第49卷第6期 机械工程学报 Vol.49 No.6
2013年3月 JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING Mar. 2013

DOI：10.3901/JME.2013.06.021

面向智能轮椅脑机导航的高频组合编码稳态视觉诱发电位技术研究*

徐光华[1,2] 张锋[1] 王晶[1] 谢俊[1] 李叶平[1] 张四聪[1]

(1. 西安交通大学机械工程学院 西安 710049；
2. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室 西安 710049)

摘要：针对目前基于低频稳态视觉诱发电位的脑-机接口(Steady state visual evoked potential-brain-computer interface, 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、信息传输率低问题，提出高频组合编码稳态视觉诱发电位(Combination coding-based high-frequency SSVEP, CCH-SSVEP)范式，通过 n 个稳态高频排列组合实现刺激编码，理论上可呈现 n^n 个刺激目标，解决单频率呈现目标数量受限的问题；同时，针对组合刺激编码产生的变频脑电信号时序特征，提出基于改进的希尔伯特-黄变换(Improved Hilbert-huang transform, IHHT)的变频脑电信号特征提取与局部频谱极值目标识别方法，针对经验模态分解(Empirical mode decomposition, EMD)在变频脑电信号处理应用中的端点和停止准则优用问题，分别对比优选端点切线预测法和固定筛选10次停止准则，提出广义过零点(Generalized zero-crossing, GZC)算法计算瞬时频率，并在应用中通过差异化组合优化选择频率刺激编码，最终提高了目标信号的辨识效率，从而提升CCH-SSVEP的通讯传输速率和可靠性；再利用高频SSVEP(高于25 Hz)的刺激闪烁融合效应，提高使用者的舒适度，降低诱发疲劳和癫痫的可能。将该方法应用于智能轮椅脑-机导航控制中，通过3个基本频率的对比试验(低频传统SSVEP范式呈现3个目标和高频CCH-SSVEP范式呈现6个目标)验证该方法的技术优势，保障了基于高频组合编码稳态视觉诱发电位的智能轮椅导航高效无损功能实现。

关键词：智能轮椅 脑-机接口 稳态视觉诱发电位 高频组合编码 改进的希尔伯特-黄变换

中图分类号：TH17

Research on Key Technology on Time Series Combination Coding-based High-frequency SSVEP in Intelligent Wheelchair BCI Navigation

XU Guanghua[1,2] ZHANG Feng[1] WANG Jing[1] XIE Jun[1] LI Yeping[1] ZHANG Sicong[1]

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049;
2. State Key Laboratory for Manufacturing Systems Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049)

Abstract: A new steady-state visual evoked potential(SSVEP) paradigm for brain computer interface system(BCIs) is proposed in order to solve the problems of lower stability and information transfer rate(ITR), duing to the shortages of target number less, easy to make subjects fatigue and increase the risk of photosensitive epileptic seizures in the traditional low frequency SSVEP-BCIs. The new paradigm is time series combination coding-based high-frequency SSVEP(CCH-SSVEP). The CCH-SSVEP paradigm produces n^n with n high stimulation frequencies through time series combination code in order to solve the problem of few targets in traditional SSVEP-BCIs utilizing single frequency to encode each target. Furthermore, an improved Hilbert-huang transform(IHHT)-based variable frequency EEG feature extraction method and a local spectrum extreme target identification algorithm are adopted to extract time-frequency feature of the proposed CCH-SSVEP response. Linear predictions and fixed sifting(iterating) 10 times are used to overcome the shortages of end effect and stopping criterion of empirical mode decomposition(EMD) in the processing of variable frequency EEG data, generalized zero-crossing(GZC) is used to compute the instantaneous frequency of the proposed SSVEP respondent signals, the differentiation combination method is proposed to select the combination coding sequence in order to increase the recognition rate, in the result, the ITR and the stability of the CCH-SSVEP-BCI system are Improved. What is more, SSVEPs

* 国家自然科学基金(51175412)和高等学校博士学科点专项科研基金(20110201110022)资助项目。20121205收到初稿，20130301收到修改稿

万方数据

evoked by high-frequency stimuli(beyond 25 Hz) minimally diminish subject's fatigue and prevent safety hazards linked to photo-induced epileptic seizures, utilizing the flicker fusion effect. Six stimulus targets are presented with three high frequencies through CCH-SSVEP, as a contrast, three stimulus targets are presented with three low frequencies through traditional SSVEP, the above two kinds of different contrast experiments are applied to intelligent wheelchair navigation control in order to verify the technical advantage of the proposed method and ensure the CCH-SSVEP-based intelligent wheelchair navigation system efficiency and undamaging.

Key words: Intelligent wheelchair Brain-computer interfaces(BCI) Steady-state visual evoked potentials(SSVEP) Time series combination coding-based high-frequency(CCH) Improved Hilbert-huang transform(IHHT)

0 前言

脑-机接口技术[1](Brain-computer interface, BCI)作为一种实现大脑和外部设备(计算机或外界环境等)之间的信息直接通信技术，近年来得到了突飞猛进的发展，已经在生物医学[2]、虚拟现实[3]、游戏娱乐[4]、康复工程[5]以及航天、军事[6]等领域体现出重要的价值。近来，人们开始尝试将BCI应用于轮椅控制[7-8]，建立一种全新的、不依赖于外周神经和肌肉的交流和控制通路，通过大脑意念控制轮椅，研究所谓基于脑-机接口的智能轮椅，使得重度瘫痪和重度肢体残疾病人，如肌萎缩，自行操纵轮椅成为可能。

稳态视觉诱发电位[9](Steady state visual evoked potential, SSVEP)是大脑视觉系统对外部持续周期性视觉刺激的响应，是BCI系统中常用的输入信号，相比P300、事件相关电位、自发脑电信号等方法，SSVEP具有操作简单、记录电极少、训练时间短、信息传输率较高及抗干扰能力较强等优点[10]，1979年REGAN[11]发表了SSVEP-BCI的第一篇公开出版物，提出采用基于SSVEP振幅选择刺激模式的闭环反馈控制BCI系统；随后，美国的MIDDENDORF等[12]开发了一个基于SSVEP的BCI系统，用户通过简单的注视来选择计算机屏幕上两个闪烁的按钮，带动了SSVEP-BCI技术的发展。经过30年的研究发展，基于SSVEP-BCI系统在工程应用领域已经受到世界各国科研人员的广泛关注，国内的BCI研究起步稍晚，开始于20世纪90年代末，清华大学CHENG等[13]最早介绍了该团队的SSVEP-BCI应用系统，应用于二维光标的运动控制。上海交通大学、电子科技大学、西安交通大学、天津大学等也陆续开展了相关领域的工作。近来，人们开始研究SSVEP应用于智能轮椅的脑-机接口控制[14-15]，表现出良好的应用前景和价值。

目前一般的SSVEP-BCI系统常规采用6～25 Hz的低频段，基本都是单频率单任务模式呈现，刺激范式单一；同时由于目标呈现的频率区域、频率分辨率和响应幅值的限制，仅可以使用有限的频率来有效呈现任务目标，限制单一频率呈现的任务目标数；加之低频SSVEP的频带和自发脑电alpha波的频带有很大的重叠，容易引起假阳性误操作[16]。另外，在实际应用中，低频段SSVEP的闪烁刺激容易造成受试者产生视觉疲劳，甚至诱发癫痫，因此无法保证系统应用的舒适性和长时间使用的有效性。

近年来，高频SSVEP成为BCI领域的国际前沿探索。其刺激频率范围可达30～60 Hz或更高，已经接近人眼的光驱动临界频率。因此，与低频刺激明显不同的是高频刺激会产生闪烁熔合效应[17]，也就是说使用者主观上已经感觉不到闪烁，但在脑电中仍可检测到SSVEP的高频响应，这样就大大降低了视觉疲劳和诱发癫痫的可能性；尽管高频SSVEP幅度较低，但该频段内自发脑电的背景幅度也很低，因此仍然具有一定的信噪比，可以保障信号的辨识准确率。高频SSVEP尚处于研究初期，研究成果报道较少，2001年，HERRMANN[18]研究了高频闪烁在视觉皮层响应机理和电位相关性，奠定了高频SSVEP研究的基础；2005～2009年，清华大学WANG等[19-22]探索了高频SSVEP-BCI的可行性，西安交通大学针对高频段SSVEP，前期也做了一些探索性研究并申请专利[23]。以上研究初步证实了高频SSVEP可以极大地降低视觉疲劳和其信号正确可辨的特性，尽管高频SSVEP无法大量增加可呈现的目标数，同时其信号微弱更增加信号处理的难度，但其良好的无损特点和短时间有效刺激能力，为研究使用的SSVEP-BCI技术奠定了良好的基础。

本文针对现有SSVEP-BCI系统的范式简单、目标数目少造成传输速率不高的缺点，以及SSVEP低频刺激容易诱发受试者疲劳或癫痫等不足，利用高频SSVEP突出的刺激响应优势，在前期多频率组合编码研究[24]的基础上，提出基于高频组合编码稳态视觉诱发电位(Combination coding-based high-frequency-SSVEP，CCH-SSVEP)方法，通过有效高频组合形成刺激单元来提升目标呈现数，并有效降低视觉疲劳影响；同时针对组合频率信号，通过改进的希尔伯特-黄变换(Improved Hilbert-huang

万方数据

tramsform, IHHT)算法，给出了高频组合编码 SSVEP 的瞬时频率特征提取技术，形成了高频组合编码稳态视觉诱发电位的脑机接口新范式，实现高效和无损性能提升的一体化目标；应用于智能轮椅，形成了脑控轮椅高效无损脑机导航技术，验证表明具有操作简单、传输速率高、抗疲劳等显著优势。

1　CCH-SSVEP 技术思路

评估 BCI 系统(和任何普通通信系统)的性能的最常见的指标是香农的信息传输率(Information transfer rate，ITR)。ITR 采用单位时间内传输的信息量来表示，单位为 bits/min。对于一个有 N 个命令可用、命令传输率为 s、每个命令选择的正确率为 p 的 BCI 系统，信息传输率由式(1)给出

$$v_{\mathrm{ITR}}=sB=s\left[\mathrm{lb}N+p\mathrm{lb}p+(1-p)\mathrm{lb}\frac{1-p}{N-1}\right] \tag{1}$$

式中，B 为每次被选择的命令平均传输的信息量。

信息传输率理论公式表明：① 对于固定的 p，ITR 会随着命令数 N 的增加而增加；② 对于固定的 N，ITR 会随着 p 的增加而增加。

为了解决常规 SSVEP-BCI 系统的不足，提高智能轮椅的人机和谐交互能力，明确需要从以下两个方面进行研究：① 提高基于 SSVEP 的人机交互通讯率，实现高效；② 避免闪烁刺激诱发的视觉疲劳和意外疾病，实现无损。从而全面提升 SSVEP 的实际应用能力。根据以上理论以及实际系统使用分析，可从以下三个方面着手：① 增加目标数目；② 提高识别率；③ 避免使用低频段。

因此，瞄准传统 SSVEP 在实际 BCI 应用中的不足，依托高频 SSVEP 的刺激响应优势，本文提出基于高频组合编码的稳态视觉诱发电位能轮椅导航技术方案，如图 1 所示。

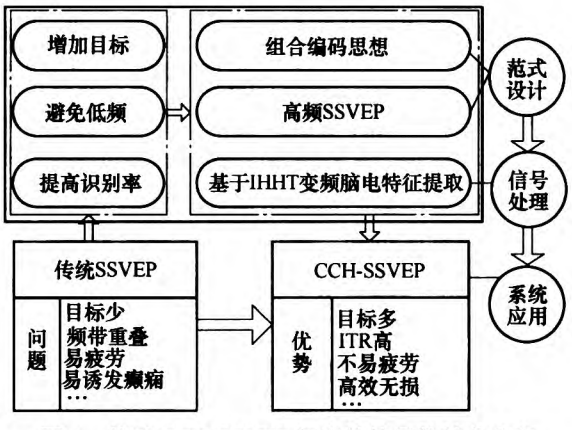

图 1　基于 CCH-SSVEP 智能轮椅导航技术方案

首先，设计了高频组合编码稳态视觉诱发电位的 BCI 新范式，采用多个稳态高频排列实现组合编码刺激的思路，解决单频率呈现目标数量受限和低频刺激诱发疲劳的问题，大大扩展了目标数和人体适用性；同时，根据组合编码的变频信号特点，采用改进希尔伯特-黄变换方法来提取其变频信息，利用瞬时频率来呈现变频组合目标特征，为保证辨识正确率和缩短辨识时间奠定了基础。显然，通过以上技术实现，增加了可呈现目标数和保证了辨识效率和准确率，自然会提高 BCI 新范式的通信传输率；再加上高频 SSVEP 自身无损的优点，保证了基于高频组合编码稳态视觉诱发电位具有突出的高效、无损脑机接口性能指标，可为重度瘫痪和残疾人员的智能轮椅提供良好的脑-机导航系统。

2　CCH-SSVEP 范式设计

基于高频组合编码稳态视觉诱发电位的新范式(图 2)，主要利用组合编码思想，通过多个稳态高频排列组合实现刺激编码，解决单频率呈现目标数量受限的问题；同时，利用高频 SSVEP 的刺激闪烁融合效应，提高了使用者的舒适度，降低诱发疲劳和癫痫的可能。

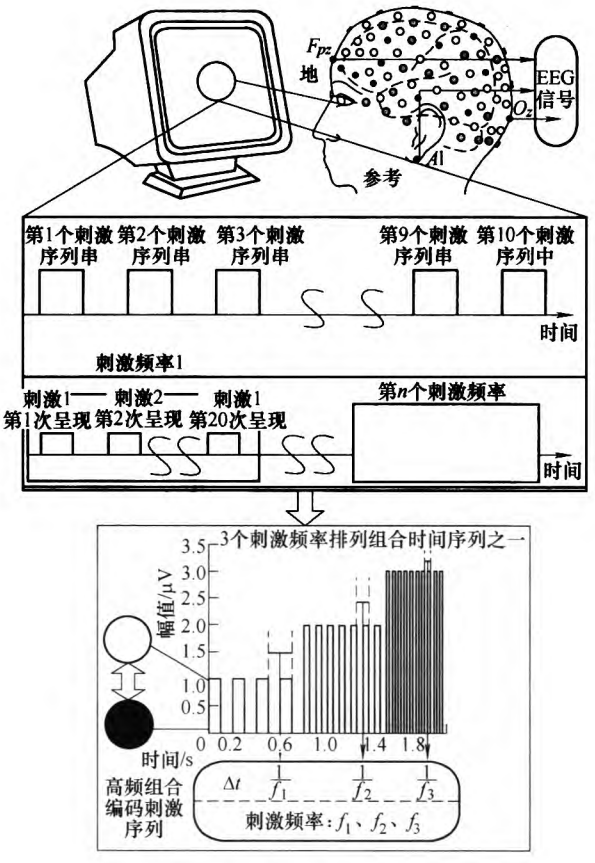

图 2　基于高频率组合编码 SSVEP 范式

万方数据

CCH-SSVEP 的具体范式设计如图 2 所示，在 SSVEP 响应高频段，即闪烁频率高于 25 Hz，选择 n 个刺激频率，n 为大于 1 的整数，将 n 个刺激频率经时序排列组合形成的 n^n 个刺激序列通过计算机屏幕呈现在受试者面前，并对刺激序列编码形成编码库。n 个刺激频率构成排列组合的 n 个基本元素，每个频率的呈现由20个周期的屏幕帧图像的亮和灭表示，对 n 个刺激序列按照时序先后进行排列组合，形成一个刺激序列串，该刺激序列串便包含多个具有时序关系的刺激频率，通过 n 个刺激频率最多能形成 n^n 个不同的刺激序列串，对应于 n^n 个呈现目标，在一次目标识别任务中共呈现 10 个刺激序列串。为了验证范式的合理性并不失一般性，试验中选择 n=3，因此通过 3 个刺激频率最多能形成 27 个不同的刺激序列串，对应于 27 个呈现目标。

3 基于 IHHT 变频脑电信号特征提取

基于 CCH-SSVEP 的高频刺激序列所形成刺激响应，自然包含了组合编码的时序特征，从信号处理角度出发，该脑电响应信号为变频信号，加之脑电信号都会存在幅度干扰，因此需要辨识的信号为典型的变幅变频非线性非平稳信号，传统的频谱方法难于有效提取其特征，为此，采用基于改进希尔伯特-黄变换[25-26]来实现变频脑电信号的特征提取及局部频谱极值目标辨识方法(图 3)。

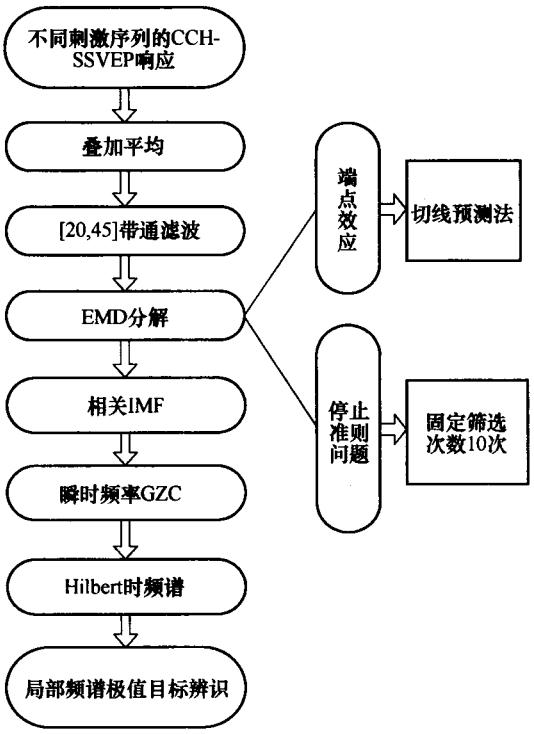

图 3 基于 IHHT 变频脑电信号特征提取与辨识方法

3.1 IHHT 算法

HHT 是一种自适应的信号处理方法，非常适合处理非线性、非平稳信号，被广泛应用于机械信号处理中[27-29]。这种方法包括两个过程：经验模式分解(Empirical mode decomposition, EMD)和 Hilbert 变换。其中最关键的部分是 EMD 方法。EMD 方法基于信号的局部特征时间尺度，能把复杂信号分解为本征模式函数(Intrinsic mode function, IMF)之和，每一个 IMF 所包含的频率成分不仅与分析频率有关，而且最重要的是随信号本身变化而变化，因此，非常适合处理高频组合编码 SSVEP 新范式所获得的脑电刺激响应信号[30-32]。

如图 3 所示，基于 IHHT 变频脑电信号特征提取与辨识方法具体包括以下步骤。

(1) 对采集到的脑电数据进行叠加平均，提高信噪比，得到预处理的脑电数据。

(2) 对预处理的脑电数据进行带通滤波，得到滤波后的脑电数据。

(3) 采用 EMD 方法对滤波后的脑电数据进行分解。

(4) 根据 EMD 分解结果，选择目标频率所在频段的 IMF 重构数据。

(5) 对 IMF 重构数据计算其瞬时频率。

(6) 根据瞬时频率，进而得到脑电数据的 Hilbert 时频图。

(7) 局部频谱极值目标辨识方法。

在算法实施过程，需要对关键算法进行选择与优化才能保证变频脑电信号特征的有效提取，具体方法如下所述。

(1) EMD 端点的预测方法优选。EMD 算法中核心之一是靠上下包络求平均值，而上下包络线是极值点的样条曲线拟合的得到的。在曲线拟合中存在最后一个极值点和端点之间如何找到合适拟合曲线的端点问题。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。

边界预测法，如图 4 所示，即选择 1 阶近似点作为最后端点，通过理论和实际数据的分析得知[33]，既符合三次样条曲线拟合的条件，又使得拟合曲线波动最小。在图 5 中，通过采用边界预测点方法和传统方法的三次样条曲线拟合的上包络曲线在端点处的对比可知，采用边界预测法拟合的上包络曲线在端点处波动较小，因此本文采用切线预测法解决端点问题。

边界预测法确定的极值

$$a_0=\max\{|a_1|,\ |a_2|\} \tag{2}$$

万方数据

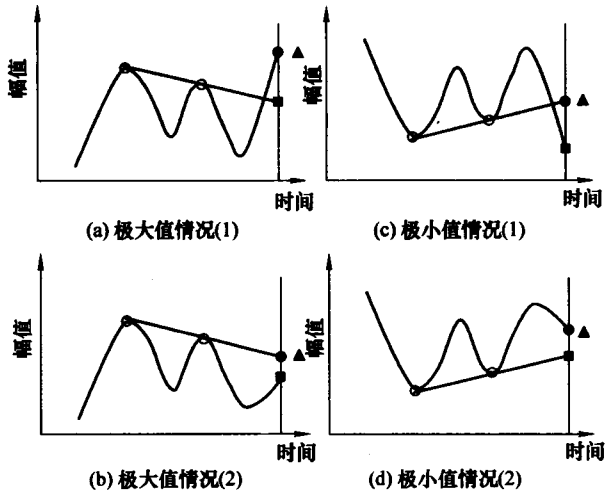

图 4　边界预测法

■ 端点 a_1　● 一阶近似点 a_2 靠近端点的两个极值点直线延拓和通过端点纵轴的交点　▲ 边界预测法确定的最后的极值点 a_0

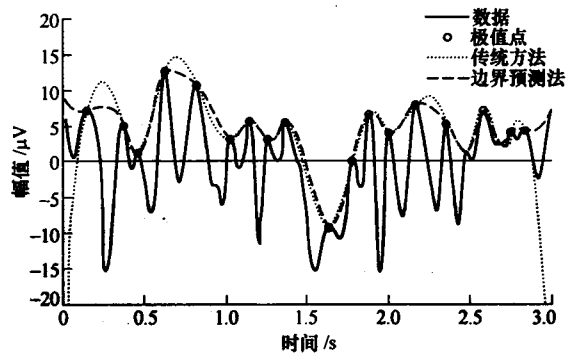

图 5　端点问题不同方法处理结果对比

(2) EMD 停止准则参数的应用选择。EMD 算法是一个筛选的过程，筛选的数学公式如式(3)所示

$$x(t)=\sum_{i=1}^{n}c_i=$$

$$x(t)-\sum_{j=1}^{k_1}m_{1j}+\sum_{i=2}^{n}\left(\sum_{j=1}^{k_{i-1}}m_{(i-1)j}-\sum_{j=1}^{k_i}m_{ij}\right) \tag{3}$$

式中　$x(t)$ ——待分解信号

c_i ——EMD 第 i 次分解后的 IMF 信号

n ——EMD 第 i 次分解后 IMF 个数

m_{ij} ——第 i 次筛选过程通过上下包络计算得到的第 j 个平均值曲线

k_i ——第 i 次筛选过程中的筛选次数

EMD 算法应用中另一个核心问题是每次筛选的结束条件如何选择，即停止准则问题。

理论分析得知 EMD 本质上是一个二进制的半带滤波器，相当于一个二进制的小波，为了保证筛选出的 IMF 在幅值和频率上都具有足够的物理意义，即保证相邻 IMF 尺度之比接近 2，对筛选过程的次数 k 必须加以限制。

针对 EMD 停止准则的应用选择问题，本文采用固定筛选次数，并选择 $k_{i-1}=k_i=10$ (相邻 IMF 尺度之比为 2 时的筛选次数)。这样选择优势如下[34]：①保证 EMD 本质上是半带滤波器组；② 保持信号本身物理特性；③ 分解结果的单元数目 c 是有限的 ($c\leqslant \mathrm{lb}N$)。

(3) 瞬时频率计算方法选择。基于 Hilbert 变换获得有意义瞬时频率的条件如下：数据必须是 IMF；信号的幅值不能变化太大(Bedrosian 理论的限制)；信号的相位不能太复杂(Nuttall 理论的限制)。因此，针对变频脑电信号，选择广义过零点(Generalized zero-crossing, GZC)算法计算瞬时频率，如图 6 以及式(4)所示。

瞬时频率

$$f_{gzc}=\frac{4f_1+2(f_{21}+f_{22})+f_{41}+f_{42}+f_{43}+f_{44}}{12} \tag{4}$$

式中　$f_1=\dfrac{1}{4T_1}$

$f_{2i}=\dfrac{1}{2T_{2i}}\quad i=1,2$

$f_{4i}=\dfrac{1}{T_{4i}}\quad i=1,2,3,4$

T——零点与峰值之间的时间段

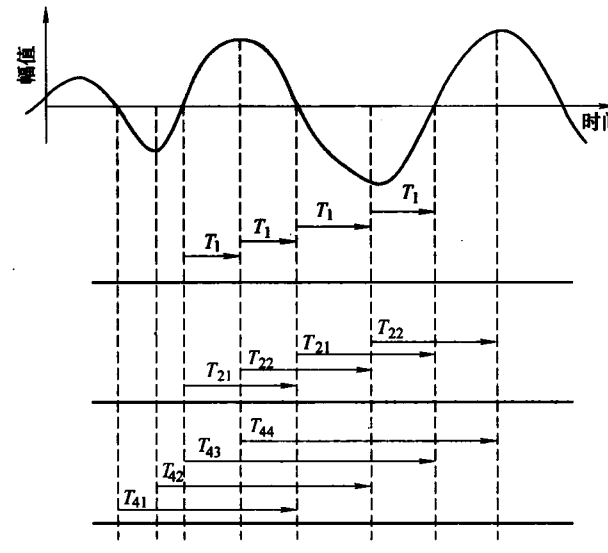

图 6　基于 GZC 计算瞬时频率的示意图

GZC 算法基于平均的思想，相对来说稳定性高、计算准确，但由于 GZC 频率分辨率差，因此适合与频率波动不大的情况。而本文中的高频时序组合编码脑电数据中的变频信号特征为分段平稳，因此满足 GZC 的应用要求。

(4) 局部频谱极值目标辨识方法。相关 IMF 重构数据根据总时长平均分 3 段，分别求其 FFT 频谱，并计算频谱极值，假设 x 为频谱极值，将获得的频

万方数据

谱极值按照如下阈值设定分别编码。

1) $20<x\leqslant 29$，x 编码为 1。

2) $29<x\leqslant 37$，x 编码为 2。

3) $37<x\leqslant 45$，x 编码为 3。

最终将获得的编码与之前形成的编码库中的元素比较，如果在编码库中，标记非零，否则标记为零，其中非零数 n 为目标辨识正确次数，最终实现局部频谱极值目标辨识方法量化识别率。辨识正确率

$$p=\frac{n}{N} \tag{5}$$

3.2 刺激频率的差异组合优化

在本文试验中，选择的基本频率单元为 25 Hz、33.33 Hz、40 Hz，分别编号 1、2、3，每个刺激序列时间长度为 1.9～2.4 s，所能表示的目标数目最多为 27 个，对所获得的 27 段 CCH-SSVEP 响应时域信号，根据叠加次数的不同(1～10 次)，进行基于 IHHT 变频脑电信号特征提取及局部频谱极值目标辨识，图 7 为 27 个 CCH-SSVEP 目标响应叠加次数与识别率统计结果。从统计结果可知不同叠加次数导致识别率有差异。

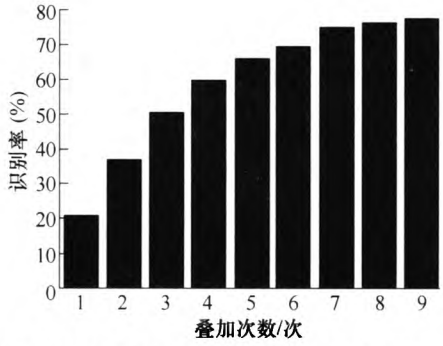

图 7 27 个目标响应叠加次数与识别率关系图

通过以上统计分析，对原始 270 段试验数据，即使通过 10 次叠加平均后，识别率仅为 77.78%，这显然不是所期望的。通过对 270 段的试验数据不同叠加次数的识别结果分析表明，3 个刺激单元，并不是所有的组合方式的识别率都一样，不同的组合方式会对识别效果产生影响。通过对比分析得知，频率的差异性组合方式识别率相对较高。原因可能是差异化组合编码打破视觉系统的适应性，相比单一频率，不同频率编码方式在提高识别率方面更有优势。因此，根据 25 Hz、33.33 Hz、40 Hz，相应编号为 1、2、3 的基本频率单元，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如下：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(图 3)处理后的 CCH-SSVEP 新范式刺激下单次响应信号的 Hilbert 谱图(图 9)，识别率为 100%。

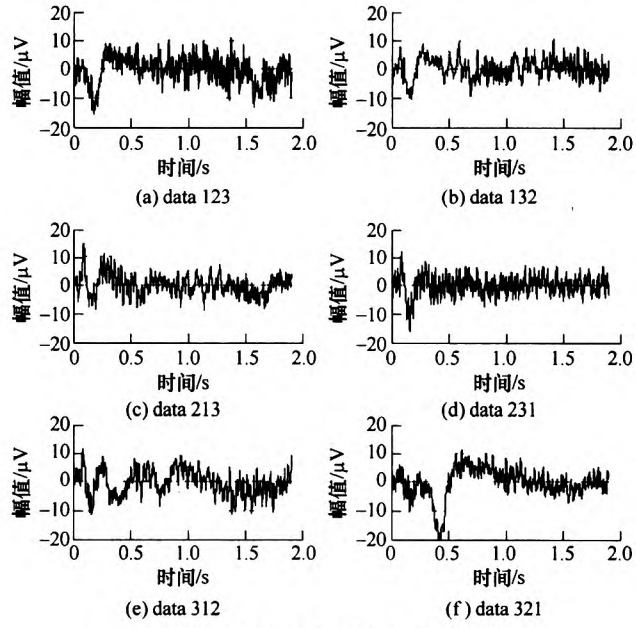

图 8 差异组合 CCH-SSVEP 时域信号

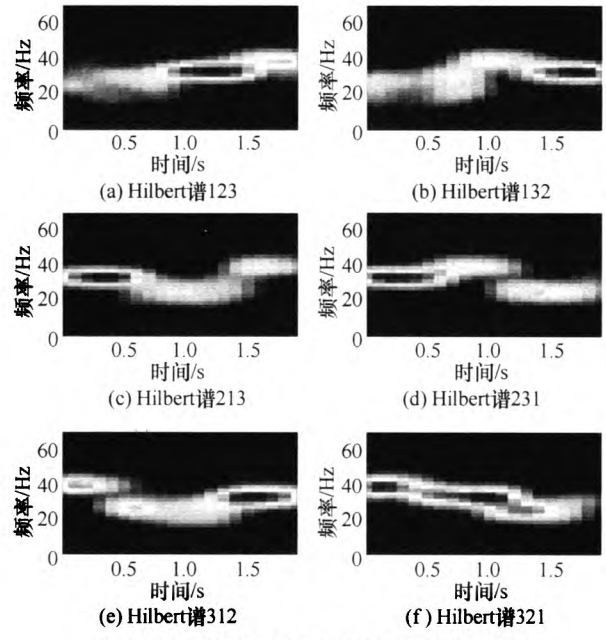

图 9 差异组合 CCH-SSVEP 的 Hilbert 谱

4 智能轮椅脑-机导航系统应用

为实现基于 CCH-SSVEP 的智能轮椅高效无损脑-机导航，在普通电动轮椅的基础上，根据研究需求，进行了相应的改造设计，如图 10 所示。

系统结构分成以下几个部分：① 上海互邦 HBLD2-A 型电动轮椅，采用后轮驱动方式；② 双电动机驱动的轮椅控制器；③ 信息处理单元：由便

万方数据

携式计算机、脑电采集设备、编码器等组成，对 EEG 信号和编码器值进行综合处理，生成并发送轮椅驱动指令。

图 10　基于 CCH-SSVEP 智能轮椅脑机导航系统

脑电信号采集系统是在受试者头部枕区 O_z 位置安放测量电极，在受试者头部单侧耳垂位置($A1$)安放参考电极，在受试者头部前额部 F_{pz} 位置安放地电极，测量电极、参考电极和地电极输出端接入脑电放大器，通过脑电放大器与计算机相连，形成脑电信号采集系统，其中脑电放大器为 g.tec 公司生产的 g.USBamp。

参与试验的受试者为自愿参与，年龄范围在 21～25 岁，身体健康状况良好。所有试验均在电磁屏蔽的 EEG 脑电实验室完成，试验过程，刺激范式通过计算机屏幕呈现在受试者面前，受试者坐在舒适的智能轮椅上，头部距离计算机屏幕距离为 50～100 cm。试验中的采样频率为 1 200 Hz，记录电极为 O_z，参考电极为 $A1$，地电极为 F_{pz}。

为了验证基于 CCH-SSVEP 的智能轮椅导航系统的高效无损性，本文选择 CCH-SSVEP 和传统单一频率 SSVEP 的 2 种范式作为智能轮椅导航系统的范式刺激界面，如图 11 所示，图 11a 中范式刺激界面上是差异组合 CCH-SSVEP 的 6 个目标：123、132、213、231、312、321(基本的频率单元为 25 Hz、33.33 Hz、40 Hz，分别编号 1、2、3)，在计算机屏幕上从左到右，自上而下依次放置；图 11b 中范式刺激界面上是传统单一频率的 3 个目标，在计算机屏幕上从左到右的频率为 12 Hz、12.5 Hz、15 Hz。针对两种刺激范式，选用 5 个受试者，每个受试者分别做了 3 组重复试验，然后取平均作为每个受试者的试验结果，分别从刺激时间 t，识别率 p，受试者疲劳程度 d_f(感觉疲劳的试验时间)和信息传输率等不同角度进行对比分析，下表是 5 个受试者试验的平均统计结果，从下表可看出，CCH-SSVEP 相比传统单频率目标 SSVEP 范式，刺激时间更短，识别率更高，受试者更不容易疲劳，信息传输率更高。

(a) CCH-SSVEP　　(b) 传统单一频率 SSVEP

图 11　CCH-SSVEP 和传统单一频率 SSVEP 刺激界面

表　CCH-SSVEP 和传统 SSVEP 对比

范式	刺激时间/s	识别率(%)	疲劳程度/h	信息传输率/(bits/min)
CCH-SSVEP	1.9	92	10	43
传统 SSVEP	5.8	70	2	13

5　结论

(1) 针对传统 SSVEP-BCI 系统存在的问题，提出了基于高频组合编码稳态视觉诱发电位新范式，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，在 n 个基本频率情况下，实现了具有较高识别率的 $n!$ 个组合刺激目标，有效提升了传统 SSVEP 的通信传输率。

(2) 针对组合刺激编码产生的变频脑电信号时序特征，提出基于希尔伯特-黄变换的变频脑电信号特征提取和局部频谱极值目标辨识方法，优选了端点切线预测法和固定筛选次数为 10 为停止准则，提出广义过零点算法计算瞬时频率，提高目标信号的辨识效率。

(3) 以 3 个基本频率为例，分析了 CCH-SSVEP 和传统 SSVEP 智能轮椅的脑-机导航应用，通过对比两种方法刺激时间、识别率、受试者疲劳程度和信息传输率等不同指标，试验结果表明，CCH-SSVEP 具有导航目标呈现数目多、刺激时间短、通信传输率高且具有抗疲劳的优点，实现了智能轮椅的高效无损脑控导航。

参 考 文 献

[1] WOLPAW J R, BIRBAUMER N, HEETDERKS W J. Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting[J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000, 8(2): 164-173.

[2] AUGHAN T M, HEETDERKS W J, TREJO L J.

万方数据

Brain-computer interface technology: A review of the second international meeting[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2003, 11(2): 94.

[3] BAYLISS J D, BALLARD D H. A virtual reality testbed for brain-computer interface research[J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000, 8(2): 188-190.

[4] COYLE D, GARCIA J, SATTI A R. EEG-based continuous control of a game using a 3 channel motor imagery BCI: BCI game[C]// IEEE Symposium on Computational Intelligence, Cognitive Algorithms, Mind, and Brain, April 11-15, 2011, Paris, France: IEEE Computer Society, 2011: 88-94.

[5] ANG K K, GUAN C, SUI G C K. A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation[C]//Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, September 2-6, 2009, Minneapolis, MN, United States: IEEE Computer Society, 2009: 5981-5984.

[6] YANG G, ZHAO L, CUI S. Brain-computer interface based camera carrier in aerospace[C]//Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Automation and Logistics, August 5-7, 2009, Shenyang, China: IEEE Computer Society, 2009: 1877-1882.

[7] LEEB R, FRIEDMAN D, MÜLLER-PUTZ G R. Self-paced(asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments: A case study with a tetraplegic[J]. Computational Intelligence and Neuroscience, 2007, 79642.1-79642.8.

[8] ITURRATE I, ANTELIS J M, KUBLER A. A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2009, 25(3): 614-627.

[9] 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.

[10] 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.

[11] REGAN D. Electrical responses evoked from the human brain[J]. Scientific American, 1979, 241(6): 134-146.

[12] 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.

[13] CHENG Ming, GAO Shangkai. An EEG-based cursor control system[C]// Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, October 13-16, 1999, Atlanta, GA, USA: IEEE, 1999: 669.

[14] MANDEL C, LUTH T, LAUE T. Navigating a smart wheelchair with a brain-computer interface interpreting steady-state visual evoked potentials[C]// IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, October 11-15, 2009, St. Louis, MO, United States: IEEE Computer Society, 2009: 1118-1125.

[15] XU Zhuo, LI Jie, GU Rong, et al. Steady-state visually evoked potential(SSVEP)-based brain-computer interface (BCI): A low-delayed asynchronous wheelchair control system[C]// 19th International Conference on Neural Information, November 12-15, 2012, Doha, Qatar: Springer, 2012, 7663: 305-314.

[16] DANHUA Z, JORDI B, GARY G M, et al. A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs[J]. Computational Intelligence and Neuroscience, 2010, 2010: 702357.1-7023571.12.

[17] CORNSWEET T N. Visual perception [M]. New York: Academic Press, 1970.

[18] HERRMANN C S. Human EEG responses to 1-100 Hz flicker: Resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena[J]. Experimental Brain Research, 2001, 137(3): 346-353.

[19] WANG Yijun, WANG Ruiping, GAO Xiaorong, et al. Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential[C]// First International Conference on Neural Interface and Control, May 26-28, 2005, Wuhan, China, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2005: 37-39.

[20] MOLIN G G, IBANE D, MIHAJLOVIC V, et al. Detection of high frequency steady state visual evoked potentials for brain-computer interfaces[C]// 17th European Signal Processing Conference, August 24-28, 2009, Glasgow, Scotland: EUSIPCO, 2009: 646-650.

[21] DURKA P, KUS R, ZYGIEREWICZ J, et al. High-frequency SSVEP responses parametrized by multichannel matching pursuit[C]// Neuroinformatics, September 6-8, 2009, Pilsen, Czech Republic, Epub, 2009: 64-65.

[22] HOFFMANN U F. Brain-computer interface based on

万方数据

high frequency steady-state visual evoked potentials: A feasibility study[C]// 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, April 6-May 8, 2009, Antalya, Turkey, IEEE Computer Society, 2009: 64-65.

[23] 徐光华. 基于 HHT 高频组合编码稳态视觉诱发电位脑机接口方法：中国，201010528266.5 [P]. 2011-05-18.
XU Guanghua. HHT-based high-frequency combination coding SSVEP-BCI : China, 201010528266.5[P]. 2011-05-18.

[24] 徐光华. 一种多频率时序组合的稳态视觉诱发电位脑-机接口方法：中国，201010191598.9 [P]. 2010-11-17.
XU Guanghua. Time series combination coding-based muti-frequency SSVEP-BCI: China, 201010191598.9[P]. 2010-11-17.

[25] HUANG N E, SHEN Z, LONG S R, et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[J]. Proceedings of the Royal Society of London, Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 1998, 454(1971): 903-995.

[26] HUANG N E, SHEN S S. The Hilbert-Huang transform and its applications[M]. Singapore: World Scientific Publishing Company, 2005.

[27] 雷亚国. 基于改进 Hilbert-Huang 变换的机械故障诊断[J]. 机械工程学报, 2011, 47(5): 71-77.
LEI Yaguo. Machinery fault diagnosis based on improved Hilbert-huang transform[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2011, 47(5): 71-77.

[28] 胡爱军，安连锁，唐贵基. Hilbert-Huang 变换端点效应处理新方法[J]. 机械工程学报, 2008, 44(4): 154-158.
HU Aijun, AN Liansuo, TANG Guiji. New process method for end effects of Hilbert-huang transform [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2008, 44(4): 154-158.

[29] 于德介，程军圣，杨宇. Hilbert-Huang 变换在齿轮故障诊断中的应用[J]. 机械工程学报, 2005, 41(6): 102-107.
YU Dejie, CHENG Junsheng, YANG Yu. Application of Hilbert-huang transform method to gear fault diagnosis [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2005, 41(6): 102-107.

[30] SWEENEY-REED C M, NASUTO S J. A novel approach to the detection of synchronisation in EEG based on empirical mode decomposition[J]. Journal of Computational Neuroscience, 2007, 23(1): 79-111.

[31] LI Xiaoli. Temporal structure of neuronal population oscillations with empirical model decomposition[J]. Physics Letters A, 2006, 356(3): 237-241.

[32] LI Xiaoli, LI Duan, LIANG Zhenhua, et al. Analysis of depth of anesthesia with Hilbert-Huang spectral entropy[J]. Clinical Neurophysiology, 2008, 119(11): 2465-2475.

[33] WU Zhaohua, HUANG N. Ensemble empirical mode decomposition: A noise-assisted data analysis method[J]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2009, 1(1): 1-41.

[34] WANG Gang, CHEN Xiaoyao, QIAO Fangli. On intrinsic mode function[J]. Advances in Adaptive Data Analysis, 2010, 2(3): 277-293.

作者简介：徐光华(通信作者)，男，1964 年出生，博士，教授，博士研究生导师。主要研究方向为故障诊断和脑-机接口技术。
E-mail：xugh@mail.xjtu.edu.cn
张锋，男，1985 年出生，博士研究生。主要研究方向为脑-机接口及智能轮椅导航控制。
E-mail：sfdb123@gmail.com

万方数据

面向智能轮椅脑机导航的高频组合编码稳态视觉诱发电位技术研究

万方数据 WANFANG DATA 文献链接

作者： 徐光华， 张锋， 王晶， 谢俊， 李叶平， 张四聪， XU Guanghua， ZHANG Feng， WANG Jing， XIE Jun， LI Yeping， ZHANG Sicong

作者单位： 徐光华,XU Guanghua(西安交通大学机械工程学院 西安710049;西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室 西安710049)， 张锋,王晶,谢俊,李叶平,张四聪,ZHANG Feng,WANG Jing,XIE Jun,LI Yeping,ZHANG Sicong(西安交通大学机械工程学院 西安710049)

刊名： 机械工程学报 ISTIC EI PKU

英文刊名： JOURNAL OF MECHANICAL ENGINEERING

年，卷(期)： 2013,49(6)

参考文献(34条)

1. WOLPAW J R;BIRBAUMER N;HEETDERKS W J Brain-computer interface technology:A review of the first international meeting[外文期刊] 2000(02)

2. AUGHAN T M;HEETDERKS W J;TREJO L J Brain-computer interface technology:A review of the second international meeting 2003(02)

3. BAYLISS J D;BALLARD D H A virtual reality testbed for brain-computer interface research[外文期刊] 2000(02)

4. COYLE D;GARCIA J;SATTI A R EEG-based continuous control of a game using a 3 channel motor imagery BCI:BCI game 2011

5. ANG K K;GUAN C;SUI G C K A clinical study of motor imagery-based brain-computer interface for upper limb robotic rehabilitation 2009

6. YANG G;ZHAO L;CUI S Brain-computer interface based camera cartier in aerospace 2009

7. LEEB R;FRIEDMAN D;M(U)LLER-PUTZ G R Self-paced(asynchronous) BCI control of a wheelchair in virtual environments:A case study with a tetraplegic 2007

8. ITURRATE I;ANTELIS J M;KUBLER A A noninvasive brain-actuated wheelchair based on a P300 neurophysiological protocol and automated navigation 2009(03)

9. VIALATTE F;MAURICE M;DAUWELS J Steady-state visually evoked potentials:Focus on essential paradigms and future perspectives 2010(04)

10. WANG Yijun;GAO Xiaorong;HONG Bo Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials 2008(05)

11. REGAN D Electrical responses evoked from the human brain 1979(06)

12. MIDDENDORF M;MCMILLAN G;CALHOUN G Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response[外文期刊] 2000(02)

13. CHENG Ming;GAO Shnngkai An EEG-based cursor control system 1999

14. MANDEL C;LUTH T;LAUE T Navigating a smart wheelchair with a brain-computer interface interpeting steady-state visual evoked potentials 2009

15. XU Zhuo;LI Jie;GU Rong Steady-state visually evoked potential(SSVEP)-based brain-computer interface (BCI):A low-delayed asynchronous wheelchair control system 2012

16. DANHUA Z;JORDI B;GARY G M A survey of stimulation methods used in SSVEP-based BCIs 2010

17. CORNSWEET T N Visual perception 1970

18. HERRMANN C S Human EEG responses to 1-100 Hz flicker:Resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena 2001(03)

19. WANG Yijun;WANG Ruiping;GAO Xiaorong Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential 2005

20. MOLIN G G;IBANE D;MIHAJLOVIC V Detection of high frequency steady state visual evoked potentials for brain-computer interfaces 2009

21. DURKA P;KUS R;ZYGIEREWlCZ J High-frequency SSVEP responses pararnetrized by multichannel matching pursuit 2009

22. HOFFMANN U F Brain-computer interface based on high frequency steady-state visual evoked potentials:A feasibility study 2009

23. 徐光华 基于HHT高频组合编码稳态视觉诱发电位脑机接口方法 2011

24. 徐光华 一种多频率时序组合的稳态视觉诱发电位脑-机接口方法 2010

25. HUANG N E;SHEN Z;LONG S R The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis[外文期刊] 1998(1971)

26. HUANG N E;SHEN S S The Hilbert-Huang transform and its applications 2005

27. 雷亚国 基于改进Hilbert-Huang变换的机械故障诊断[期刊论文]-机械工程学报 2011(05)

28. 胡爱军;安连锁;唐贵基 Hilbert-Huang变换端点效应处理新方法[期刊论文]-机械工程学报 2008(04)

29. 于德介;程军圣;杨宇 Hilbert-Huang变换在齿轮故障诊断中的应用[期刊论文]-机械工程学报 2005(06)

30. SWEENEY-REED C M;NASUTO S J A novel approach to the detection of synchronisation in EEG based on empirical mode decomposition[外文期刊] 2007(01)

31. LI Xiaoli Temporal structure of neuronal population oscillations with empirical model decomposition 2006(03)

32. LI Xiaoli;LI Duan;LIANG Zhenhua Analysis of depth of anesthesia with Hilbert-Huang spectral entropy 2008(11)

33. WU Zhaohua;HUANG N Ensemble empirical mode decomposition:A noise-assisted data analysis method 2009(01)

34. WANG Gang;CHEN Xiaoyao;QIAO Fangli On intrinsic mode function[外文期刊] 2010(03)

引用本文格式：徐光华.张锋.王晶.谢俊.李叶平.张四聪.XU Guanghua.ZHANG Feng.WANG Jing.XIE Jun.LI Yeping.ZHANG Sicong 面向智能轮椅脑机导航的高频组合编码稳态视觉诱发电位技术研究[期刊论文]-机械工程学报 2013(6)