

基于 AD8232 的表面肌电信号采集系统设计

张锐浩^{1,2} 李昀泽^{1,2} 党立志^{1,2} 洪应平^{1,2}

(1. 中北大学电子测试技术国家重点实验室 太原 030051; 2. 仪器科学与动态测试教育部重点实验室 太原 030051)

摘要: 表面肌电信号是人体表面肌肉通过收缩产生的生物电,能够反应人体肌肉的活动状况,在医学领域有重要的研究价值。由于表面肌电信号是微弱信号,较小的噪声就能产生较大的干扰;针对其这一弱点,本文设计了一款体积小、功耗低、抗干扰能力强的表面肌电信号采集系统。设计使用 AD8232 作为采集芯片,结合放大、滤波、模数转换电路,使用 STM32 进行数据处理,最后将数据通过低功耗蓝牙发送到上位机。测试结果表明:表面肌电信号能量主要集中在 50~150 Hz,300 Hz 以上明显衰减,受低频信号干扰较大。经过硬件滤波与小波降噪算法处理后,干扰得到较好抑制,尤其对低频干扰有显著衰减。系统有较强的抗干扰能力和可靠性,有着良好的市场前景。

关键词: 表面肌电信号;噪声;AD8232;滤波;小波降噪

中图分类号: TN919 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4

Design of surface EMG signal acquisition system based on AD8232

Zhang Ruihao^{1,2} Li Yunze^{1,2} Dang Lizhi^{1,2} Hong Yingping^{1,2}

(1. State Key Laboratory of Electronic Testing Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China;

2. Key Laboratory of Instrument Science and Dynamic Testing, Ministry of Education, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Surface electromyography is the bioelectricity generated by the contraction of human surface muscles, which can reflect the activity of human muscles. It has important research value in the medical field. Because the surface EMG signal is a weak signal, the smaller noise can produce larger interference. Aiming at this weakness, in this paper, a surface EMG signal acquisition system with small volume, low power consumption and strong anti-interference ability is designed. AD8232 is designed as the acquisition chip, combined with amplification, filtering and analog-to-digital conversion circuits, and STM32 is used for data processing. Finally, the data is sent to the host computer through low-power Bluetooth. The test results show that the energy of surface EMG signal is mainly concentrated in 50~150 Hz, above 300 Hz, it obviously attenuates, and is greatly disturbed by low-frequency signals. After hardware filtering and wavelet denoising algorithm, interference is well inhibited, especially for low frequency interference. The system has strong anti-interference ability and reliability, and has a good market prospect.

Keywords: surface EMG signal; noise; AD8232; filtering; wavelet denoising

0 引言

表面肌电信号采集有着无创、操作简单的优势,备受市场关注^[1]。不同的肌肉活动与肌肉状态会产生振幅频率不同的表面肌电信号,因此表面肌电信号被广泛应用于肌肉状况的监测与评估、运动姿态识别等领域^[2]。表面肌电信号非常微弱,幅度一般在 1.5 mV 以下,峰值在 6 mV 以下,需要借助放大电路帮助处理器识别^[3]。

表面肌电信号的频率一般在 500 Hz 以下,能量主要集中在 50~150 Hz,受低频干扰影响较大,尤其是 45 Hz 以下的心电干扰。文献^[4]提出采用小波变换结合 LS-SVM

算法处理信号,但是 SVM 允许决策边界很复杂,且在样本量较大时表现不好,局限性明显。文献^[5]提出采用 50 Hz 高通滤波器结合均值滤波算法,不能很好保护边缘信息,降低了信号真实性。

为了提高表面肌电信号采集系统的稳定性和抗干扰能力,本设计采用硬件滤波结合小波降噪算法的方式处理表面肌电信号。信号经过硬件端带通滤波、软件端小波降噪,高频干扰基本滤除,低频干扰衰减超过 50%,同时保证了表面肌电信号的真实性,为解决表面肌电信号处理困难的问题提供了参考。

1 系统硬件设计

系统硬件整体设计如图 1,包括供电单元、表面肌电信号采集单元、模数转换单元、主控单元、BLE 蓝牙单元。

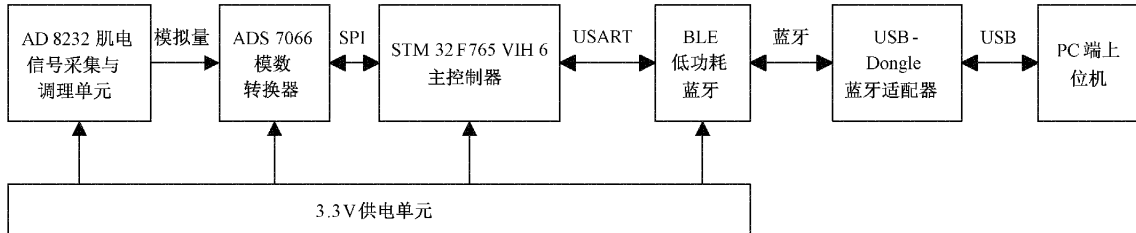


图 1 表面肌电信号采集系统

另外,STM32F765VIH6 采用 TFBGA 封装,尺寸仅有 8 mm×8 mm。因为表面肌电信号采集系统需要接触人体表面,所以系统体积、重量是很关键的参数。该控制器拥有强大的数据处理能力且体积较小,非常适合表面肌电信号采集系统。

1.2 肌电信号采集与调理单元

1) 表面电极选择

银-氯化银电极结构稳固,电势稳定,重现性好,非常适合测量生物电^[6]。表面电极选择 3 个银-氯化银电极,一对

1.1 主控单元

STM32F765VIH6 是 ST(意法半导体)推出的 ARMCortex-M7 系列高性能控制器,带 DSP、FPU、ART 加速器,最大时钟频率达 216 MHz,具备高速数据处理能力。

差分电极和一个参考电极,提高系统的抗干扰能力。

2) 滤波单元设计

干扰肌电信号的因素有很多,包括生理噪声、仪器噪声、环境噪声等。生理噪声是人体内部生理活动产生的,最典型的是心电信号,主要频率集中在 40 Hz 附近。而表面肌电信号的能量分布在 500 Hz 范围内,主要集中在 50~150 Hz 的范围内。因此本设计采用 50~500 Hz 的带通滤波器实现对高频和低频噪声的消除,如图 2 所示。

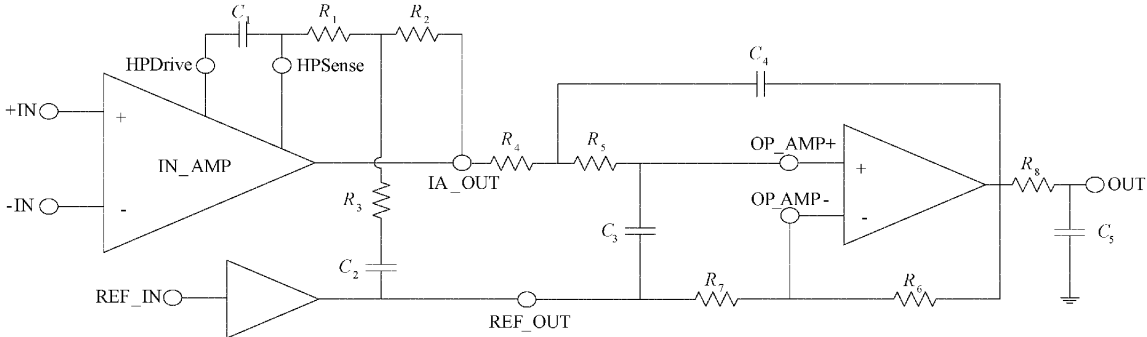


图 2 AD8232 采集调理电路

AD8232 支持最高三阶高通滤波器,较高的滤波器阶数能够更好的抑制伪像,但是信号失真就会更加严重,而且会增加无源元件,影响设备的体积。因此设计采用折中的二阶双极点高通滤波器,如图 2 左半边所示。围绕高通驱动器输出端 HPDrive 和仪表放大器的高通检测输入端添加交流耦合 RC 组成双极点架构,在仪表放大器输出端连接 RC 网络构成积分器,从而将低频信号反馈给仪表放大器,在保持增益的情况下衰减低频信号,且二阶滤波器滚降为 40 dB/10 倍频程,可以有效抑制带外低频信号,降低低频信号对表面肌电信号的干扰。高通截止频率计算公式为:

$$f_c = \frac{10}{2\pi \sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}} \quad (1)$$

根据经验通常取相同的阻容值来简化计算公式。取 C_1 和 C_2 为 4.7 nf,在 50 Hz 的高通截止频率前提下根据

式(1)计算得 R_1 和 R_2 为 6.8 MΩ。

AD8232 集成了轨到轨运算放大器,如图 2 右半边所示,围绕运放设计构成带增益的双极点 Sallen-Key 低通滤波器拓扑结构。该拓扑结构增益稳定且容易配置,对高频信号也可以有效衰减。低通截止频率和增益计算公式为:

$$f_c = \frac{1}{2\pi \sqrt{R_4 C_3 R_5 C_4}} \quad (2)$$

$$GAIN = 1 + \frac{R_6}{R_7} \quad (3)$$

表面肌电信号极其微弱,通常为 0~1.5 mV,需要 100 以上的增益,设计采用 $R_6 = R_7$,根据式(3)得运算放大器增益为 2,因为 AD8232 仪表放大器固定增益为 100,所以系统总增益为 200。同理根据经验通常取相同的阻容值来简化计算公式。取 C_3 和 C_4 为 2.2 nf,在 500 Hz 的低通截止频率前提下根据式(2)计算得 R_4 与 R_5 为 145 kΩ。

为进一步抑制高频信号,在输出端再构建一个 RC 低通滤波器,由图 2 中的 R_8 和 C_5 构成,低通截止频率计算公式为:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_8 C_5} \quad (4)$$

取 C_5 为 10 nF,在 500 Hz 的低通截止频率前提下根据式(4)计算得 R_8 为 32 k Ω 。

AD8232 的共模抑制比为 80 dB,可以有效抑制共模信号的干扰。信号再经过三次滤波处理,很大程度上衰减了带外干扰,保证了表面肌电信号的稳定性。

3) 低功耗模式

AD8232 提供低功耗控制引脚,设计使用控制器 IO 口连接该引脚,通过 IO 口施加逻辑电平来控制 AD8232 的工作模式。在低功耗模式下,AD8232 的功耗小于 200 nA,有效节省电能。

1.3 模数转换单元

ADS7066 是一款 16 bit 分辨率的模数转换器,可以识别微弱的表面肌电信号。无延迟输出的采样速率可达 250 kSPS,最高速度达 60 MHz SPI 输出接口,可以为处理单元提供可靠的实时数据。并且 ADS7066 封装尺寸仅仅 1.62 mm \times 1.62 mm,非常适合小型化系统。

1.4 BLE 单元

为了将表面肌电信号可视化,控制器需要将数据以无线方式上传到 PC 端。考虑功耗、体积等因素,设计采用宏佳电子的 BLE(低功耗蓝牙)—HJ-1851MH_LHFC 做上传数据的工作。该模块尺寸为 5.5 mm \times 5 mm \times 1.3 mm,收发峰值电流小于 4.6 mA,休眠电流小于 2 μ A,模块体积和功耗都非常适合表面肌电信号采集系统。

HJ-1851MH_LHFC 通过 USART 与 MCU 通信,在保证低功耗的前提下,仍然可以满足最高达 1 M 波特率的可配置串口通信速度,空中速率最高达 2 Mbps,系统使用 921 600 波特率,开启流控保证高速通信时数据稳定。模块通过蓝牙连接蓝牙 USB 适配器,适配器通过 USB 接口连接 PC。模块和适配器配置为透传模式,那么 MCU 发给模块的表面肌电数据会被蓝牙透传给适配器,适配器再上传给 PC 端上位机。

2 系统软件设计

虽然表面肌电信号经过硬件滤波处理,但是并不足以完全消除工频干扰、心电干扰等,必须通过软件算法来加以抑制干扰^[7]。本文对表面肌电信号数据进行时域和频域结合分析,最终采用 RMS 滤波与小波变换降噪相结合的方式处理表面肌电信号,测试效果显著。

2.1 RMS 滤波

表面肌电信号是交流信号,往往会以基线为界上下振动,直接对表面肌电信号进行平均值或积分处理结果会趋近于 0,没有意义。因此设计采用均方根滤波(RMS),该滤

波方法可以滤除毛刺信号的干扰,使信号变平滑^[8]。取连续的 a 个样本点($x_1, x_2 \dots x_a$),检索($x_b, x_{b+1} \dots x_{b+n}, 1 \leq n \leq a-b$),直到 $n \geq 100$ 或者 x_{b+n+1} 与 x_{b+n} 正负号相反,称为一组,记作 $y_t (t=1, 2, 3 \dots)$,用变量 s 标记正负号。如果某个样本点 x 为 0,则记作与上一个样本点同号。

$$y_t = \begin{cases} (x_b, x_{b+1} \dots x_{b+n}), & \frac{x_{b+n+1}}{x_{b+n}} < 0 \text{ 且 } n < 100 \\ (x_b, x_{b+1} \dots x_{b+99}), & \text{其他} \end{cases} \quad (5)$$

$$s = \begin{cases} 0, & x_b < 0 \\ 1, & x_b > 0 \end{cases} \quad (6)$$

得到 $y_t (t=1, 2, 3 \dots)$ 后,将其经过均方根算法处理得到 $z_t (t=1, 2, 3 \dots)$ 。

$$z_t = \begin{cases} -\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n y_i^2}{n}}, & s = 0 \\ \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n y_i^2}{n}}, & s = 1 \end{cases} \quad (7)$$

2.2 小波变换降噪

表面肌电信号会随着肌肉收缩等级的变化而变化,属于非平稳信号^[9-10]。传统的分析方法主要采用限幅分析和中值滤波,但在处理非平稳信号时效果有限^[11]。而小波变换是一种频率窗和时间窗都可以改变的分析方法,对不同信号有自适应性,具备多尺度细化的能力^[12],可以抑制噪声,提取有效信号,非常适合处理非平稳信号^[13]。处理端收到的表面肌电信号是离散值,因此采用离散小波变换(DWT)分析信号,离散小波变换式为:

$$W_x(j, k) = \int_R x(t) \overline{\varphi_{j,k}(t)} dt \quad (8)$$

其中, k 表示 DWT 的时间或空间, j 表示 DWT 的频率或尺度, $\varphi_{j,k}(t)$ 表示小波基信号。对基于 RMS 滤波得到的序列 $z[t]$ 进行 3 级 DWT,得到 3 级小波展开系数, $d_1[t], d_2[t], d_3[t]$ 和尺度展开系数 $c_3[t]$ 。对展开系数软阈值化处理:

$$Th_{soft}(x) = \begin{cases} \text{sgn}(x)(|x| - t), & |x| \geq t \\ 0, & |x| \leq t \end{cases} \quad (9)$$

软阈值估计得到的小波系数不会产生附加震荡,不会产生跳跃点,使信号更加平滑,可以较好地提取微弱信号^[14]。经过阈值化处理后得到 3 级小波展开系数, $f_1[t], f_2[t], f_3[t]$,最后进行离散小波反变换得到降噪处理后的表面肌电信号。

3 测试

3.1 测试系统搭建

本系统控制程序基于 KEIL5 和 Visual Studio 开发环境完成。通过上位机发送指令来控制 stm32 进行采集、数据处理、上传操作。支持配置采样速率、数据包长度、包间

隔。stm32 会按照规定协议识别指令,做出判断,回复上位机。

3.2 测试与分析

测试环境是在 25℃ 的室内,测试 25 岁健康男性前臂放松时的表面肌电信号。通过第 2 节 RMS 算法处理后得到 1 200 个样本值。表面肌电信号在表现形式上为交流电压信号^[13],正负振动信号更容易受到干扰。如图 3 所示,信号存在较多毛刺干扰,且会有个别采样点偏移基线较大。在手臂放松的情况下振幅不会太大,由于测试对象具有主观性,往往并不能达到手臂完全放松的状态,会有短时间其他状态引入产生偏移基线较大的信号。

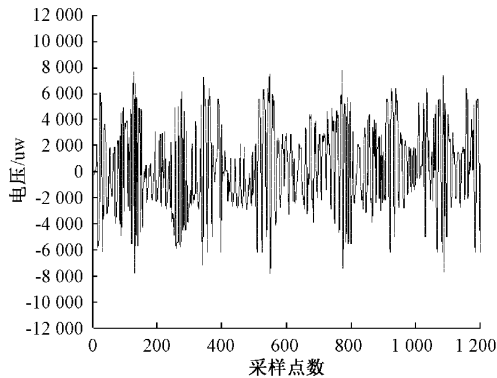


图 3 小波降噪前表面肌电信号

图 4 所示为小波降噪前表面肌电信号的频谱特性,可以看出能量主要集中在 120~140 Hz,随后开始衰减。20~40 Hz 附近能量有集中,低频干扰明显。人体出汗、电极位移都会造成一定的干扰^[16],且心电信号干扰、工频噪声也普遍存在^[17]。心电信号峰值比表面肌电信号的幅值高出数倍,频率分布在 0~50 Hz,与表面肌电信号的频谱有明显重叠^[18],50 Hz 的工频干扰同样落在表面肌电信号频带内^[19],幅度可达表面肌电信号的 1~3 个数量级。硬件滤波不能完全消除噪声干扰,因此需要引入软件滤波算法。

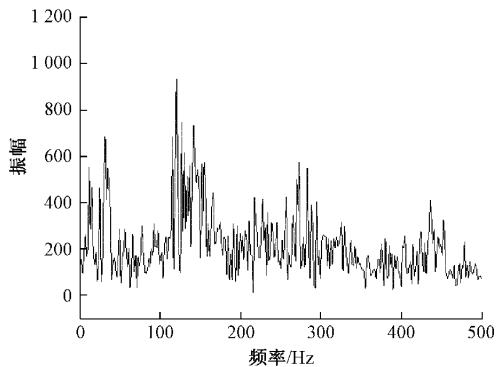


图 4 小波降噪前频谱图

非平稳信号往往在时域分析中难以得到具体特征,而频域分析可以得到不同频率的信号分布情况,物理意义更

为直接,有助于找到信号的干扰源^[20]。图 5 为小波降噪后表面肌电信号,图 6 为小波降噪后表面肌电信号频谱图。对比图 3 和图 5 可以看出,小波降噪后的表面肌电信号更加平滑,减少了毛刺干扰,降低了偏移基线较大信号的干扰。对比图 4 和图 6 可以看出,小波降噪主要抑制了分布在 50 Hz 以下的心电信号,衰减程度超过 50%,较好地保留了表面肌电信号的信号特征。能量主要集中在 120 Hz 附近,300 Hz 以上明显衰减,符合表面肌电信号的分布规律。

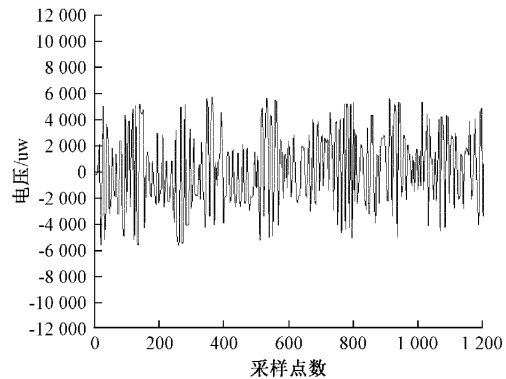


图 5 小波降噪后表面肌电信号

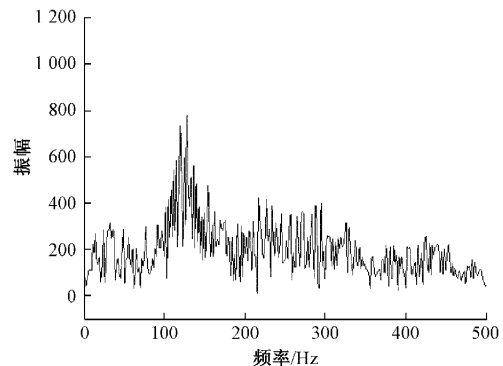


图 6 小波降噪后频谱图

4 结 论

本文设计了一种抗干扰能力强的表面肌电信号采集系统。硬件端围绕 AD8232 设计 50~500 Hz 的带通滤波器,软件端采用小波降噪算法处理信号。在时域和频域对比分析降噪前后的表面肌电信号,结果表明,频谱图符合表面肌电信号的分布规律,受低频心电干扰较大。经过小波降噪算法处理,心电干扰衰减程度超过 50%,并且较好地保护了表面肌电信号的完整性,系统具有高可靠性和较强的抗干扰能力。

参考文献

- [1] 张松,游煜根,林家能,等.基于表面肌电信号的智能康复技术[J].人工智能,2022(3):34-43.
- [2] 李顺,邢绪坡,宋成利.表面肌电采集信号的系统设计

- 与算法分析[J]. 软件工程, 2022, 25(4): 58-62.
- [3] 季祥. 基于 sEMG 信号的上肢动作识别及康复应用[D]. 长春: 长春理工大学, 2021.
- [4] 雷东威, 陈彬, 雷静桃. 穿戴式外骨骼机器人肌电信号采集与处理[J]. 计量与测试技术, 2021, 48(12): 11-15.
- [5] 郭福民, 张华, 胡璐华, 等. 一种基于表面肌电信号的腕部肌力估计方法研究[J]. 计算机科学, 2021, 48(S1): 317-320, 325.
- [6] 李建兴, 沈亮, 蔡聪, 等. 改进频率切片小波变换和卷积神经网络的手势肌电信号识别[J]. 南昌大学学报(工科版), 2021, 43(4): 401-408.
- [7] 王海, 陶庆, 苏娜, 等. 采用表面肌电信号的手指关节角度精确感知方法[J/OL]. 西安交通大学学报, 2022(8): 1-9.
- [8] 张亚龙, 张世武, 孙帅帅, 等. 融合肌电信号与 A 型超声的新型肌肉疲劳检测方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2022, 36(6): 13-21.
- [9] 黄楠. 肌电信号手势指令的深度神经网络识别算法研究[D]. 长春: 吉林大学, 2021.
- [10] 冯凯, 董秀成, 刘栋博. 基于经验模态分解-小波包变换的表面肌电信号手势识别[J]. 中国医学物理学杂志, 2021, 38(4): 461-467.
- [11] 宋方禹, 刘焯辉, 朱立华, 等. 基于小波变换的肌肉疲劳表面肌电信号特征提取的研究[J]. 生物医学工程研究, 2019, 38(1): 86-89.
- [12] 李琰, 隋修武. 基于平移不变小波变换的颈肩肌电信号去噪方法研究[J]. 生物医学工程研究, 2018, 37(1): 52-55.
- [13] 杨承金, 聂春燕, 王慧宇, 等. 基于小波改进阈值的肌电干扰降噪研究与效果评估[J]. 电子测量技术, 2021, 44(22): 80-86.
- [14] 汪梅, 王将, 李远成, 等. 优化变分参数与改进小波软阈值重构滤波算法[J]. 西安科技大学学报, 2022, 42(2): 380-388.
- [15] 岳恒. 基于人体肌电信号的机械臂智能辅助控制[D]. 西安: 西安电子科技大学, 2021.
- [16] 廖金湘, 陈木荣, 张敏, 等. 基于纹理特征的环状肌电传感器位置偏移校正方法[J]. 国外电子测量技术, 2022, 41(4): 29-36.
- [17] 潘喜福, 滕召胜, 张甫, 等. 基于肌电和肌阻抗的吞咽信号同步测量方法[J]. 仪器仪表学报, 2020, 41(10): 178-186.
- [18] 王刻奇, 杨智, 许清媛. 膈肌肌电信号中心电干扰去除技术的一种方法[J]. 南京师范大学学报(工程技术版), 2016, 16(4): 22-27.
- [19] 汤烈, 葛良全. 一种滤除表面肌电信号中工频干扰的新型方法[J]. 现代电子技术, 2015, 38(4): 30-34.
- [20] 裴晓敏, 宋佳强, 曹江涛, 等. 基于 MEMD 和 TK 能量算子的肌电信号手势识别[J]. 电子测量与仪器学报, 2021, 35(1): 82-87.

作者简介

张锐浩, 硕士研究生, 主要研究方向为电路与系统, 动态测试技术与仪器等。

E-mail: 1336477124@qq.com

洪应平, 博士, 主要研究方向为极端环境下测试技术及仪器。

E-mail: hongyingping@nuc.edu.cn