

◎ 博士论坛 ◎

基于脑机接口的智能康复系统的设计

周 鹏¹, 曹红宝^{1,2}, 熊 屹¹, 葛家怡¹, 张 爽¹, 王明时¹ZHOU Peng¹, CAO Hong-bao^{1,2}, XIONG Yi¹, GE Jia-yi¹, ZHANG Shuang¹, WANG Ming-shi¹

1. 天津大学 精密仪器与光电子工程学院, 天津 300072

2. 路易斯安那技术大学 生物医学工程系, 美国

1. College of Precision Instrument and Optoelectronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China

2. Department of Biomedical Engineering, Louisiana Technology University, Ruston, LA, USA

E-mail: zpza@vip.sina.com

ZHOU Peng, CAO Hong-bao, XIONG Yi, et al. Design of intelligent rehabilitation system based on Brain-Computer Interface. Computer Engineering and Applications, 2007, 43(26): 1-4.

Abstract: In order to assist motor rehabilitation of patient with tetraplegia caused by Spinal Cord Injury (SCI), the method of combination Brain-Computer Interface (BCI) with Functional Electrical Stimulation (FES) is proposed and the intelligent rehabilitation system is designed, which can help the patient control their paralyzed extremity by thought. The system can bypass the injured spinal cord in the body, and transmit the motor intention to FES instrument directly through external channel. Then the FES instrument stimulates the corresponding muscles to assist patient performing the movement. The key technologies are introduced, which consist of the architecture of the system, the design of BCI experiment, the algorithms of feature extraction and classification, and the design of FES instrument. The preparatory experiments show that this rehabilitation-assisting system can comprehend the patient's motor intention by the accurate rate above 95% and restore the hand grasp function by FES device, which reveals great value in clinical rehabilitation.

Key words: Brain-Computer Interface (BCI); electroencephalograph (EEG); Laplacian electrode; Functional Electrical Stimulation (FES); motor rehabilitation

摘 要: 为了辅助脊髓损伤所导致的瘫痪病人的运动功能重建, 将脑机接口技术和功能性电刺激技术相结合, 开发了一种可供瘫痪病人根据自己的运动意愿控制残肢运动的智能康复系统。该系统能够绕过患者体内受损的神经通路, 直接将人的运动意图通过外部通路传达给功能性电刺激仪, 刺激相应的神经肌肉, 完成患者对残肢的直接控制。详细介绍了该系统的总体设计思路、脑机接口实验设计、特征提取与分类算法、功能性电刺激仪的设计等关键技术。初步实验表明, 本康复系统能以 95% 以上正确率分析人的运动意图, 控制功能性电刺激仪完成预定的刺激任务, 恢复手部抓握动作, 展现出巨大的实用价值。

关键词: 脑机接口; 脑电; 拉普拉斯电极; 功能性电刺激; 运动康复

文章编号: 1002-8331(2007)26-0001-04 **文献标识码:** A **中图分类号:** R318

正常人控制肢体运动的途径为:“大脑——中枢神经系统——外周神经系统——骨骼肌——肢体运动”。而对于脊髓损伤导致的瘫痪病人, 其大脑的动作指令无法通过正常的体内通路传达到肌肉, 从而丧失了对肢体的控制能力。目前对瘫痪病人的康复治疗主要采用按摩、针灸、电刺激以及辅助恢复性训练等传统的方法。这些方法在延缓病人残肢肌肉萎缩, 辅助康复方面起到了一定的积极作用, 但其共同的缺点是治疗疗程较长, 疗效不是很明显, 更不能恢复失神经残肢的运动功能。近年来, 功能性电刺激技术受到广泛关注和研究, 因其能够帮助瘫痪病人恢复部分残肢运动功能, 在临床康复中得到了越来越多的应用。但同时, 其最大的缺点是缺少有效的人机接口方式, 即对残肢的运动控制只能根据预定的模式进行, 不能根据患者

的意愿进行随意的肢体运动控制^[1,2]。

脑机接口技术的出现, 为思维正常但运动功能残缺的瘫痪病人通过思想直接控制外界环境提供了一种可行的方案。脑机接口是一种人机接口方式, 是基于脑电信号, 而不依赖于脑的正常输出通路(即外周神经和肌肉)的, 实现人脑与计算机或其它电子设备通讯和控制的技术, 其在瘫痪病人辅助康复领域有着广泛的应用前景^[3-5]。

本研究综合脑机接口(BCI)和功能性电刺激(FES)各自的优点, 将二者有机的结合起来, 开发了一种可供瘫痪病人根据自己的运动意愿控制其残肢运动的智能康复系统。此系统能绕过瘫痪病人体内受损的神经通路, 直接将人的运动意图通过外部的通路传达给功能性电刺激仪, 刺激相应的神经肌肉, 完

基金项目: 天津市科技发展计划资助项目(No.043102111)。

作者简介: 周鹏(1978-), 男, 博士研究生, 主要研究方向为生物医学信号处理、脑机接口技术、医学仪器设计。

成患者对残肢的直接控制。初步实验表明,本系统能以 95% 以上正确率分析人的运动意图,控制功能性电刺激仪完成手部抓握动作。

1 系统总体设计思路

本文所述的基于脑机接口的智能康复系统由三大部分组成,包括:用于提取病人想象动作电位的脑电采集系统、用于对脑电信号进行特征提取与分类处理的笔记本电脑,以及受控于笔记本电脑处理结果的功能性电刺激仪。其组成结构框图如图 1 所示。

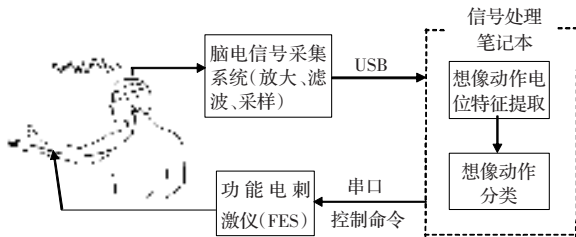


图 1 系统总体结构框图

首先脑电采集系统提取病人想象左右手运动时的脑电信号,经过放大、滤波、采样后,通过 USB 接口将脑电数据实时传到笔记本电脑,然后笔记本经过一系列信号处理方法对想像动作电位进行特征提取与分类,理解人的运动意图,并将分类结果作为控制信号通过 RS232 串口下达给功能性电刺激仪,最后功能性电刺激仪根据指令进行有选择的、有序的前臂神经肌肉刺激,从而使患者自由控制其残手的抓握动作。同时,外周感觉刺激不断通过体内神经通路反馈回大脑,因此,在锻炼瘫痪肌肉运动能力的同时也促进受损中枢神经系统的重建与康复。

2 脑机接口设计

2.1 运动想像实验流程设计

本文采用左右手运动想像动作电位作为脑机接口的输入信号,受试者坐在一个有扶手的舒适的高靠背椅子上,全身肌肉处于放松状态,不产生任何的肌肉紧张与实际运动。单次实验流程固定时间为 5 s,在第 0 s 时刻,产生一个 Beep 提示音,要求受试者在提示音开始后进行自主的左右手抓握动作想像。

2.2 脑电信号的采集

传统 EEG 具有很高的时间分辨率,有利于思维活动的实时分类,然而其最大的缺点是空间分辨率低,空间定位能力差。这对于有明显区域特征的运动想像思维脑电的特征提取是不利的。目前增加脑电空间分辨率的方法多为使用多导的 EEG 阵列对头皮某个区域进行采集,这样无疑给系统的实际应用增加了调试的难度,而且多导的 EEG 处理需要更为复杂的算法和额外的时间,不利于实时应用。

针对传统 EEG 的上述缺点和康复系统的实际需求,本研究自行设计了一种双极同心圆环拉普拉斯电极。只需简单测量外圆环电极和中心圆盘电极的电位差,便可以得到中心测量点的 2 阶头皮拉普拉斯电位(LEEG),具有较高的空间分辨率和良好的空间定位性能。其电极示意图如图 2 所示,LEEG 的计算公式如式(1)所示^[6]。

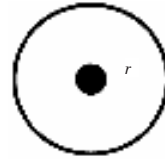


图 2 双极同心圆环拉普拉斯电极

$$L_p = \frac{\partial^2 V}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 V}{\partial y^2} = \frac{1}{r^2} \left(\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} V(r, \theta) d\theta - V_0 \right) + o(r^2) \propto (V_1 - V_0) \quad (1)$$

其中, L_p 表示双极同心圆环电极中心点 P 的头皮拉普拉斯电位(LEEG); V 为中心 P 点的理论 EEG 电位; r 为外环电极半径; $\frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} V(r, \theta) d\theta$ 表示外环电极上各点电位的积分; $o(r^2) = \frac{r^2}{4!} \left(\frac{\partial^4 V}{\partial x^4} + \frac{\partial^4 V}{\partial y^4} \right) + \frac{r^4}{6!} \left(\frac{\partial^6 V}{\partial x^6} + \frac{\partial^6 V}{\partial y^6} \right) + \dots$ 为二阶截断误差; V_0, V_1 分别是双极同心圆环拉普拉斯电极内外环实测电压,则 $(V_1 - V_0)$ 表示外环与中心圆盘的电压差。

从式(1)可以看出,双极同心圆环拉普拉斯电极通过简单的测量内外环电压差,就可以方便的得到中心点处 2 阶精度的 LEEG 估计,而 LEEG 本身是普通 EEG 电位的二阶偏导之和,理论上具有高的空间分辨率和良好的空间定位性能。根据实际测量需要,本研究所采用双极同心圆环拉普拉斯电极的具体参数为:中心圆盘直径:8 mm;外环电极内径:15 mm,外径:17 mm。

实际测量中采用 2 个电极分别采集受试者头皮 C3 和 C4 位置的 LEEG 信号,采样率为 128 Hz,通过 USB 接口将数据实时传到笔记本电脑,用于后续的特征提取和分类。

2.3 特征分析

奥地利 Graz 大学 Pfurtscheller 等人经过长期的研究发现,人在想像单边肢体运动时,会在大脑对侧感觉运动皮层的 α, β 波段出现事件相关去同步(ERD)现象,在大脑同侧出现事件相关同步(ERS)现象^[7,8]。但是,这只是大量受试者的一个统计现象,针对具体个体,这些特征出现的频段,以及出现特征的大小都会因人而异。本文在特征提取与分类前,针对具体的受试者做了离线的左右手运动想像特征时频分析,实践证明这样有利于提取更具代表性的特征,从而增加分类正确率和提高分类速度。

如图 3 所示,是使用重排谱图的方法做的一个受试者的 ERD/ERS 时频分布图,此受试者是在第 3 秒开始运动想像。从图中可以看出,当左手运动想像时在 C3 和 C4 的 10 Hz~12 Hz 频段,分别出现了明显的 ERS 和 ERD 现象;而右手运动想像时,在 10 Hz~12 Hz,以及 20 Hz~22 Hz 频段,C3 和 C4 分别出现了明显的 ERD 和 ERS 现象,这为后续特征提取提供了依据。

3 特征提取与分类算法

3.1 特征提取算法

根据以上 ERD/ERS 时频分布的特征,本文对不同受试者有针对性的用 6 阶 AR 模型估计特定频段的功率谱密度作为分类特征向量^[9]。

6 阶 AR 模型公式为:

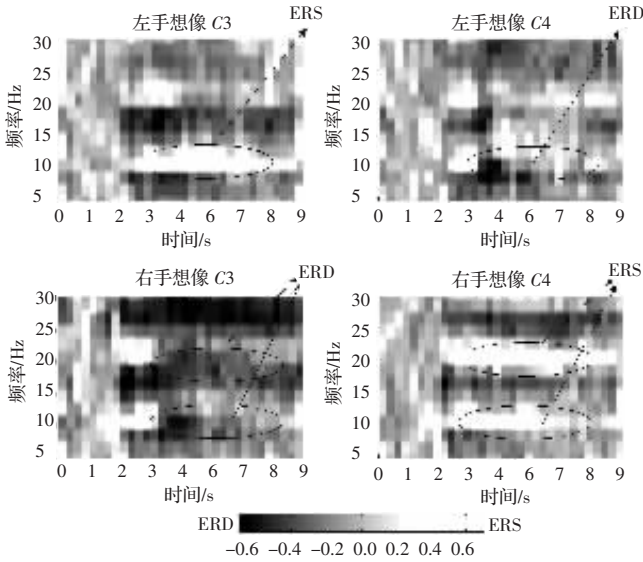


图3 左右手运动想象时大脑 C3 和 C4 位置的 ERD/ERS 时频分布图

$$x(n) = \sum_{k=1}^6 a_k x(n-k) + u(n) \quad (2)$$

其中, $x(n)$ 为某一导联的 LEEG 信号; $u(n)$ 是一个方差为 σ^2 的白噪声激励信号; a_k 为模型系数。通过已知的 $x(n)$ 及其自相关函数可以估计式(2)中的模型系数, 则功率谱密度计算公式为:

$$P(w) = \frac{\sigma^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^6 a_k e^{-jwk} \right|^2} \quad (3)$$

本研究使用 6 阶 AR 模型对单次试验流程中从第 1 秒开始, 采用固定的 1 s 时窗, 分别计算 C3 和 C4 导联在 10 Hz~12 Hz, 20 Hz~22 Hz 频段的功率谱密度, 作为特征向量。所以用于单分类的特征向量由 4 个特征值组成。在受试者左右手想象的单次实验流程 5 s 内, 从第 1 秒起, 每隔 0.2 s 计算一次特征向量, 用于连续分类, 即时窗平移间隔为 0.2 s。

3.2 分类算法

分类器主要用来对左右手运动想象信号进行分类, 即对特征向量分类。本研究采用了基于协方差矩阵的 Mahalanobis 距离分类法取得了较好的结果。其计算公式如下式所示:

$$\begin{cases} D_1(x) = \sqrt{(x - \mu_1)^T \Sigma_1^{-1} (x - \mu_1)} \\ D_2(x) = \sqrt{(x - \mu_2)^T \Sigma_2^{-1} (x - \mu_2)} \end{cases} \quad (4)$$

其中, $x = (x_1, x_2, x_3, x_4)$ 表示测试集中特征向量, $D_1(x), D_2(x)$ 分别表示测试集中特征向量 x 到左、右手想象训练集的 Mahalanobis 距离; μ_1, μ_2 分别表示左、右手运动想象训练集的特征向量的均值; Σ_1, Σ_2 分别表示左、右手运动想象训练集的协方差矩阵。

单次分类判别函数为:

$$W = D_1 - D_2 \quad (5)$$

根据 W 的值即可辨别单次分类结果的归属, 如式(6)所示:

$$\begin{cases} F_{\text{测试}} \in \text{左手想象}, W < 0 \\ F_{\text{测试}} \in \text{右手想象}, W > 0 \\ \text{待判}, W = 0 \end{cases} \quad (6)$$

为了增加每次实验流程的最终分类结果的正确率, 本研究在单次判别结果的基础上, 从第 1 秒开始, 每隔 0.2 s 作一次分

类, 然后将单次分类结果进行简单融合, 实验证明这种方法能够大大提高整个实验流程的分类正确率。融合函数为:

$$B_{n+1} = \begin{cases} B_n + 1, (W_n < 0) \\ B_n - 1, (W_n > 0) \\ B_n, (W_n = 0) \end{cases} \quad (n=0, 1, \dots, B_0=0) \quad (7)$$

当 $|B_{n+1}| \geq 8$ 时, 得到单次实验流程的最终判断结果。其中 $B_{n+1} \geq 8$ 时, 分类为左手想象, 当 $B_{n+1} \leq -8$ 时, 分类为右手想象。如果在单次实验流程 5 s 之内, 最终的 $|B_{n+1}| < 8$, 则表示本次分类结果不确定, 不对后续的功能性电刺激仪产生控制命令。

4 功能性电刺激仪的设计

功能性电性刺激仪是本智能康复系统的重要组成部分之一, 采用表皮电刺激, 恒流脉冲输出。其最大的特点是可以根据脑机接口所产生的控制命令来完成预设的刺激任务, 而且各输出通道刺激参数均独立可调, 满足不同个体刺激阈值差异的需要。其总体设计框图如图 4 所示。

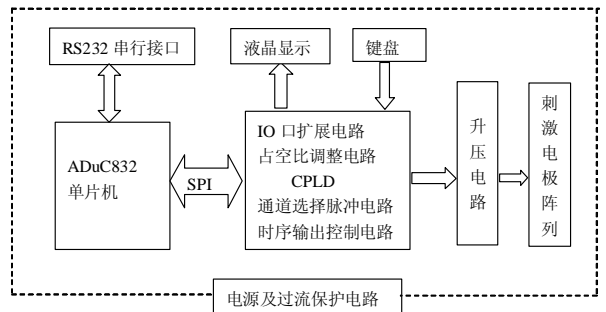


图4 功能性电刺激仪设计框图

(1) 控制单元: 控制部分由 AD 公司的 ADuC832 单片机和 Alter 公司的 MAX7000 系列的 CPLD 两块核心芯片组成。该部分的主要工作包括: 人机界面的控制(读取按键信息、液晶参数显示); 升压电路输出幅值的控制、输出电流脉冲波形的控制以及各输出通道刺激顺序的控制。

(2) 电源和升压电路: 该部分是模拟电路设计的关键所在, 采用升压模块实现升压, 通过控制升压模块输入端的脉冲频率和占空比来控制其输出强度。采用 DC-DC 电源隔离模块, 保证各通道刺激输出相互独立。

(3) RS232 串行接口: 功能性电刺激仪通过 RS232 串行接口和主机通讯, 接受主机的控制命令, 根据命令调用存储在系统的预置刺激模式, 对患者进行动态有序刺激。

(4) SPI 串行接口: 用于单片机将已经设置的参数传递给 CPLD, CPLD 根据此参数产生控制升压电路的脉冲和通道选择的信号。

(5) 信息存贮系统: 可以根据个体病人的实际情况方便的设置各通道刺激参数, 并设定为预置模式, 以便需要时调用。

(6) 刺激电极阵列: 本仪器共有 8 路输出, 每一路均由两个刺激电极组成, 并且相互独立。使用者可以根据需求, 分别控制每一路输出的刺激频率、脉宽、幅值、刺激时间以及各通道之间的刺激配合顺序。

5 实验及结果讨论

5.1 实验方案

本研究所研制的基于脑机接口的智能康复系统采用左右手想象动作电位作为脑机接口的输入信号, 其控制策略是: 单

次实验流程分类结果为左手想象时,控制功能性电刺激仪开启与关闭的切换;当功能电刺激仪开启后,单次实验流程分类结果为右手想象时,则功能性电刺激仪输出相应的刺激脉冲,控制受试者右手在4种抓握动作状态切换。

本研究选取的手的4种抓握动作状态模拟正常人的侧握动作,分别包括(1)手掌伸展状态;(2)四指弯曲、拇指伸展状态;(3)弯曲拇指侧握状态;(4)手自然放松状态^[10-12]。为了实现对上述4种手部动作的控制,采用了3对直径为35mm的导电橡胶表皮电极,分别安放在前臂指伸肌、拇长伸肌、指浅屈肌和拇长屈肌的附近。电刺激脉冲的频率设定为20Hz,电流波形为双极矩形脉冲波,脉宽为250 μ s,刺激强度为5mA,实验证明,此刺激参数的设置,能较好的完成预定的动作控制,而且在20Hz频率下动作比较平稳,且肌肉不易疲劳。

本康复系统的初步实验是2例正常人受试者(均为男性,年龄分别为24岁、26岁)完成的,经过5天(每天3小时)的脑机接口实验训练,受试者可以轻松实现用左右手运动想像对功能性电刺激仪的控制,单次实验流程的脑机接口的分类正确率达到95%以上,通过功能性电刺激仪完成了对手的侧握4种状态的控制,达到了预期的实验效果。

5.2 实验结果讨论

第一,本智能康复系统是脑机接口技术在康复领域中的一个具体应用,对于一般的脑机接口,往往用信息传输速率来作为系统性能的衡量指标。但作为本应用来讲,更关心的是单次实验流程运动想像的分类正确率。其一是因为作为人体控制系统,系统的稳定性和可靠性比速度更加重要,宁可慢一点,也不允许产生错误的指令。这一点对手的控制还不是很明显,如果用功能性电刺激来恢复人下肢运动,一次错误的判断可能会导致人摔倒的危险。二是电刺激仪对肢体运动的控制本身就需要一个过程,所以对脑机接口的速度需求放在了次要的位置。本文为了增加单次实验分类的正确率,采取了简单的数据融合阈值法,实验证明此方法取得了较好的效果。受试者刚开始实验时,想像动作特征不明显,会导致大量的单次实验没有输出结果,但经过一段短期的训练,都能达到满意的效果。

第二,手部运动功能的重建对于脊髓损伤造成的四肢瘫痪病人,特别是C5和C6患者有着重要意义,能够使其恢复基本的日常生活能力。由于本文的初步实验是由2例正常人受试者完成的,虽证明了本系统的可行性,但要将其最终用于瘫痪病人,还有大量的后续工作需要,例如功能性电刺激仪参数的重新测试与设定。因为对于失神经肌肉的控制,其刺激阈值会因人而异。本研究的功能性电刺激仪在设计时充分考虑了其扩展性,有8个独立输出通道并且刺激参数可调,能够根据个体差异做到“量体裁衣”。

6 结论

脊髓损伤导致的四肢瘫痪给患者带来了无限的痛苦,同时也给家庭和社会造成了很大负担,一直以来,康复医学工作者致力于重建瘫痪病人的运动功能,使他们能够像正常人一样自由生活。本研究在此领域做了一些初步探索性工作,将脑机接口和功能性电刺激相结合,开发了一种可供瘫痪病人根据自己

的运动意愿控制残肢运动的智能康复系统。此系统能够绕过瘫痪病人体内受损的神经通路,直接将人的运动意图通过外部的通路传达给功能性电刺激仪,刺激相应的神经肌肉,完成患者对残肢的直接控制。

文中详细介绍了自主研发的基于脑机接口的智能康复系统的设计思路,脑机接口实验设计,特征提取与分类算法,功能性电刺激仪的设计等关键技术。初步实验表明,本系统能以95%以上正确率分析人的运动意图,控制功能性电刺激仪完成预定的刺激任务,恢复手部抓握动作,证明了本康复方案是完全可行的,显现出巨大的实用前景。(收稿日期:2007年3月)

参考文献:

- [1] Rushton D N. Functional electrical stimulation[J]. *Physiological Measurement*, 1997, 18: 241-275.
- [2] Noboru Matsushita, Yasunobu Handa, Masayoshi Ichie, et al. Electromyogram analysis and electrical stimulation control of paralysed wrist and hand[J]. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 1995, 5(2): 117-128.
- [3] Pfurtscheller G, Neuper C. Graz-BCI: state of the art and clinical applications[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2003, 11(2): 177-180.
- [4] Pfurtscheller G, Guger C, Müller G, et al. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic[J]. *Neuroscience Letters*, 2000, 292: 211-214.
- [5] Neuper C, Müller G, Kübler A, et al. Clinical application of an EEG-based brain-computer interface: a case study in a patient with severe motor impairment[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2003, 114: 399-409.
- [6] Besio W G, Kanthiah Koka, Rajesh Aakula, et al. Tri-polar concentric ring electrode development for laplacian electroencephalography[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006, 53(5): 926-933.
- [7] Pfurtscheller G, Neuper C. Motor imagery activates primary sensorimotor area in humans[J]. *Neuroscience Letters*, 1997, 239: 65-68.
- [8] Pfurtscheller G, Neuper C, Guger C, et al. Current trends in Graz Brain-Computer Interface (BCI) research [J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000, 8(2): 216-219.
- [9] Pfurtscheller G, Neuper C, Schlögl A, et al. Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters[J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 1998, 6(3): 316-325.
- [10] Pfurtscheller G, Müller G R, Pfurtscheller J, et al. 'Thought'-control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia[J]. *Neuroscience Letters*, 2003, 351: 33-36.
- [11] Müller G R, Neuper C, Rupp R, et al. Event-related beta EEG changes during wrist movements induced by functional electrical stimulation of forearm muscles in man[J]. *Neuroscience Letters*, 2003, 340: 143-147.
- [12] Müller-Putz G R, Scherer R, Pfurtscheller G, et al. EEG-based neuroprosthesis control: a step towards clinical practice[J]. *Neuroscience Letters*, 2005, 382: 169-174.