

基于 P300 电位的新型 BCI 中文输入虚拟键盘系统

吴 边^{1,2}, 苏 煜^{1,3}, 张剑慧^{1,3}, 李 昕^{1,3}, 张吉财^{1,3}, 陈卫东^{1,3}, 郑筱祥^{1,2}

(1. 浙江大学求是高等研究院, 浙江杭州 310027; 2. 浙江大学生物医学工程与仪器科学学院, 浙江杭州 310027;
3. 浙江大学计算机科学与技术学院, 浙江杭州 310027)

摘 要: 近年来各种信号处理技术随着计算能力的提高取得了巨大进展, 推动了人机交互(HCI)技术的发展. 脑机接口(BCI)是一种特殊的人机交互通道, 在最近几年引起广泛关注. P300 电位是一种事件相关电位, 利用诱发人类 P300 的原理, 可以实现基于 P300 的 BCI 系统. 此类系统以往常用于英文字母的输入, 本研究首次设计并开发了一套进行汉字输入的在线 P300-BCI 系统. 系统利用汉字基于笔画的特性简化了 P300 诱发界面, 并据此设计了相应的汉字虚拟键盘. 利用此系统进行的在线输入实验表明, 此中文 BCI 的设计是可行的, 对系统的进一步完善将可以为汉语系的瘫痪患者的机能恢复提供新的选项.

关键词: 脑机接口; P300; 中文输入; 虚拟键盘

中图分类号: TP399; R318 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2009) 08-1733-06

A Virtual Chinese Keyboard BCI System Based on P300 Potentials

WU Bian^{1,3}, SU Yu^{1,2}, ZHANG Jian-hui^{1,2}, LI Xin^{1,2}, ZHANG Ji-cai^{1,2}, CHENG Wei-dong^{1,2}, ZHENG Xiao-xiang^{1,3}

(1. Qiushi Academy for Advanced Studies, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China;

2. College of Computer Science, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China;

3. College of Biomedical Engineering and Instrument Science, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310027, China)

Abstract: The Human-Computer Interaction (HCI) technology realm has witnessed the rise of new HCI channels in recent years, which is powered by enhancement of various signal-processing methods following the computer capacity boost in the last decade. Brain-Computer Interface (BCI), which has attracted broad notice, is one of such channels. The P300-based BCI utilizes the endogenous P300 event related potentials to decode user's intention. Most of previous applications of P300-BCI systems were targeted at English letter input. Our research developed the first Chinese input online BCI system based on P300 potentials. We took advantage of the stroke-comprising characteristics of Chinese characters to simplify the P300 induction interface, and designed the Chinese typing virtual keyboard accordingly. Online human experiments showed that the Chinese BCI idea is viable, and further improvement of the system could provide the Chinese-speaking paralyzed patients a new option to restore their body functions.

Key words: Brain-Computer Interface (BCI); P300; Chinese input; virtual keyboard

1 引言

近年来, 由于计算机能力的快速提高, 各种信号处理技术也随之取得巨大进展, 由此产生了一些新型的人机交互(HCI)通道, 如语音、基于计算机视觉的手势识别、脑电判别等. 人机接口中这些通道的加入, 将可以有效减轻值得关注的人机界面瓶颈问题; 同时, 人们也意识到, 通过将这些通道融合到多通道人机界面, 还有助于解决单传输通道中的数据分析和解释问题^[2].

脑机接口(BCI)是最近几年发展起来的一种特殊人机交互通道, 是指一种不依赖于脑的天然神经-肌肉输出通路的脑-机通信系统^[1]. 目前研究最多的是基于脑

电(EEG)的 BCI 系统, EEG 可以通过头皮测得, 反映大脑的宏观电活动, 可用于直接控制计算机程序或电子机械装置. 这种交互方式也称为 BAC(Brain Actuated Control), 其具有的“hands-free”性质使之成为一种很有吸引力的人机通道. 因患肌萎缩性脊髓侧索硬化症(ALS)等神经萎缩性疾病造成的重度瘫痪, 以及因中枢神经系统受损伤导致的高位截瘫会造成患者肢体运动甚至语言功能的丧失, 往往带来沉重的生活负担和人际交流困难. BCI 可为这些患者提供一种恢复运动和交流的辅助手段, 使之部分地恢复身体机能.

根据系统所依赖的 EEG 成分的不同, BCI 可分为多个类型, 其中常用于字符输入的主要是基于稳态视觉

诱发电位(SSVEP)和事件相关电位(ERP)的 BCI,国内清华大学的高上凯^[5]以及中南民族大学的官金安^[15]等已经分别在基于 SSVEP 和基于模拟阅读事件相关电位(IR-ERP)的 BCI 方面研发了十分成功的系统.

另一方面,ERP 是人类受到某种外界刺激或进行特殊心理活动时,因脑神经元活动而产生的特定 EEG 变化.P300-ERP 是由小概率事件(视觉、听觉、触觉等形式)诱发的一种 ERP,因对应于事件发生约 300 毫秒后 EEG 中的一个正电位波形而得名^[18].基于 P300 电位的 BCI 利用特定的事件刺激序列,诱发使用者的 P300 电位,通过 P300 的发生时刻来判断用户的意识活动^[3].这种类型的 BCI 特别适合从多个选项选择一个目标的操作.Farwell 和 Donchin 在 1988 年利用 P300 实现了最早的英文字母选择系统,通过将字母排列成一个 6×6 的矩阵虚拟键盘并轮流闪烁实现 P300 的视觉诱发^[4].此后研究者对这种字母键盘的闪烁方式进行了改进,并采用新的算法来提高对 P300 电位的识别能力,减少 ERP 检测所需的信号叠加次数^[6].近年来也出现了一些新的 P300-BCI 系统,这些系统或以非字母符号和对象作为输入选项^[9],或将 P300 诱发与虚拟现实等应用相结合^[10].

当前具有在线打字功能的 P300-BCI 大多针对英文字母,常见诱发界面与 Donchin 等人最早研制的字母矩阵相似,也有一些研究采用不同的字母排列及闪烁方式^[7,11].目前研究者注意到 6×6 英文界面中待选择字母过多给系统实用化造成的一些问题^[12],在对 ALS 患者进行的 BCI 系统实验中尝试了只具有少量选项的 P300 界面^[8,10].在本研究中,我们首次设计并实现了基于 P300 的中文笔画输入 BCI 系统.我们为系统设计了一套中文 P300 虚拟打字界面,界面利用汉字由笔画组成的特点,减少了 P300 诱发选项的数量,一定程度上简化了刺激模式.随后的实验验证了中文笔画符号诱发 P300 用于中文输入的可行性.

2 系统实现

2.1 系统组成

P300 中文输入 BCI 系统由用户界面、EEG 采集系统和 EEG 分析程序组成.系统的组成如图 1 所示.用户界面通过视觉刺激提示诱发使用者的 P300 电位,并向放大器发送标记闪烁时刻的事件代码.脑电采集系统采集包含 P300 的 EEG 信号,进行放大、滤波、数字化后将其与事件代码合并,并传输到 EEG 分析程序.分析程序负责对 EEG 进行在线处理,将获取的 P300 信息转化为选择指令,然后实时地反馈给用户界面进行用于汉字的输入.

EEG 分析程序 and 用户界面程序分别在不同 PC 机

上运行,用户界面通过计算机显示器呈现.EEG 采集系统使用 Neuroscan 的 40 导 EEG 放大器和多导电极帽.EEG 分析程序在对 EEG 进行处理的同时也保存信号数据和处理过程的中间数据,用于后期实验分析.从图 1 中可见,如果把使用者也视为系统的组成部分,则整个系统的信息流动构成一个闭环.

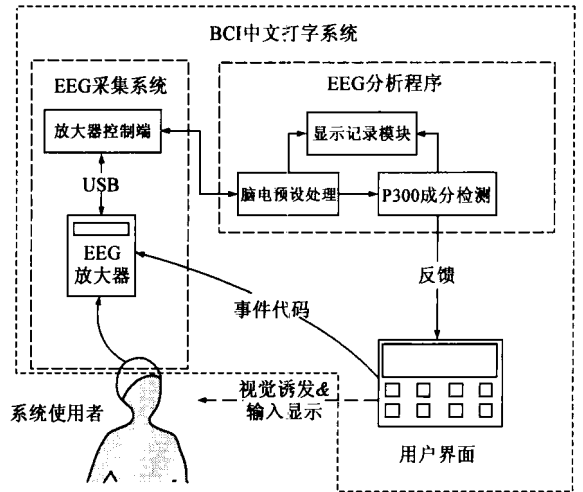


图1 BCI中文打字系统的组成

2.2 用户界面

2.2.1 界面外观

系统用户界面提供中文输入的环境,外观如图 2,由多个功能区域组成,融合了 P300 视觉诱发、用户选择结果显示和汉字输入状态控制的功能.界面通过 7 个选项框来代表中文输入时进行选择操作的对象,包括五个笔画(“一”、“丨”、“丿”、“丶”、“㇇”)和两个功能符号(En-确定,Bk-删除),其中“㇇”代表一切转折笔画.

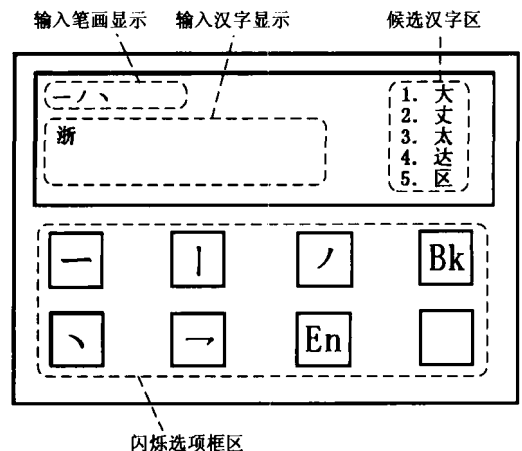


图2 系统用户界面,共七个闪烁选项框.右下角空白框无功能,只是为了使界面在外观上更为平衡而加上的

2.2.2 工作原理

人脑 P300 电位的诱发可以通过心理学实验中经典的 Oddball 范式^[13]实现:P300 随小概率靶事件出现,事件概率越小,P300 电位越显著.如能使用户选择的对象成为小概率事件,则当此对象出现时,其 EEG 中就会出

现 P300 电位.通过检测 P300 发生时刻,就可以判断用户的选择.

据此使界面的选项框依次闪烁,次序随机,闪烁形式为选项框的一次短暂的变色.由于每个选项框闪烁的概率相等,当用户将任何一个选项作为期望选择时,此期望选项框的闪烁(目标)相对其他非期望选项框的闪烁(非目标)就构成了小概率事件,概率为 $1/7$,足以诱发明显的 P300 电位^[12].

同时,P300 是一种十分微弱的 EEG 成分.由于某种意义上可以将含 P300 的 EEG 信号看作相位锁定(相对于刺激发生时刻)的 P300 波峰和背景随机“噪声”的线性组合^[14],所以将多次 P300 电位的信号进行时域叠加可以提高相对背景 EEG 的“信噪比”.根据随机信号理论,将 n 段 P300 进行叠加后可将“信噪比”提高到原来的 \sqrt{n} 倍.

为此,界面闪烁以图 3 所示的方式组织:每一次选择(Choice)包含的所有闪烁由需要进行 n 次叠加所需的 n 轮(Round)闪烁组成,每一 Round 又包括了 7 个选项框对应的 7 次闪烁(flash).一个 Choice 的闪烁过程结束后,就可从用户的 EEG 中分析出一个选择指令.

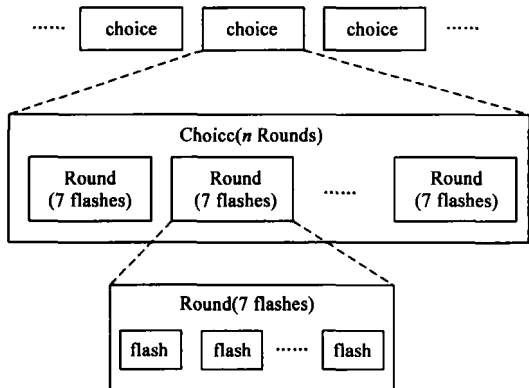


图3 选项框闪烁过程的组织方式

7 个选项框对应 7 个不同的事件代码,界面程序在某个选项框闪烁时发送相应的事件代码,EEG 分析程序据此确定各个选项框的实际闪烁时刻和次序.

2.2.3 工作过程

系统的工作过程如图 4 所示.在打字过程中,每一 Choice 阶段结束后,用户界面向 EEG 处理程序发送闪烁完成消息,然后进入等待状态.处理程序收到此消息后读取缓存区的 EEG 数据,进行分析判别后将对应的 P300 命令发送给界面,若程序认为此次 P300 无法可靠识别则发送空命令.界面接收到有效命令则将其输入汉字拼写模块;若收到一个空命令则不进行任何动作,重新开始新一轮 choice 的闪烁.

汉字拼写模块控制的笔画输入过程如下:界面首先处于①(笔画输入)状态,用户根据汉字书写顺序依

次选择中文笔画,选择结果在笔画选择区显示,同时候选汉字区列出符合输入笔画的候选汉字.用户不断输入笔画直至其希望输入的汉字进入候选,然后,用户通过选择“En”键切换到②(汉字输入)状态.此时用户界面选项框内容从笔画变为候选汉字,用户选择希望输入的候选汉字,至此完成一个汉字的输入.此时用户界面返回到①状态,笔画显示区清空,可以进行下一个汉字的输入.

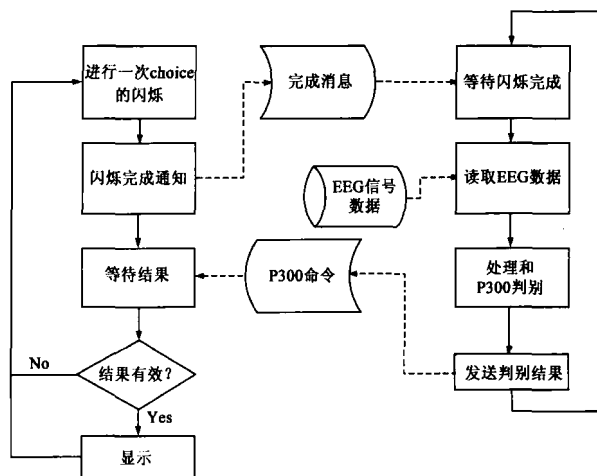


图4 用户界面和处理程序的工作过程

处于①状态时若候选区只有一个汉字,选择“En”后此汉字直接输入,不进入②状态.若在①状态选择“Bk”键可删除错误的笔画.界面处于②状态时,选择“Bk”可以返回①状态,这样在输入笔画时误选“En”后可以返回.一个汉字输入以后,若紧接着选择“Bk”,系统返回选择此汉字时的②状态,候选汉字区和笔画显示区的内容复原,这样在选择错误的汉字后可以重新选择.

2.3 对 EEG 的处理

2.3.1 信号预处理

EEG 在线分析程序通过 EEG 预处理提高 P300 成分检测的可靠性.预处理程序以每一 Choice 对应的 EEG 信号为一个单元进行处理:

(1)去除信号直流漂移.首先将原始信号减去均值,去掉总的直流成分.此信号依然包含频率小于 0.5Hz 的直流漂移,表现为基线的起伏.对信号以 1s 为间隔取局部平均采样,用这些采样点生成三次样条曲线,作为信号的基线.将信号减去样条曲线,消除基线漂移.

(2)消除眼电干扰.实验对象的眨眼动作会在 EEG 中混叠入眼电相关电位.由于其波峰幅度甚大,会严重干扰 P300 电位的识别.在实验中,我们采用回归算法来消除眼电干扰^[16],为此,除 EEG 外我们同时采集了眼电信号(EOG).通过计算 EOG 基线的斜率是否超过某一阈值来判断眨眼的发生时间段.对于此时间段内的

EEG 信号采用如下算法消除 EOG 影响.

$$EEG'_i = EEG_i - (B \cdot EOG_i) - (\overline{EOG_i} - (\overline{EEG_i} \cdot B))$$

$$B = \frac{\sum (EOG_i - \overline{EOG_i})(EEG_i - \overline{EEG_i})}{\sum (EOG_i - \overline{EOG_i})^2}$$

这里 EOG_i 和 EEG_i 分别代表 EOG 和 EEG 在采样点 i 的值, EEG'_i 为经纠正后对应的 EEG 的值.

(3) 滤波. 对信号进行截止频率为 15Hz 的低通滤波, 消除高频干扰. 滤波算法采用 5 阶 Butterworth 滤波器.

(4) 信号分段. 将 Choice 对应的信号按 Round 分为 n 段, 每一段 Round 信号再分为 7 个 flash 段. 每段 flash 的时间跨度 600ms, 从对应的事件代码的出现时刻开始计算. flash 段包含了可能的 P300 电位.

对于多通道的 EEG 数据, 每个通道的信号都用以上步骤进行同样的处理.

2.3.2 P300 命令识别

(1) 叠加平均. 将不同 Round 里对应同一个事件代码的 flash 数据归为一类, 这样共得到 7 类, 每类 n 个 flash 段. 将每一类的 flash 段按以下方式叠加.

$$mEEG_i = 1/n \sum_{k=1}^n EEG_{i,k}$$

$EEG_{i,k}$ 代表第 k 个 flash 段在时间点 i 的数值, $mEEG_i$ 为叠加后信号在时间点 i 的数值.

经过叠加, 每一 Choice 得到 7 个 flash 数据段, 分别代表不同的选项框闪烁后的 EEG 数据.

(2) 模板匹配. 模板是实验前预先准备的 P300 数据, 表现为使用者各个通道的典型 P300 电位波形信号. 模板信号的时间跨度为 400ms, 对应于 flash 段的 200 ~ 600ms.

模板匹配通过一个度量值来表征测得的 flash 信号段和模板信号之间的差异程度. 本实验中采用随机信号的互相关系数 s 作为匹配度量值, 通道 c 与其模板的 s 值表达式如下式所示, x_i 和 m_i 分别为 flash 信号和模板在时刻 i 的值, 下标 c 表示第 c 个通道. 因为 flash 段和模板的均值皆已置为 0, 所以式中不需要将每一 x_i 或 m_i 减去信号的均值. S 值越大说明信号与模板越接近.

$$S_c = \frac{\sum x_{c,i} m_{c,i}}{\sqrt{\sum x_{c,i}^2 \sum m_{c,i}^2}}$$

(3) 判别. 设系统采集 m 个通道的 EEG 信号. 经过模板匹配, 每一 Choice 得到 $7 \times m$ 个匹配值. 求每一选项的 m 个匹配值的平均值 s' , 代表各电极采集的 EEG 与模板的平均相似程度, 具有最大 s' 的 flash 段最有可能是 P300 电位所在. 基于提高可靠性的考虑, 最大 s' 与其他 flash 的 s' 值的差距要达到一定程度才能保证结

果有效. 为此, 系统设定只有当最大 s' 与第二大的 s' 的差距大于 0.2 时, 判别程序才将对应的选项作为 P300 命令发送给用户界面. 否则程序输出空指令.

3 系统实验

3.1 实验设置

实验共选取 4 名年龄 22 ~ 26 岁的男性健康受试者, 在安静、光照亮度略低的环境中进行. 用户界面通过 1680 × 1050 屏幕显示. 实验对象坐在扶手椅上, 眼睛距离屏幕约 0.5 米. 实验采集位于 FCZ、CZ、CPZ、PZ 四个位置的 EEG 信号, 参考电极位于鼻尖, 采集左眼双极垂直眼电作为 EOG 信号. 电极与用户的头皮接触电阻控制在 20kΩ 以下.

用户界面的背景配置为黑色, 显示的字符为浅灰色; 选项框的闪烁色为红色, 闪烁时间 50ms, 闪烁结束至下一闪烁开始的时间为 50ms. 这样, 刺激间间隔 (ISI) 为 100ms. 每一轮 (Round) 闪烁后有一 500ms 的停顿. 闪烁随机算法经过改进, 使得上一 Round 最后一个闪烁和下一 Round 第一个闪烁的选项框不同, 避免同一选项框出现连闪的情况.

P300 电位源自人的心理活动, 属于内源性 EEG 电位, 因而具有注意力敏感性^[8,17], 波形的质量与被试对小概率闪烁事件的关注程度有直接关系. 实验开始前需要对被试充分说明这一点. 帮助被试集中注意力的常见方法为, 让被试在其期望的选项框闪烁时在心中默念某一数字.

3.2 P300 电位模板制作

BCI 系统的匹配算法需要模板才能正常工作, 所以进行 P300 输入实验之前先进行 P300 信号模板的制作. 此中文输入系统具有“使用”和“练习”两种工作模式, 进行模板采集时将系统切换到练习模式. 此时, EEG 分析程序不进行 P300 命令的识别, 仅对 EEG 信号进行预处理后将其保存. 用户界面按正常方式闪烁, 但不显示任何结果.

由于 P300 的产生只与对特定事件是否有所期望相关, 而与具体期望内容无关, 因而 7 个选项诱发的 P300 波形相似. 另一方面, 由于生成 P300 的大脑生理结构和头皮颅骨的导电性等原因, 不同通道采集的 P300 波形有本质不同. 所以, 需要对每个 EEG 通道都制作一个独立的模板.

让实验被试依次将 7 个选项作为自己的期望选择, 被试注视每个选项 20 ~ 30 Round 闪烁. 这样每个通道对每个选项都可以产生 20 ~ 30 个 P300 波峰. 将每个通道对应的总共 140 ~ 210 个 P300 波峰挑选出来, 人工删除噪声过大的信号数据, 然后将剩余的 P300 波峰进行平均叠加就可以得到此通道平均后的 P300 波峰. 最后从

中截取 200 ~ 600ms 的信号段,作为每个通道用于匹配算法的模板。

3.3 在线实验

进行实验时将系统切换到使用模式.对于第一次使用打字系统的实验被试,首先进行包括 30 ~ 50 次 Choice 的适应性练习,待被试掌握技巧之后开始正式实验.正式实验将连续输入两个汉字作为一个实验单位(Trial),根据汉字笔画的多少,一个 Trial 一般包含 10 ~ 30Choice,超过 30Choice 时即使未完成输入也停止.每个实验单位之间休息 1 ~ 2 分钟左右.用户每天进行 10 个 Trial 的试验,实验进行 3 天,共包含 300 ~ 900 次 Choice.每个 Trial 结束后,都由实验者将被试每个 Choice 的真实选择意愿记录下来,每天实验完成后可以和系统记录的实际判定结果比对,计算输入准确率。

实验过程中被试如感到疲劳或不适,应该延长 Trial 之间的休息时间,帮助其调整状态.打字时若出现输入错误的情况,让被试选择“Bk”进行删除,一次删除操作也作为一个 Choice。

在实验的第一天结束时,应采用部分实验数据制作一个新的模板.因为被试无使用经验时产生的 P300 电位可能不明显.如有必要,在第二天实验后可以再进行一次模板更新。

3.4 离线实验

实验中的 EEG 数据被同时记录,对保存的数据采用不同的 P300 分类算法进行离线分析,用以和模板匹配算法的结果进行比较.这里以支持向量机(SVM)作为 P300 分类器,分别采用线性和高斯核函数.输入数据为 3 维样本向量,由 P300 波峰最大值、波峰相对刺激的时间偏移、以及 P300 波峰与前一个波谷最小值的比值组成。

3.5 实验结果

输出正确率和系统信息传输比特率是 BCI 系统的重要性能指标.经过 3 天 30 组实验和记录分析,计算出各天的实验的正确率 r .其计算方法: $r = \text{输出命令与被试意愿相符的个数} / \text{输出命令总数}$,这里以系统对用户的一个 Choice 的判断作为一条命令。

表 1 30 组在线打字实验平均正确率

	被试 1	被试 2	被试 3	被试 4
第 1 天	0.64	0.75	0.67	0.36
第 2 天	0.67	0.90	0.72	0.30
第 3 天	0.71	0.88	0.83	0.50
平均	0.67	0.84	0.74	0.38

4 个实验被试的输入正确率如表 1.可见,除被试 4 外,其余被试的平均正确率达到预期水平.其中被试 2 的平均正确率为最高.同时根据结果可以发现,被试的各天实验的正确率在总体上上升的同时也具有较大的起伏.原因可能和被试对系统的适应过程和模板修正

有关.结果同时说明这里的平均正确率无法充分反映被试和系统的总体工作情况。

本系统在叠加次数为 10 次时,被试每分钟最多可以进行约 5 次输入,经计算其理论信息传输比特率为 14.0 bits/min,参考实验的正确率分布 0.38 ~ 0.84,可得实际有效比特率为:1.23 ~ 8.80bits/min^[19]。

采用 SVM 算法进行 P300 分类的离线实验结果如表 2 所示。

表 2 采用线性核和高斯核的 SVM 分类的平均正确率

	被试 1	被试 2	被试 3	被试 4
线性核	0.63	0.83	0.66	0.30
高斯核	0.61	0.75	0.70	0.17

4 讨论

由于 P300 可被视为大脑对外界刺激所包含的信息的感知^[18],而且据以往的一些研究,P300 幅值反映了大脑调动的信息处理能力容量^[20].所以 P300 的产生与否和幅值大小除了受事件本身的概率值影响外,被试对目标闪烁的注意力集中程度对实验结果也有影响,因此实验过程中被试的心理状态的稳定非常重要.为此,每次实验的实验环境须保持一致,并在实验开始前让被试把心理调整到平静状态,尽量减小内在因素的干扰.实验中发现的对被试有影响的因素包括闪烁色与背景色的对比反差程度(视觉刺激强度)、闪烁时间间隔(ISI)的大小等.本实验采用了较小的 ISI 配置,一般来说较小的 ISI 可以加快闪烁,提高系统信息传输率,但是 ISI 过小也会使一些实验对象因闪烁过快感到不适,造成准确率下降,导致实际的传输率随之下降.具体 ISI 设置需要根据被试的个人情况平衡考虑才能使系统表现最优。

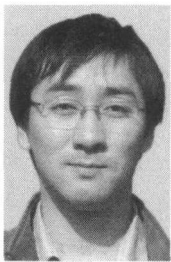
此 BCI 系统采用的是基于笔画的汉字输入.这种设计的一个问题是界面在输入过程中需要在笔画选择和汉字选择间切换,并且用户每输入一个笔画都需要查看预期的汉字是否进入了候选区.尽管类似情况也存在于英文键盘的 P300-BCI 系统中,但由于一部分笔画与预期汉字之间的关系不如部分字母与预期单词之间的关系那么明朗,这无疑会导致被试对象更多的思维负担,并分散其注意力.总之对基于中文的 P300-BCI 系统来说,如何使被试的心理状态保持稳定是一个值得深入研究的问题。

从整体上看,虽然实验的结果满足了预期的目标,不过此正确率水平与世界前沿还存在一定差距^[7,10].可能的原因包括:(1)实验采用的是被试早期的数据,在被试经过一段时间的训练,诱发的 P300 信号更稳定后,正确率有可能得到提高;(2)系统的识别算法有进一步

改进的空间.本实验采用的模板匹配算法计算量小,需要采集的学习样本数量少,准备工作简单,不过分类性能具有一定的限制.但从离线实验的结果看,使用 SVM 算法的效果更低一些,这可能与输入的样本特征没有充分表征 P300 特征有关.将来可利用此系统平台尝试更多的信号特征提取及模式识别算法.需要注意的一点是,一些算法在进行数据分析时非常有效,但计算量较大,输出结果需要较长时间,虽然适合用于离线分析,但对在线系统来说,保证中文输入的实时性很重要,所以也要对具体情况斟酌考虑.

就未来而言,由于 BCI 系统的目的是实现医疗辅助,还需要加大对系统自适应问题的研究.因为每个使用者的 P300 特点都不相同,个人的状态也会随时间不断改变.系统的运行要减少人工参与,就需要能自动适应这些变化.自适应能力的另一个好处是可以让系统在运行过程中自动纳入样本,这样就减少了初期准备学习样本的工作.目前的一些具有在线学习能力的算法可以作为本系统下一步整合的内容.

作者简介:



吴 边 男,1983 年出生于浙江.浙江大学生物医学工程与仪器科学学院博士研究生,研究方向为脑机接口与生物信号分析.
E-mail: wubian500@gmail.com



苏 煜 男,1981 年出生于江苏.浙江大学生物计算机科学与技术学院博士研究生,研究方向为脑机接口与模式识别.
E-mail: soundsoul@zju.edu.cn



郑筱祥(通信作者) 女,浙江大学生物医学工程系教授,博士生导师;浙江大学求是高等研究院常务副院长,兼任国务院学位委员会生物医学工程学科评审组成员,教育部生物医学工程教学指导委员会主任委员.重点进行生物医学中的定量技术和方法学研究,作为项目负责人承担了国家自然科学基金、国家“八五”“九五”等重点科技攻关和国际合作项目等 20 多项,作为负责人获省、部级科技进步奖一等、二等、三等奖项共 6 项.
E-mail: zxx@mail.bme.zju.edu.cn

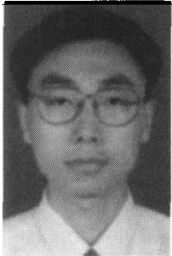
参考文献:

- [1] Wolpaw J R, Birbaumer N, McFarland D J, Pfurtscheller G, Vaughan T M. Brain-computer interfaces for communication and control[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2002, 113(6): 767 - 791.
- [2] Sharma R, Pavlovic V I, Huang T S. Toward multimodal human-computer interface[J]. *Proceedings of the IEEE*, 1998, 86(5): 853 - 869.
- [3] 赵丽, 万柏坤. 基于 P300 的脑机接口系统研究[J]. *天津工程师范学院学报*, 2005, 15(2): 5 - 9.
- [4] Farwell L A, Donchin E. Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials [J]. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1988, 70(6): 510 - 523.
- [5] 高上凯, 张志广, 等. 基于脑-机接口技术的新型医疗器械 [J]. *中国医疗器械杂志*, 2006, 30(2): 51 - 54.
- [6] 李晓欧, 张笑微, 冯焕清. 基于维纳滤波和快速独立分量分析的 P300 提取方法[J]. *数据采集与处理*, 2004, 19(3).
- [7] Serby H, Yom-Tov E, Inbar G F. An improved P300-based brain-computer interface[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005, 13(1): 89 - 98.
- [8] Sellers E W, Donchin E. A P300-based brain-computer interface: Initial tests by ALS patients[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2006, 117: 538 - 548.
- [9] Hoffmann U, Vesin J, Ebrahimi T, Diserens K. An efficient P300-based brain-computer interface for disabled subjects[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2008, 167(1): 115 - 25.
- [10] Piccione F, Giorgi F, Tonin P, Piftis K, Giove S, Silvoni S, Palmas G, Beverina F. P300-based brain computer interface: Reliability and performance in healthy and paralysed participants[J]. *Clinical Neurophysiology*, 2006, 117(3): 531 - 537.
- [11] Chaunchu W, Cuntai G. P300 Brain-Computer Interface Design for Communication and Control Applications[A]. *IEEE-EMBS 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society* [C]. Shanghai, China, 2005.
- [12] Sellers E W, Krusienski D J, McFarland D J, Vaughan T M. A P300 event-related potential brain-computer interface (BCI): The effects of matrix size and inter stimulus interval on performance[J]. *Biological Psychology*, 2006, 73(3): 242 - 252.
- [13] Fabiani M, Gratton G, Karis D, Donchin E. Definition, identification, and reliability of the P300 component of the event-related brain potential[A]. *Advances in Psychophysiology* [C]. New York: JAI Press, 1987.
- [14] Donchin E, Spencer K M, Wijesinghe R. The mental prosthesis: Assessing the speed of a P300-based brain-computer interface[J]. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 2000, 8(2): 174 - 179.

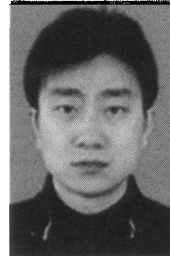
(下转第 1745 页)

- rithms[J]. IEEE Transactions on neural networks, 1994, 5 (1):96 - 101.
- [13] 戚玉涛,焦李成,刘芳.基于并行人工免疫算法的大规模 TSP 问题求解[J].电子学报,2008,36(8):1552 - 1557.
Qi Yu-tao, Jiao Li-cheng, Liu Fang. Parallel artificial immune algorithm for large-scale TSP[J]. Acta Electronical Sinica, 2008, 36(8): 1552 - 1557. (in Chinese)
- [14] Guo T, Michalewicz Z. Inver-over operator for the TSP[A]. Eiben AE, et al, eds. Proc of the 5th Parallel Problem Solving from Nature Conf [C]. Nerlin: Springer-Verlag, 1998. 803 - 812.

作者简介:



王 磊 男,1972 年生,博士,教授,博士生导师,中国电子学会、中国计算机学会高级会员。主要研究方向涉及人工免疫理论、智能计算、普适计算等。目前主持国家自然科学基金一项,省部级基金多项,“信息系统分析与设计”国家双语示范课程负责人。



刘小勇 男,1980 生,硕士研究生,研究方向:人工免疫理论,智能计算。
E-mail: lxy800619@sina.com

(上接第 1738 页)

- [15] 谢水清,杨阳,杨仲乐.脑-机接口中高性能虚拟键盘的实现[J].中南民族大学学报(自然科学版),2004,23(2): 38 - 40.
- [16] Croft R J, Barry R J. Removal of ocular artifact from the EEG: a review[J]. Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, 2000, 30(1): 5 - 19.
- [17] Spencer K M, Polich J. Post-stimulus EEG spectral analysis and P300: Attention, task, and probability[J]. Psychophysiology, 1999, 36: 220 - 232
- [18] Sutton S, Braren M, Zubin J, John E R. Information delivery and the sensory evoked potential[J]. Science, 1965, 155: 1436 - 1439.
- [19] Shannon C E, Weaver W. The mathematical theory of communication[D]. Urbana, Illinois: Univ. Illinois Press, 1963.
- [20] Wickens C, Kramer A, Vanasse L, Donchin E. Performance of concurrent tasks: a psychophysiological analysis of the reciprocity of information-processing resources [J]. Science, 1983, 221: 1080 - 1082.