

文章编号: 1671-7449(2024)06-0678-08

基于FPGA的表皮阻抗检测系统设计

杨润, 郝国栋, 王泽宇, 韩建宁*

(中北大学 信息与通信工程学院, 山西 太原 030051)

摘要: 人体皮肤状态信息的评估与研究在现代生活中愈发重要, 而实际应用又缺乏便捷的仪器设备能够直接反映表皮组织信息, 因此设计了一种基于现场可编程门阵列(FPGA)的表皮阻抗测量系统, 并对人体表皮的阻抗值进行了实验测量研究。本系统以FPGA处理器为控制核心, 高精度阻抗转换芯片AD5933及其外围电路作信号采集功能, 两者之间通过I2C总线协议来传输数据与控制信号, 采集得到的数据经过FPGA处理器进行相应的校准和计算处理后, 通过RS232串口传输至PC端上位机进行显示, 实现对表皮阻抗信息的实时采集与显示。实验结果表明, 该系统运行快速稳定, 可以比较准确地测量表皮的阻抗值, 实现实时观察阻抗值变化情况的功能。

关键词: 现场可编程门阵列(FPGA); AD5933芯片; 阻抗检测; 皮肤阻抗

中图分类号: TN606

文献标识码: A

doi: 10.3969/j.issn.1671-7449.2024081

引用格式: 杨润, 郝国栋, 王泽宇, 等. 基于FPGA的表皮阻抗检测系统设计[J]. 测试技术学报, 2024, 38(6): 678-685.

YANG Run, HAO Guodong, WANG Zeyu, et al. Design of FPGA-based epidermal impedance detection system metamaterial[J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2024, 38(6): 678-685.

Design of FPGA-Based Epidermal Impedance Detection System Metamaterial

YANG Run, HAO Guodong, WANG Zeyu, HAN Jianing*

(School of Information and Communication Engineering, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Since the evaluation and research of human skin state information is becoming more and more important in modern life, and the practical application lacks convenient instrumentation that can have a direct reflection of the epidermal tissue information, this paper designs an epidermal impedance measurement system and carries out certain experimental measurements of the impedance value of human epidermis for research. The system takes the FPGA processor as the control core, the high-precision impedance converter chip AD5933 and its peripheral circuits as the signal acquisition function, and the data and control signals are transmitted through the I2C bus protocol between the two, and the acquired data are processed by the FPGA processor through the corresponding calibration and computation, and then transmitted to the PC through the RS232 serial port to display in real-time, to realize the real-time acquisition of epidermal impedance information. Real-time acquisition and display of epidermal impedance information. Experimental results show that the system runs stably, can measure the impedance value of the epidermis

收稿日期: 2024-02-26

基金项目: 山西省自然科学基金面上资助项目(202103021224201); 山西省回国留学人员科研资助项目(2023-127); 中北大学研究生创新科技立项(20221835)

作者简介: 杨润(1999-), 男, 硕士生, 主要从事信号与系统研究。E-mail: 1255602931@qq.com。

* **通信作者:** 韩建宁(1980-), 男, 教授, 博士, 主要从事人工智能、信号处理技术研究。E-mail: hanjin46@nuc.edu.cn。

accurately, and realizes the function of real-time observation of impedance value changes.

Key words: field programmable gate array(FPGA); AD5933 chip; impedance detection; skin impedance

0 引言

皮肤是人体的最外层,有着保护机体免于外部不利环境影响的功能,是人体主要的器官之一^[1]。同时,皮肤病也是最普遍的疾病之一,影响世界 30%~70% 的人^[2]。因此,对人体皮肤状态信息的评估与研究也愈发重要^[3]。

当前,利用生物组织的电学特性非侵入式提取人体生理信息的生物电阻抗技术^[4](Bioelectrical Impedance Technology, BIT)已越来越多地应用于生物体内各类状态信息的评估研究^[5]。如,李曙等^[6]设计的血凝电阻抗系统可以测得血液中凝血因子的浓度;孙丙帅等^[7]研究的阻抗检测系统可以对人体成分进行分析。BIT 通过向检测对象施加安全的激励信号(电流或电压),在检测目标理化性质发生变化时检测其反馈的响应信号,计算出对应的电阻抗数据,最后根据不同的研究目标,从中提取与人体病理、生理状况相关的信息^[8]。BIT 具有低成本、无创、功能信息丰富、可重复性强等特点,受到了国内外学者的广泛青睐。

邹瞿超等^[1]、赵荣建等^[2]分别对人体皮肤的渗透性及皮肤的创伤状态进行评估,实验结果表明BIT可以在一定程度上反映出人体皮肤状态的部分信息,

但数据精度较低。通过查阅大量相关文献发现,现有的生物阻抗以及表皮阻抗的测量系统大部分是基于 AD5933 芯片设计的^[7-14],这是一款高精度的生物阻抗测量芯片。使用该芯片可以采集到精度足够的生物阻抗数据,但是这些系统的设计均采用单片机^[6-10]、微控制单元(Micro-Controller Unit, MCU)^[11-14]等作为核心控制模块,整个系统受限于单片机较少的硬件资源、信息处理速度慢等因素,使系统的整体性能受限。而现场可编程门阵列^[15](Field Programmable Gate Array, FPGA)与单片机系统相比,不仅具有丰富的硬件资源和强大的并行运算能力,而且内部延时小、集成度高、稳定性强、运算速度快^[16],可以完成对目标信号的快速采集和处理,提高系统的整体性能。本文设计了一种基于FPGA的表皮阻抗检测系统,系统中数据采集与处理的速度可达 400 Kb/s,并且FPGA系统IO接口众多,也方便后续对系统的功能进行扩展。

1 系统组成

本文基于FPGA的表皮阻抗检测系统主要包括FPGA主控板、AD5933芯片及其外围电路、RS232串口传输模块、PC端上位机显示模块。系统整体框图如图 1 所示。

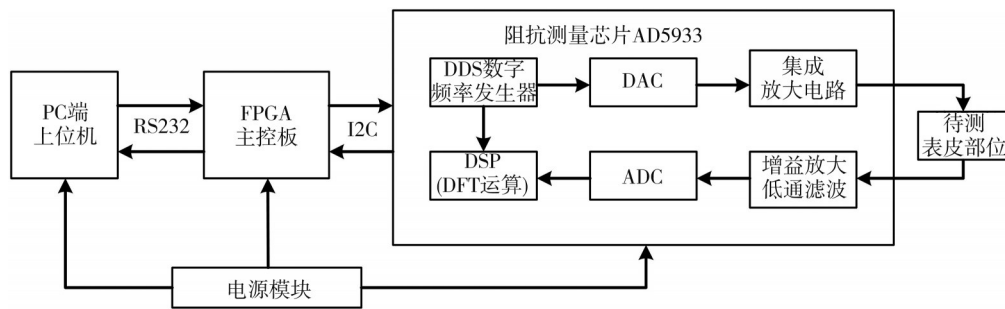


图 1 系统整体框图

Fig. 1 Overall system diagram

系统的工作流程为:将硬件设备使用USB接口接入实验电脑,确认系统整体完好后打开设计的上位机软件,用户在上位机界面点击“开始采集”按钮,FPGA系统就会接收到开始命令,控制程序通过I2C协议开始对AD5933芯片进行初始化设置,完成后自动执行频率扫描命令对检测目标进行阻抗数据的采集,同时将采集的数据再通过I2C协议传回FPGA系统进行数据处理,计算

得出相应的阻抗值,最后将该阻抗值通过RS232传输串口传回到上位机进行显示和数据曲线的绘制,一次实验数据采集完成。

2 硬件组成

本系统硬件主要采用ADI公司的一款高精度阻抗测量芯片—AD5933。该芯片的工作流程为:芯片内的频率发生器产生输入激励信号施加于外

部目标,产生响应信号并对其进行采集,经放大滤波处理后传至片内的数字信号微处理器(Digital Signal Processing, DSP)进行离散傅里叶变换(Discrete Fourier Transform, DFT)计算,得出阻抗相关数据并存入设定的寄存器中。

硬件电路中该芯片产生的输入激励信号是峰值 2 V 的交流电压信号,工作频率为 1~100 kHz,并且可通过程序设计进行调节。激励信

号经过压控电流电路变为 1 mA 的交流电流信号,输出到待测目标区域产生响应信号。同时对该响应信号进行采集,经放大滤波处理(分别通过电流电压放大器与片内的增益放大器、抗混叠滤波器),再经过片内 12 位、1 MSPS 的模数转换器(ADC)采样完成信号采集。本系统的 AD5933 芯片及其外电路原理图如图 2 所示,实物电路见图 3。

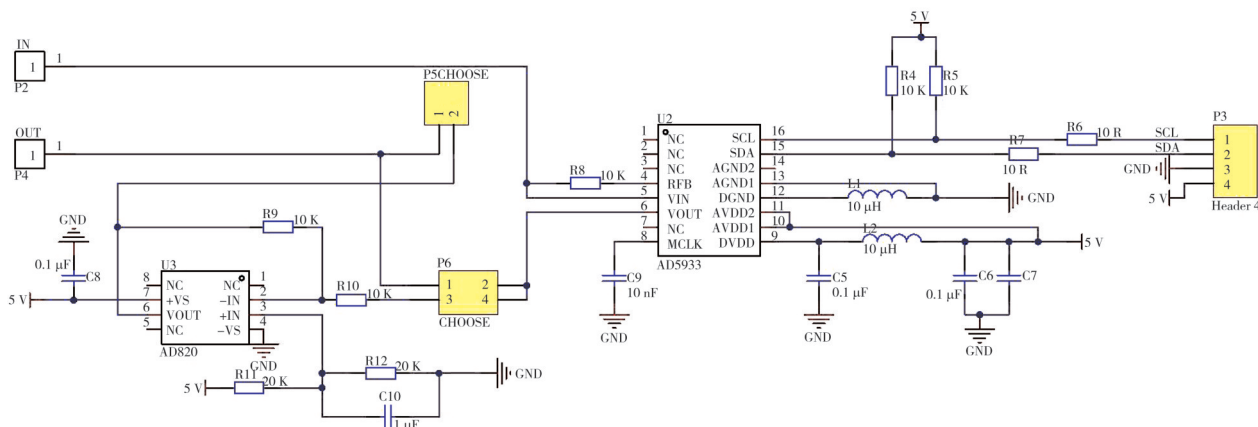


图 2 AD5933 及其外电路原理

Fig. 2 AD5933 and its peripheral circuit principles

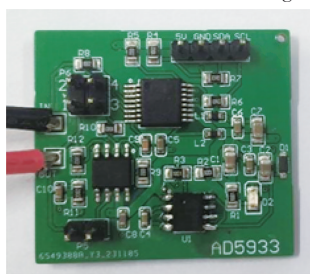


图 3 AD5933 实物电路

Fig. 3 AD5933 physical circuit

根据本系统的设计要求, FPGA 处理器选择 Alter 公司的 EP4CE6F1722C8 型号, 其具有大约 22 320 个逻辑单元, 4 个锁相环(Phase-Locked Loop, PLL)资源和 608 256 bit 的片内存储量, 可以满足本系统的设计实施。

3 软件设计

本系统采用 FPGA 芯片为控制核心, 高精度阻抗转换芯片 AD5933 为数据采集部分, 控制程序使用 verilog HDL 语言进行编写。首先进行频率扫描参数的配置, 通过 I2C 协议来传输数据信号控制 AD5933 芯片进行频率扫描和阻抗信息采集, 同时向 FPGA 处理器发送测量得到的阻抗相关数据, 对其进行相关计算即可得到对应的阻抗值, 阻抗值通过

RS232 串口即可传输至 PC 上位机实时显示并绘制阻抗参数变化曲线, 最终完成对表皮阻抗信息的实时采集与显示。

3.1 主程序设计

本系统的控制程序在 Quartus II 软件内应用 verilog HDL 汇编语言进行编写, 同时联合 model-sim 软件进行仿真和调试。FPGA 作为整个系统的控制核心, 接收上位机的指令, 控制 AD5933 阻抗测量芯片进行频率扫描, 获取阻抗数据并计算, 最后将数据传输至 PC 端上位机进行显示。

AD5933 芯片所有功能都是通过 FPGA 主控板读写其片上的寄存器来操作实现的, 如与测量频率参数相关的寄存器包括起始频率、频率增量和频率点数寄存器, 这三类寄存器共同控制 AD5933 芯片进行扫描时的频率输出。时间周期数寄存器用来在 ADC 开始采样测量之前, 输出激励信号对待测阻抗的初始化周期数; 控制寄存器用来设置 AD5933 的模式, 使其执行不同的功能; 状态寄存器用来标志测量状态, 程序可以通过读取状态寄存器的数据判断测量转化是否完成, 显示完成后才可通过 I2C 接口读取实部和虚部寄存器数据传输到 FPGA 主控板进行计算处理, 并将最后的数据传输到上位机。阻

抗测量的程序流程图见图 4 所示。

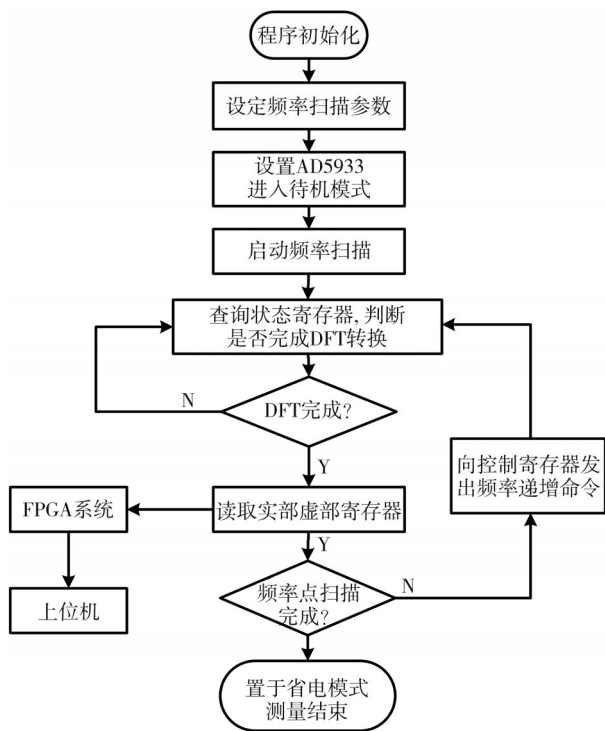


图 4 阻抗测量的程序流程图

Fig. 4 Program flowchart for impedance measurement

3.2 AD5933的读取与写入

I2C 总线协议是 Philips 公司开发的一种简单、双向的串行总线,使用时只需要在通讯设备间连接两根线:一根时钟线(SCL)和一根双向数据线(SDA),即可传送数据信息。在本设计中,系统对阻抗测量芯片 AD5933 的控制主要通过读写其内部的寄存器进行,因此程序设计的一个关键部分就是对该芯片数据的读取与写入。AD5933 芯片需要使用 I2C 总线协议进行数据传输,从机器件连接到 I2C 总线上,接受 FPGA 主器件的控制。由于 I2C 协议的最高传输速率为 400 Kb/s,使得 FPGA 作为控制核心受限于此,故本系统的最高传输速率为 400 Kb/s。器件上电后,该芯片使用默认的从机器件地址为 000 1101(0x0D)。

在本次程序设计中,对 AD5933 芯片的读写控制与一般的 I2C 协议进行读写时稍有不同,在读取与写入之前,需要先设置一个指向寄存器地址的指针。对地址指针的设置完成后再进行数据的读取或写入操作。图 5 所示为该地址指针的设置时序图,图 6 为对芯片进行读取或写入操作的时序图。因此,编写 FPGA 控制程序需要依照此时序图才能完成数据信号的正确传递与接收。

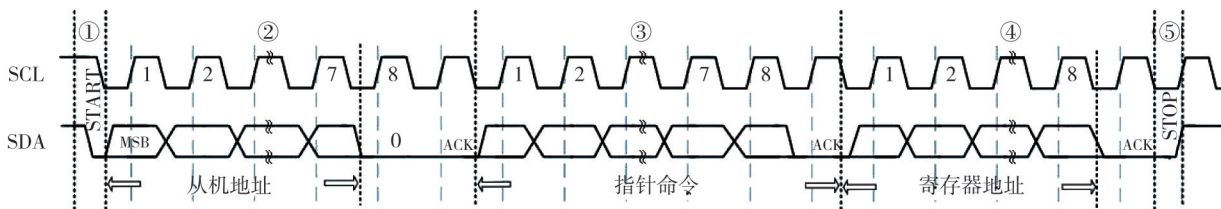


图 5 地址指针的设置时序图

Fig. 5 Timing diagram for setting address pointers

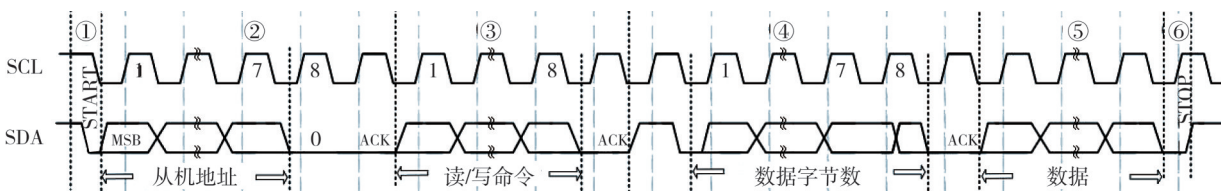


图 6 读/写操作时序图

Fig. 6 Read/write operation timing diagram

3.3 阻抗值计算

AD5933 芯片内采集到电压信号进行放大滤波处理后,片上集成的 DSP 会对其进行 DFT 处理。DFT 算法会在每个频率点上返回一个字节的实部(R)数据和虚部(I)数据。

AD5933 的 DFT 算法表示为

$$X(f) = \sum_{n=0}^{1023} \{x(n)[\cos n - j \cdot \sin n]\}, \quad (1)$$

式中: $X(f)$ 为信号在频率点的能量; $x(n)$ 为 ADC 的输出; $\cos n$ 和 $\sin n$ 为直接数字式频率合成器(Direct Digital Synthesis, DDS)内频率点的采样测试矢量。

每个频率点阻抗值计算的第一步是该点的

DFT幅值计算。DFT幅值 A 的计算公式为

$$A = \sqrt{R^2 + I^2}, \quad (2)$$

式中： R 和 I 分别为芯片内部寄存器中存储的实数和虚数。

为了将式(2)中的幅值 A 转换为阻抗，需要乘以一个增益系数。增益系数是在系统校准时，利用已知校准电阻 R 求得其增益系数 G ，计算公式为

$$G = \frac{1}{A \times R}. \quad (3)$$

AD5933的阻抗测量范围为0.1 k Ω ~1 M Ω ，在不同的范围内有其合适的校准电阻阻值。在本系统设计中，输出电压激励为2 V，可编程增益放大器(Programmable Gain Amplifier, PGA)增益为5，电源电压为3.3 V时的校准电阻阻值具体见表1所示。

然后，使用系统测量得出检测目标的幅值 A ，再由式(4)计算出该检测目标的未知阻抗值 Z 。

$$Z = \frac{1}{A \times G}. \quad (4)$$

表1 不同阻抗范围下的校准电阻阻值

Tab. 1 Calibration resistor resistance at different impedance ranges

检测阻抗范围/k Ω	0.1~1	1~10	10~100	100~1 000
校准电阻阻值/k Ω	0.1	1	10	100

3.4 上位机模块

Qt是一款面向对象的C++图形用户界面应用程序^[17]。它具有能够使开发者建立简洁美观的图形专用界面所需的全部功能，以及兼容性强、组件容易拓展等诸多优势。

本系统的上位机正是基于Qt软件来进行设计的。主要功能有：①发送控制指令控制系统的运行状态；②接收阻抗数据并显示；③绘制数据曲线，方便观察数据的实时变化；④数据的存储与清除。

上位机界面如图7所示，该界面美观简洁，操作简单。在系统运行时，上位机对FPGA系统采集测量到的阻抗值进行接收显示，并以时间 t 为横坐标，阻抗值 Z 为纵坐标绘制出一条数据曲线。

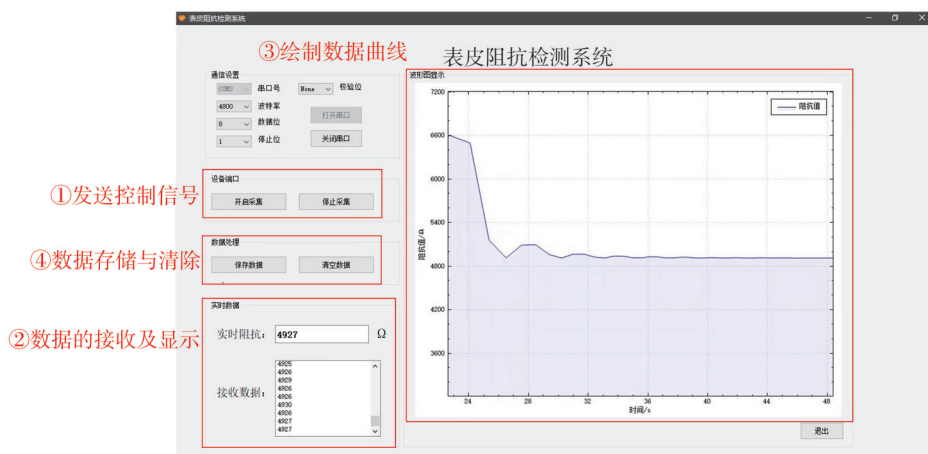


图7 上位机界面

Fig. 7 Upper computer interface

4 实验设计验证

4.1 仿真调试验证

依据FPGA的一般设计开发流程，首先进行寄存器传输级(Register Transfer Level, RTL)综合仿真，以验证程序设计的电路功能是否符合要求。使用Quartus II内的仿真功能，得到的RTL原理图如图8所示，可以看出各个模块间的连线符合设计要求。

下一步进行上板验证，这里使用逻辑分析仪对数据信号进行抓取。逻辑分析仪的主要功能是

分析系统中关键数字信号的逻辑关系，而Quartus II软件中的SignalTap II工具即具有该功能，它是将综合后的程序下载到FPGA芯片后，根据抓取的波形数据分析代码工程运行的状态情况。

SignalTap II的使用也十分简单，使用具有一种国际标准测试协议(Joint Test Action Group, JTAG)即JTAT接口的下载线接入到要调试的FPGA硬件设备上，并在其中设置需要观察监测的信号。当程序开始运行时，SignalTap II会自动对设定的信号进行捕获。图9为采用Quartus II软件中的SignalTap II工具监测AD采集传输的阻抗数据，通过抓取的时序波形图可以看出，采集

显示的阻抗数据都是正常有效的,系统的功能符合预期。

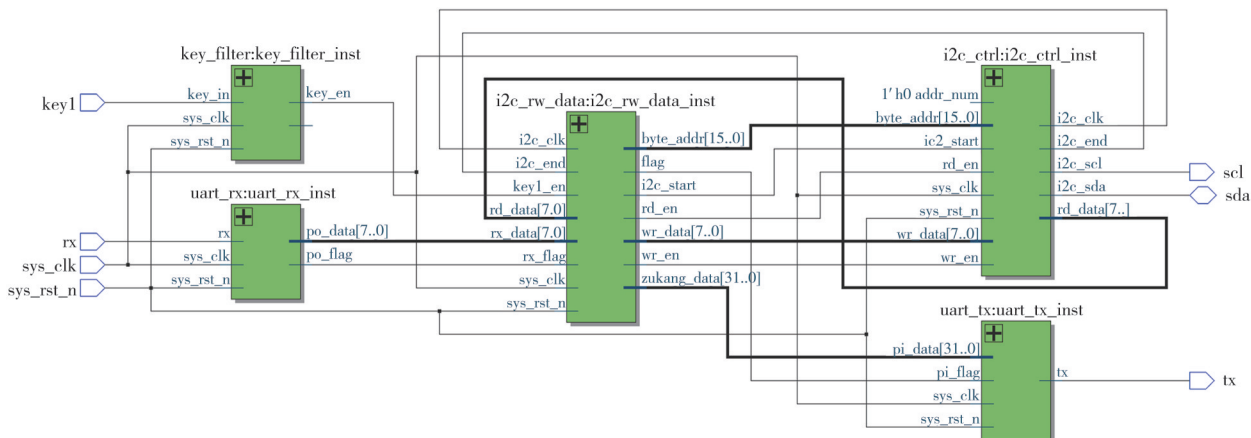


图 8 RTL原理图

Fig. 8 RTL schematic

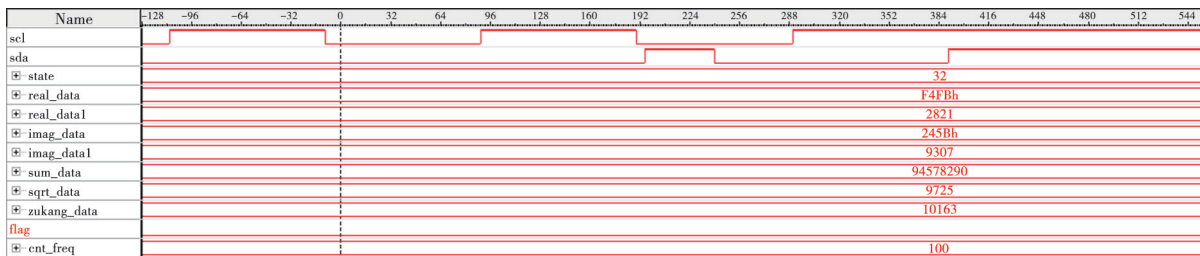


图 9 用SignalTap II实时监测数据

Fig. 9 Real-time data monitoring with SignalTap II

4.2 实际实验测试验证

系统的仿真验证全部完成通过后,即可设计模拟实验进行深入的研究验证。图 10 所示为本文所设计阻抗检测系统的硬件设备以及 PC 端的上位机显示界面。

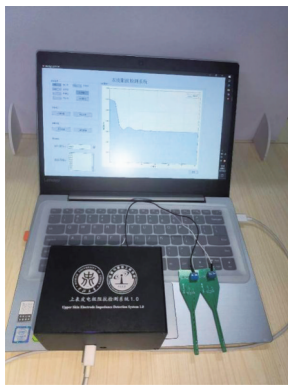


图 10 阻抗检测系统实物图

Fig. 10 Physical diagram of impedance detection system

在进行模拟实验验证设计的阻抗检测系统时,需要使用专业的阻抗分析仪进行相同的模拟实验,用作实验结果的对比验证。如图 11 所示,型号 UC710S 的高性能压电阻抗分析仪具有检测速度快、

精度高、稳定性好等优点,扫描频率为 20 Hz~100 kHz,数据测试精度可达 0.05%,具有足够的专业参考价值,符合实验要求。

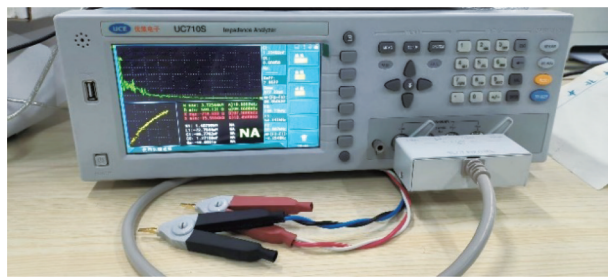
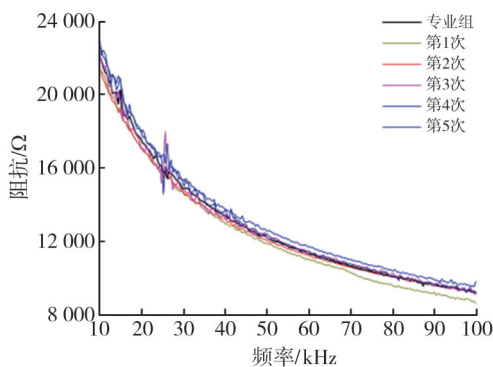


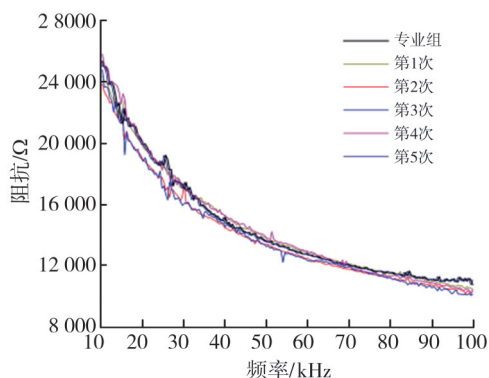
图 11 专业的阻抗分析仪

Fig. 11 Professional impedance analyzer

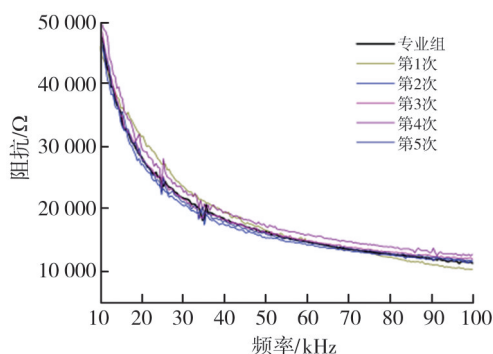
在进行人体表皮阻抗测量实验前,需要先使用医用酒精对检测电极和待测表皮部位进行擦拭消毒,然后用干净的吸水纸轻微擦拭吸取表面水分,静置 1 min 左右等待水分完全风干后完成实验前的准备工作。将 2 个检测电极分别放置于待测表皮的两端,电极间距 1 cm。首先进行重复性实验:使用阻抗检测系统分别对手臂、手背、手心 3 处部位的同一位置进行 5 次重复测量,同时使用专业阻抗分析仪也测一组数据与之相比较。实验结果如图 12 所示。



(a) 手心



(b) 手背



(c) 手臂

图 12 相同条件下同一位置表皮重复测量实验结果

Fig. 12 Repeated measurement results of epidermis at the same location under the same conditions

由阻抗曲线图 12 可以看出, 5 组测试的阻抗数据在专业组数据上下波动, 平均误差在 3% 左右, 最大处误差不超过 5%。经多次实验分析, 该误差的主要原因是多次实验按压检测电极的程度不能完全一致, 导致检测电极与外表皮接触的紧密程度有所差异。但数据的大体趋势基本相同, 误差较小, 说明该阻抗检测系统的重复性和准确性较高。

在同一人体中, 分别使用设计的阻抗检测系统与专业的阻抗分析仪对手臂、手背及手心处 3 个部位同一位置的阻抗值进行检测, 结果如图 13 所示, 其中实线为本设计阻抗检测系统的检

测结果, 虚线为阻抗分析仪的检测结果。

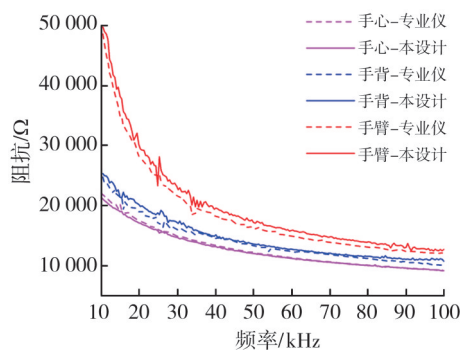


图 13 同一个体不同位置的表皮所测数据对比

Fig. 13 Comparison of the measured data of the epidermis at different locations of the same individual

从图 13 可以明显看出, 实线与虚线的数据差距较小, 对实验结果产生的影响也在可接受范围内。在低频范围时, 手臂处表皮的阻抗值明显大于手心及手背处, 而在高频范围内, 三者的阻抗值则相差不大。在整个频段范围内, 手背处表皮的阻抗值均比手心处阻抗值略大, 但两者整体比较接近。

对图 12 和图 13 综合分析可以看出, 整体阻抗值变化均随扫描频率的增大而逐渐减小, 其特性与生物组织的阻抗频率特性具有高度相似性。本系统进行阻抗测量实验的结果与专用阻抗分析仪的数据相比, 虽有一定的误差, 但数据变化趋势基本一致, 说明本系统具有较高的稳定性和准确性。

此外, 在整个阻抗检测的实验过程中, 还发现不同的个体、同一个体不同位置的表皮、表皮的干湿度、电极的材料、电极与外表皮的接触面积、接触的紧密程度等因素都会对所测阻抗值的范围大小产生一定的影响。因此, 在一定的安全电刺激下, 不同频率范围内人体表皮阻抗值的变化情况还需后续深入的研究。

5 结 论

本文设计了一套基于 FPGA 的表皮阻抗检测系统, 该系统使用 FPGA 对 AD5933 阻抗测量芯片进行控制。讨论了整体系统的各个模块设计、基于 AD5933 芯片的阻抗采集电路的设计和 FPGA 的程序设计。本系统采用 FPGA 作为主控器件, 使得整体系统的数据处理速度加快, 具有较高的数据采集效率。

对本系统采集的人体表皮阻抗数据与标准阻抗分析仪数据结果对比可知, 本文设计的阻抗检测系统的准确性和稳定性较强, 有一定的实用价值。

后续可在此阻抗检测系统基础上, 扩展出多电极的阻抗数据采集系统, 应用于更深入的研究。

参考文献:

- [1] 邹瞿超, 金锦江, 黄天海, 等. 生物电阻抗技术在皮肤创伤研究中的应用进展[J]. 传感器与微系统, 2021, 40(11): 1-3.
ZOU Quchao, JIN Jinjiang, HUANG Tianhai, et al. Application progress of bioelectrical impedance technique in study of skin trauma[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2021, 40(11): 1-3. (in Chinese)
- [2] 赵荣建, 王辰硕, 卢飞, 等. 用于评估皮肤渗透能力的无创皮肤阻抗测量系统[J]. 传感器与微系统, 2019, 38(6): 99-101.
ZHAO Rongjian, WANG Chenshuo, LU Fei, et al. A noninvasive skin impedance measurement system for evaluation of skin permeability[J]. Transducer and Microsystem Technologies, 2019, 38(6): 99-101. (in Chinese)
- [3] 何国柱, 乔晓艳. 基于树模型机器学习的皮肤电信号情绪识别[J]. 测试技术学报, 2021, 35(6): 508-514.
HE Guozhu, QIAO Xiaoyan. GSR signal emotion recognition based on tree model machine learning [J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2021, 35(6): 508-514. (in Chinese)
- [4] IBBA P, FALCO A, ABERA B D, et al. Bio-impedance and circuit parameters: an analysis for tracking fruit ripening [J]. Postharvest Biology and Technology, 2020, 159: 110978.
- [5] 李坤, 张煜林, 邵云峰, 等. 电阻层析成像技术最优激励与测量模式的研究[J]. 测试技术学报, 2017, 31(3): 185-189.
LI Kun, ZHANG Yulin, SHAO Yunfeng, et al. Research on optimal excitation and measurement mode of electrical resistance tomography [J]. Journal of Test and Measurement Technology, 2017, 31(3): 185-189. (in Chinese)
- [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.
LI Shu, WANG Zhi, TENG Kai, et al. Design and application of a bioelectrical impedance measurement system based on STM32[J]. Chinese Journal of Electron Devices, 2023, 46(1): 268-274. (in Chinese)
- [7] 孙丙帅, 薛济廷, 宣艳, 等. 用电阻抗测量的人体成分分析方法研究[J]. 单片机与嵌入式系统应用, 2022, 22(8): 52-56.
SUN Bingshuai, XUE Jiting, XUAN Yan, et al. Research on body composition analysis based on electrical impedance measurement [J]. Integrated Circuits and Embedded Systems, 2022, 22(8): 52-56. (in Chinese)
- [8] HEFELE M, WIRTHS W, BRISCHWEIN M, et al. Measuring fluorescence-lifetime and bio-impedance sensors for cell based assays using a network analyzer integrated circuit [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2019, 129: 292-297.
- [9] 谭志森, 江勇, 冯谦, 等. 基于AD5933的无线多通道微型阻抗测量系统设计与试验研究[J]. 传感技术学报, 2023, 36(12): 1845-1850.
TAN Zhisen, JIANG Yong, FENG Qian, et al. Design and experimental research of a wireless multichannel miniature impedance measurement system based on AD5933[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2023, 36(12): 1845-1850. (in Chinese)
- [10] ROBERT HARVEY J, MENDELSON Y. A portable sensor for skin bioimpedance measurements [J]. International Journal of Sensors and Sensor Networks, 2019, 7(1): 1-8.
- [11] 陈柱, 邹远文, 黄忠兵, 等. 生物组织电刺激下阻抗特性检测研究[J]. 实验科学与技术, 2022, 20(3): 11-14.
CHEN Zhu, ZOU Yuanwen, HUANG Zhongbing, et al. Impedance characteristics of biological tissues under electrical stimulation [J]. Experiment Science and Technology, 2022, 20(3): 11-14. (in Chinese)
- [12] 彭伟鸿, 李笑, 李亚鹏. 基于AD5933的膀胱电阻抗测量系统[J]. 电子器件, 2021, 44(5): 1281-1286.
PENG Weihong, LI Xiao, LI Yapeng. Measurement system of bladder electrical impedance based on AD5933 [J]. Chinese Journal of Electron Devices, 2021, 44(5): 1281-1286. (in Chinese)
- [13] IBBA P, CREPALDI M, CANTARELLA G, et al. Design and validation of a portable AD5933-based impedance analyzer for smart agriculture [J]. IEEE Access, 2021, 9: 63656-63675.
- [14] 李继承, 苏宇航, 林晓明, 等. 基于51单片机和AD5933的便携式电阻抗测试系统设计[J]. 机电技术, 2019, 42(4): 87-89.
LI Jicheng, SU Yuhang, LIN Xiaoming, et al. Design of portable electrical impedance testing system based on 51 single chip microcomputer and AD5933 [J]. Mechanical & Electrical Technology, 2019, 42(4): 87-89. (in Chinese)

(下转第694页)