

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2021.05.019

医学信号处理与医学仪器

针对微弱表面肌电信号的采集电路设计

周明娟¹, 王语园¹, 王田戈¹, 冉鑫²

1. 陕西铁路工程职业技术学院, 陕西 渭南 714000; 2. 西安理工大学水利水电学院, 陕西 西安 710048

【摘要】表面肌电信号频率低、极易受干扰, 针对此设计基于高阶滤波的信号采集电路。为避免噪声被过度放大而造成信号淹没, 电路采用两级放大方案。带通滤波部分采用两组5阶Sallen-Key, 以奇次在前、偶次在后的顺序级联, 避免输出信号中混入高频泄露信号, 且阻带下降速度达-100 dB/dec。此外, 陷波器部分设置可调电位器, 灵活调整品质因数(Q 值), 以获得最佳采集效果。结果表明, 该电路可实现高达60 dB的放大增益, 可有效提取20~500 Hz之间的有用信号, 同时很好地抑制50 Hz工频干扰, 具有良好的抗噪声性能。

【关键词】表面肌电信号; 两级放大; 高阶滤波; 抑制干扰; 工频噪声

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2021)05-0625-06

Design of acquisition circuit for weak surface electromyography signals

ZHOU Mingjuan¹, WANG Yuyuan¹, WANG Tiange¹, RAN Li²

1. Shanxi Railway Institute, Weinan 714000, China; 2. School of Water Resources and Hydropower, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China

Abstract: Considering that surface electromyography signals (sEMG) has low frequency and is extremely vulnerable to interference, a signal acquisition circuit based on high-order filtering is designed. A two-stage amplification scheme is adopted in circuit for preventing the noise from being over-amplified. Two sets of 5th-order Sallen-Key is used in band-pass filtering, and the cascaded follows the order of odd first and even second, thereby avoiding mixing high-frequency leakage signals in the output signal; and the stop-band descent speed reaches -100 dB/dec. In addition, the notch filter is equipped with an adjustable potentiometer to flexibly adjust the quality factor (Q value) in order to obtain the optimal signal acquisition. The results show that the circuit can not only achieve an amplification gain up to 60 dB, effectively extracting useful signals between 20 Hz and 500 Hz, but also effectively suppresses 50 Hz power-line interference, with a good anti-noise performance.

Keywords: surface electromyography signal; two-stage amplification; high-order filtering; interference suppression; power-line noise

前言

肌电信号蕴藏着很多肢体运动的相关信息, 并反映了神经、肌肉的功能状态。通过表面电极的引导、放大、显示和记录, 获得一维电压时间序列信号, 即表面肌电信号 (Surface Electromyography, sEMG)。肌电分析与识别不仅是基础研究的需要, 同时也具

有着重要的临床意义^[1]。因此, 对肌电信号进行可靠稳定的采集, 是实现进一步研究的前提和基础。

近年来, 随着电子技术的发展和生物电信号的深入研究, 肌电信号的相关采集设备及仪器大量涌现^[2]。然而, 市面上出售的该类仪器大多电路复杂, 成本高昂, 因此不利于推广使用。针对此, 本文将介绍一种基于高阶滤波的sEMG拾取电路, 系统设计合理, 可有效避免采集过程中的各类干扰噪声, 采集结果准确, 且成本低廉。

1 sEMG特点及采集干扰源分析

1.1 sEMG特点

虽然肌电信号的参数受到各方面因素影响, 但其仍具有一定规律。其特点如下^[3-5]: (1) 信号极其微弱, 幅值在0~5 mV内, 极易被噪声淹没; (2) 具有交

【收稿日期】2021-01-12

【基金项目】渭南市科技计划项目(2020ZDYF-JCYJ-177); 陕西铁路工程职业技术学院供用电科技创新团队(KJTD201901); 2019年陕西铁路工程职业技术学院中青年科技人才培养项目(KJRC201905); 陕西铁路工程职业技术学院科研基金研究生专项计划资助项目(KY2018-77)

【作者简介】周明娟, 硕士, 研究方向: 生物医学电磁学, E-mail: zhoumj0202@126.com

变性;(3)信号频率范围低,以20~1 000 Hz为主,且主要能量集中在50~150 Hz;(4)强噪声背景;(5)时刻变化,是非平稳的^[6]。

1.2 sEMG采集过程中的干扰分析

上述分析可知,肌电信号具有随机性、不稳定性和非线性等特点,因此在信号的采集过程中,必须充分考虑采集过程面临的噪声干扰,并尽可能抑制。可能引入噪声的途径有:(1)电网产生的50 Hz工频干扰^[7],其位于采集信号的能量集中频段,且幅度是有用信号的1~3个量级;(2)空间电磁场干扰;(3)受试者本身的感应电流,易造成共模干扰;(4)其它生物电信号的干扰;(5)检测设备(如电源)的干扰、刺

激伪迹、高频干扰、运动伪迹等。

2 采集电路设计

针对sEMG特征,综合上述各种干扰,本文设计出一套具有良好抗噪声性能的采集电路。整体方案如图1所示,拾电电极一对差分电极,测量时沿肌纤维方向放置,以此来引导皮表电位差;经过前置放大电路进行信号的初步放大,通过带通滤波器滤除低频干扰、环境噪声及混杂在当中的其他生理信号;再通过50 Hz陷波电路将工频干扰去除;最后通过二级放大电路将处理后的信号放大至所需电压伏级,便于后续处理。

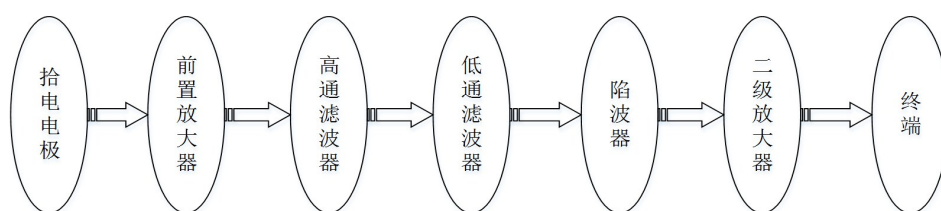


图1 sEMG采集系统框图

Fig.1 Surface electromyography (sEMG) signal acquisition circuit

2.1 拾电电极

sEMG信号通过拾电电极来完成体表与放大电路之间的耦合。电极材料、结构、放置位置以及接触程度都对信号的拾取有着很大的影响。本文采用银-氯化银(Ag-AgCl)电极片作为拾取电极。为降低噪声,并提高共模抑制比,电极整体结构采用双极型,两检测电极之间距离确定为20 mm,同时增加一个参考电极,助于构成差分系统^[8]。安装电极之前,用酒精清洗待测处、涂抹导电膏等,便于电极与肌肉皮表有效接触,助于拾电电极获取良好的sEMG。

2.2 前置放大器

拾取的sEMG直接送入前置放大器。由于肌电信号极其微弱,易受干扰,前置放大器需满足高共模抑制比、高输入阻抗、高增益、低噪声及低漂移等要求^[9-11]。本文选择ADI公司的仪表放大器AD620,该芯片具有高精度、低失调电压和低失调漂移、低噪声、低输入偏置电流和低功耗特性,非常适合电池供电的便携式应用^[8]。采用差动输入的方式,仅需一个外部调节电阻,即可实现放大增益1~1 000的调节。增益计算公式如下:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} + 1 \quad (1)$$

其中, R_G 为可调节电位器阻值。

为保证信号不在滤波前被过分放大^[12],宜采用两级放大的方式。将第一级放大电路的放大增益设

置为200倍,使肌电信号放大至百位伏级,便于后续处理。前置放大电路原理图如图2所示。

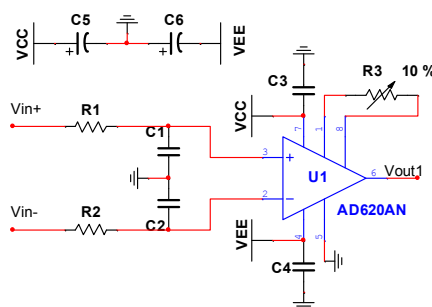


图2 sEMG采集系统前置放大电路原理图

Fig.2 sEMG signal acquisition system preamp circuit schematic diagram

2.3 带通滤波器

带通滤波器由高通和低通滤波器级联而成,可滤除混杂其中的各种高低频干扰及其它生物电信号,同时,保证有用信号不被滤除^[13]。依据sEMG的特征和其他干扰信号的频率特性对滤波器的截止频率进行设定。采集过程肌肉发生收缩,检测电极和皮肤之间由于摩擦产生移动伪差,频率小于20 Hz,将造成信号大幅度漂移。本文设定高通滤波器的截止频率为20 Hz,滤除干扰的同时可消除由于sEMG固有的不稳定性引入的噪声^[14]。其次,sEMG是低频信号,其频谱主要分布为20~500 Hz,绝大部分能量都集中在50~150 Hz。设计低通滤波器的截止频率

为 500 Hz,以此达到抑制高频干扰的目的。

所设计带通滤波器区别于其它采集装置的一个明显特点——采用十阶滤波器的设计方法。传统的肌电信号采集装置带通滤波器一般采用四阶巴特沃斯滤波器,阶数较低造成滤波器阻带下降速度缓慢,进而对干扰的衰减能力降低,不能有效抑制高频干扰。本设计采用十阶滤波器——即五阶低通和五阶高通滤波器级联组成^[15]。低通和高通滤波部分均采用一个 Sallen-Key 3 阶和一个 Sallen-Key 2 阶滤波器。同时,采用奇次在前、偶次在后的方式连接,可避免高频泄露信号混入输出信号中。Sallen-Key 滤波器即增益为 1 的 Butterworth 滤波器,拓扑结构也极易调整,改变 Sallen-Key 滤波器增益的同时也就改变了滤波器的幅频特性与类型。

滤波器中 RC 元件的精度和所需的频率特性关系密切。本文优先将电容进行组合,最后再计算和选取电阻。在图 3 所示原理图中,低通滤波器的参数关系为: $f_H = 1/(2\pi RC)$, $R_1 = R_2 = R_3 = R_4 = R_5 = R$, $C_1 = 1.354C$, $C_2 = 1.753C$, $C_3 = 0.421C$, $C_4 = 3.236C$, $C_5 = 0.309C$ 。高通滤波器的参数关系为: $f_L = 1/(2\pi RC)$, $C_6 = C_7 = C_8 = C_9 = C_{10} = C$, $R_6 = R/1.354$, $R_7 = R/1.753$, $R_8 = R/0.421$, $R_9 = R/3.236$, $R_{10} = R/0.309$ 。实际仿真时,为了确保得到期望精度,在设定元件误差时,要根据实际条件进行分析和设定。仿真结果表明,带通滤波器阻带衰减速率近似达到 -100 dB/dec,对通带以外的干扰信号及其它生理电信号衰减性能极好。如图 4 所示。

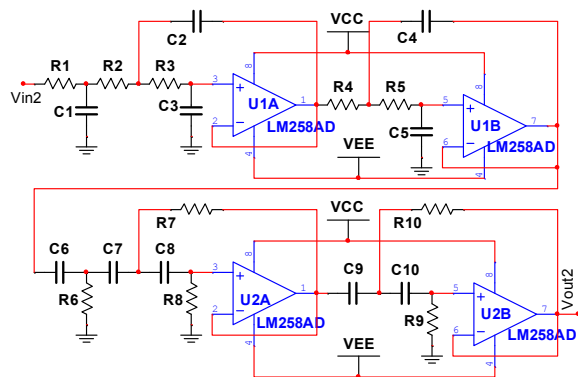


图 3 带通滤波器原理图

Fig.3 Band-pass filter schematic diagram

2.4 工频陷波器

由市电供电电器干扰、检测仪器的不良接地以及检测者本身所造成的工频干扰是采集过程中最大的干扰^[16-18],且直接与有用信号混杂在一起,尽可能去除此干扰是采集成功与否的关键。假设 V_1 和 V_2 是差分检测的两个输入信号(实际测试时两电极之间距离为 2 cm), V_n 为工频干扰,且放大器具有理想减

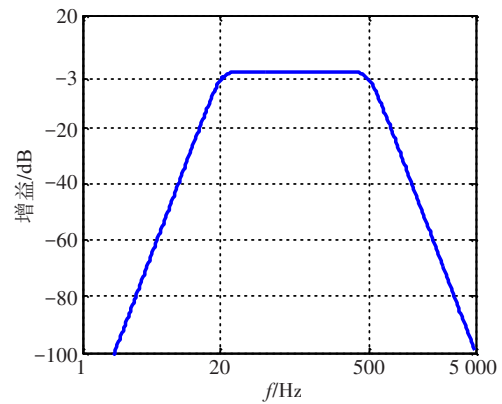


图 4 带通滤波器幅频特性曲线

Fig.4 Band-pass filter amplitude-frequency characteristic curve

法功能。此时输出信号为:

$$V_o = G((V_1 + V_n) - (V_2 + V_n)) = G(V_1 + V_2) \quad (2)$$

由此可将工频干扰消除。本文采用有源双 T 带阻滤波器,原理图如图 5 所示。

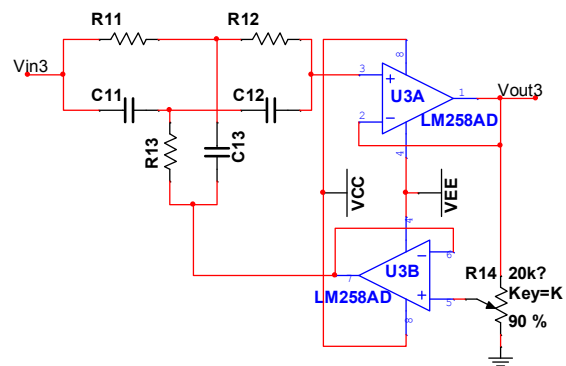


图 5 陷波器原理图

Fig.5 Notch filter schematic diagram

双 T 网络中,陷波点的衰减能达到的最低限度与两支路 R 、 C 的对称度密切相关。因此,要严格保证 R 、 C 之间的对称关系。其中: $R_{11} = R_{12} = 2R_{13} = R$, $C_{11} = C_{12} = C_{13}/2 = C$;中心频率为:

$$f = \frac{1}{2\pi RC} = 50 \text{ Hz} \quad (3)$$

50 Hz 工频干扰位于有用信号能量集中频段,要求陷波器既能滤除干扰,又保留有用信号^[19],因此要求陷波器具有高可调的 Q 值(品质因数)。本设计加入了一个电位器 R_{14} ,在实验过程中通过灵活调整来改变 Q 值,取得最佳采集效果。 Q 值与电位器的调节系数 k 之间的关系为:

$$Q = \frac{1}{4(1-k)}, k < 1 \quad (4)$$

由图 6 的仿真结果可看出, Q 值越大,陷波器对其它频率的信号影响越小,同时,微小的频率变化就可以使得衰减量减少。

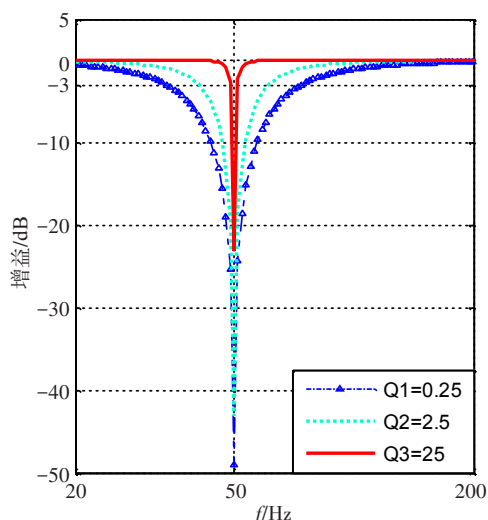


图6 陷波器在不同 Q 值下的幅频特性
Fig.6 Amplitude-frequency characteristics of the notch filter under different Q values

2.5 二级放大器

二级放大器原理与前置放大器类似。本文将二级放大器增益设置为5倍,此时整个采集装置的放大增益可达1 000倍,即对sEMG进行了60 dB的有效放大。最后,由专用的屏蔽导线将信号送入终端,以便做后续处理。

3 实验结果及分析

实验验证所设计采集装置的有效性和可行性,并对信号做频谱分析,验证采集结果的可靠性。为

保证取得良好的实验效果,实验前需对受试者检测皮肤做相关处理,选取合适的电极放置位置等,采集现场如图7所示。

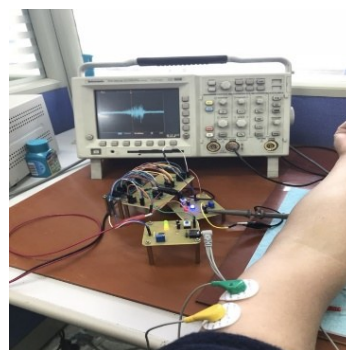
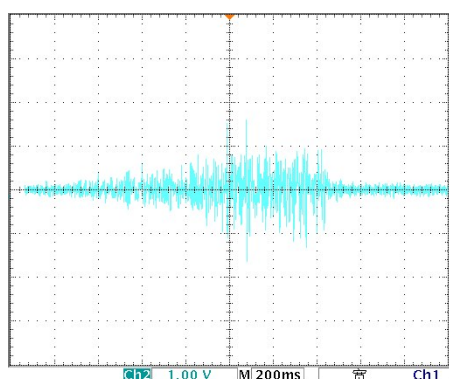


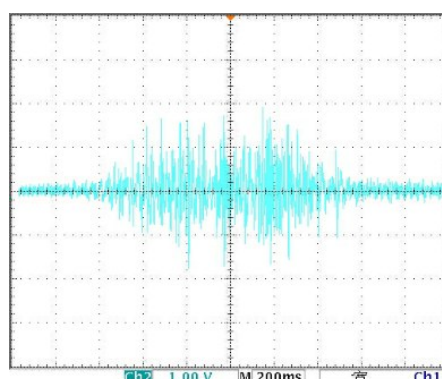
图7 信号采集现场示意图
Fig.7 Signal acquisition scene

3.1 握拳、展臂的sEMG采集结果及频谱分析

依次进行握拳和展臂实验,在示波器上观察,结果如图8所示。从上述结果可以看出,两种方式下产生的电信号波形包络线大体一致。由于两种运动模式下,肌肉收缩强度不同,因此,展臂方式采集到的信号幅值大于握拳方式。对信号进行FFT变换,并进行频谱分析。结果如图9所示。可以看出,两种方式下的sEMG信号频率分布具有典型的噪声特性^[19],主要能量集中在0~500 Hz,在50~200 Hz区间内更为明显,这符合肌电信号的频率特性^[20]。此外,展臂模式下信号幅值大于握拳模式,从而证明采集电路的可靠性。



a:握拳



b:展臂

图8 时域波形

Fig.8 Time-domain waveforms

3.2 电刺激仪下的sEMG采集结果及频谱分析

使用某品牌电刺激治疗仪来刺激肌肉,并采集结果。(1)直流电刺激电压为1 V时,采集结果如图10所示。(2)直流电刺激电压为5 V时,采集结果如图11所示。可以看出,信号的幅值随着不同强度电压刺激的变化而变化。电压越大,信号幅值越大;反之,

幅值越小。从频域分析结果可得,不同刺激电压下的sEMG频率分布基本一致。

4 结论

本文提出一套基于高阶滤波的sEMG信号采集电路设计方案。该采集电路具有可调节高增益放大

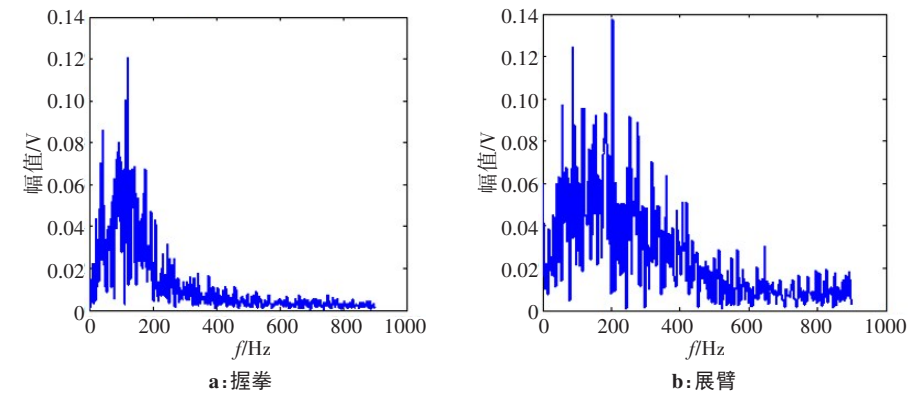


图9 频谱分析结果

Fig.9 Frequency-spectrum analysis results

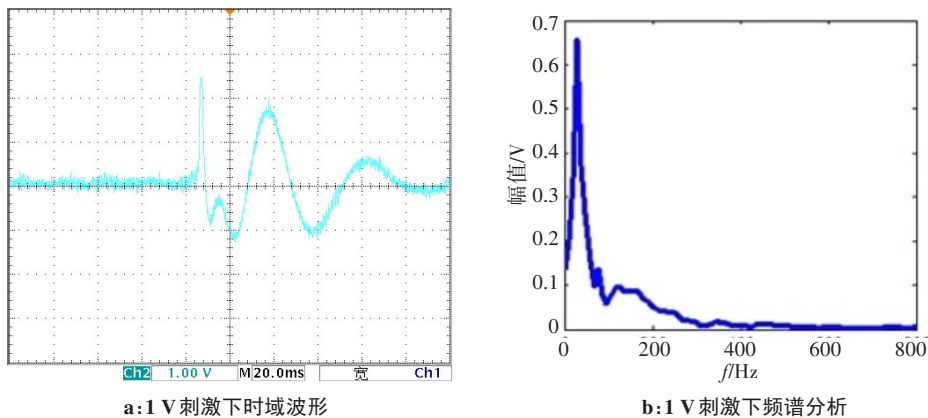


图10 1 V刺激下时域和频域分析结果

Fig.10 Time- and frequency-domain analyses under 1 V stimulation

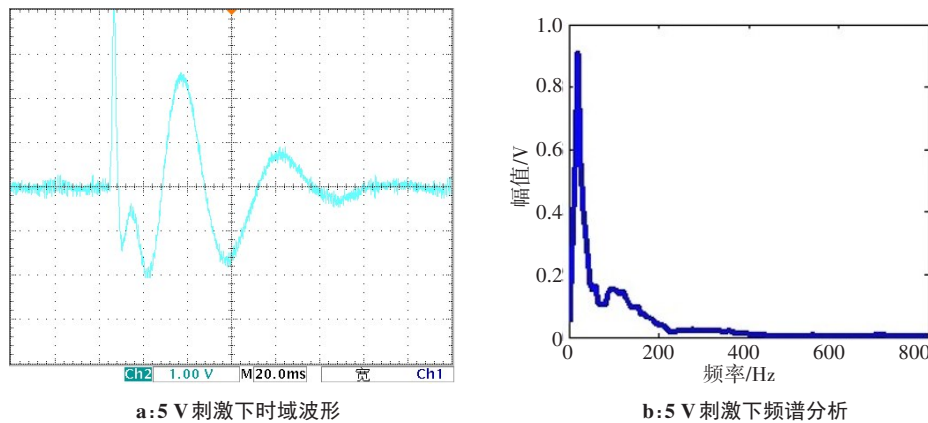


图11 5 V刺激下时域和频域分析结果

Fig.11 Time- and frequency-domain analyses under 5 V stimulation

器、高输入阻抗及高共模抑制比,有效滤除各类噪声及工频干扰,结构简单、便携方便、功耗小而成本低,采集效果良好,并具备高可信度,具有较高的应用价值。后续研究中,将对采集的信号进行进一步提取并做详细的分析验证。

【参考文献】

[1] BONFIGLIOLI R, BOTTER A, CALABRESE M, et al. Surface electromyography features in manual workers affected by carpal

tunnel syndrome[J]. Muscle Nerve, 2012, 45(6): 873-882.
[2] 徐超立, 林科, 杨晨, 等. 基于小腿表面肌电的智能机器人协同控制方法[J]. 中国生物医学工程学报, 2016, 35(4): 385-393.
XU C L, LIN K, YANG C, et al. Intelligent robot collaborative control method based on calf surface electromyography[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2016, 35(4): 385-393.
[3] 柳叶满, 徐显琳, 赵翠莲. 基于肌电信号分析研究柔性电极设计参数对电极性能的影响[J]. 中国医学物理学杂志, 2019, 36(7): 830-835.
LIU Y X, XU Y L, ZHAO C L. Research on the influence of flexible electrode design parameters on electrode performance based on EMG signal analysis [J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2019, 36(7): 830-835.
[4] QIN W, HUA Y. Performance analysis of the subspace method for blind

- channel identification[J]. Signal Process, 1996, 50: 71-82.
- [5] 端木程琳, 王晓宇, 张晓宁, 等. 不同强度电针和经皮穴位电刺激对肌肉炎性痛大鼠的镇痛效应[J]. 针刺研究, 2020, 45(11): 902-907. DUANMU C L, WANG X Y, ZHANG X N, et al. Analgesic effects of electric acupuncture of different intensities and transcutaneous acupoint stimulation on rats with muscle inflammatory pain [J]. Acupuncture Research, 2020, 45(11): 902-907.
- [6] 张珊珊, 吴文, 李婷婷, 等. 表面电极与单极针电极采集胫前肌电信号的相关性研究[J]. 中国运动医学杂志, 2019, 38(5): 358-363. ZHANG S S, WU W, LI T T, et al. Study on the correlation between surface electrode and monopolar needle electrode to collect tibial anterior myoelectric signal[J]. Chinese Journal of Sports Medicine, 2019, 38(5): 358-363.
- [7] 鲁道欢, 李娟. 微针阵列干电极的研究进展[J]. 微纳电子技术, 2019, 56(12): 956-964. LU D H, LI J. Research progress of microneedle array dry electrode [J]. Micronanoelectronic Technology, 2019, 56(12): 956-964.
- [8] 王昱, 吴向东, 施长城, 等. 基于力跟踪的上肢康复机器人系统中视觉与触觉反馈融合技术研究[J]. 中国康复理论与实践, 2021, 27(4): 478-486. WANG Y, WU X D, SHI C C, et al. Research on fusion technology of visual and tactile feedback in upper limb rehabilitation robot system based on force tracking [J]. Chinese Rehabilitation Theory and Practice, 2021, 27(4): 478-486.
- [9] 杜洪亮, 李欣, 李珊, 等. 咀嚼肌多通道表面肌电信号数据采集和分析系统的研制与临床初步应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2014, 31(1): 23-28. DU H L, LI X, LI S, et al. Development and clinical preliminary application of multi-channel surface EMG signal data acquisition and analysis system for masticatory muscles[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2014, 31(1): 23-28.
- [10] 郇东瑞, 李鹏霄, 陈其友, 等. 高共模抑制比全频段脑电采集系统[J]. 中国生物医学工程学报, 2015, 34(6): 708-713. GAO D R, LI P X, CHEN Q Y, et al. High common-mode rejection ratio full-band EEG acquisition system [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2015, 34(6): 708-713.
- [11] 张云鹏, 王计平, 熊大曦, 等. 可穿戴无线生物电反馈控制系统设计[J]. 传感器与微系统, 2021, 40(2): 73-75. ZHANG Y P, WANG J P, XIONG D X, et al. Design of wearable wireless bioelectric feedback control system [J]. Sensors and Microsystems, 2021, 40(2): 73-75.
- [12] 罗京, 赵健, 陈铭易, 等. 适用于生物电信号采集的低功耗10bit40KS/sSAR ADC设计[J]. 微电子学与计算机, 2020, 37(12): 64-69. LUO J, ZHAO J, CHEN M Y, et al. Design of low-power 10bit40KS/sSAR ADC suitable for bioelectric signal acquisition [J]. Microelectronics and Computer, 2020, 37(12): 64-69.
- [13] 周兵, 纪晓亮, 张荣, 等. 基于嵌入式技术的表面肌电信号采集仪设计[J]. 现代电子技术, 2010, 33(6): 55-57. ZHOU B, JI X L, ZHANG R, et al. Design of surface EMG signal acquisition instrument based on embedded technology[J]. Modern Electronic Technology, 2010, 33(6): 55-57.
- [14] 邹志革, 徐博, 孙帆, 等. 一种高CMRR低功耗生物电信号采集前端放大器[J]. 微电子学, 2017, 47(5): 605-608. ZOU Z G, XU B, SUN F, et al. A high-CMRR low-power bioelectric signal acquisition front-end amplifier[J]. Microelectronics, 2017, 47(5): 605-608.
- [15] 周明娟, 逯迈. 基于高阶滤波的肌电信号采集电路设计[J]. 传感技术学报, 2018, 31(1): 54-60. ZHOU M J, LU M. Design of EMG signal acquisition circuit based on high-order filtering[J]. Journal of Sensor Technology, 2018, 31(1): 54-60.
- [16] 左鹏飞, 路知远, 张永强, 等. 32通道无线表面肌电和加速度信号采集系统设计[J]. 传感技术学报, 2013, 26(6): 790-795. ZUO P F, LU Z Y, ZHANG Y Q, et al. Design of 32-channel wireless surface EMG and acceleration signal acquisition system[J]. Journal of Sensor Technology, 2013, 26(6): 790-795.
- [17] 毛东杰, 张晓滢, 蒋小文, 等. 基于小波变换的表面肌电信号低功耗压缩滤波算法[J]. 传感技术学报, 2016, 29(5): 647-653. MAO D J, ZHANG X M, JIANG X W, et al. Low-power compression filtering algorithm for surface EMG signal based on wavelet transform [J]. Journal of Sensor Technology, 2016, 29(5): 647-653.
- [18] 贺庆, 郝思聪, 司娟宁, 等. 面向脑机接口的脑电采集设备硬件系统综述[J]. 中国生物医学工程学报, 2020, 39(6): 747-758. HE Q, HAO S C, SI J N, et al. A review of the hardware system of brain-computer interface-oriented EEG acquisition equipment [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2020, 39(6): 747-758.
- [19] 李嘉慧, 梁勇. 基于神经信号采集技术的无线传输片上系统研究[J]. 现代电子技术, 2017, 40(11): 151-154. LI J H, LIANG Y. Research on wireless transmission system-on-chip based on neural signal acquisition technology[J]. Modern Electronic Technology, 2017, 40(11): 151-154.
- [20] 刘振, 刘晓霞. 基于心电信号采集与处理的刺绣型织物电极研究[J]. 材料导报, 2016, 30(S2): 92-97. LIU Z, LIU X X. Study on embroidery fabric electrode based on ECG signal acquisition and processing[J]. Materials Review, 2016, 30(S2): 92-97.

(编辑:陈丽霞)