

下肢临近关节稳态体感诱发电位的提取和分析

赵丽, 万佳乐

天津市信息传感与智能控制重点实验室/天津职业技术师范大学自动化与电气工程学院, 天津 300222

【摘要】稳态体感诱发电位(SSSEP)在提升运动想象脑机接口分类性能方面有着显著作用,因此如何有效提取SSSEP是研究的重点。为有效提取下肢膝-踝临近关节处的SSSEP,设计体感刺激参数筛选试验,分别采集10名受试者在右腿腘窝和右脚踝内侧处10种不同电刺激频率下的脑电信号,使用快速傅里叶变换、时频图谱和脑地形图进行综合分析。结果显示,受试者在右脚踝内侧的频谱特征优于右腿腘窝,33 Hz为最优刺激频率,能用于下肢的电刺激强度为10~20 mA。

【关键词】稳态体感诱发电位;电刺激;频率选择

【中图分类号】R318;TN911.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2022)05-0572-06

Extraction and analysis of steady-state somatosensory evoked potentials of adjacent joints of lower limbs

ZHAO Li, WAN Jiale

Tianjin Key Laboratory of Information Sensing and Intelligent Control/School of Automation and Electrical Engineering, Tianjin University of Technology and Education, Tianjin 300222, China

Abstract: Steady-state somatosensory evoked potential (SSSEP) plays a significant role in improving the classification performance of motor imagery brain-computer interface. Therefore, how to effectively extract SSSEP becomes the research focus. In order to effectively extract the SSSEP at the adjacent joints of the knee ankle of the lower limb, a somatosensory stimulation parameters screening test is designed. The EEG signals at the popliteal fossa of the right leg and the medial side of the right ankle in 10 subjects at 10 different electrical stimulation frequencies are collected and analyzed by fast Fourier transform, time-frequency atlas and brain topographic map. The results show that the spectrum characteristics on the medial side of the right ankle are better than those on the popliteal fossa of the right leg. The optimal stimulation frequency is 33 Hz, and the electrical stimulation intensity that can be used for the lower limbs is from 10 to 20 mA.

Keywords: steady-state somatosensory evoked potential; electrical stimulation; frequency selection

前言

稳态体感诱发电位(Steady-State Somatosensory Evoked Potential, SSSEP)是躯体感觉系统通路受到外界特定刺激后,从接受刺激的感觉器官诱发的与该刺激频率一致的大脑皮层生物电活动^[1]。按照电刺激施加的位置可以分为上肢SSSEP和下肢SSSEP。下肢SSSEP通常将胫后神经作为刺激位置,刺激信号经过躯体感觉系统的传导到达大脑皮质中

央回顶部,形成动作电位^[2-3]。

目前,SSSEP主要应用在脑电领域,用来提高运动想象脑机接口(Brain Computer Interface, BCI)的分类准确率^[4-5]。Ahn等^[6]对比研究左、右手振动刺激下诱发的SSSEP特征和运动想象特征组成的混合BCI的分类性能与单独使用运动想象特征的BCI分类性能,发现混合BCI的分类性能优于单独使用运动想象特征的BCI,且振动刺激有助于运动想象特征维持更长的时间和强度。在已有的研究成果上,Yi等^[7]在基于运动想象的试验中增加电刺激,成功诱发出与电刺激频率一致的SSSEP特征,并设计基于SSSEP的混合范式,试验结果显示在SSSEP特征的辅助下,运动想象任务的分类准确率提高了14%,达到了89%。除此之外,SSSEP和运动想象相结合的BCI也使得体感系统健全的病人能够控制更多的操

【收稿日期】2021-12-15

【基金项目】国家重点研发计划(2017YFB0403802)

【作者简介】赵丽,博士,教授,研究方向:生物医学信号处理、智能信息检测,E-mail: jinshihui@163.com;万佳乐,硕士,研究方向:智能信息处理,E-mail: wanjiale0917@163.com

作指令,推动运动想象BCI的实用化进程。陈志堂等^[8-9]将SSSEP融入到运动想象中用于探究同侧上肢临近关节运行意图的识别,其在线平均识别正确率达到了76.4%,比传统运动想象BCI的识别正确率提高了11%,表明了增加SSSEP的运动想象BCI能够有效提高同侧上肢临近关节运动意图识别正确率。随后,李嘉莹等^[10]在基于SSSEP的运动想象BCI中对左脚和右脚两种运动意图进行在线分析,试验结果表明,SSSEP辅助下BCI的在线平均分类准确率达到71.07%。综上所述,SSSEP在提升运动想象BCI的分类性能上起着关键作用,如何有效提取SSSEP是研究的关键所在。

为有效提取下肢膝-踝临近关节处的SSSEP,设计体感刺激参数筛选试验范式,寻找能诱发SSSEP的最优电刺激位置和电刺激频率。并使用快速傅里叶变换(Fast Fourier Transform, FFT)^[11-12]、时频图谱

和脑地形图对提取的脑电信号进行特征分析,选择可以诱发出明显SSSEP特征的频率和位置作为电刺激的最优刺激频率和最优刺激位置。

1 试验设计

本试验在隔音效果良好的房间进行,使用新型电生理放大器SynAmps2(Neuroscan, 美国)以及相配套的64银/氯化银头皮电极帽采集受试者的脑电信号,使用ELECTRON-ESA双通道电刺激器诱发SSSEP,将采集的SSSEP在脑电信号采集软件Scan4.5上进行记录和存储。其中,64银/氯化银头皮电极帽按照10-20国际标准导联系统放置电极,并且将头顶中央区作为参考电极、头前部中点作为接地电极,每个电极通道的阻抗保持在5 kΩ以下,整个系统的采样频率为1 000 Hz。图1为体感刺激参数筛选试验脑电信号采集示意图。

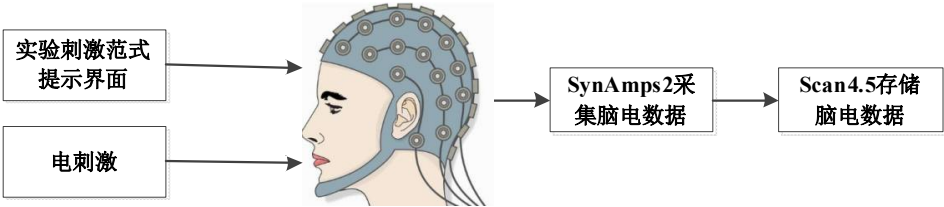


图1 体感刺激参数筛选试验脑电信号采集示意图
Figure 1 Schematic diagram of EEG signal acquisition in somatosensory stimulation parameters screening test

本试验共招募了10名健康受试者参与研究,其中男性6名,女性4名,年龄21~25岁,均为右利手,没有运动障碍或者神经系统方面的疾病。试验中对受试者右脚踝内侧、右腿腘窝两处位置分别施加脉宽为0.2 ms的电刺激,电刺激强度根据受试者自身承受能力进行选择,加到右侧脚趾不自觉收缩即可,大小通常为10~20 mA。表1为10名受试者在右脚踝内侧和腘窝处的电刺激强度。

整个试验包括10小节,一个刺激频率为一小节(电刺激频率范围是26~31 Hz,以1 Hz为步长依次上升),每个频率刺激20个试次,每个试次时长为10 s,在每一小节试验结束后,受试者休息1.5 min。图2为体感刺激参数筛选试验刺激范式图。在0~2 s时,电脑屏幕出现“试验准备”,提醒受试者本试次开始,要保持安静且避免大幅度的身体晃动;在2~3 s时,电脑屏幕上出现黑色加粗的“+”,提醒受试者集中注意力,此时电刺激器开始输出设定频率的电刺激;在3~8 s时,电脑屏幕上出现一串由阿拉伯数字和英文字母随机组成的长度为15的字符串,受试者需要根据出现的字符串在心中默读字符串中的数字和字母,目的是使受试者在试验过程中减少对施加的电刺激的注意,

表1 10名受试者右脚踝内侧和右腿腘窝处的电刺激强度(mA)

Table 1 Electrical stimulation intensity at the medial side of the right ankle and the popliteal fossa of the right leg in 10 subjects (mA)

受试者	右脚踝内侧	右腿腘窝
S1	16.5	13.0
S2	15.5	10.0
S3	14.0	10.5
S4	18.0	13.0
S5	19.5	12.0
S6	20.0	13.5
S7	17.5	12.5
S8	22.5	14.0
S9	17.5	11.0
S10	12.0	11.5

确保试验结果没有受到选择性注意的影响;在8~10 s时,电脑屏幕上出现“休息”,提醒受试者本试次结束,同时电刺激器停止输出电刺激。

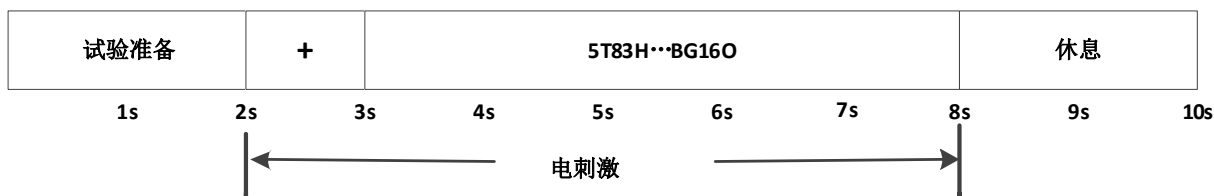


图2 体感刺激参数筛选试验刺激范式图

Figure 2 Stimulus paradigm of somatosensory stimulation parameters screening test

2 数据处理

2.1 预处理

本试验采集的10名受试者的原始脑电信号中含有大量与SSSEP特征无关的噪声信号,主要包括受试者的眼电和肌电以及脑电采集设备的工频干扰信号等。除了以上噪声对采集的SSSEP质量造成影响外,受试者的心理变化和试验状态也不可避免地产生了伪迹信号,从而影响SSSEP的采集质量。为了保证所提取的受试者SSSEP质量,需要先对采集的原始脑电信号进行预处理。采用MATLAB中的eeglab工具箱完成预处理工作,具体工作步骤为导入脑电数据、删除无关导联(剔除垂直眼电“HEOG”和水平眼电“VEOG”)、导联定位、重参考、滤波去噪、数据分段、基线校正、差值坏导和剔除坏段、Run ICA去除眼电。

2.2 频谱图分析

频谱图表征的是脑电信号在某一时刻各个频率幅值的高低,其横轴是频率方向,纵轴为振幅方向^[13]。为了确定受试者的最优刺激频率,采用FFT对信号进行频谱分析。FFT是离散傅里叶变换的快速算法,是根据离散傅里叶变换的奇、偶、虚、实等特性,对离散傅里叶变换的算法进行改进获得的^[14-15]。本试验通过FFT提取全部受试者20个试次中第3~8s的脑电数据,分析与下肢SSSEP最密切的Cz导联处脑电特征的频谱图,对比不同刺激位置和刺激频率下的频谱特征。

2.3 时频图谱

时频图谱是一种直观观察脑电信号随时间和频率变化的方法,为了研究下肢不同位置处SSSEP特征在时频域的差异,采用事件相关谱扰动(Event-Related Spectral Perturbation, ERSP)算法绘制时-频图谱^[16],如公式(1)所示:

$$ERSP(f, t) = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \left[\frac{1}{n} \sum_{j=1}^n \left(\int_{-\infty}^{+\infty} x(\tau) f^*(\tau - t) d\tau \right)^2 \right] \quad (1)$$

其中, m 代表本试验受试者人数, n 代表每个受试者每一小节的试验次数, $x(\tau)$ 是时间为 t 时的脑电信号, $f^*(\tau - t)$ 为计算ERSP时采用短时傅里叶变换(Short Time Fourier Transform, STFT)构建的复共轭函

数^[17-19]。其采用hanning窗作为窗函数,将一个试次中不同刺激频率下非线性的脑电信号分段,得到一系列固定宽度的脑电信号^[20-21]。再对这一系列的脑电信号逐段进行FFT^[22-24],得到脑电信号一个试次的时频图谱,之后将所有试次的脑电信号进行叠加得到单个受试者的时-频图谱。

2.4 脑地形图

脑地形图是脑电信号在特定频段内不同导联的功率值在平面头皮上的分布,能够表现出SSSEP特征在大脑皮层上的变化情况^[25]。本试验将不同电刺激位置 and 不同频率下第3~8s内、60个导联(剔除CB1和CB2)在电刺激频率下的基波及其二次谐波频段的ERSP值绘制脑地形图,观察不同刺激位置和刺激频率下SSSEP特征的空间分布情况。

3 试验结果与特征分析

3.1 最优刺激频率选择

为了找到下肢膝-踝临近关节处电刺激的最优刺激频率,以便在后期研究中将电刺激诱发的SSSEP和运动想象结合,要尽量避免电刺激频段和运动想象的特征频段重叠(即alpha频段和beta频段)。因此,体感刺激参数筛选试验中刺激频率的选择范围是26~35 Hz,以1 Hz为步长依次上升,每个步长刺激20个试次,而后进行FFT,将SSSEP幅值最大的刺激频率作为最优刺激频率。表2为全部受试者在不同刺激位置时个人最优刺激频率。

从表2可以看出,在右脚踝内侧处施加一定频率的电刺激时,10名受试者中有6名受试者的最优刺激频率为33 Hz,且在该刺激下有最优的频谱特征,所以选择33 Hz作为右脚踝内侧电刺激的最优刺激频率。同理,在右腿腓窝处,10名受试者中5名受试者的最优刺激频率为30 Hz,在30 Hz电刺激下的SSSEP频谱特征为最优。因此,选择30 Hz作为右腿腓窝处的最优刺激频率。

3.2 最优刺激位置选择

为了确定下肢膝-踝临近关节处电刺激的最优刺激位置,对比分析每位受试者右脚踝内侧和右腿腓窝处最优刺激频率下的SSSEP频谱幅值。表3为全

表2 全部受试者在不同刺激位置的个人最优刺激频率(Hz)

Table 2 Individual optimal stimulation frequencies of all subjects at different stimulation positions (Hz)

受试者	右脚踝内侧	右腿腓窝
S1	28	30
S2	33	31
S3	33	32
S4	33	30
S5	32	30
S6	33	32
S7	27	28
S8	32	30
S9	33	28
S10	33	30

部受试者在不同刺激位置下最优刺激频率处 SSSEP 幅值。由表3可知,在右脚踝内侧的 SSSEP 幅值均高于右腿腓窝处,说明右脚踝内侧可以诱发出更明显的 SSSEP 特征。因此,选择右脚踝内侧作为下肢膝-踝临近关节处提取 SSSEP 的最优刺激位置。相应的,确定右脚踝内侧取得的最优刺激频率 33 Hz 作为下肢膝-踝临近关节提取 SSSEP 的最优刺激频率。

表3 全部受试者在不同刺激位置下最优刺激频率处 SSSEP 幅值(μV)

Table 3 SSSEP of all subjects at the optimal stimulation frequency and different stimulation positions (μV)

受试者	右脚踝内侧	右腿腓窝
S1	0.46	0.30
S2	0.25	0.35
S3	0.52	0.20
S4	0.15	0.15
S5	0.82	0.15
S6	0.75	0.45
S7	0.55	0.35
S8	0.60	0.40
S9	0.45	0.15
S10	0.58	0.25

图3为某一受试者在不同刺激位置下最优刺激频率处 SSSEP 的频谱图。该图直观地显示出,该受试者在右脚踝内侧最优刺激频率下的频谱值大于右腿腓窝处最优刺激频率下的频谱值,与表3的试验结果保持一致,表明右脚踝内侧为提取 SSSEP 的最优刺激位置。

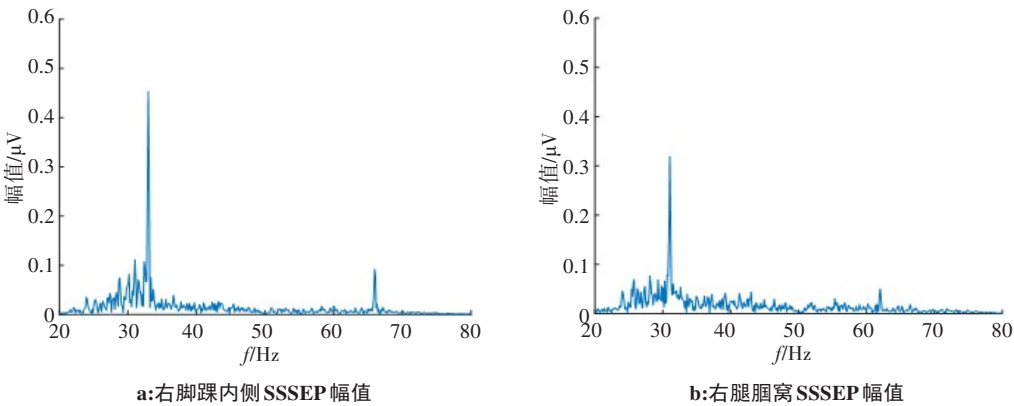


图3 某一受试者在不同刺激位置下最优刺激频率下 SSSEP 的频谱图

Figure 3 SSSEP spectrum of a subject at the optimal stimulation frequency and different stimulation positions

3.3 时频图谱分析

为进一步验证电刺激的最优刺激位置和最优刺激频率,采集 10 名受试者在右脚踝内侧最优刺激频率 33 Hz、右腿腓窝最优刺激频率 30 Hz 下的脑电信号,绘制相应的时-频图谱。由图4可知,受试者在整个试验任务中,在不同刺激位置对应的最优刺激频率下均出现了与刺激频率一致的长时程的能量上升现象,即 SSSEP 特征,表明体感刺激参数选择的可行性。对比右脚踝内侧和右腿腓窝处的 SSSEP 特征,发现右脚踝内侧的 SSSEP 特征更加明显,说明右脚

踝内侧为电刺激的最优刺激位置,最优刺激频率为右脚踝内侧对应的 33 Hz。这与频谱图的分析结果保持一致。

3.4 脑地形图分析

采集 10 名受试者在右脚踝内侧最优刺激频率 33 Hz、右腿腓窝最优刺激频率 30 Hz 下的脑电信号,绘制相应的平均脑地形图,如图5所示。

由平均脑地形图可以直观地看出,受试者在不同电刺激位置执行试验任务时,在头顶中央的 Cz 导联处均出现了明显的 SSSEP 特征,但是右脚踝内侧

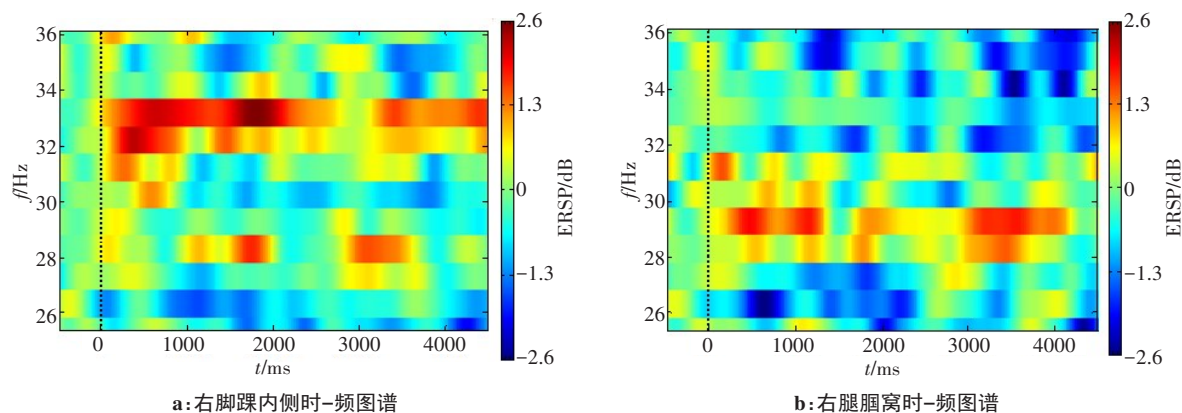


图4 全部受试者在不同刺激位置下最优刺激频率下SSSEP的时-频图谱

Figure 4 Time-frequency atlas of SSSEP of all subjects at the optimal stimulation frequency and different stimulation positions

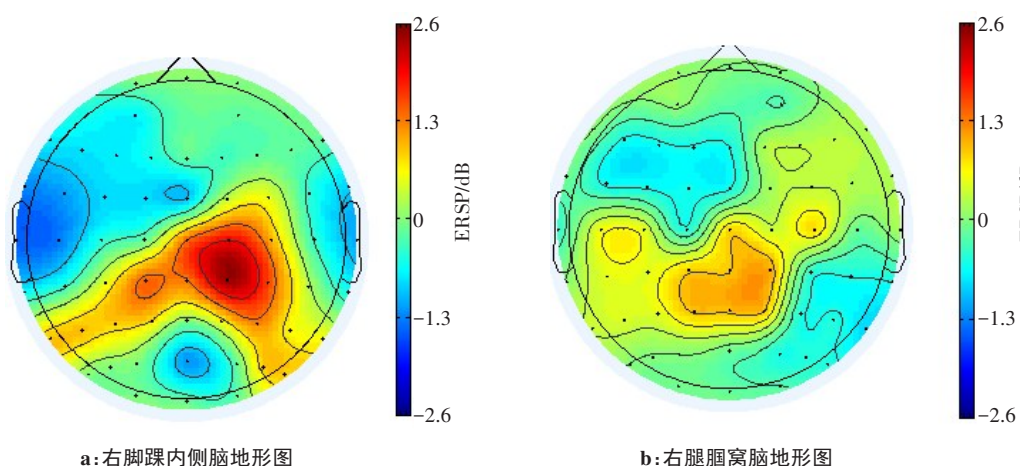


图5 全部受试者在不同刺激位置下最优刺激频率下SSSEP的平均脑地形图

Figure 5 Mean brain topographic map of SSSEP of all subjects at the optimal stimulation frequency and different stimulation positions

的能量变化比右腿腘窝处更为剧烈,说明下肢膝-踝临近关节处SSSEP特征的最优刺激位置为右脚踝内侧,最优刺激频率为右脚踝内侧的33 Hz。这与频谱图、时频图谱的分析结果保持一致。

4 结论

本研究设计了体感刺激参数筛选试验范式,使用FFT分析并比较10名受试者在右腿腘窝和右脚踝内侧处10种电刺激频率下SSSEP特征的幅值,确定了下肢膝-踝临近关节处SSSEP特征的最优刺激位置为右脚踝内侧,最优刺激频率为33 Hz。综合使用时-频图谱和脑地形图对比分析10名受试者在右脚踝内侧最优刺激频率33 Hz、右腿腘窝最优刺激频率30 Hz下的SSSEP特征,试验结果表明,受试者在右脚踝内侧最优刺激频率33 Hz有更优的SSSEP特征,再次验证右脚踝内侧最优刺激频率33 Hz为提取SSSEP的最优选择。该试验结果为今后采取高质量的SSSEP提供了一定的理论基础,也为今后优化SSSEP与运动想象相结合BCI的分类性能提供依据。

【参考文献】

- [1] 徐桂芝, 胡忠涛, 王磊, 等. 基于CNN算法的稳态体感诱发电位的特征识别[J]. 中国生物医学工程学报, 2019, 38(3): 298-305.
Xu GZ, Hu ZT, Wang L, et al. Feature recognition of steady somatosensory evoked potential based on CNN[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2019, 38(3): 298-305.
- [2] 赵丽, 万佳乐, 边琰, 等. 下肢临近关节运动想象特征及分类研究[J]. 国外电子测量技术, 2021, 40(8): 87-94.
Zhao L, Wan JL, Bian Y, et al. Research on characteristics and classification of motor imagery of adjacent joints of lower limbs[J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2021, 40(8): 87-94.
- [3] Cha K, Lee J, Kim H, et al. Steady-state somatosensory evoked potential based brain-computer interface for sit-to-stand movement intention[C]. 2019 7th International Winter Conference on Brain-Computer Interface (BCI), 2019: 1-3.
- [4] Yan N, Wang C, Tao Y, et al. Quadcopter control system using a hybrid BCI based on off-line optimization and enhanced human-machine interaction[J]. IEEE Access, 2020, 8: 1160-1172.
- [5] Benzy VK, Vinod AP, Subasree R, et al. Motor imagery hand movement direction decoding using brain computer interface to aid stroke recovery and rehabilitation [J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2020, 28(12): 3051-3062.
- [6] Ahn S, Ahn M, Cho H, et al. Achieving a hybrid brain-computer interface with tactile selective attention and motor imagery[J]. J Neural Eng, 2014, 11(6): 066004.
- [7] Yi WB, Qiu S, Wang K, et al. Enhancing performance of a motor imagery based brain-computer interface by incorporating electrical stimulation-induced SSSEP[J]. J Neural Eng, 2017, 14(2): 026002.

- [8] Chen ZT, Zhao X, Wang ZP, et al. A hybrid brain computer interface driven by motor imagery of right hand versus right forearm[C]. 2018 9th International Conference on Awareness Science and Technology (iCAST). IEEE, 2018: 79-83.
- [9] 陈志堂, 赵欣, 明东, 等. 基于混合特征的精细想象动作在线脑机接口方法: CN201710657585.8[P]. 2018-01-09.
Chen ZT, Zhao X, Ming D, et al. On line brain computer interface method of fine imaginative movement based on mixed features: CN201710657585.8[P]. 2018-01-09.
- [10] 李嘉莹, 赵丽, 边琰, 等. 电刺激辅助下肢运动想象特征分类以增强康复训练研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(3): 425-433.
Li JY, Zhao L, Bian Y, et al. Research on feature classification of lower limb motion imagination based on electrical stimulation to enhance rehabilitation[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2021, 38(3): 425-433.
- [11] Li MY, Chen WZ. FFT-based deep feature learning method for EEG classification[J]. Biomed Signal Proces, 2021, 66: 102492.
- [12] Santoso IB, Purnama IK. Epileptic EEG signal classification using convolutional neural networks based on optimum window length and FFT's length[C]. Proceedings of the 8th International Conference on Computer and Communications Management, 2020: 87-91.
- [13] Mehla VK, Singhal A, Singh P, et al. An efficient method for identification of epileptic seizures from EEG signals using Fourier analysis[J]. Phys Eng Sci Med, 2021, 44(2): 443-456.
- [14] 赵丽, 李小芹, 边琰, 等. 多模式刺激下运动想象脑电信号的特征调制研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2018, 35(3): 343-349.
Zhao L, Li XQ, Bian Y, et al. Study on feature modulation of electroencephalogram induced by motor imagery under multi-modal stimulation[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2018, 35(3): 343-349.
- [15] Achancaray D, Pacheco K, Carranza E, et al. Immersive virtual reality feedback in a brain computer interface for upper limb rehabilitation [C]. 2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). IEEE, 2018: 1006-1010.
- [16] 宋琪, 陆三兰. 由拉普拉斯变换求傅里叶变换方法的研究[J]. 湖南理工学院学报(自然科学版), 2021, 34(4): 88-90.
Song Q, Lu SL. On calculating fourier transform from laplace transform[J]. Journal of Hunan Institute of Science and Technology (Natural Sciences), 2021, 34(4): 88-90.
- [17] 黄海云, 蔡跃新, 冯学技, 等. 基于脑电信号的耳鸣患者静息态频谱图及注意力研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2021, 38(3): 492-497.
Huang HY, Cai YX, Feng XJ, et al. An electroencephalogram-based study of resting-state spectrogram and attention intinnitus patients[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2021, 38(3): 492-497.
- [18] 赵欣, 武海霞, 陈龙, 等. 运动想象结合作业疗法在脑卒中患者康复训练中的研究进展[J]. 中国生物医学工程学报, 2021, 40(2): 228-236.
Zhao X, Wu HX, Chen L, et al. Research progress of motor imagery combined with occupational therapy in rehabilitation training of stroke patients[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2021, 40(2): 228-236.
- [19] Shovon TH, Nazi ZA, Dash S, et al. Classification of motor imagery EEG signals with multi-input convolutional neural network by augmenting STFT [C]. 2019 5th International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE), 2019: 398-403.
- [20] 刘冬梅, 杨重良, 张艳, 等. 基于 Nuttall 自卷积窗四谱线插值 FFT 的电力谐波分析方法[J]. 合肥工业大学学报(自然科学版), 2018, 41(1): 12-17.
Liu DM, Yang CL, Zhang Y, et al. Power harmonic analysis method based on Nuttall self convolution window four spectral line interpolation FFT [J]. Journal of Hefei University of Technology (Natural Science), 2018, 41(1): 12-17.
- [21] 李媛, 王海云, 王维庆, 等. 基于 Hanning 和 Nuttall 的混合卷积窗谐波分析方法[J]. 太阳能学报, 2018, 39(12): 3363-3370.
Li Y, Wang HY, Wang WQ, et al. Harmonic analysis method of hybrid convolution window based on Hanning and Nuttall [J]. Acta Energiac Solaris Sinica, 2018, 39(12): 3363-3370.
- [22] 李帅, 李静. 基于 MATLAB 仿真分析频谱信号的误差[J]. 工业控制计算机, 2021, 34(1): 86-89.
Li S, Li J. Aanlyze error of spectrum signal based on MATLAB simulation[J]. Industrial Control Computer, 2021, 34(1): 86-89.
- [23] Mehla VK, Singhal A, Singh P, et al. An efficient method for identification of epileptic seizures from EEG signals using Fourier analysis[J]. Phys Eng Sci Med, 2021, 44(2): 443-456.
- [24] Li M, Chen W. FFT-based deep feature learning method for EEG classification[J]. Biomed Signal Process Control, 2021, 66: 102492.
- [25] Xie S, Lawniczak AT. Fourier spectral domain functional principal component analysis of EEG signals [C]. ICPRAM 2019: Pattern Recognition Applications and Methods, 2020: 3-22.

(编辑: 薛泽玲)