

DOI: 10.7652/xjtuxb201701018

面向假肢的场景动画稳态视觉诱发脑控方法

李睿¹, 张小栋^{1,2}, 张黎明¹, 陆竹风¹
(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安; 2. 西安交通大学现代设计及转子轴承系统
教育部重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 针对现有脑控假肢技术的控制精度低、稳定性差的问题, 基于稳态视觉诱发电位(SSVEP)的产生机理, 提出一种由场景动画稳态视觉诱发的脑控新范式。该范式以正常人或残疾人的生活场景为刺激源蓝本, 根据智能假肢的控制目标, 在将生活场景分解为对应的独立刺激场景图、且对其进行灰度标准化处理后, 采用方波调制模式对一组对比鲜明的黑白反转色图片进行视觉刺激, 由此诱发出一种基于场景动画的 SSVEP; 进而, 通过对场景动画的 SSVEP 神经传导过程进行数学建模与仿真, 建立了一种基于典型相关分析(CCA)的脑电信号处理方法。在专用于场景动画 SSVEP 的智能假肢脑控平台上进行实验, 系统的平均正确率为 91.41%, 平均信息传输率为 15.32 bit/min, 其最高平均识别率达到了 98.44%。实验结果表明: 该方法可将正常人生活场景图与传统稳态视觉诱发方法进行结合, 不仅能够提高假肢动作的平均识别精度和信息传输率, 而且具备可降低使用者视觉疲劳的作用。

关键词: 脑控假肢; 场景动画; 视觉诱发

中图分类号: TP911.7 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2017)01-0115-07

Brain-Controlled Prosthesis Manipulation Based on Scene Graph-SSVEP

LI Rui¹, ZHANG Xiaodong^{1,2}, ZHANG Liming¹, LU Zhufeng¹
(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Key Laboratory of
Education Ministry for Modern Design & Robot-Bearing System, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: To solve the problems of low recognition rate and stability of traditional steady-state visual evoked potential (SSVEP) methods, a new scene-graph SSVEP approach was proposed. The new scene-graph SSVEP paradigm uses life scenes of normal or disabled persons as the stimulus source. According to the target of prosthesis control, the life scenes are decomposed into corresponding stimulation scene graphs through standardization process of gray scales. After that, a set of contrasting black-and-white reversal scene graphs are obtained for visual stimulation. The new scene-graph SSVEP is evoked by a square pulse modulation with different frequencies and different scene images. Furthermore, the mathematic model of the scene-graph SSVEP nerve conduction is simulated. For recognizing various EEG signals from different scene graph stimulations, canonical correlation analysis (CCA) is used to turn EEG features into control commands. Finally, a brain-controlled prosthesis manipulation platform was built and the new strategy was verified by experiments. Results show that the information transfer rate is approximately 15.34 bit/min, the average accuracy is 91.4% and the highest accuracy is up to 98.44%. It is demonstrated that this method combining normal life scene graphs with traditional

收稿日期: 2016-06-14。 作者简介: 李睿(1987—)女, 博士生; 张小栋(通信作者), 男, 教授。 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51275388)。

SSVEP methods can improved the average recognition accuracy and information transfer rate of prosthesis, and reduce user's visual fatigue.

Keywords: brain-controlled prosthesis; scene graph; visual evoking

脑控技术是脑机问题研究中产生的一种新概念,根据控制对象的不同,该项技术可分为脑控与控脑两大类。其中,脑控需依托脑-机接口技术,通过采集人或动物脑皮层产生的 EEG 信号推测出大脑的思维活动意图,然后设法将信号翻译成为相应的命令,据此实现用人或动物的意念对外围设备实施控制的目的^[1]。常见的脑控范式包括事件相关同步(ERD)、去同步电位(ERS)、P300 电位、SSVEP 及表情驱动的典型范式^[2]。近年来,智能机器人技术快速发展,深入探讨脑控型智能假肢的实现技术具有一定的研究意义与价值。

根据脑电信号产生机理的不同划分,脑控假肢可分为自发型、诱发型两种模式。其中,自发型脑控假肢需采集运动想象者大脑皮层产生的 ERD、ERS 信号,作为控制信号源去实施控制。例如,美国匹兹堡大学通过采集残疾人运动想象条件下的脑电信号,帮助瘫痪病人实现了用七自由度假肢自我喂食的过程^[3];美国杜克大学 Nicoletis 也一直对多自由度假肢运动控制问题进行着探索^[4]。高上凯等采用 SSVEP 实现了用假肢倒水^[5];浙江大学通过植入电极的方式,提取出猴子运动想象皮质区的脑电信号,实现了靠意念控制机器手臂进行不同的精密动作,此项成果已触及国际顶尖水平。

基于运动想象的脑控假肢存在着自发脑电信号的随机性强、往往需要在使用前进行长时间训练、识别精度不高的缺陷^[6],传统的 SSVEP 脑控假肢虽具有抗干扰性强且无需训练的优点,但长期单调地刺激易产生视觉疲劳,会影响整个系统的识别精度。因此,如果能够设法将上述两方面的优点进行融合,对既能够提高识别精度、且不易产生视觉疲劳的实现问题进行探讨,那么这对于促进智能型脑控假肢技术的发展,具有积极的推动作用。基于上述分析,本文拟对基于场景动画 SSVEP 的脑控假肢方法进行探讨。

1 场景动画 SSVEP 机理及建模分析

1.1 SSVEP 的产生机理简介

1973 年,Vidal 首次将 SSVEP 应用于计算机光标的二维装置中^[7],随后此项技术被广泛用于单词拼写、假肢控制、轮椅控制、电脑游戏控制等方面^[8]。

SSVEP 的产生离不开刺激源的设计,刺激源的颜色、图像、空间位置、刺激频率,均会对 SSVEP 产生影响。传统的刺激源包括 LED 灯闪烁、黑白棋盘格以及黑白光栅闪烁等。

为成功诱发 SSVEP,在应用时需对刺激源进行调制,常用的方法包括正弦波或方波调制等。当人眼接收到 4 Hz 以上特征频率闪烁的视觉刺激时,大脑皮层枕叶区会响应出周期性节律脑电信号,特征是在对应于闪烁频率或整数倍于此频率上出现谱峰特性^[9]。

1.2 场景动画 SSVEP 建模分析

在对受试者进行周期重复性的场景动画闪烁刺激时,刺激器产生的光刺激被转换为人眼所接收的主观亮度,然后投射入人眼视网膜的感光细胞上^[10]。视网膜的感光细胞经由光化学作用,会将接收到的主观亮度转换为电脉冲刺激,经由视神经传入大脑皮层的枕叶区,从而产生基于场景动画的 SSVEP,具体流程如图 1 所示。

当对受试者进行场景动画 SSVEP 诱发时,根据人眼视觉特性的塔尔博特-普拉塞定律,人眼将刺激器产生的光强转换为视网膜接收的主观亮度

$$L = \frac{1}{T} \int_0^T Q(t) dt \quad (1)$$

式中: $Q(t)$ 为刺激源的调制函数; T 为时间周期。

当接收到具有周期性变化的主观亮度之后,视网膜中的光感细胞中会将眼睛所接收到的光信号转换为视神经的触突前膜动作电位的平均脉冲密度,通过视神经通路引起视皮层的响应。利用 Michaelson-Menton 光反应方程,可计算出在稳定的背景光照条件下,视网膜接受到的光感细胞输出电压 $V_c(L)$ 与光感细胞之间的关系,即

$$V_c(L) = \frac{L^k V_{\max}}{L^k + (s/bL_b + s)^k} \quad (2)$$

式中: $V_{\max}$ 为光感细胞所承受的最大电压值; L 、 L_b 分别为视网膜细胞的输入光强、背景光强; s 、 b 、 k 均为生理学解剖常数, $s=833$ td、 $b=1\ 000$ td、 $k=1$ 、 $V_{\max}=85\ \mu\text{V}$ ^[11]。本研究选用的视觉刺激器为一台 PHIL193v5 的液晶显示器,在正常光照条件下,显示器的背景亮度设置为 $150\ \text{cd}/\text{m}^2$ 。

以场景动画 SSVEP 的产生为目标,采用 Jans-

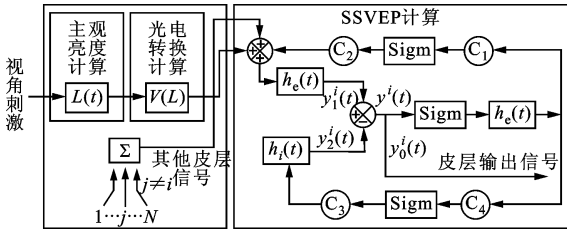
en 模型即可关注单独枕叶皮质区域上大脑的动力学行为^[12]。由光感细胞转换得到的触突前膜动作电位的平均脉冲密度以及周边皮层的输入信号作为 Jansen 模型的输入信号,经由兴奋性与抑制性细胞的线性脉冲转换为平均触突后膜电位,兴奋性细胞单元与抑制性细胞单元的冲击响应函数表达式为

$$\left. \begin{aligned} h_e(t) &= Aate^{-at}, \quad t \geq 0 \\ 0, & \quad \text{其他} \end{aligned} \right\} \quad (3)$$
$$\left. \begin{aligned} h_i(t) &= Bbte^{-bt}, \quad t \geq 0 \\ 0, & \quad \text{其他} \end{aligned} \right\}$$

式中: A 、 B 分别为兴奋性与抑制性细胞单元触突后膜电位的最大幅值; a 、 b 分别为传递过程中的延时常数。



(a) 基于场景动画的 SSVEP 产生机理



(b) 基于场景动画的建模流程图

图 1 SSVEP 的产生机理流程图

通过静态非线性函数 $S(v)$, 可将经由兴奋性与抑制性细胞单元各自产生的触突平均后膜电位, 转换为经场景动画 SSVEP 下产生的动作电位的平均

脉冲密度。

$$S(v) = 2e_0 / (1 + e^{r(v_0 - v)}) \quad (4)$$

式中: e_0 为动作电位最大发放率; v_0 为相对于发放率 e_0 的突触后电位; r 为 $S(v)$ 函数的弯曲程度; v 为突触前平均膜电压。基于场景动画 SSVEP 的产生机理和对应的数学建模流程如图 1 所示, C_1 、 C_2 和 C_3 、 C_4 分别代表兴奋性与抑制性细胞单元的平均突触连接数。

联立式(3)、(4), 计算输出脑电信号 $y(t)$ 的微分方程组

$$\left. \begin{aligned} \dot{y}_0 &= y_3(t) \\ \dot{y}_3(t) &= \frac{A}{a} S(y_1(t) - y_2(t)) - \frac{2}{a} y_3(t) - \frac{2}{a^2} y_0(t) \\ \dot{y}_1 &= y_4(t) \\ \dot{y}_4(t) &= \frac{A}{a} \{ p(t) + C_2 S[C_1 y_0(t)] \} - \frac{2}{a} y_4(t) - \frac{2}{a^2} y_1(t) \\ \dot{y}_2 &= y_5(t) \\ \dot{y}_5(t) &= \frac{B}{b} \{ C_4 S[C_3 y_0(t)] \} - \frac{2}{b} y_5(t) - \frac{2}{b^2} y_2(t) \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式中: $y_1(t)$ 、 $y_2(t)$ 分别为经由兴奋性细胞单元转换后和经由抑制性细胞单元反馈得到的平均触突后膜电位。基于场景动画 SSVEP 模型的输出为

$$y(t) = y_1(t) - y_2(t) \quad (6)$$

在 MATLAB 平台上采用龙哥库塔算法对式(5)进行求解, 分别以 10 Hz 正弦信号和方波信号实施视觉刺激, 以 1 s 时长为例, 仿真所得结果如图 2 所示。由图 2 可知, 采用正弦波调制与方波调制视觉刺激单元, 均可产生相应的 SSVEP 电位, 但用方

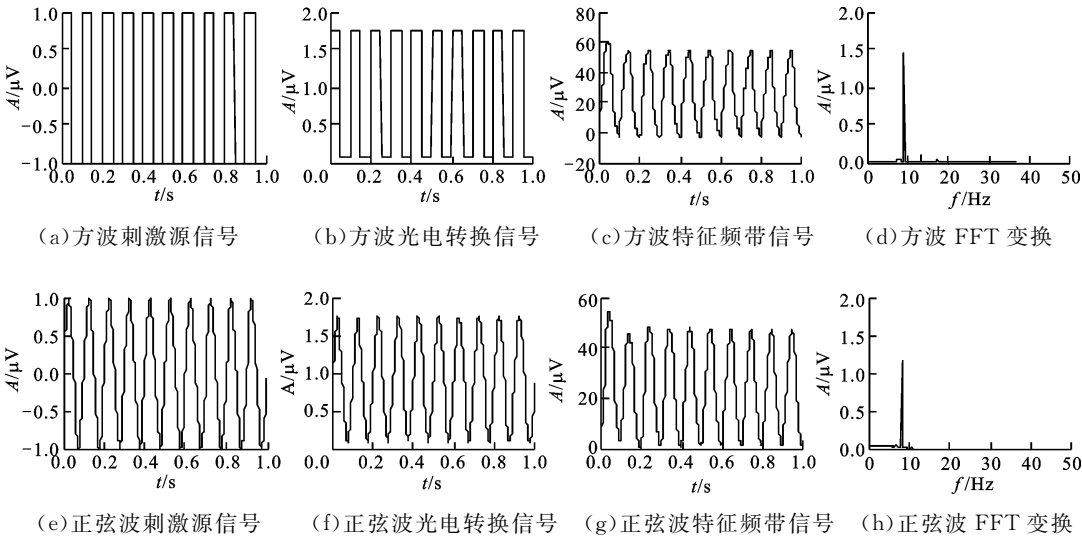


图 2 SSVEP 产生机理的仿真结果

波调制的刺激源诱发方式产生的 SSVEP,其误差小于正弦波方式调制的,故在后续的实验中,本研究拟选择方波调制的诱发方式对场景动画稳态时间诱发范式进行调制。

2 场景动画 SSVEP 范式设计

为避免长时间用单调光刺激易造成受试者的视觉疲劳且造成响应精度变低,依据 SSVEP 的电位产生机理和脑控假肢系统的预期控制目标,本研究设计了一种基于场景动画 SSVEP 的刺激新范式,该范式将正常或残疾人的生活场景作为刺激蓝本,并将动作分解为相对独立的刺激场景图。通过对每幅场景图进行灰度标准化处理,可得到一组对比鲜明的黑白反转图片,作为视觉诱发源,并采用方波进行调制。实例场景动画 SSVEP 范式如图 3 所示。

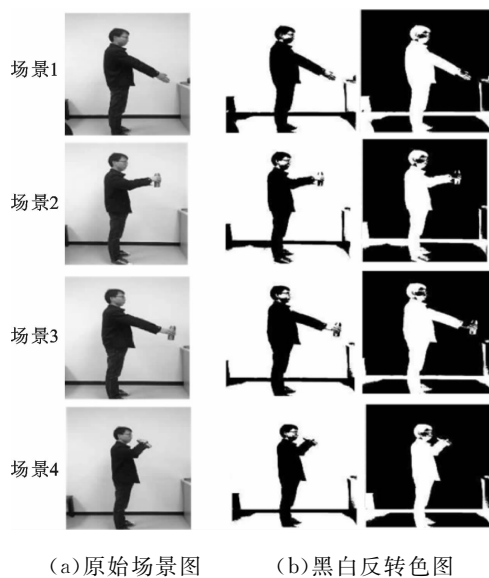


图 3 实例场景动画 SSVEP 范式

图 3a 代表了残疾人喝水的一个完整过程原始场景图。用 4 个目标动作作为控制目标,事先在场景稳态视觉诱发单元中植入取杯喝水的 4 个分解动作场景图像,在视觉刺激器内经过灰度处理后,分别得到两张黑白分明的反转色图片,每幅动作的场景图像均由不同频率的方波进行调制,诱发受试者的操作意图,实现假肢动作。

在实际应用中,该范式还可采用多种场景的不同组合,根据受试者意愿及具体环境条件去进行场景动画诱发。因此,该范式可用于执行多种不同工况任务,使用者可根据需求灵活设定场景动画与刺激源数目,从而增加了受试者的控制指令集,由此可提高整个系统的工作效率。

3 基于场景动画的智能假肢脑控方法

3.1 智能假肢脑控系统的构建

本研究中刺激源是用 MATLAB 的 Psychophysics 工具箱实现的,实验时刺激器的屏幕刷新率设置为 60 Hz,分辨率为 $1\,366 \times 768$ 。搭建的基于场景动画 SSVEP 范式的智能假肢脑控系统如图 4 所示,其功能模块包括场景动画视觉诱发、无线脑电信号采集、脑电信号处理、假肢的驱动控制、假肢本体等。

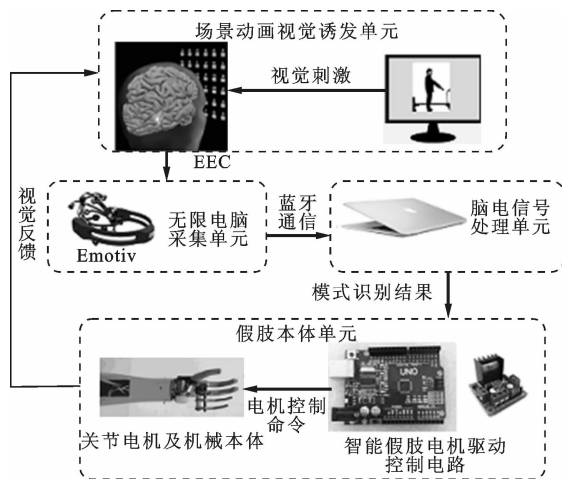


图 4 基于场景动画 SSVEP 的智能假肢脑控系统图

根据课题组现有的假肢结构,确定要实现的 4 个目标动作分别为假手抓握、假手张开、假手腕内旋、假手腕外旋。在实验过程中,受试者注视场景稳态视觉诱发单元闪烁的手部张开、抓取杯子、腕内旋、腕外旋对应的刺激源闪烁,脑电采集单元 Emotiv 同步采集受试者 O1/O2 通道脑电信号,经由无线蓝牙通讯送入信号处理单元进行特征识别,识别结果则通过串口通信协议传给智能假肢驱动控制单元,本系统选用 L298N 与 Arduino Uno 为实现假肢内电机的驱动控制过程,从而最终完成假肢的目标动作,受试者根据视觉反馈,实现假肢动作的实现与调整。分别采用了 8.00、9.24、10.90、12.00 Hz 这 4 个诱发频率对应假肢的手张开、手抓握、腕内旋、腕外旋动作。

3.2 实验信号的 CCA 分析处理方法

CCA 分析法是将两组随机变量间的相关性,转换成为仅考虑少数几对变量之间相关性的一种多元统计分析方法。目前该算法已被广泛用于提取 SSVEP 的有效频率成分^[13]。

本研究针对场景动画 SSVEP 的特征,采用基于 CCA 的分类识别准则,选择 4S 定时窗的数据,

对上述的 4 种假手动作进行识别,EEG 的采集通道为 O1/O2 通道,基于场景动画 SSVEP 的分类算法如下。

(1)定义两组随机变量 $\mathbf{X}$ 和 $\mathbf{Y}$,构成原始 EEG 变换后的样本空间 $\mathbf{X}, \mathbf{Y}$,其中 $\mathbf{X}$ 表示 O1/O2 通道脑电信号, $\mathbf{Y}$ 表示与刺激频率相关的参考信号,具体表达式为

$$\mathbf{X} = [O_1 \quad O_2]^T \quad (7)$$

$$\mathbf{Y} = \begin{bmatrix} \sin\left(2\pi f_m \frac{1}{f_s}\right) & \cdots & \sin\left(2\pi f_m \frac{N}{f_s}\right) \\ \cos\left(2\pi f_m \frac{1}{f_s}\right) & \cdots & \cos\left(2\pi f_m \frac{N}{f_s}\right) \\ \vdots & & \vdots \\ \sin\left(2\pi H f_m \frac{1}{f_s}\right) & \cdots & \sin\left(2\pi H f_m \frac{N}{f_s}\right) \\ \cos\left(2\pi H f_m \frac{1}{f_s}\right) & \cdots & \cos\left(2\pi H f_m \frac{N}{f_s}\right) \end{bmatrix} \quad (8)$$

式中: f_m 为 SSVEP 刺激频率; f_s 为采样频率; N 为采样点数; H 为谐波次数,本文取 3。

(2)计算系数矩阵 $\mathbf{W}_X, \mathbf{W}_Y$,使得两组变量 $\mathbf{X}^* = \mathbf{W}_X^T \mathbf{X}, \mathbf{Y}^* = \mathbf{W}_Y^T \mathbf{Y}$ 。

(3)计算系数矩阵 $\mathbf{W}_X, \mathbf{W}_Y$ 间的相关系数,准则函数表达式为

$$\max_{\mathbf{W}_X, \mathbf{W}_Y} \rho = \frac{E[\mathbf{X}^T \mathbf{Y}]}{(E[\mathbf{X}^T \mathbf{X}]E[\mathbf{Y}^T \mathbf{Y}])^{1/2}} = \frac{E[\mathbf{W}_X^T \mathbf{X} \mathbf{Y}^T \mathbf{W}_Y]}{(E[\mathbf{W}_X^T \mathbf{X} \mathbf{X}^T \mathbf{W}_X]E[\mathbf{W}_Y^T \mathbf{Y} \mathbf{Y}^T \mathbf{W}_Y])^{1/2}} \quad (9)$$

(4)抽取不同的 SSVEP 刺激频率 f_m 下的相关系数 $\rho_{\max}$,与场景动画预先设定的 SSVEP 的参考频率进行对比分类。

4 实验与结果分析

4.1 实验安排

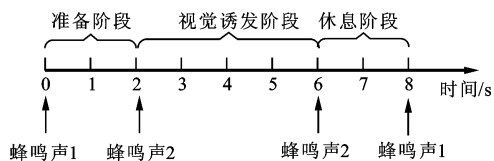
为了验证场景动画 SSVEP 范式的脑控假肢系统的实用性,实验选取 4 名身体健康的受试者(3 男 1 女)进行实验,分别被标记为 S1~S4,受试者年龄在 22~29 岁之间,均未参加过任何相关的脑控实验。每一组实验由若干个实验单元组成,每个单元开始的时候,受试者有 2 s 的准备时间,当 PC 机提示音响起的时候实验开始,刺激源开始闪烁,闪烁时间为 4 s,随后有 2 s 休息时间,随后进行下一轮实验,单次实验的时序安排如图 5a 所示,实验场景图如图 5d 所示。每一组实验间的休息时间为 5 min,整个实验过程总共分为 3 组,分 3 d 完成,实验安排

如下。

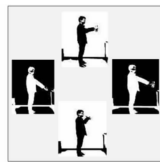
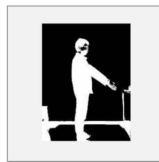
(1)实验 I:设定 4 幅不同场景动画的闪烁频率均为 10.90 Hz,每个场景进行 5 组重复试验,其中场景动画的闪烁图片的分辨率为 150×200 ,刺激源范式如图 5b 所示。

(2)实验 II:分别对 4 幅场景动画设定不同的闪烁频率,其中场景 1 采用 8.00 Hz 闪烁频率,场景 2 为 9.24 Hz,场景 3 为 10.90 Hz,场景 4 为 12.00 Hz,闪烁图片的分辨率为 150×200 。每个场景进行 7 组重复性实验。

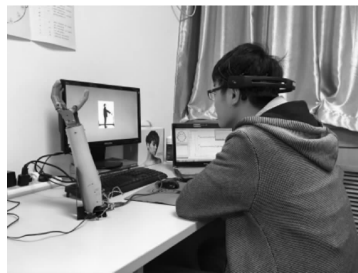
(3)实验 III:在实验 I 与实验 II 基础上,进行刺激源的随机闪烁,设计的刺激源范式如图 5c 所示。其中每幅图片按照顺序依次闪烁,实验总共分 8 组进行,每组包括 8 个单元。



(a) 实验时序安排



(b) 设计的刺激源 I (c) 设计的刺激源 II



(d) 场景动画实验场景图

图 5 实验场景及安排情况

4.2 数据采集

根据 SSVEP 产生机理,实验过程中采集受试者枕叶区 O1/O2 通道脑电信号作为特征信号^[14]。整个实验过程选用美国 Emotiv Systems 公司的 Emotiv-epoc 便携化脑电帽进行脑电信号的采集,采样频率为 128 Hz。Emotiv-epoc 具有 14 个通道电极与 2 个参考电极,电极分布严格遵照国际 10/20 系统导联设计,采用巴特沃斯滤波器对原始数据

进行 5~45 Hz 的带通滤波。

4.3 讨论与分析

4.3.1 场景动画 SSVEP 有效性实验验证 实验 1 为在同一频率下采用 4 幅不同场景对 4 名受试者进行视觉诱发。

图 6a 所示为 4 幅场景图在 10.90 Hz 刺激下,累加 20 次后,进行傅里叶变换得到的诱发电位频谱特征图。为进一步验证该方法的有效性与可靠性,图 6b 给出了受试者在 20 次实验中的电位响应分布图及其指数衰减拟合参照图。由图 6 可知,实验刚开始时,部分受试者需要 0~8 s 的适应过程,但在整个实验过程中,大部分受试者的刺激响应平稳,并没有发生明显的衰减。实验结果表明,该范式能够较好地避免神经适应性即大脑响应信号的降低,抗疲劳性较好,适用于长时间的脑控场合中。

4.3.2 基于场景动画 SSVEP 脑控假肢实验 表 1 为实验 2 中 4 名受试者在不同频率不同场景刺激下的识别正确率统计,4 名受试者中最高识别率可达 100%,最低识别率为 80.5%,其平均识别率均高于 88%,最高平均识别率达到了 96.53%。实验结果表明,所设计脑控范式对大多数人都是适用的。虽然不同场景均能诱发出期望特征脑电信号存在一定差异,但个体差异性较小,稳定性较好。实验过程中的精神状态以及视觉疲劳状态等很多主观原因均会造成正确率的降低。

表 1 4 种不同频率下的识别正确率 %

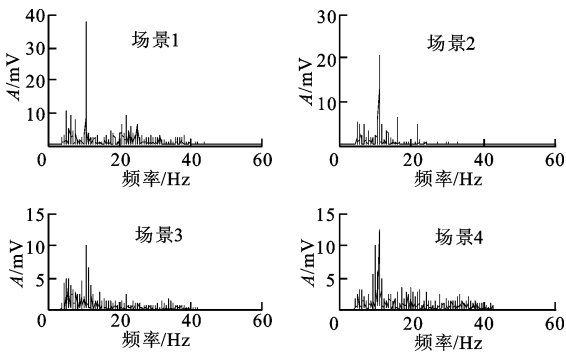
受试者	识别正确率				
	场景 1	场景 2	场景 3	场景 4	平均值
S1	94.4	80.5	83.3	97.2	88.85
S2	88.9	100	97.2	100.0	96.53
S3	97.2	88.9	100.0	100.0	96.52
S4	100	86.1	80.5	91.7	89.58
平均值	95.13	88.87	90.25	97.22	

4.3.3 信息传输率性能实验 信息传输率是衡量脑控系统的一项重要指标,即单位时间内的信息传输率,每分钟平均传输信息量的表达式为

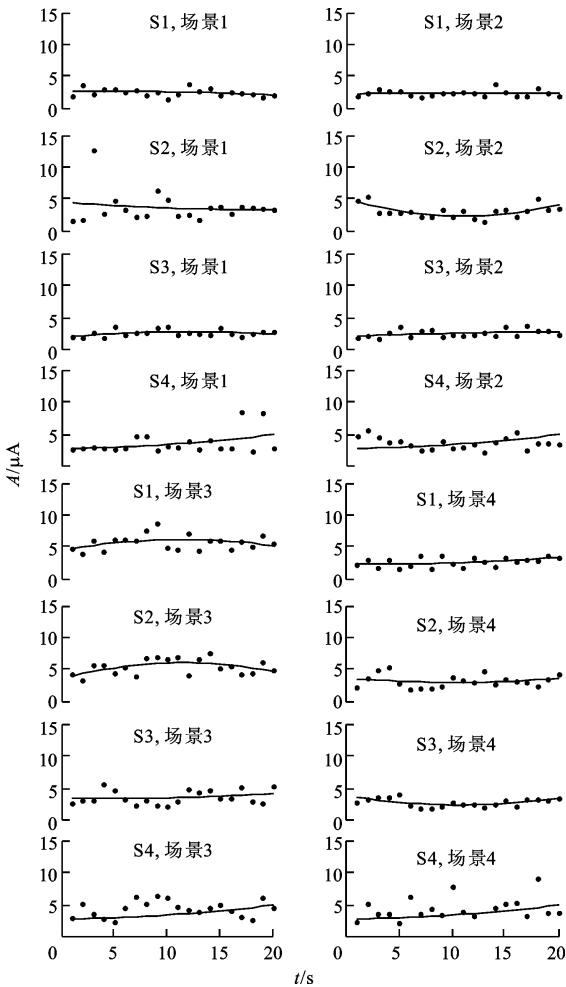
$$I = \frac{T}{60} \left[\text{lb}K + P\text{lb}P + (1 - P)\text{lb}\left(\frac{1 - P}{K - 1}\right) \right]$$

式中: T 为每次检测时间与刺激间隔之和; K 为刺激源个数; P 为平均正确率。

实验 3 将 4 幅刺激源同时呈现在显示屏上,依次进行闪烁刺激,每次闪烁刺激持续 4 s 后,休息 2 s 后进行下一个场景闪烁,每组实验包括 8 个实验单



(a)10.90 Hz 频率刺激下枕叶区脑电信号功率谱估计



(b)4 幅不同场景闪烁的大脑响应分布

图 6 场景动画 SSVEP 实验结果分析

元,每组实验持续 50 s。

4 名受试者的平均正确率及信息传输率如表 2 所示,该系统的平均正确率为 91.41%,平均信息传输率为 15.32 bit/min。实验结果表明,基于场景动画脑控范式的脑控假肢系统性能良好,可以保证较高的分类识别率及信息传输率。

表 2 场景动画 SSVEP 脑机接口性能

受试者	正确率/%	I/bit · min ⁻¹
S1	90.63	15.20
S2	93.75	15.70
S3	98.44	16.45
S4	82.81	13.95
平均值	91.41	15.32

5 结 论

针对现有脑控假肢存在的控制精度低、稳定性差的问题,提出了一种基于场景动画 SSVEP 的智能脑控假肢新范式。在对该范式进行理论建模与仿真分析基础上,在实验平台上进行基于场景动画 SSVEP 的智能假肢脑控方法的实验验证。结果表明,采用场景动画 SSVEP 方法进行假肢抓握控制,其识别率最高可达到 100%,整个系统的平均信息传输率可达到 15.32 bit/min。传统运动想象脑控假肢的平均正确率在 70%左右,而本文提出的场景动画脑控假肢的平均正确率达到 91.4%,由此验证了基于场景动画的脑控方法具有识别精度高、抗疲劳能力强的特点。研究发现,通过人机交互和实时反馈方式去发展智能脑控假肢技术是值得深入探讨的研究新方向。

参考文献:

[1] 张小栋,李睿,李耀楠. 脑控技术的研究与展望 [J]. 振动、测试与诊断, 2014, 34(2): 205-211.
ZHANG Xiaodong, LI Rui, LI Yaonan. A survey of research on brain control [J]. Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis, 2014, 34(2): 205-211.

[2] 张小栋,郭晋,李睿,等. 表情驱动下脑电信号的建模仿真及分类识别研究 [J]. 西安交通大学学报, 2016, 50(6): 1-8.
ZHANG Xiaodong, GUO Jin, LI Rui, et al. A simulation model and pattern recognition method of electroencephalogram driven by expression [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2016, 50(6): 1-8.

[3] VELLISTE M, PEREL S, SPALDING M C, et al. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding [J]. Nature, 2008, 453: 1098-1101.

[4] LEBEDEV M A, NICOLELIS M A L. Brain-machine interfaces: past, present and future [J]. Trends in Neurosciences, 2006, 29(9): 536-546.

[5] CHENG M, GAO X, GAO S H, et al. Multiple color

stimulus induced steady state visual evoked potentials [C] // Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE on Engineering in Medicine and Biology Society. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2001: 1012-1014.

[6] WANG Y, GAO X, HONG B, et al. Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials [J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2008, 27(5): 64-71.

[7] VIDAL J. Toward direct brain-computer communication [J]. Annual Review of Biophysics and Bioengineering, 1973, 2: 157-180.

[8] 徐光华,张锋,谢俊,等. 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 [J]. 西安交通大学学报, 2015, 49(6): 1-7.
XU Guanghua, ZHANG Feng, XIE Jun, et al. Brain computer interface paradigms and signal processing strategy for steady state visual evoked potential [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2015, 49(6): 1-7.

[9] ZHU D, BIEGER J, MOLINA G, et al. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs [J/OL]. [2016-05-16]. <https://www.hindawi.com/journals/cin/2010/702357/>.

[10] 刘伟奇,冯睿. 符合人眼视觉特性的颜色亮度模型 [J]. 光学学报, 1999, 19(10): 1426-1429.
LIU Weiqi, FENG Rui. A color brightness model fitting characteristics of the human vision [J]. Acta Optica Sinica, 1999, 19(10): 1426-1429.

[11] PATTANAIK S. A computational model for simulating dynamics of visual adaptation [J/OL]. [2016-05-09]. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.296.2800&rep=rep1&type=pdf>.

[12] JANSEN B H, RIT V G. Electroencephalogram and visual evoked potential generation in a mathematical model of coupled cortical columns [J]. Biological Cybernetics, 1995, 73(4): 357-366.

[13] BIN G, GAO X, ZHENG Y, et al. An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method [J]. Journal of Neural Engineering, 2009, 6(4): 1771-1779.

[14] WOLPAW J R, BIRBAUMER N, HEETDERKS W J, et al. Brain-computer interface technology: a review of the first international meeting [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering in Medicine & Biology Society, 2000, 8(2): 164-173.

(编辑 赵炜)