幅值、相位计算：

$$X(t) = 2\sqrt{h_i^2(t) + h_q^2(t)} \tag{9}$$

$$\varphi = \arctan\left(\frac{h_q(t)}{h_i(t)}\right) \tag{10}$$

4. 阻抗分析仪软件与算法设计

系统软件部分主要由用户界面和算法组成。用户界面主要包括心动图波形显示以及血流动力学相关参数显示。算法主要包括心阻抗微分信号处理[20]、ReBeatICG 特征提取算法[21]和血流动力学参数计算[10]。心阻抗微分信号处理过程主要是完成对 IQ 解调信号的幅度与相位的计算以及对 ICG 信号的提取[22]，通过对 ICG 信号的形态、幅值、波形宽度等特征进行分析就可以计算得到相关血流动力学参数；ReBeatICG 算法主要是使用 SG 滤波器对 ICG 信号进行降噪处理，同时对信号进行平滑处理，为后续的特征提取提供便利，特征提取通过对 ICG 信号上各特征点的时域相关特征对 B、C、X、O 四点进行获取[13]。

4.1. ReBeatICG 特征提取

文献中大多数最先进的算法都是基于多心动周期平均技术(the Averaging of Multiple Cardiac Cycles Technique) [21]，但这需要从心电图(ECG)中同步获取节拍进行参考。这种方法可以去除运动伪影、呼吸影响和随机分布噪声，这些都是影响 ICG 信号的主要噪声源，但无法满足信号处理的实时性，不适合应用于实时性和超低功耗的微控制器中。

ReBeatICG 算法，只依赖于 ICG 信号，不需要对心电信号(ECG)和心动图(ICG)进行比对，降低了对信号采集于处理的复杂度。该算法主要依赖 Savitzky-Golay(SG)自适应滤波器。SG 滤波器通过对原始信号的局部近似拟合来实现平滑。SG 滤波器使用滑动窗口和多项式拟合来估计局部信号趋势，并用该估计值代替原始信号中的数据点。

对 ICG 信号的特征提取主要是对 B、C、X、O 点的提取。下面对这几个特征点做详细介绍：

B 波：表示朝向 C 波的最后快速上冲的起始点。它与主动脉瓣开放有关；

C 波：表示一个心动周期内振幅最大的峰值，代表着最大收缩量；

X 波：表示心阻抗微分信号中向 O 点急剧上升的起始点。它代表主动脉瓣关闭；

O 波：表示 C 波与 C 波之间前半部分的局部最高点。它代表二尖瓣的开放；

ICG 信号中 C 点比较清晰，它是心阻抗微分信号周期中的波峰；对于 B 点，它为 C 波的起点，临床上通常将微分图主波(C 波)上幅值等于 $1.5 \times \left[\frac{dz}{dt} \right]_{\max}$ 的一点作为 B 点，本文可以基于这两点可以确定 B 点；

X 点在 C 波之后的第一个幅度较大的负向波，本文采用标记波谷的方式；O 点为 C 点与 C 点之间前半部分的局部最高点，本文可以基于这一点可以确定 O 点位置。

4.2. 用户界面软件设计

上位机用户界面是基于 Qt 架构开发，其强大的跨平台操作移植性为本系统的下一步规划提供了十分友好的解决方案，用户界面如图 11 所示。

本系统用户界面的功能主要分为以下几部分：

用户信息填写。填写用户的相关信息，为大量数据的存储提供了用户标签，方便查询相关用户的检测数据；

上下位机网口通信。此过程中，通过网口控制产生指定频率的激励信号，并同时采集心阻抗信号，对下位机的 UDP 数据包进行 CRC 校验，校验成功开始解析用户数据，完成对心阻抗数据的提取；

实时数据显示。显示区域主要实现对心阻抗数据的算法处理与可视化过程，能够更加直观地观察到阻抗信息波形，从而让医生进行辅助性判断，获取更多信息；

数据库存储管理。调用 SQLite 轻量级数据库进行对 ICG 信号数据按照用户进行分类存储，方便对用户信息及测试数据的管理。

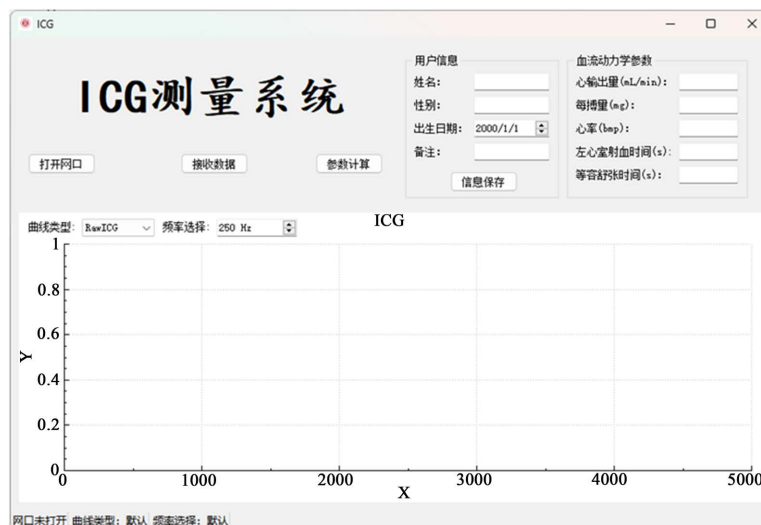


Figure 11. User interface window

图 11. 用户界面窗口

5. 阻抗分析仪系统验证

5.1. ICG 信号处理

根据本文的方法,对 15 位受试者在平稳呼吸状态下采集 5 分钟心阻抗信号,并对其进行微分处理与降噪平滑处理。本文采用 SG 自适应滤波器对 ICG 信号进行降噪平滑处理。

因此我们采用的 SG 滤波器窗口长度为 59,多项式阶数为 3,这样方便进行特征提取,如图 12 所示,上图为 ICG 原始信号,下图为 ICG 经过 SG 滤波器的处理信号。

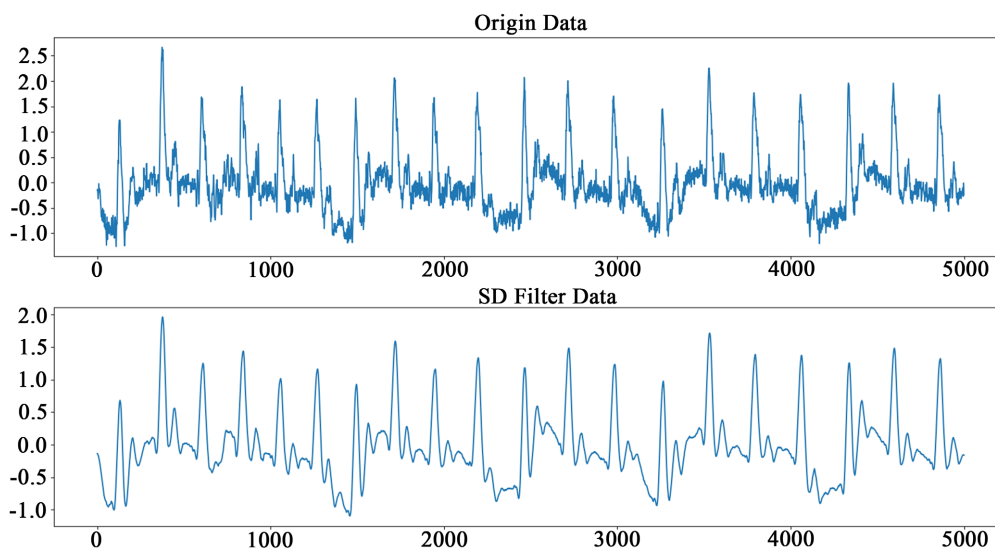


Figure 12. SG filters handle contrast

图 12. SG 滤波器处理对比

5.2. 特征提取结果分析

特征提取过程中,多处漏检和误检均发生在信号特征缺失处。分析原因可能是 ICG 信号的微弱性使

其在采集过程中极易受到噪声的干扰，特别是噪声叠加到有用信号的频率段内，导致信号被淹没；也有可能是测试者在采集过程出现一些不规范的动作行为造成信号的不稳定，影响信号形态学特征。通过对 ICG 信号的特征提取，准确定位 B、C、X、O 各特征点是计算心率(heart rate, HR)、每搏输出量(stroke volume, SV)、心输出量(cardiac output, CO)等血流动力学参数的基础[23]。

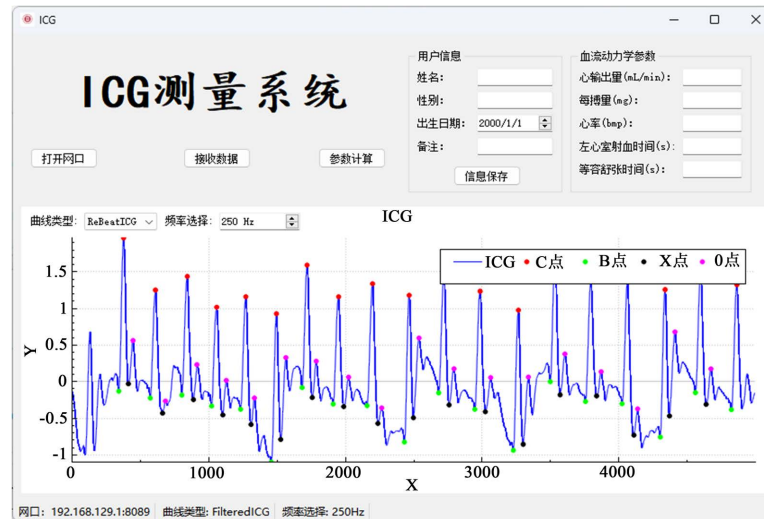


Figure 13. Feature extraction result
图 13. 特征提取结果

根据对 15 位受试者 5 分钟内平稳呼吸状态下的 ICG 信号进行特征值提取[20]，特征提取结果如图 13 所示。

$$\text{漏检率} = \frac{\text{漏检数}}{\text{总心动周期}} \times 100\% \quad (6)$$

$$\text{误检率} = \frac{\text{误检数}}{\text{总心动周期数}} \times 100\% \quad (7)$$

$$\text{准确率} = \frac{\text{总心动周期数} - \text{漏检数} - \text{误检数}}{\text{总心动周期数}} \times 100\% \quad (8)$$

对特征提取的点进行按照心动周期为单位进行划分，每一心动周期内特征点的提取出现错误，即视为该周期存在误检；每一心动周期内特征值未被提取出，即视为该心动周期存在漏检，参照公式(6)、(7)、(8)，分别可以计算特征值提取算法的漏检率、误检率以及准确率，最终算法测试结果如表 1 所示。

Table 1. Feature point extraction accuracy test results
表 1. 特征点提取准确度测试结果

| 用户编号 | 心动周期数 | 漏检 | 误检 | 漏检率(%) | 误检率(%) | 准确率(%) |
|------|-------|----|----|--------|--------|--------|
| 1 | 297 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 2 | 309 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 3 | 368 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 4 | 403 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 5 | 388 | 1 | 0 | 0.258 | 0 | 99.742 |

Continued

| | | | | | | |
|----|-----|---|---|-------|-------|--------|
| 6 | 345 | 2 | 1 | 0.580 | 0.290 | 99.130 |
| 7 | 333 | 1 | 2 | 0.601 | 0.300 | 99.099 |
| 8 | 382 | 0 | 5 | 0 | 1.309 | 98.691 |
| 9 | 390 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 10 | 308 | 0 | 1 | 0 | 0.325 | 99.675 |
| 11 | 386 | 1 | 5 | 0.259 | 1.295 | 98.446 |
| 12 | 350 | 1 | 0 | 0.286 | 0 | 99.714 |
| 13 | 327 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 14 | 336 | 0 | 0 | 0 | 0 | 100 |
| 15 | 344 | 1 | 2 | 0.291 | 0.581 | 99.128 |

ICG 信号进行特征值提取, 分别计算漏检率、误检率和准确率, 最终统计结果如表所示。最终对降噪算法以及特征识别算法进行验证, 最终检测的准确度高达 99.56%, 可以进一步保证基于 ICG 信号降噪与特征提取算法技术的血流动力学参数结果的准确性。

参考文献

- [1] 沈卓然. 心阻抗血流图检测及数据分析方法研究[D]: [硕士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2019.
- [2] 祁雨, 邢兰昌, 刘昌岭, 等. 基于虚拟仪器技术的阻抗分析仪设计与开发[J]. 电子测量技术, 2017, 40(6): 19-24.
- [3] 张楠, 马延军. 嵌入式阻抗分析仪设计[J]. 电子器件, 2019, 42(5): 1340-1343.
- [4] 沈毅鸿. 小型生物电阻抗测量系统研究[D]: [硕士学位论文]. 大连: 大连理工大学, 2018.
- [5] Grimnes, S. (2008) Bioimpedance and Bioelectricity Basics. Elsevier Ltd., Oxford, 333-409.
- [6] 李曙, 王直, 滕凯, 等. 基于 STM32 的生物电阻抗测量系统的设计与应用[J]. 电子器件, 2023, 46(1): 268-274.
- [7] 王玮. 基于阻抗检测的血液动力学监护系统[D]: [硕士学位论文]. 天津: 天津大学, 2005.
- [8] 王鹏举. 基于生物电阻抗技术的人体成分分析方法研究[D]: [硕士学位论文]. 西安: 西安理工大学, 2022.
- [9] 陈建君. 基于生物电阻抗技术的肺功能检测方法系统与系统研究[D]: [硕士学位论文]. 重庆: 重庆大学, 2018.
- [10] 赵越. 心阻抗检测及其信号分析方法研究[D]: [硕士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2015.
- [11] 李静辉. 多模态心功能信号处理及辅助诊断方法研究[D]: [博士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2022.
- [12] 王丹妮. 基于深度学习的生物阻抗信号心功能评估方法研究[D]: [硕士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2021.
- [13] 赵凯旋. 基于 ARM 的心阻抗与心电信号联合检测系统的研究与实现[D]: [硕士学位论文]. 沈阳: 沈阳工业大学, 2014.
- [14] 陶文清, 胡文丽, 魏诗雨. 电缆阻抗检测方法与设备的研究[J]. 电工技术, 2023(11): 128-130.
- [15] 杨淇仁, 陈波, 刘娜. 基于 ARM-Linux 的便携式人体阻抗分析仪设计[J]. 微计算机信息, 2010, 26(8): 120-121+119.
- [16] 庄翠芳. 人体生物电阻抗检测技术研究[D]: [硕士学位论文]. 长沙: 湖南师范大学, 2016.
- [17] 刘俊杰, 杨卫东, 李涛, 等. 一种小型阻抗分析仪的设计[J]. 电子制作, 2015(13): 67-69.
- [18] 林兴建, 赵伟杰, 刘晓娟, 等. 用于生物电阻抗检测的 Howland 电流源恒流特性研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(2): 290-294.
- [19] 尹晓亮. 基于 FPGA 的人体阻抗测量系统研究与实现[D]: [硕士学位论文]. 北京: 北方工业大学, 2022.
- [20] 张亚丹, 季忠, 谭霞, 等. 用于无创心功能检测的心阻抗微分信号处理[J]. 生物医学工程学杂志, 2019, 36(1): 50-58.

-
- [21] Pale, U., Müller, N., Arza, A., *et al.* (2021) ReBeatICG: Real-Time Low-Complexity Beat-to-Beat Impedance Cardiogram Delineation Algorithm. *43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, Mexico, 1-5 November 2021, 5618-5624.
- [22] 秦旭. 射频阻抗分析仪的设计[J]. 电子设计应用, 2004(11): 121-123.
- [23] 赵云冬, 季忠, 彭承琳, 等. 基于小波变换的心阻抗微分信号去噪及特征点检测研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015, 32(2): 284-289.