

DOI: 10.7652/xjtuxb201506001

稳态视觉诱发电位的脑机接口范式及其 信号处理方法研究

徐光华^{1,2}, 张锋¹, 谢俊¹, 李叶平¹, 韩丞丞¹, 李黎黎¹

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安;

2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710054, 西安)

摘要: 在概述国内外稳态视觉诱发电位脑机接口技术研究的基础上, 针对传统稳态视觉诱发电位(SSVEP)在脑-机接口(BCI)系统应用中存在的问题, 在范式设计方面, 分别提出了基于牛顿环、高频组合编码和幅值调制的 SSVEP 的 3 种 BCI 范式。针对脑电信号微弱、辨识困难的问题, 提出了基于随机共振机制的稳态运动视觉诱发电位增强方法; 针对高频组合编码稳态视觉诱发电位(CCH-SSVEP)新范式响应信号的非平稳、弱信号特征, 提出基于改进的希尔伯特黄变换的 CCH-SSVEP 响应信号处理方法, 提高了识别率。在系统应用方面, 将牛顿环运动刺激范式与运动场景相结合, 设计了场景结合导航技术, 相对于传统方法, 将刺激目标关联具体的物理位置, 导航效率显著提升, 将运动场景与刺激目标结合的所见即所得的方式提升了用户预选目标效率以及路线规划能力, 同时也有利于用户集中注意力, 提高脑电信噪比。最终, 将该技术成功地应用于残疾轮椅的脑电导航控制中, 取得了令人满意的效果。

关键词: 稳态视觉诱发电位; 脑-机接口; 牛顿环; 调制

中图分类号: TP23 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2015)06-0001-07

Brain-Computer Interface Paradigms and Signal Processing Strategy for Steady State Visual Evoked Potential

XU Guanghua^{1,2}, ZHANG Feng¹, XIE Jun¹, LI Yeping¹, HAN Chengcheng¹, LI Lili¹

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China;

2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710054, China)

Abstract: Following an overview of the recent progress in steady state visual evoked potential (SSVEP) based brain-computer interfaces (BCIs), three new SSVEP paradigms for the brain-computer interface system are proposed to solve the problems in the traditional SSVEP-BCI, namely steady-state motion visual evoked potentials (SSMVEP) based BCI produced by oscillating Newton's rings, time series combination coding-based high-frequency SSVEP (CCH-SSVEP), and amplitude modulated visual evoked potential. For identifying weak EEG signals, the enhancement method of steady-state motion visual evoked potential based on stochastic resonance mechanism is adopted. For extracting the time-frequency characteristics of high-frequency time series combination coding-based SSVEPs, the improved Hilbert-Huang transform-based variable frequency EEG feature extraction method is suggested, which facilitates

收稿日期: 2014-11-24。 作者简介: 徐光华(1964—), 男, 教授, 博士生导师。 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51175412)。

网络出版时间: 2015-03-18

网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20150318.0940.001.html>

increasing the recognition efficiency of SSVEP. In BCI application, the scene-combined navigational technology via the combination of SSMVEP and motion scene is introduced, where the target stimulus is associated with specific physical location, to improve navigation efficiency and user pre-select target efficiency and to plan the path from the view of “what you see is what you get” in which the movement scene combines with target stimulus to focus and improve EEG SNR for users. The strategy has been applied to intelligent wheelchair’s BCI navigation with satisfactory evaluation.

Keywords: steady state visual evoked potential; brain-computer interface; Newton’s ring; modulation

稳态视觉诱发电位(SSVEP)^[1]本质上是外界周期性的视觉刺激诱发大脑视觉中枢系统的周期性响应,相比脑-机接口(BCI)系统中的运动想象(MI)、P300等其他的几种常见范式,SSVEP由于在使用中具有易用、少电极、无需训练以及稳定性高等优势^[2],近年来被广泛应用于BCI系统研究中。使用SSVEP来控制脑-机接口系统的基本思想可以追溯到30年前,作为SSVEP-BCI的第一篇公开出版物^[3]首次提出将基于SSVEP振幅的刺激应用于BCI的闭环反馈控制系统。随后,国内外相关学者开始对基于SSVEP的BCI技术展开研究,经过近几十年来的研究发展,文献^[4]开发了第一个基于SSVEP的无损BCI系统,设计者在此系统中设置了两个闪烁的按钮显示在电脑屏幕上,用户可以通过简单的注视要选择的按钮即可。清华大学^[5]最早在国内开始SSVEP-BCI技术的研究,随后西安交通大学^[6-17]、上海交通大学^[6]、电子科技大学^[7]、天津大学^[18]等也陆续开展SSVEP-BCI技术及应用研究。尽管基于SSVP-BCI系统的研究已经取得了不小的进步,但仍存在一些问题。例如:SSVEP传统刺激范式由于有效频带受限,不适合呈现更多目标;传统SSVEP依赖高强度光闪烁视觉刺激进行诱发,易造成被试者视觉疲劳、环境干扰大等不足,导致系统性能不稳定、信息传输率低等问题。

本文概述了国内外稳态视觉诱发电位脑机接口技术,重点研究基于不同视觉诱发电位范式的轮椅脑电导航接口技术及其信号处理算法,并进行新的轮椅脑电导航接口技术的探索。

1 范式设计

1.1 基于牛顿环的稳态视觉诱发电位脑-机接口范式

传统SSVEP依赖光闪烁产生的视觉刺激进行诱发,需要较强的光强度,容易造成使用者不适,引发大脑适应性效应,即大脑对刺激信号的响应随着刺激的持续不断降低,不适宜自然光条件下及长期

使用的脑-机交互场合。本研究基于大脑视觉系统的运动感知能力,采用低闪烁、用户操作不易疲劳的稳态运动翻转视觉刺激范式诱发周期性的稳态电位(SSMVEP),并应用于脑-机接口,实现了稳态诱发电位与运动感知脑-机接口的有机结合。

采用光学中常见的牛顿环作为刺激范式,牛顿环运动刺激目标为明暗相间同心圆环,明亮区域和暗区域面积相等,在刺激呈现过程中,牛顿环相位按正弦方式进行调制,在收缩和扩张两个方向上形成周期往复振荡运动,收缩和扩张运动的翻转频率定义为刺激频率。考虑到在屏幕刷新率为100 Hz的条件下,刺激频率为14 Hz的牛顿环运动刺激如图1所示。

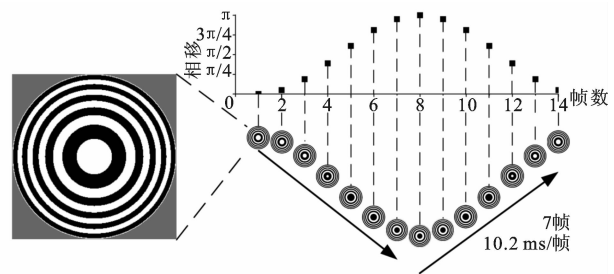


图1 运动翻转刺激范式

采用8.10、9.80、12.25和14.00 Hz这4个翻转频率分别赋予4个刺激目标,通过典型相关算法(CCA)判别受试者注视的目标。6名受试者在单轮实验时长4 s情况下的平均识别正确率为86%。系统测试结果表明,最优信息传输率条件下的目标平均识别时间约为3.5 s,平均信息传输率约为16 bit/min。

每名受试者的大脑稳态电位信号的时间演化及其指数衰减拟合参照图2,20轮实验的总时长为100 s。从图2可以看出,大部分情况下受试者的大脑响应在20轮实验过程中没有明显的下降趋势,指数衰减曲线多为直线形式,表明该研究能够较好地避免神经适应性及大脑响应信号的降低,更加适宜

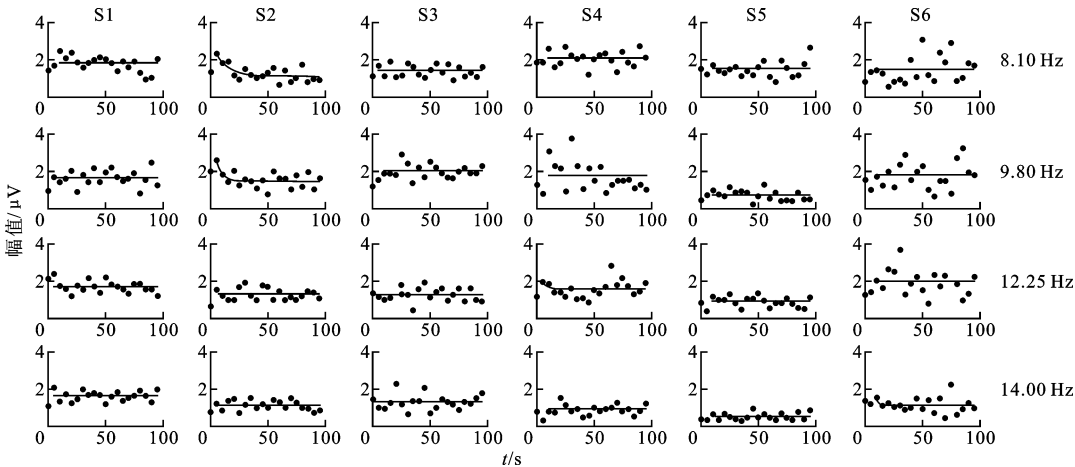


图 2 大脑响应的时间演化及其指数衰减拟合图

于长期使用的脑-机交互场合。

1.2 基于高频组合编码的稳态诱发电位脑-机接口范式

针对目前基于低频 SSVEP-BCI 系统存在目标数目少、刺激时间长、易诱发疲劳和癫痫等不足导致的系统稳定性不高、信息传输率低等问题,提出了基于高频组合编码稳态视觉诱发电位(CCH-SSVEP)的脑-机接口技术,基于高频组合编码稳态视觉诱发本质的本质是组合编码的思想,在高频段,采用信噪比高的几个刺激单元通过排列组合出多个刺激序列,理论上可实现 m 个刺激表达,呈现 m^m 个刺激。这不仅解决了单频率呈现模式下目标数目受限的问题,而且利用了高频 SSVEP 刺激闪烁的融合效应,减少了受试者的疲劳度,也降低了使用者诱发癫痫的可能性。CCH-SSVEP 新范式如图 3 所示,在该范式中,采用频率高于 25 Hz 的频段作为基本单元,为了说明新范式的可行性,且不失一般性,这里选 3 个基本刺激单元(即 $m=3$)。每个频率单元通过 20 个周期的屏幕帧图像的亮和灭呈现,单次识别任务选取 10 个刺激序列长度,以上仅对范式设计做概述,详细过程参考文献[12],实验结果见下面信号处理部分。

1.3 基于幅值调制视觉稳态诱发电位脑-机接口范式

传统稳态视觉诱发刺激在显示器上呈现,是通过图像特定频率(刺激频率)闪烁方式实现的,但由于采用一个频率表示一个目标任务的刺激范式简单,同时由于显示器物理参数以及目标识别率的限制,仅可以使用有限的频率呈现任务目标,使得可呈现的任务目标数受限。此外,传统 SSVEP 辨识效率低,需要多次刺激信号累加,严重影响了实时辨识

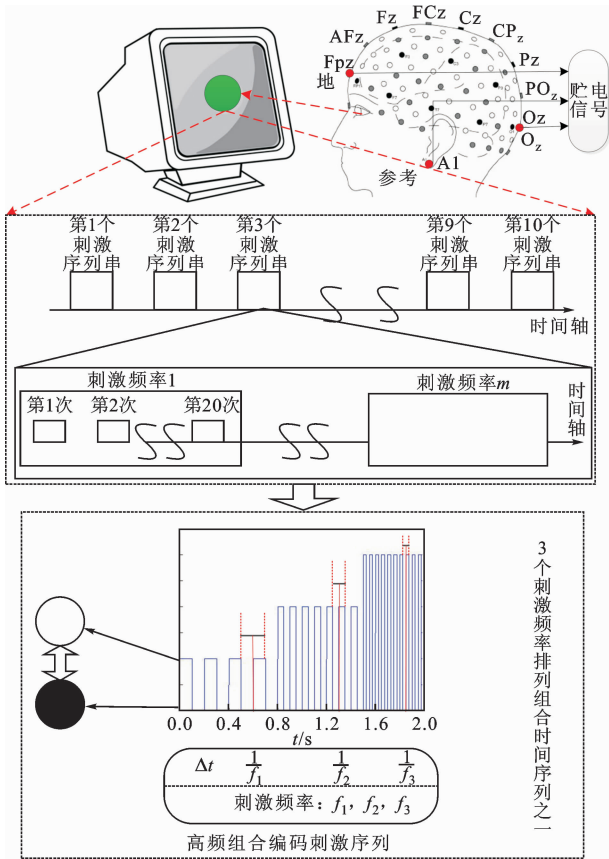


图 3 基于高频率组合编码的 SSVEP 范式

能力。因此,针对传统 SSVEP 范式频带窄、目标数目受限、信噪比低、不适合在显示屏上呈现更多目标等不足,围绕如何在有限频带内增加可呈现的目标数目,提升 SSVEP 技术的信息传输率的核心问题,本文提出了基于幅值调制视觉诱发电位的范式(AMVEP)。图 4 是 CRT 显示器呈现 AMVEP 刺激的时序原理图,每个柱状代表一个载波,幅值大小代表载波灰度。利用显示器交替闪烁的图像亮度按照灰度值(0~255)变化,实现特定载波频率 f_0 上的

低频幅值调制刺激, f_0 是 SSVEP 响应最优频段特征频率, 如图 4 所示。载波本质是方波, 由 n 帧图像组成, 其中 n_g 为亮帧数图像, n_0 为灭帧数图像。

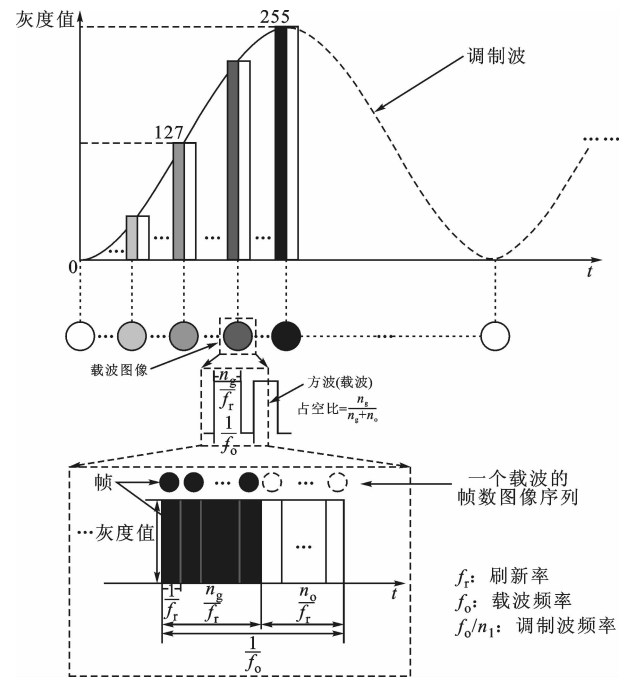


图 4 基于幅值调制 SSVEP 范式

本文提出基于幅值调制的 SSVEP 脑-机接口新范式, 借鉴调制思想, 采用诱发响应强度最优频段特征频率 12.5 Hz 为载波和低频调制信号形成幅值调制刺激范式, 并对幅值调制的数目、分辨率及带宽进行理论计算及验证, 为实验设计提供了理论依据。同时, 对幅值调制实验中测点的导联、数据长度等参数进行优化, 并提出优化策略。所提出的基于幅值调制 SSVEP 刺激范式, 不仅提高了响应信号的信噪比, 同时通过载波与调制波的组合大大提升了目标数目, 解决了传统单一频率呈现目标数量受限的问题。在此基础上, 提出与之相适应的特征提取与识别方法, 5 个受试者离线与仿真在线识别率均在 80% 以上, 在线仿真平均信息传输率为 35 bit/min, 相比其他范式有所提高。本文所提出的基于幅值调制的 SSVEP 脑-机接口范式为 SSVEP 范式设计提供了一种新的思路, 并通过实验得到验证, 详细过程请参考文献[15]。

2 信号处理

2.1 基于随机共振机制的稳态运动视觉诱发电位增强方法

头皮脑电信号容易受到各种电生理信号及噪声干扰, 造成头皮诱发电位信号微弱, 多依赖算法改进

实现系统性能提升, 性能拓展空间小, 针对此问题, 本文提出了基于随机共振机制的稳态运动视觉诱发电位增强方法。该方法是随机共振技术在稳态视觉诱发电位中的创新应用, 通过在周期视觉输入中引入噪声的方式, 实现在一定程度上对大脑动力学特性的扰动, 实现稳态电位的有效增强, 为实现高性能脑-机接口技术开辟了新的思路。

采用 8.57、12.00 和 15.00 Hz 这 3 个翻转频率分别赋予 3 个刺激目标, 刺激目标采用单环形, 以服从高斯分布的二维噪声点掩蔽刺激目标, 噪声点更新频率同步于屏幕刷新率, 噪声点的灰度级在 0~255 之间, 噪声点的二维灰度均值为 128, 噪声强度以高斯分布标准差(NSD)表征, 如图 5 所示。

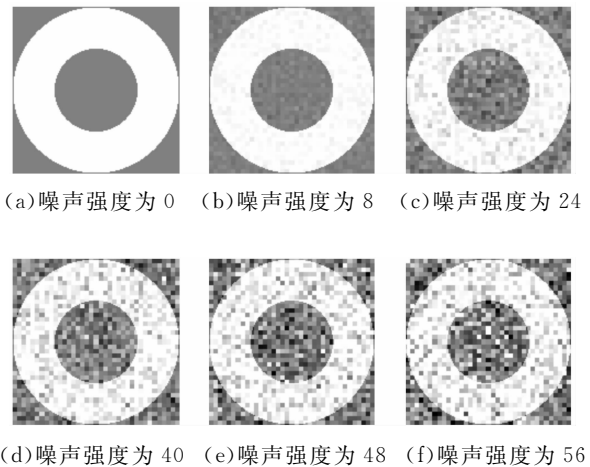


图 5 不同强度视觉噪声掩蔽示意图

本研究对 4 名受试者(S1~S4)进行了实验, 单轮实验时长在 2~10 s 范围内可变, 根据在线实验得到的正确率与正确检测时间关系曲线见图 6。图 6 表征了 4 名受试者在无视觉噪声及最优视觉噪声强度下操作脑-机接口时的性能, 由于脑-机接口精度和效率的提高分别能够通过较高的正确率及较短的正确检测时间得到体现, 因而误差棒越接近正确率与正确检测时间关系图左上角时, 表明脑-机接口系统具有越高的性能。从图中可以看出, 大部分受试者在最优视觉噪声强度下性能提升较为明显, 表明该技术能够显著提升现有脑-机接口的精度和效率, 创新提高脑-机接口技术的实用化水平。

2.2 基于改进希尔伯特黄变换(IHHT)的 CCH-SSVEP 响应信号处理方法

稳态视觉诱发电位的本质告诉我们, CCH-SSVEP 新刺激范式响应信号本质上应该包含不同频率组合编码的时序信息, 加上脑电信号本身微弱的属性, 从信号处理的角度, 该响应应该属于非线性

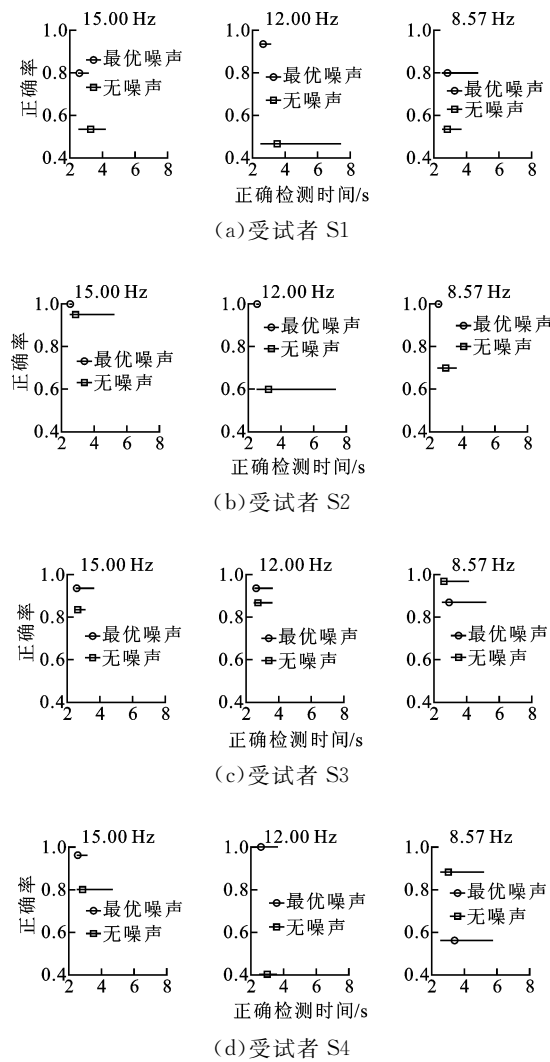


图 6 脑机接口在线性能

性、非平稳的弱信号。因此,要从这样的信号中提取出我们需要的信息,传统的谱方法无法满足需求。本文提出的基于 IHHT 变频脑电信号 CCH-SSVEP 响应信号处理方法(如图 7 所示),通过刺激频率的差异组合优化,实现变频脑电信号的特征提取及局部频谱极值目标辨识。

HHT 的核心是经验模态分解(EMD)方法。EMD 的本质是基于信号的局部特征时间尺度,能把复杂信号分解为简单信号(即本征模式函数 IMF)的叠加,因此 EMD 方法是自适应的信号处理方法。更重要的是,对信号进行 EMD 分解后,使得瞬时频率(IF)具有了物理意义。这样就可以对每一个 IMF 进行 Hilbert 变换,从而可以求出每一个 IMF 随时间变化且具有物理意义的瞬时频率和瞬时幅值,这些瞬时频率和瞬时幅值可以揭示信号的内在特征,最后得出随时间和频率变化的幅值 $H(w, t)$,称为 Hilbert 谱。HHT 主要的创新点在于提出了

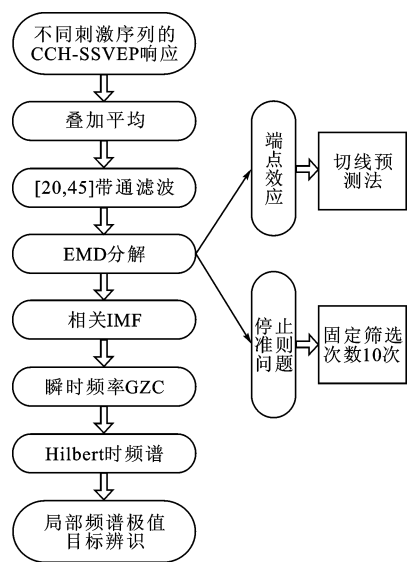


图 7 基于 IHHT 变频的脑电信号特征提取与辨识方法

EMD,使得信号的瞬时频率具有了物理意义,从而能得到非平稳信号的完整的时频分布,因此非常适合处理 CCH-SSVEP 诱发的非线性、非平稳的弱响应信号。基于 IHHT 变频脑电信号 CCH-SSVEP 响应信号处理方法的步骤如图 7 所示,包含 7 个步骤,具体 IHHT 算法过程请参考文献[13]。此处由于篇幅限制简述如下:针对变频脑电的 EMD 端点问题,采用边界预测法和传统方法进行对比;针对 EMD 停止准则的应用选择问题,采用固定筛选次数;针对变频脑电信号,选择 GZC (Generalized Zero-Crossing) 算法计算瞬时频率;最后通过刺激频率的差异组合优化^[13],实现 CCH-SSVEP 响应信号的高效识别。3 个基本频率单元基 25、33.33、40 Hz,相应编号为 1、2、3,从 27 种的组合方式中选出差异化频率的组合刺激序列依次为 123、132、213、231、312、321,其单次响应时域信号如图 8 所示。经过基于 IHHT 变频脑电信号特征提取方法(见图 7)处理后的 CCH-SSVEP 新范式刺激下单次响应信号的 Hilbert 谱图见图 9,识别率为 100%。

3 系统应用

3.1 场景结合导航技术

本文将牛顿环运动刺激范式与运动场景相结合,设计了一种高层次的导航技术,称之为场景结合导航技术。相对于传统方法,该方法具有两个显著特点:①将刺激目标关联具体的物理位置,用户选定期望场景目标后,轮椅即能精确地运动到相应的目标位置,使用传统导航方法运动到相同位置则需要若干次转弯和若干次平移调整,耗费大量的时间;

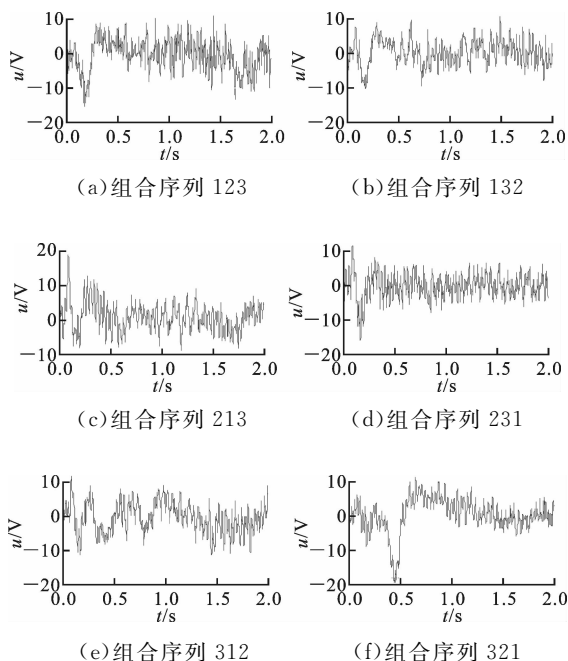


图 8 经过差异组合优化后的 CCH-SSVEP 响应信号

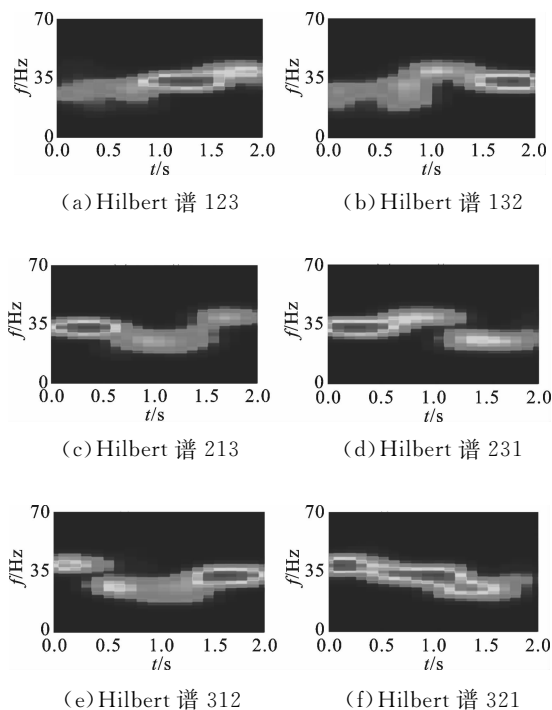


图 9 经过差异组合优化的 CCH-SSVEP 的 Hilbert 时频谱

②将运动场景与刺激目标结合,这种所见即所得的方式使用户不需要估测就能预选出期望的刺激目标,节约用户预选目标的时间。

图 10 示意了场景结合导航技术的原理。一个广角摄像头安装在轮椅的前部,实时采集轮椅前方的场景图像,呈现在笔记本电脑屏幕上。同时,若干刺激目标呈现在场景图像之上,这些刺激目标在图像中的位置与轮椅前方地面相对应的物理位置一一

关联。

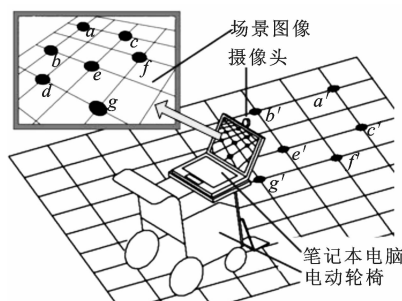


图 10 场景结合导航方法示意图

3.2 脑控轮椅系统集成

本文将普通电动轮椅加以改造,集成了一个具备一定实用性的脑控轮椅系统。其基本组成为电动轮椅、轮椅控制器、笔记本电脑、脑电采集设备、编码器、广角摄像头等部件,见图 11。

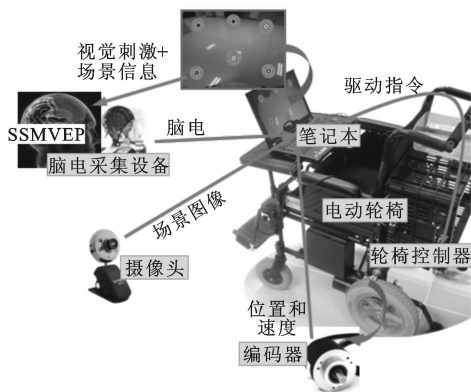


图 11 脑控轮椅的硬件组成

3.3 实验验证

为了验证本研究中脑控轮椅的实用性和高效性,本文选择现实生活中的场所进行测试,规划了复杂程度不同的 3 条路径。5 名年龄在 23~32 岁之间的男性研究生参与了该验证实验,对于每条路径,要求他们各自测试 5 次。实验结果表明,每位被试者都能顺利完成各条路径,说明该脑控轮椅已经具备一定的实用性。本文还对场景结合导航方法和传统导航方法进行了对比实验验证,场景结合导航方法比传统方法节约 $(44.1 \pm 2.8)\%$ 的指令数和 $(42.1 \pm 1.0)\%$ 的路线完成时间。

4 结 论

本文概述了国内外稳态视觉诱发电位脑机接口技术,重点研究基于不同视觉诱发电位范式的轮椅脑电导航接口技术及其信号处理算法,并进行了新的轮椅脑电导航接口技术的探索。

针对传统 SSVEP 在 BCI 系统中应用存在的问

题,在范式设计方面提出以下方式。

(1)针对传统 SSVEP 易造成被试者视觉疲劳、环境干扰大等不足,提出了基于运动翻转视觉刺激的稳态运动诱发电位(SSMVEP)刺激范式。其优点是保证低频闪烁刺激条件下的抗疲劳,并采用等光强的运动刺激提高了环境适应性,从而保证脑电导航的可靠性,后续研究中在响应信号增强方面有提升空间,可应用于需要长时间在室外强光干扰等复杂环境下工作同时要求高可靠性的脑-机接口导航场景中。

(2)针对目前基于低频 SSVEP-BCI 系统存在目标数目少、易诱发疲劳和癫痫等可能的不足,提出了基于高频组合编码稳态视觉诱发电位(CCH-SSVEP)刺激范式。其优点是解决单频率呈现目标数量受限的问题,增加了传统 SSVEP 的目标数和可选范围,并利用高频 SSVEP 的刺激闪烁融合效应,提高了使用者的舒适度,有效降低视觉疲劳影响及诱发癫痫的可能。在更高频率段,后续研究中还有提升的空间,可应用于同时兼具高效和无损性能要求的脑-机接口导航场景中。

(3)针对基于传统 SSVEP 脑-机接口系统范式单一、可用频带窄、信噪比低等不足导致的系统稳定性不高、信息传输率低的问题,提出基于幅值调制编码稳态视觉诱发电位(AMVEP)刺激范式。其优点是:解决了传统 SSVEP 有效频带受限、信噪比低的问题,优选 SSVEP 响应频率为载波与低频信号形成组合调制刺激,除原有的频率信息外,增加了幅值变化的调制信息;响应信号信噪比高,在保证辨识准确率的基础上,大大提升刺激目标数,从而获取了较高的信息通讯传输率。在后续研究中关于同一载波上可调制多个调制频率仍有提升空间,可应用于需要大量刺激目标且稳定性和信息传输率有较高要求的脑-机接口导航应用场景中。

针对不同 SSVEP 范式的 EEG 信号特征,在信号处理方面进行如下处理。

(1)头皮脑电信号容易受到各种电生理信号以及其他噪声的干扰,造成头皮诱发电位信号微弱、辨识困难,多依赖算法改进实现系统性能提升,性能拓展空间小,限制脑-机接口实用化水平。针对此问题,提出了基于随机共振机制的稳态运动视觉诱发电位增强方法,以视觉运动诱发电位作为视觉系统的典型输出形式,通过在稳态周期视觉输入中引入噪声的方式,实现一定程度上对大脑动力学特性的扰动,实现稳态运动视觉诱发电位的有效增强,为优

化视觉响应并实现高性能脑-机接口技术开辟了新的思路。

(2)针对 CCH-SSVEP 新范式响应的非线性、非平稳弱信号特征,提出了基于 IHHT 的 CCH-SSVEP 响应信号处理方法,提高了识别率,最后通过刺激频率的差异组合优化,实现了 CCH-SSVEP 响应信号的高效识别。

在系统应用方面:针对传统 SSVEP-BCI 系统导航效率低下的问题,提出将牛顿环运动刺激范式与运动场景相结合,设计了一种高层次的导航技术,称之为场景结合导航技术。相对于传统方法,将刺激目标关联具体的物理位置,导航效率显著提升;将运动场景与刺激目标结合的所见即所得的方式提升了用户预选目标效率以及路线规划能力,同时也有利于用户集中注意力,提高脑电信噪比。

参考文献:

- [1] VIALATTE F, MAURICE M, DAUWELS J. Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives [J]. *Progress in Neurobiology*, 2010, 90(4): 418-438.
- [2] WANG Yijun, GAO Xiaorong, HONG Bo, et al. Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2008, 27(5): 64-71.
- [3] REGAN D. Electrical responses evoked from the human brain [J]. *Scientific American*, 1979, 241(6): 134-146.
- [4] MIDDENDORF M, MCMILLAN G, CALHOUN G, et al. Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response [J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000, 8(2): 211-214.
- [5] CHENG Ming, GAO Shang-kai. An EEG-based cursor control system [C]// *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 1999: 669-699.
- [6] 黄淦. 生物表面电信号建模、分析及其在人机交互中的应用 [D]. 上海: 上海交通大学, 2013.
- [7] 张杨松. 基于稳态视觉诱发电位的脑机制及脑-机接口研究 [D]. 成都: 电子科技大学, 2013.
- [8] XIE Jun, XU Guanghua, WANG Jing, et al. Addition of visual noise boosts evoked potential-based brain-computer interface [J/OL]. *Scientific Reports*: 4, 2014(4953) [2014-11-10]. <http://www.nature.com/srep/2014/140514/srep04953/full/srep0953.html>

(下转第 108 页)