

采集表面肌电信号应用于动作识别的可行性*★

卢蕾, 殷涛, 靳静娜, 李颖, 刘志朋

Feasibility of surface electromyography signal acquisition for action recognition

Lu Lei, Yin Tao, Jin Jing-na, Li Ying, Liu Zhi-peng

Abstract

BACKGROUND: Surface electromyography (sEMG) are widely adopted because of its scot-free. Because of the non-stationary of signals, sEMG signals can be classified in wavelet packet transform to obtain effective parameters.

OBJECTIVE: To design a detection circuit according to the characteristics of the sEMG, which can pick-up the SEMG signals for action recognition.

METHODS: The high CMMR preamplifier was designed to restrain the common code interference; low-pass filter and active double-T band-stop filter were carried on de-noising processing; sEMG signals could be classified in wavelet packet transform to obtain effective parameters.

RESULTS AND CONCLUSION: In the experiment, the circuit could implement the anticipated target, pick-up the sEMG and restrain the interference with 50 Hz; further, four different actions on hands could be recognized by using sub band energy value extracted in the wavelet packet translation of the sEMG.

Lu L, Yin T, Jin JN, Li Y, Liu ZP. Feasibility of surface electromyography signal acquisition for action recognition. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2011;15(22): 4103-4106. [http://www.crter.cn http://en.zgckf.com]

摘要

背景: 文献表明上肢前臂运动时所产生的表面肌电信号具有非线性特征, 而肢体运动时肌电信号又呈现出非平稳特性。

目的: 设计一种简单的拾取电路采集表面肌电信号, 拟应用于动作肌电信号的特征识别。

方法: 根据表面肌电信号的特点, 设计高共模抑制比的前端放大电路, 抑制共模干扰; 采用低通滤波电路, 有源双 T 带阻滤波器对信号进行去噪处理; 对采集得到的信号进行小波包变换, 得到信号的特征量。

结果与结论: 所设计的表面肌电信号检测电路具有较高共模抑制比, 并能有效地滤除 50 Hz 工频信号, 可以满足肌电信号采集电路的基本要求。肌电信号的处理结果表明采用子频段能量值的方法可以区分手部 4 种不同动作。

关键词: 表面肌电信号; 信号检测; 去噪处理; 小波包变换; 数字化医学

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2011.22.027

卢蕾, 殷涛, 靳静娜, 李颖, 刘志朋. 采集表面肌电信号应用于动作识别的可行性[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22):4103-4106. [http://www.crter.org http://cn.zgckf.com]

0 引言

表面肌电信号(surface electromyography, SEMG)是人体自主运动时神经肌肉活动发放的生物电信号, 它是由多个运动单位兴奋而发放出来的运动单位动作电位序列沿肌纤维传播并经由皮肤、脂肪构成的容积导体滤波后在皮肤表面检测电极处的时间和空间上综合叠加的结果^[1]。

目前, 表面肌电信号已经广泛应用到临床医学、运动医学、生物医学与工程等诸多领域^[2], 特别是在智能假肢方面的应用深受使用者和康复工程研究人员的青睐^[3-4], 并且成为肌肉驱动机器人以及功能性电刺激的理想控制信号^[5], 同时也开始应用在手势语言的识别方面, 并取得了一定的成果^[6]。

近年来, 针对人手部姿态模式的识别, 利用表面肌电信号着眼于多自由度肌电假手的控

制, 通过配置人手自由度, 较好地解决模式过渡中的错误分类^[7]。已有文献表明上肢前臂运动时所产生的表面肌电信号具有非线性特征, 同时肢体运动时肌电信号又呈现出非平稳特性^[8]。文章设计了一种简易可行的电路对肌肉运动产生的肌电信号进行检测, 并针对动作肌电信号的特征, 采用小波包变换对采集到的信号进行处理和初步分析, 为最终达到智能假肢的肌电仿生控制打下良好的基础。

1 表面肌电信号检测方法

1.1 检测电路的设计原理 表面肌电信号是一种较微弱的电信号, 国内外大量实验研究表明, 其信号幅值在 100~5 000 μV , 峰-峰值一般在 0~10 mV, 均方根值在 0~1.5 mV, 一般有用信号频率成分为 10~500 Hz, 主要能量集中在 50~150 Hz 范围内^[9]。被检测的肌电信号是弱信号, 易受 50 Hz 工频及其他共模信号的干扰,

Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China

Lu Lei★, Studying for master's degree, Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China Lzpeng67@163.com

Correspondence to: Liu Zhi-peng, Master, Institute of Biomedical Engineering, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Tianjin 300192, China bme500@163.com

Supported by: the Science and Technology Support Project during the Eleventh Five-year Period, Ministry of Science and Technology, No. 2007BAI07A18*

Received: 2011-01-06 Accepted: 2011-04-08

中国医学科学院
北京协和医学院
生物医学工程研
究所, 天津市
300192

卢蕾★, 女, 1985
年生, 山东省泰安
市人, 汉族, 北京
协和医学院生物
医学工程研究所
在读硕士, 主要
从事低成本、高
可靠性、多功能
中医针灸治疗研
究。
Lzpeng67@163.
com

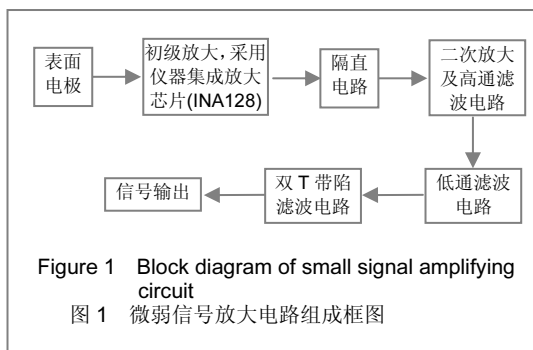
通讯作者, 刘
志朋, 硕士, 中
国医学科学院
北京协和医
学院生物医
学工程研究所,
天津市 300192
bme500@163.
com

中图分类号:R318
文献标识码:B
文章编号:1673-8225
(2011)22-04103-04

收稿日期: 2011-01-06
修回日期: 2011-04-08
(20110106020/W·V)

因此需采用高共模抑制比放大电路对有用信号进行放大同时抑制干扰信号, 在本实验电路中将其放大到伏级水平以便于分析, 放大器的增益设置在60~90 dB之间。

电路设计原理: 将表面检测信号通过同相并联差动三运放仪表放大器进行初级放大(倍数设置为十几倍); 由于肌电检测中混有直流分量, 放大后进行隔直处理; 然后将信号进行二次放大, 此时设置高放大倍数, 同时进行再次隔直处理; 利用低通滤波器进行高频信号的滤除; 最后利用有源双T带陷滤波器滤除50 Hz工频干扰, 得到输出信号进行相应处理。电路原理框图见图1。

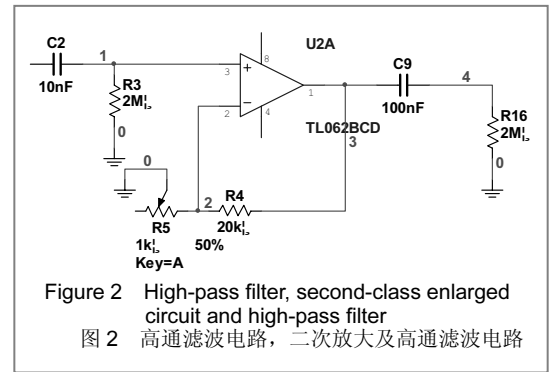


1.2 检测电路的组成

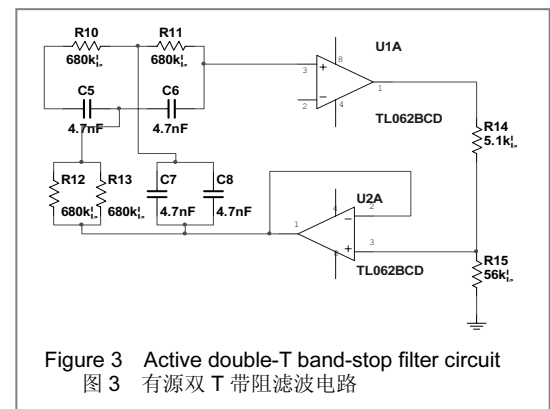
1.2.1 初级放大 针对表面肌电信号的特征, 电路选用德州仪器公司的仪表放大器 INA128, 采用同相并联差动三运放仪表放大器实现高输入阻抗和高共模抑制比的检测电路性能, 为避免在干扰较强时信号进入非线性区引起严重失真, 设定初级放大倍数约为12倍^[10]。初级放大电路性能经实验测试表明: 初级放大对各频率段的共模信号都起到了很好的抑制作用, 共模抑制比大于90 dB以上。

1.2.2 隔直电路、二次放大及高通滤波 由于肌电信号中混有直流分量, 因此加入隔直电路, 其截止频率设定约为 $f_0 = \frac{1}{2\pi R_3 C_2} \approx 7.96$ Hz。由于初级放大倍数较小, 故二级放大倍数 ($A_2 = 1 + \frac{R_4}{R_5}$) 要高且便于调节, 为避免被衰减的直流分量会再次放大并影响信号的后续处理, 故在二次放大后设计了高通滤波电路, 详见图2。

1.2.3 低通滤波电路 由于表面肌电信号的有用成分处在50~500 Hz之间, 检测信号中往往夹带着低频和高频的干扰信号。在此将放大后的信号接入低通滤波电路, 综合各方面因素的考虑, 选用全极点型巴特沃斯型滤波器。本设计采用了压控电压源型滤波电路^[11], 设定滤波器的截止频率为 $f_0 = 2000$ Hz。



1.2.4 双T带阻滤波 50 Hz工频干扰是人体表面肌电信号最主要的噪声干扰, 必须去除, 本文采用双T带阻滤波电路^[12], 电路的Q值与反馈系数 $\beta = \frac{R_{15}}{R_{15} + R_{14}}$ 有关, 且有 $Q = \frac{1}{4(1-\beta)}$, 随着正反馈的增强, Q将不断提高, 但是电路将出现不稳定, 甚至产生自激, 因此本电路选取Q值约为3。电路中采用了两个跟随器U1A和U2A作为高输入阻抗、低输出阻抗的缓冲级, 从而减小分压电阻R14和R15对无源双T电路本身特性的影响。在调节可变电阻R14和R15来改变分压比时, 隔离或减小电阻R14和R15的变化对双T的影响尤其重要, 具体电路见图3。



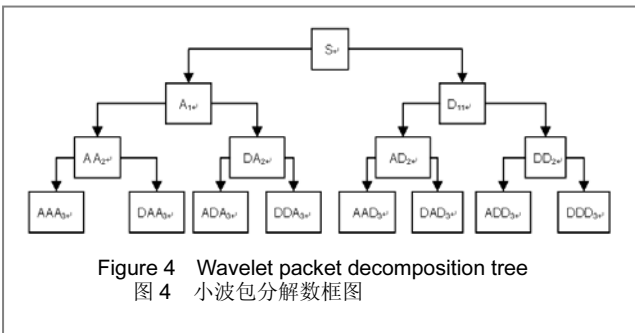
2 肌电信号实验测试结果

2.1 检测肌电信号分析 用上述肌电信号检测电路, 设计实验采集4种手部不同动作模式下的前臂肌电信号^[13-14], 借助Matlab软件进行处理。在实验中, 将表面电极贴在健康受试者上肢前臂(桡侧腕屈肌)处^[15], 电极直径为5 mm, 电极之间间隔为2 cm, 构成双电极模式, 负极靠近心脏, 构成差分模式^[16-17]。受试者分别完成握拳、展拳、手腕内旋和手腕外旋4组动作, 每组动作各采集40组信号, 每组信号记录5 s, 采集2500个点。

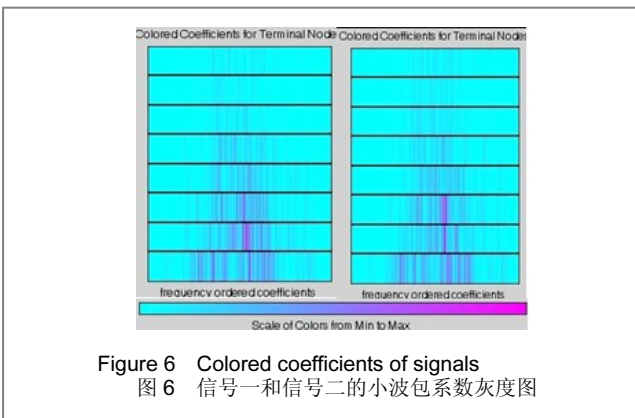
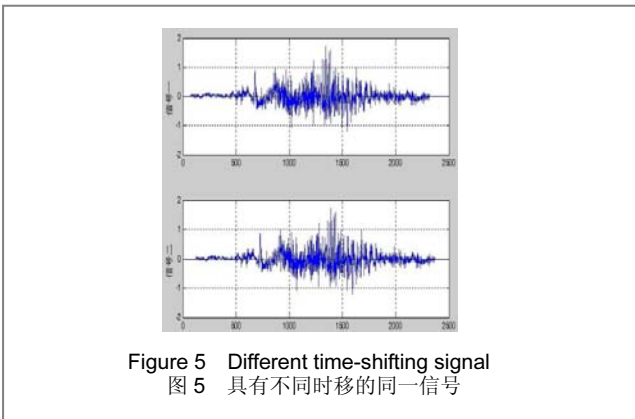
2.2 小波包系数 小波变换继傅里叶变换之后

又一有效的时频分析方法,它在高频使用窄窗口,低频使用宽窗口,将信号分解成低频的粗略部分和高频的细节部分,然后仅对低频细节在做二次分解,分解为低频部分与高频部分,且不对高频部分做二次分解^[18-19]。

小波包变换是一种对信号进行更加细致分析与重构的方法。它将信号分解为低频的粗略部分和高频细节部分,然后同时对两部分进行二次分解。小波包的分解结构见图4,图中S为原始信号,A为低频,D为高频,末尾序号表示分解的尺度数,其中: $S=AAA_3+DAA_3+ADA_3+DDA_3+AAD_3+DAD_3+ADD_3+SSS_3$ 。

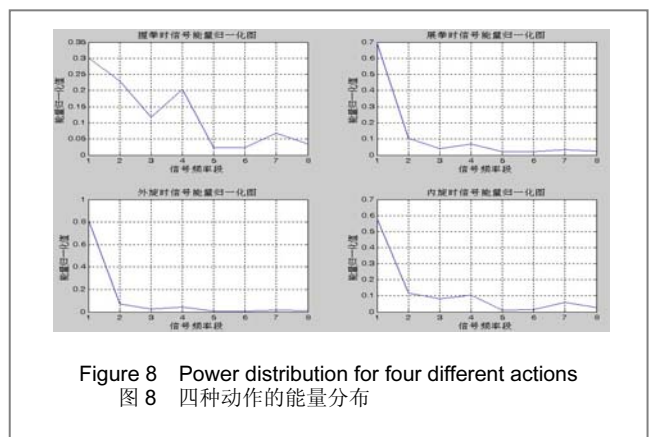
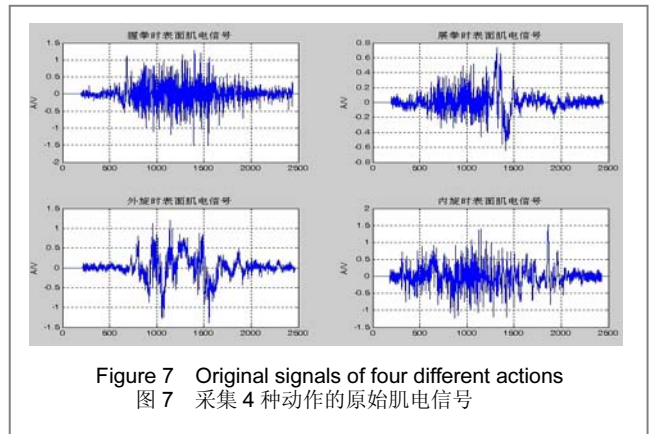


具有不同时移的同一信号见图5。信号一和信号二分别为Db5小波函数的3尺度小波包系数灰度图见图6,从图6中可以看出具有不同时移的信号其小波包系数具有较大的不同,由于小波包变换不具有平移不变性,即使同一信号有较小的时移,其小波包变换系数的差别也很大。故小波包系数不能作为肌电信号分类的特征向量。



2.3 小波包变换 在肌电信号处理过程中,实验选取Daubechies5小波作为基函数^[20-21],对每类动作的40组原始信号先进行3层小波包变换,提取信号各子频带上的能量值^[22];其次,对40组信号对应各子频带上的能量值进行叠加平均,消除偶然性误差得到各子频带的平均能量值;最后,将各子频带的平均能量值进行归一化。处理结果表明,表面肌电信号的有用能量分布在10~500 Hz频率范围内,因而确定对应的小波包分解的频率段为:10~71.25 Hz, 71.25~132.5 Hz, 132.5~193.75 Hz, 193.75~255 Hz, 255~316.25 Hz, 316.25~377.5 Hz, 377.5~438.75 Hz, 438.75~500 Hz。

采集的4类动作信号中的一组原始信号见图7。经过处理后得到的4类信号(每类信号40组)在各子频带的平均能量值归一化值见图8。



横坐标为信号经过3层小波包分解后的子频带,分别对应上述小波包分解的频率段,纵坐标为各子频带的平均能量值归一化值。从图中可以看出,不同动作在同一块肌肉上的肌电信号的相对幅度、能量不同,因此不同动作模式的肌电信号经小波包变换分解后在各频带上的投影不同,将图8与原始肌电信号图相比,可以看出,不同动作在各子频带上的分布特征更加明显,在各子频段的能量分布存在差别,主要能量主要分布在低频带,在不同频段的能量值有所区别。因此,从本实验的结果看,小波包子频段的能量值可以区分手部4种不同

动肌电信号。

3 讨论

实验针对肌电信号特点设计了一种简单易行的检测电路, 该电路能有效地放大微弱肌电信号, 并能在一定范围内衰减50 Hz工频干扰信号和低频信号, 为进行肌电信号的采集提供了基础。当然, 本电路设计比较简单, 对外界环境中的其他干扰的抑制能力有待进一步提高。

在对4种手部动作采集的基础上, 实验尝试采用小波包变换进行特征量提取, 考虑到表面肌电信号的有用能量分布在10~500 Hz频率范围内, 且在各子频带上的能量与原始信号的能量相比没有改变, 文章计算了肌电信号在此频率范围内8个子频带投影序列的能量值, 结果表明采用子频段能量值方法可以初步区分4种不同动作。从图8还可以看出, 展拳和内旋动作的区别与其他动作相比, 差别不够明显, 如何进一步突出其差异得到更好的肌电信号识别的特征量, 还有待于对信号的非线性特征深入分析。

利用本文所建立的检测电路和分析方法, 可以采集多种动作肌电信号进行研究, 得到更加有效的肌电信号处理方法, 为研制便于携带的肢体动作肌电采集和动作控制打下一定的基础。

4 参考文献

[1] Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. 2006;8(1):11-35.

[2] Lu ZN. Beijing: People's Medical Publishing House. 2000. 卢祖能. 实用肌电图学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2000.

[3] Wang RC. Discussion on various methods of EMG processing for the control of prostheses//Proc. of International Conference on Biomedical Engineering. Hong Kong. 1996: 341-344.

[4] Wang G. Shanghai: Shanghai Jiaotong Daxue. 2008. 王刚. 基于小波变换和多重分形分析的表面肌电信号分析[D]. 上海: 上海交通大学, 2008.

[5] Qiu QJ, Zhu XY. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(4):645-648. 邱青菊, 朱向阳. 基于双谱分析表面肌电信号特征的提取与模式识别[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(4):645-648.

[6] Yu J, Yang JH, Chen X, et al. Shengwu Yixue Gongcheng Yanjiu. 2009;28(1):06-10. 于擎, 杨基海, 陈香, 等. 基于BP神经网络的手势动作表面肌电信号的模式识别[J]. 生物医学工程研究, 2009, 28(1):06-10.

[7] Yang DP. Shanghai Jiaotong Daxue Xuebao. 2009;43(7): 1071-1075. 杨大鹏, 赵京东, 姜力, 等. 基于肌电信号的人手姿态多模式识别方法[J]. 上海交通大学学报, 2009, 43(7):1071-1075.

[8] Lei M, Wang ZZ, Feng ZJ. Detecting nonlinearity of action surface EMG signal. Phys Lett A. 2001; 290:297-303.

[9] De Luca CJ. Surface Electromyography: Detection and Recording. 1996.

[10] Ren XY. Kexue Zhiyou. 2009;3(8):111-113. 任新宇. 关于拾取表面肌电信号的电路设计和探究[J]. 科学之友, 2009, 3(8):111-113.

[11] Li G, Zhang X. Beijing: Dianzi Gongye Chubanshe. 2008. 李刚, 张旭. 生物医学电子学[M]. 北京: 电子工业出版社, 2008.

[12] Zhao ZY. Hefei: Zhongguo Kexue Jishu Daxue. 2010. 赵章球. 表面肌电信号检测和处理中若干关键技术研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2010.

[13] Shi GJ. Shanghai: Shanghai Jiaotong Daxue. 2008. 时改杰. 动作表面肌电信号的特征提取方法研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2008.

[14] Qiu QJ. Shanghai: Shanghai Jiaotong Daxue. 2009. 邱青菊. 表面肌电信号的特征提取与模式分类研究[D]. 上海, 上海交通大学, 2009.

[15] Luo ZZ. Huazhong Keji Daxue Xuebao: Ziran Kexueban. 2008; 36(4):72-75. 罗志增. 基于HMM的表面肌电信号模式分类[J]. 华中科技大学学报: 自然科学版, 2008, 36(4):72-75.

[16] Hu X, Li L, Ren XM, et al. Zhongguo Yixue Wulixue Zazhi. 2007; 24(3): 212-214. 胡晓, 李莉, 任小梅, 等. 基于小波系数熵的表面肌电信号识别[J]. 中国医学物理学杂志, 2007, 24(3):212-214.

[17] Liu TR. Tianjin: Tianjin Keji Daxue. 2009. 刘涛然. 人体表面肌电信号的特性研究[D]. 天津: 天津科技大学, 2009.

[18] MALLAT S. A Wavelet Tour of Signal Processing. 2nd ed. Washington: Academic Press, 1999.

[19] MALLAT S. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. IEEE Pattern Anal and Machine Intell. 1989; 11(7):674-693.

[20] Kilby J, Hosseini HG. Wavelet Analysis of Surface Electromyography Signals. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. 2004;(1): 384-387.

[21] Liu NG, Lei M. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2008; 12(17):3285-3288. 刘南雷, 雷敏. 基于小波和非线性指标的表面肌电信号动作特征分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(17):3285-3288.

[22] Xiao Y, Chen SG, Wang CH, Keji Daobao. 2009;27(21):77-81. 肖毅, 陈善广, 王春慧. 基于熵理论和复杂度的肌电信号分析[J]. 科技导报, 2009, 27(21):77-81.

来自本文课题的更多信息一

基金资助: 科技部十一五科技支撑计划项目(2007BAI07A18)资助。

作者贡献: 实验设计为第一作者, 干预实施为第三、四作者, 评估为第二、五作者。未进行盲法评估。

利益冲突: 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

伦理批准: 没有与相关伦理道德冲突的内容。

本文创新性: 在硬件电路研究中, 提高双T带阻滤波器的品质因素, 实现对工频干扰较窄频率的滤除。利用简单的电路能够成功实现信号的提取, 利用时频分析法中的小波分析对信号进行分析, 能够在时频两域同时观测信号特征。