

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2006134

综合频率响应特征和权重系数的 自适应脑机接口技术*

那睿¹, 胡纯^{2,3}, 郑德智^{1,3,4}, 王帅^{3,4}, 曹先彬^{2,3}

(1. 北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院 北京 100191; 2. 北京航空航天大学电子信息工程学院 北京 100191; 3. 综合交通大数据应用技术国家工程实验室 北京 100191; 4. 北京航空航天大学前沿科学技术创新研究院 北京 100191)

摘要:针对稳态视觉诱发电位(SSVEP)响应个体差异性较大和不同电极通道采集脑电信号质量具有差别的问题,提出了综合频率响应特征和权重系数的自适应方法,并进行了实验验证。首先,4名被试者进行了3次SSVEP扫频实验,得到大脑枕区8个电极的SSVEP幅频特性响应通频带;其次,根据电极通道的平均信噪比,求出各电极的权重系数,进而得到被试者的个体幅频特性响应通频带;最后,为避免使用低频闪烁引起的强烈视觉疲劳,选择个体幅频特性响应通频带的中频段(15~30 Hz)作为刺激频率进行脑机接口实验。实验结果表明,所提出的自适应稳态视觉诱发脑机接口在识别时间为3 s时,具有较高的准确率(平均为97.09%)和信息传输率(平均为100.26 bits/min),且有效减轻了视觉疲劳,研究结果为设计基于个体差异特点的脑机接口提供了新的思路。

关键词: 脑机接口; 稳态视觉诱发电位; 个体差异; 频率响应

中图分类号: R318 TH77 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 310.61

Research on the adaptive brain computer interface technology of synthesizing frequency response characteristics and weight coefficients

Na Rui¹, Hu Chun^{2,3}, Zheng Dezhi^{1,3,4}, Wang Shuai^{3,4}, Cao Xianbin^{2,3}

(1. School of Instrumentation and Optoelectronic Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China;

2. School of Electronic and Information Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China;

3. National Engineering Laboratory for Comprehensive Transportation Big Data Application Technology, Beijing 100191, China;

4. Innovation Institute of Frontier Science and Technology, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: There are significant individual differences of steady-state visual evoked potential (SSVEP) responses and the different quality of EEG signals collected by different electrode channels. To solve these problems, an adaptive method of synthesizing frequency response characteristics and weight coefficient is proposed and verified by experiments. First, four subjects perform three SSVEP frequency sweep experiments. SSVEP amplitude-frequency characteristic response passband of eight electrodes in the cerebral occipital region is achieved. Secondly, according to the average signal-to-noise ratio of the electrode channels, the weight coefficient of each electrode is received. Then, the subject's amplitude-frequency characteristic response passband is obtained. Finally, to avoid the intense visual fatigue caused by low-frequency flicker, the mid-band (15~30 Hz) of the individual's amplitude-frequency characteristic response passband is selected as the stimulation frequency for brain-computer interface experiments. Experimental results show that the proposed adaptive steady-state visual evoked brain-computer interface has high accuracy (97.09% on average) and information transmission rate (100.26 bits/min on average) when the recognition time is 3 s. The visual fatigue is effectively reduced. Research results provide new ideas for the design of a BCI based on individual differences.

Keywords: brain-computer interface; steady-state visual evoked potential; individual difference; frequency response

收稿日期:2020-02-29 Received Date:2020-02-29

* 基金项目:国家自然科学基金(61873021,61827901)、中央高校基本科研业务费专项(北航青年拔尖人才资助计划 YWF-20-BJ-J-412)资助

0 引言

脑机接口 (brain-computer interface, BCI) 是不通过肌肉和神经通路而是通过解码大脑的意识活动而实现通信的系统^[1-7]。我国的高校和科研院所在脑机接口领域进行了大量研究,已成功将脑机接口技术应用于字符输入和光标控制^[8-9]、智能轮椅和无人设备的操控^[10-11]以及军事和航空航天领域^[12-13]。其中稳态视觉诱发电位脑机接口 (steady-state visual evoked potential-BCI, SSVEP-BCI) 因其具有系统配置简单、训练时间短以及较高的识别准确率和信息传输率等优点,近十年得到了迅速发展^[14-17]。

稳态视觉诱发电位 (SSVEP) 是指当人注视闪烁频率大于 4 Hz 的视觉刺激时,在大脑视觉皮层所产生的与刺激信号相关的振荡现象^[18-20]。研究表明,刺激信号达到 90 Hz 时,仍能够检测到 SSVEP 响应,但是不同刺激频率所引起的 SSVEP 响应幅值具有较大差异^[21-22]。通常将 SSVEP 响应的频率范围分成 3 段:低频段 (4~15 Hz)、中频段 (15~30 Hz) 和高频段 (30~90 Hz),其中 SSVEP 响应幅值的全局最大值约在 10 Hz 处出现,并且在中段和高频段分别有局部极大值^[19]。目前,大多数 SSVEP-BCI 使用低频段闪烁作为刺激源^[23-26],因为低频刺激产生的 SSVEP 具有较高的幅值和信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR),易于检测。然而,低频刺激会导致使用者视觉疲劳,甚至会诱发癫痫^[27]。相比之下,使用中、高频的视觉刺激会带来更安全和舒适的体验^[28]。

然而,大脑对视觉信号的处理是一个复杂的过程,视觉刺激通过视网膜传递到大脑皮层,大脑皮层包含许多复杂的神经活动,不同个体的脑电信号具有很大的个体差异^[29]。同时,由于不同个体的颅骨形状差异、大脑皮层不同位置 SSVEP 响应程度差异以及电极与头皮之间的接触阻抗的差异,均会引起不同电极采集到的 SSVEP 响应信号质量存在差异,信号质量对于 SSVEP-BCI 的频率检测和指令识别具有重要影响。

为此,本文对 SSVEP 个体频率响应特点进行了研究,得到了 SSVEP 幅频特性响应通频带 (以下简称 SSVEP 通频带);根据电极的信噪比,对电极赋予不同权重系数,对各电极得到的 SSVEP 通频带进行加权,求得不同被试者的个体 SSVEP 幅频特性响应通频带 (以下简称个体 SSVEP 通频带)。实验结果表明:依据 SSVEP 个体频率响应特点选择的中频段视觉刺激,以及应用电极权重系数对信号进行处理的策略,使脑机接口具有了自适应能力,系统具有较高的识别准确率和信息传输率,同时有效减轻了由低频刺激引起的视觉疲劳。

1 实验设计

1.1 被试和数据采集

4 名被试者 (3 名男性和 1 名女性,年龄范围为 21~29 岁,平均年龄 24 岁,视力正常或者矫正后正常) 参加了实验。每名被试者在实验前均需要阅读实验说明书,并签署知情同意书,本研究由北京航空航天大学伦理委员会批准进行。

用采样率为 1 024 Hz 的无线采集系统 (NSW364, 博瑞康,北京,中国) 对脑电信号进行采集。Ag/AgCl 电极放置遵循国际 10~20 系统,使用 8 个枕区电极 PO5、PO3、POz、PO4、PO6、O1、Oz 和 O2 作为测量电极,选择 CP_z 作为参考电极,AF_z 作为接地电极。

1.2 视觉刺激

在 SSVEP-BCI 中,常使用液晶显示器 (LCD) 或发光二极管 (LED) 作为视觉刺激装置。液晶显示器产生的刺激频率受显示器的刷新率限制,依据奈奎斯特采样定理,产生的刺激频率不能超过刷新率的一半,但液晶显示器具有可通过软件编程产生多种样式刺激、刺激图案布局方便修改等优点。本实验选用分辨率为 1 920 pixel × 1 080 pixel、刷新率为 240 Hz 的液晶显示器 (XG2530, ViewSonic) 作为视觉刺激光源。

1.3 实验范式

4 名被试者均参加了离线实验和在线模拟实验。

1) 离线实验

被试者坐在舒适的椅子上,不接触任何外部设备,双眼距离显示器的水平距离为 60 cm。利用 MATLAB 中的 PsychToolbox (PTB) 工具箱编写刺激界面的驱动程序。刺激图案是大小为 8 cm×8 cm 的白色正方形,通过正弦编码方式使其以特定频率闪烁。图 1 所示为离线实验流程,实验包含 40 组不同频率的刺激,每组中同样的频率会进行 3 次,共计 120 次刺激。每次刺激持续时间为 10 s,在两次之间会进行 5 s 的休息。每组的刺激频率值可以用式 (1) 进行表示。

$$f_a = f_0 + \Delta f \times (a - 1) \quad (1)$$

式中: $a \in [1, 40]$; f_0 是初始频率本实验取 5 Hz; Δf 是步长; 本实验取 1 Hz。因此,刺激频率范围为 5~44 Hz,频率间隔为 1 Hz。每名被试者连续进行 3 次离线实验,实验间隔为 30 min。

2) 模拟在线实验

为了更好地分析采取不同长度的脑电数据对实验结果的影响,采用模拟在线实验的方式对数据进行分析。模拟在线实验包括 SSVEP 通频带获取和性能测试两个部分,如图 2 所示。SSVEP 通频带获取部分包含 40 组不

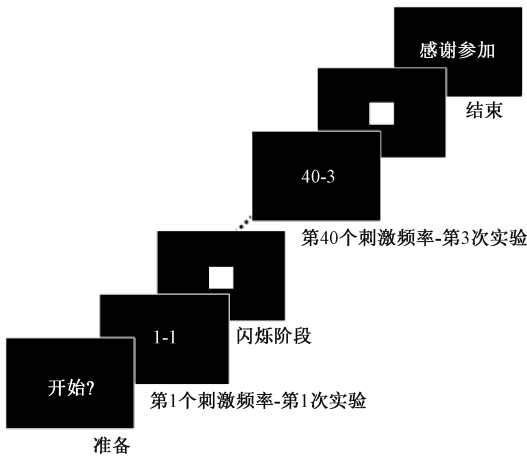


图1 离线实验流程

Fig.1 Flow chart of the offline experiment

同频率的刺激,频率选择值与离线实验相同,每一个频率值进行1次,共计40次刺激。每次刺激持续时间为6 s,在两次之间会进行5 s的休息。

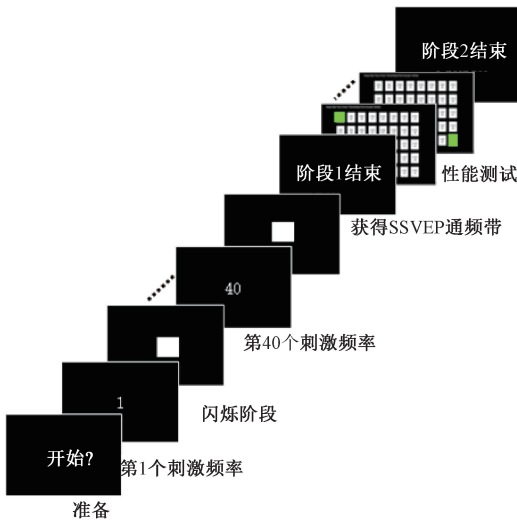


图2 模拟在线实验流程

Fig.2 Flow chart of the simulation experiment

性能测试部分的刺激界面为 5×8 布局,共40个闪烁目标,大小为 $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$,目标边缘的间隔为 1 cm ,40个目标的频率值由SSVEP通频带获取部分的实验结果得出,会在3.1节的具体说明。被试者根据指示(目标图案变成绿色,且持续 0.5 s)依次注视各个目标,每次注视时40个目标同时闪烁 5 s ,随后休息 5 s ,依此类推直至完成40次目标注视任务。

2 数据处理

上述实验的脑电信号数据通过 Neuracle EEG Recorder

V2.0软件(博瑞康,北京,中国)进行记录。采用带通滤波器(通带为 $4 \sim 45 \text{ Hz}$)去除脑电信号中的基线漂移和 50 Hz 工频干扰,并且考虑到人脑对视觉刺激的反应“潜伏期”约为 130 ms ,所以在分析脑电信号时将这部分数据进行移除,滤波前后脑电信号时、频域波形如图3所示。

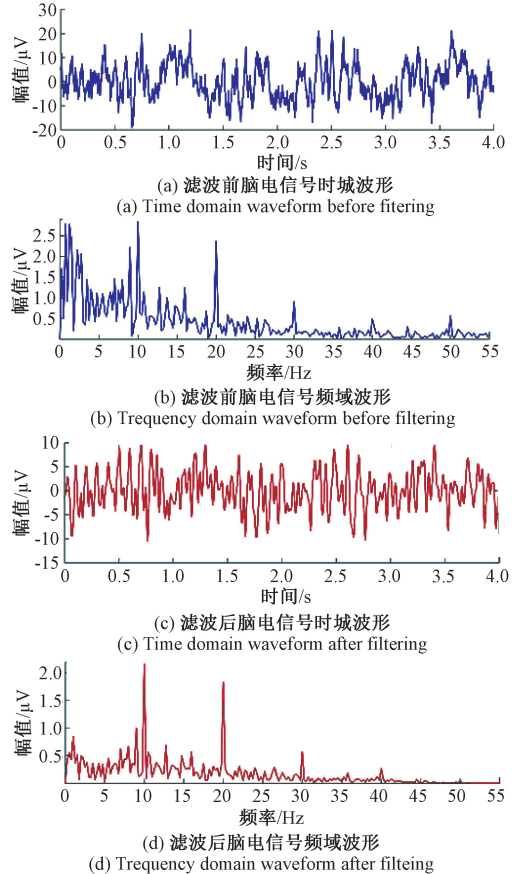


图3 滤波前后脑电信号时、频域波形图

Fig.3 Time and frequency domain waveforms of EEG signals before and after filtering

2.1 电极权重系数

对预处理后的脑电信号进行快速傅里叶变换(fast Fourier transform, FFT),可以得到在不同刺激频率下,每个电极采集信号的SSVEP响应的幅频特性曲线。图4(a)所示为刺激频率为 8 Hz 时,电极 O_z 采集信号的SSVEP响应的幅频特性曲线,可以看到在刺激频率的基频以及其谐波处具有明显的峰值。目前,对SSVEP的产生机制的解释存在叠加论和震荡夹带论的争论,但研究者普遍认为视觉系统是非线性的,SSVEP中与刺激频率成整数倍的谐波成分是非线性特征的产物。在信号处理领域中,用信噪比表示信号质量的优劣^[30],是指有用信号强度与背景噪声之比。本文定义频率 f_a 处的信噪比为SSVEP响应幅频特性曲线中 f_a 处的幅值与其

周围 M 个频率的平均幅值之比。

$$SNR_X(f_a) = 20 \log_{10} \left(\frac{M \cdot y(f_a)}{\sum_{i=1}^{M/2} [y(f_{a-i}) + y(f_{a+i})]} \right) \quad (2)$$

式中: X 指 PO5、PO3、POz、PO4、PO6、O1、Oz 和 O2 中的某一个电极; $y(f_a)$ 表示 SSVEP 在 f_a 处的幅值, 本文中 M 取值为 10, 相邻频率的间隔 Δf 为 0.1 Hz。图 4(b) 所示为刺激频率为 8 Hz 时, 电极 Oz 采集信号的信噪比曲线。

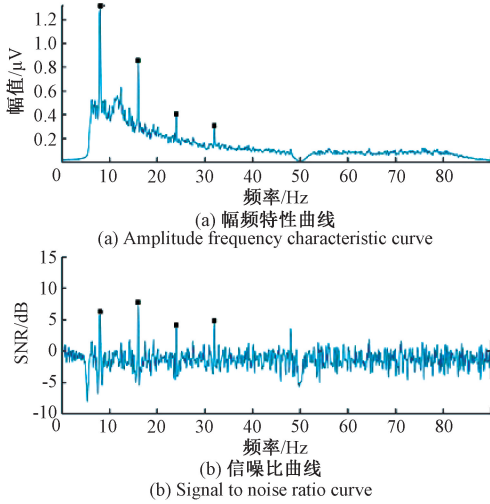


图 4 刺激频率 8 Hz 时的 SSVEP 幅值和 SNR
Fig.4 SSVEP amplitude and SNR at 8 Hz

枕部区域 8 个电极同时对脑电信号进行采集, 但是由于下列原因会导致不同电极采集到的脑电信号质量具有差异: 1) 个体 SSVEP 响应存在差异; 2) 电极制造工艺导致导电性差别; 3) 涂抹电极膏无法做到各电极与头皮接触阻抗大小相同。

根据式(2), 在离线实验和模拟在线实验第一部分中, 可以计算经过 40 个不同频率 (5~44 Hz) 的视觉刺激后 (5 Hz 刺激时, $a=5$, 以此类推) 每个电极采集信号的平均信噪比见式(3):

$$ASN R_X = \frac{\sum_{a=5}^{44} SNR_X(f_a)}{40} \quad (3)$$

对各电极的平均信噪比做归一化处理, 得到反映电极采样信号质量的电极权重系数 WC_X 如式(4) 所示。

$$WC_X = \frac{ASN R_X}{\sum ASN R} \quad (4)$$

式中: $\sum ASN R$ 为枕区 8 个电极的平均信噪比之和。

2.2 典型相关分析

典型相关分析算法 (canonical correlation analysis, CCA) 被广泛应用于 SSVEP-BCI 的频率识别中^[31-34]。CCA 主要使用主成分分析 (principal component analysis, PCA) 中的降维思想去寻找两组信号的关系。假设有两

组变量 u 和 v , 它们分别是 X 和 Y 的线性组合: $u = X^T w_a$, $v = Y^T w_b$ 。 u 和 v 的相关系数 $\rho(u, v)$ 的计算公式如下:

$$\rho(u, v) = \max_{w_a, w_b} \frac{E[uv^T]}{\sqrt{E[uu^T]E[vv^T]}} \quad (5)$$

CCA 仅需要找到最大的权重系数 w_a 和 w_b , 便能够获得最优的相关系数。为了识别 SSVEP 的响应频率, 多通道脑电数据用变量 $X \in R^{c \times t}$ (c 为通道数, t 为每通道的采样点数) 表示, $y_n \in R^{2 \times h \times t}$ 表示一组标准正、余弦信号, 如式(6) 所示:

$$y_n = \begin{bmatrix} \sin(2\pi f_n t) \\ \cos(2\pi f_n t) \\ \vdots \\ \sin(2\pi h f_n t) \\ \cos(2\pi h f_n t) \end{bmatrix} \quad (6)$$

式中: $t = \left[\frac{1}{f_s}, \frac{2}{f_s}, \dots, \frac{N_s}{f_s} \right]$; f_n 为第 n ($n = 1, 2, 3, \dots, k$; k 为总目标数) 个 SSVEP 刺激目标频率; h 为谐波数量; f_s 为采样率; N_s 为采样点数。

在文献[31-32]中已经阐明, 将多通道脑电时域信号 X 和 k 组标准正、余弦信号组 $Y = [y_1, y_2, \dots, y_k]^T$ 作为 CCA 算法的输入, 根据算法输出的最大相关系数 ρ 便可以进行频率识别, 算法流程如图 5 所示。SSVEP-BCI 系统的识别频率 f_r 见式(7)。

$$f_r = \max_f \{\rho_1, \rho_2, \dots, \rho_n\} \quad (7)$$

式中: ρ_n 是 X 和 y_n 之间的相关系数。

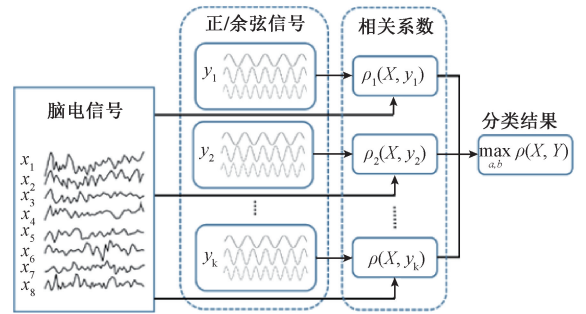


图 5 典型相关分析算法

Fig.5 Flow chart of the CCA algorithm

2.3 性能评估方法

将准确率和信息传输率 (information transmission rate, IRT) 作为 SSVEP-BCI 表现性能的评估标准。准确率 p 为识别任务中正确识别的目标个数与总目标个数的比值, 信息传输率的计算公式^[35] 见式(8):

$$IRT = \left[\log_2 N + p \log_2 p + (1-p) \log_2 \left(\frac{1-p}{N-1} \right) \right] \times \frac{60}{T} \quad (8)$$

式中: N 为目标总数; T 为目标单次刺激的时长。

3 实验结果

3.1 SSVEP 通频带

1) 各电极采集信号的 SSVEP 通频带

在离线实验范式中,对被试者进行 3 次 SSVEP 扫频

实验(5~44 Hz,步长 1 Hz),每次间隔 30 min,得到枕区 8 个电极各自采集信号的 SSVEP 通频带。图 6 所示为被试者 C 的 3 次 SSVEP 扫频实验各电极采集信号 SSVEP 通频带结果。图 7 所示为不同被试者(被试者 B 和被试者 C)的 8 个电极通道(POz、PO3、PO4、PO5、PO6、Oz、O1、O2)下的 SSVEP 通频带曲线(3 次 SSVEP 扫频实验结果的平均值)。

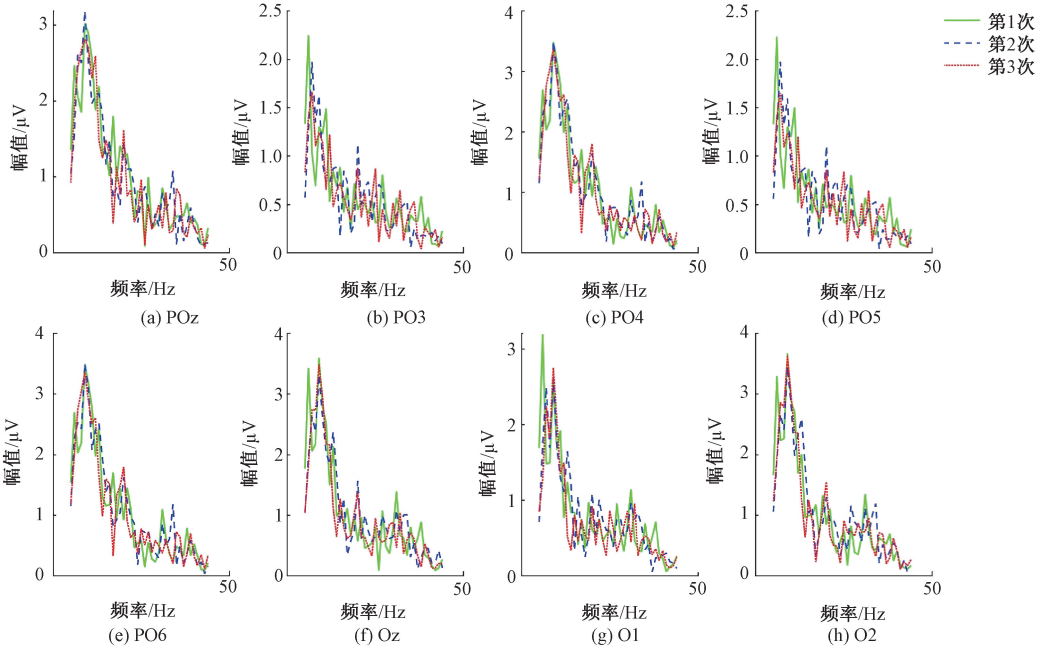


图 6 被试者 C 的 3 次 SSVEP 扫频实验结果

Fig.6 Results of three SSVEP frequency sweep experiments of subject C

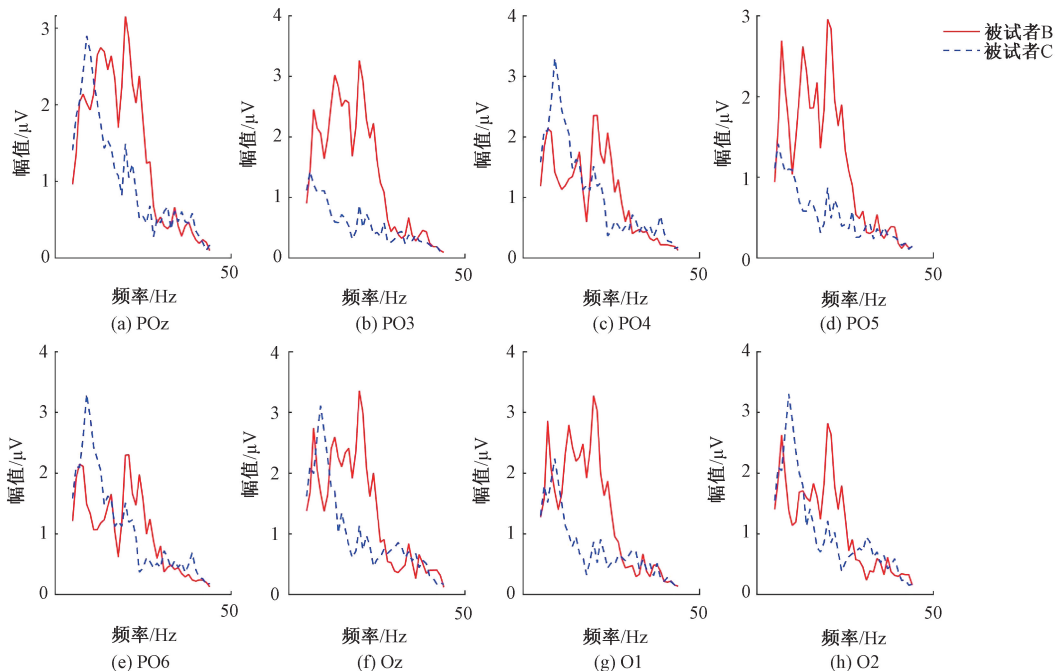


图 7 被试者 B 和被试者 C 的 8 个电极通道通频带

Fig.7 8 electrode passbands of subjects B and C

通过式(3)可以得到每次 SSVEP 扫频实验经过 40 个不同频率(5~44 Hz)的视觉刺激后,每个电极采集信号的平均信噪比;通过式(4)计算获得各电极的权重系数,图 8 所示为 4 名被试者第 1 次 SSVEP 扫频实验枕区 8 个电极的权重系数。每次 SSVEP 扫频实验结束后,将被试者枕区电极的权重系数分别与对应电极的 SSVEP 通频带结果相乘,并对结果求和,便可以得到考虑电极权重系数的个体 SSVEP 通频带。

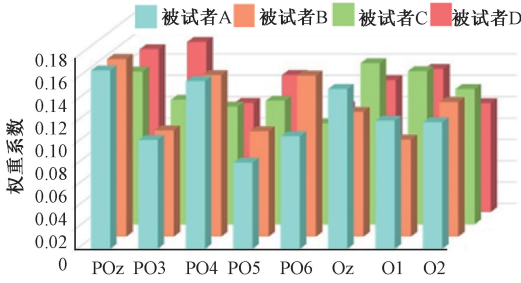


图 8 电极权重系数分布

Fig.8 Distribution of electrode weight coefficient

2) 个体 SSVEP 通频带及刺激频率选择

大多数 SSVEP-BCI 使用低频闪烁作为刺激。然而,使用低频闪烁作为刺激会引起眼睛疲劳,甚至引发癫痫。从上述实验结果来看,SSVEP 在 3 个刺激频率范围内出现了局部极大值:低频段(4~15 Hz)、中频段(15~30 Hz)和高频段(30~44 Hz)。为了比较各频段信号质量,计算了 4 名被试者 SSVEP 响应在各刺激频率(5~44 Hz)基频处信噪比的平均值,如图 9 所示。从图中可以看到各频段的信噪比处于相近的水平,这为选择中频段作为刺激频率提供了依据。

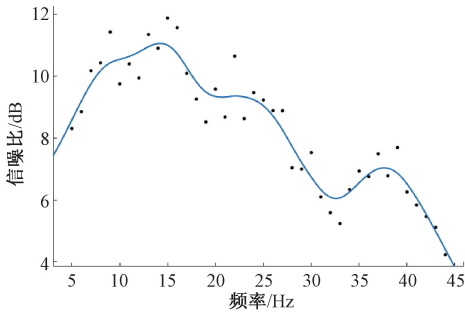


图 9 4 名被试者 SSVEP 信噪比的平均值

Fig.9 Mean value of SSVEP SNR of 4 subjects

3.2 模拟在线实验测试结果

模拟在线实验的第一部分通过采用离线实验中的通频带获取方法以及电极权重系数计算,可以得到被试者当前状态的个体 SSVEP 通频带,4 名被试者个体 SSVEP

通频带结果如图 10 所示。

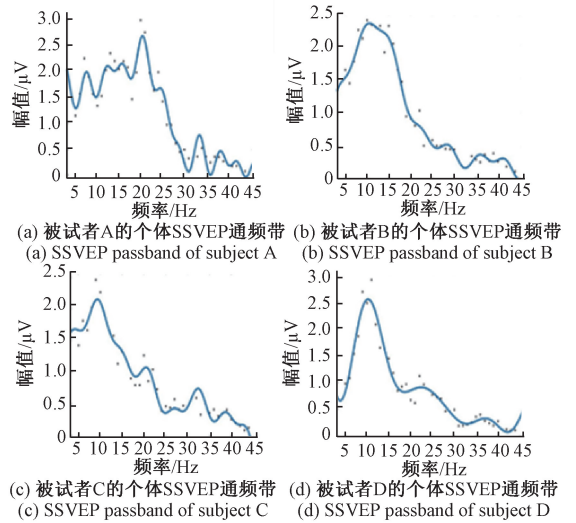


图 10 4 名被试者的个体 SSVEP 通频带

Fig.10 Individual SSVEP passband of 4 subjects

随后确定 40 个刺激目标的频率(频率间隔为 0.2 Hz);选择中频段(15~30 Hz)的局部极大值对应的刺激频率作为 40 个刺激目标频率的中值 f_M ,因此最低频率 f_L 和最高频率 f_H 的计算公式见式(9)和(10):

$$f_L = f_M - 0.2 \times 19 \tag{9}$$

$$f_H = f_M + 0.2 \times 20 \tag{10}$$

至此,得到 4 名被试者依据个体 SSVEP 通频带结果而选择的 SSVEP-BCI 刺激频率,如表 1 所示。

表 1 4 名被试者的刺激频率范围

Table 1 Frequency range of visual stimulation in four subjects

被试者	f_L /Hz	f_M /Hz	f_H /Hz
A	16.6	20.4	24.4
B	24.2	28.0	32.0
C	18.0	21.8	25.8
D	18.5	22.3	26.3

模拟在线实验的第二部分测试实验中,根据不同目标频率范围设计了 2 组实验:实验 1 和实验 2,其中实验 2 为对照组。

实验 1 中,4 名被试者使用的目标频率为表 1 中对应的个体频率段;实验 2 中,4 名被试者全部使用 8~15.8 Hz(频率间隔 0.2 Hz)低频段作为目标频率。分别在实验 1 和实验 2 结束后让被试者填写调查问卷,对视觉刺激感受进行评分:5 分-舒适,4 分-较舒适,3 分-可接受,2 分-不舒适,1 分-难接受。评分结果如表 2 所示。

表2 视觉刺激舒适度评分

Table 2 Visual stimulation comfort score

被试者	实验1评分	实验2评分
A	4	2
B	3	2
C	4	1
D	4	2
均值	3.75	1.75

表3 自适应脑机接口的识别准确率和信息传输率

Table 3 Recognition accuracy and ITR of the adaptive SSVEP-BCI

被试者	2 s 数据				3 s 数据			
	实验1(个体频率段)		实验2(低频段)		实验1(个体频率段)		实验2(低频段)	
	准确率 /%	信息传输率 /bits·min	准确率 /%	信息传输率 /bits·min	准确率 /%	信息传输率 /bits·min	准确率 /%	信息传输率 /bits·min
A	89.17	127.77	85.83	119.70	99.17	104.43	94.17	93.89
B	85.83	119.63	93.33	138.87	91.67	89.75	96.67	99.09
C	96.67	148.14	99.17	156.65	97.50	100.43	100.00	106.44
D	89.17	128.60	94.17	141.17	100.0	106.44	100.00	106.44
均值±标准差	90.21±4.59	131.03±12.10	93.13±5.50	139.10±15.15	97.09±3.76	100.26±7.44	97.71±2.83	101.47±6.12

采集脑电信号,通过对脑电信号的分析发现:1)同一被试者 SSVEP 幅频特性响应通频带在短时间内基本保持不变;2)同一实验条件下不同被试者的 SSVEP 幅频特性响应通频带存在显著差异;3)枕区 8 个电极的信噪比不同。以上 3 点为基于个体频率响应特点和电极权重系数的自适应 SSVEP-BCI 设计提供了基础。

4.1 SSVEP 频率响应特点

尽管关于人脑对于 SSVEP 视觉刺激响应的研究有很多,但大多是研究被试者对于刺激频率响应的共性问题,对于个体 SSVEP 频率响应特点的研究甚少。因此,本文以 4 名被试者为例对 SSVEP 个体频率响应特点进行探究。

离线实验中,对 4 名被试者分别进行 3 次 SSVEP 扫频实验(5~44 Hz,步长 1 Hz),实验之间的间隔为 30 min。从图 6 中可以看出:3 次实验中由同一电极采集到的脑电数据得到的 SSVEP 通频带差别不大,不同电极之间的 SSVEP 通频带具有较大差异;同时,图 7 可以明显看出不同被试者在各电极处得到的 SSVEP 通频带均具有明显差异。

4.2 电极权重系数与个体 SSVEP 通频带

本文考虑了不同电极采集信号质量的差异对 SSVEP 脑电信号频率识别的影响。提出以电极的平均信噪比作为评价电极信号质量的指标。从图 8 可以看出,不同被

考虑到 CCA 算法在使用不同长度数据计算时,得到的识别准确率、信息传输率会有差别,本文分别采用 2 s 和 3 s 长度的脑电数据进行 CCA 运算,实验结果如表 3 所示。

4 讨论

本文对 4 名被试者进行了刺激频率为 5~44 Hz,步长为 1 Hz 的 SSVEP 扫频实验。从大脑枕区的 8 个电极

试者各电极的权重系数的分布明显不同。

图 10 为 4 名被试者 A、B、C 和 D 的考虑电极权重系数的个体 SSVEP 通频带,很容易看到不同个体之间的差异。但他们的共性都是低频段响应最大,中频段响应次之,高频段响应最小,这与文献[19]的研究结果一致。如图 9 所示,3 个频带的信噪比处于同一水平,这可能是由于在 SSVEP 响应幅度减小的同时,背景噪声也相应减小。以上是低频段频率在 SSVEP-BCI 系统中广泛应用的主要原因。

4.3 性能表现

文中 3.2 部分设计了一组对照实验,可以有效评估根据个体频率响应特点设计的 SSVEP-BCI 的性能表现。表 2 中视觉舒适度评分,实验 1(个体频率段)平均分 3.75 明显高于实验 2(8~15.8 Hz)平均分 1.75,说明了被试者对中频段刺激的使用感受明显优于低频段刺激。从表 3 中 4 名被试者的平均结果可以看出:(1)无论采用哪种频段作为目标频率,采用 3 s 脑电数据比采用 2 s 脑电数据进行频率识别具有更高的准确率,但是信息传输率要低;(2)在采用 2 秒脑电信号时,实验 1 的准确率 90.21%,信息传输率 131.03 bits/min,略低于实验 2 的 93.13%和 139.10 bits/min;(3)在采用 3 s 脑电信号时,实验 1 的准确率 97.09%,信息传输率 100.26 bits/min,略低于实验 2 的 97.71%和 101.47 bits/min,但差距比采

用 2 秒脑电信号时更小。其中被试者 A 采用个体频率段作为刺激时比采用低频段取得了更好的准确率和信息传输率。图 11 所示为了采用不同长度的脑电信号进行频

率识别时的准确率,可以看出被试者 A、B 和 D 3 人采用 3 s 数据比 2 s 数据准确率会有明显提升,而被试者 C 在 2 s 时的准确率已达到 96.67% 的较高水平。

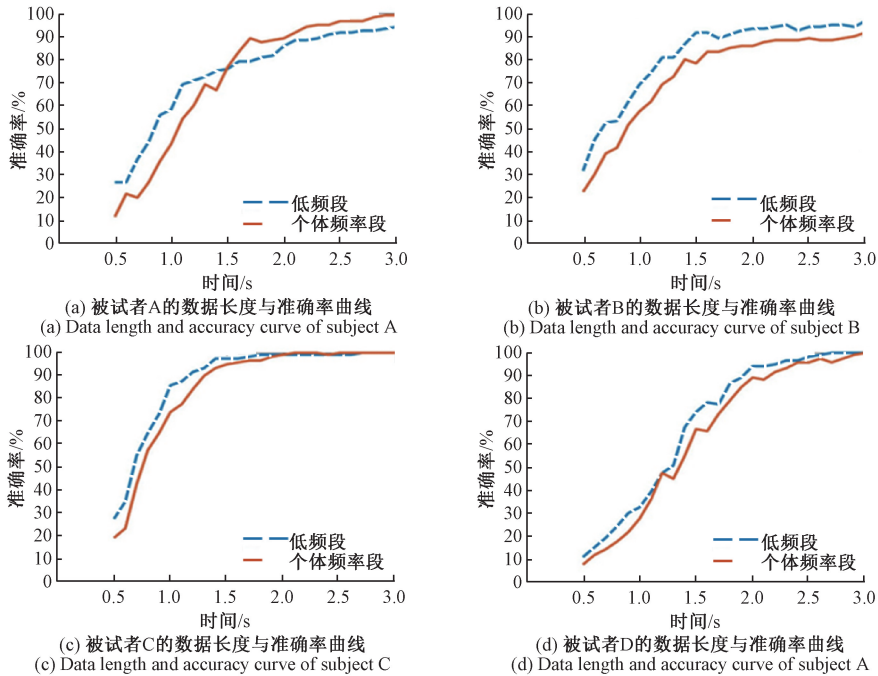


图 11 4 名被试者的数据长度与准确率曲线

Fig.11 Data length and accuracy curve of four subjects

5 结 论

本文对 SSVEP 幅频特性响应通频带进行了实验研究,研究表明:同一被试者的 SSVEP 通频带在短时间内变化很小,而不同被试者之间的 SSVEP 通频带具有显著差别。考虑到不同电极采集到的信号质量具有差异,采用计算枕区各电极的平均信噪比并将其进行归一化处理后的结果作为电极权重系数。依据各电极 SSVEP 通频带和电极权重系数,最终可以得到具有被试者 SSVEP 频率响应特点的个体幅频特性响应通频带结果,并将其作为 SSVEP-BCI 刺激频率的选择依据,实现自适应脑机接口。

实验结果表明:该脑机接口技术具有较高的准确率(平均 $97.09\% \pm 3.76\%$)和信息传输率(平均 $100.26 \text{ bits/min} \pm 7.44 \text{ bits/min}$),虽然结果低于采用传统低频段的准确率(平均 $97.71\% \pm 2.83\%$)和信息传输率(平均 $101.47 \pm 6.12 \text{ bits/min}$),但使用者感觉更加舒适,该研究结果可以为设计基个体差异特点的脑机接口提供新的思路。

参考文献

[1] 戴廷飞,刘邈,叶阳阳,等. 人机共享控制机器人系统

的应用与发展[J]. 仪器仪表学报,2019,40(3):62-73.

DAI T F, LIU M, YE Y Y, et al. Application and development of human-machine shared control robot system [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2019,40(3):62-73.

[2] ZHANG SH L, WANG SH, ZHENG D ZH, et al. A novel pattern with high-level commands for encoding motor imagery-based brain computer interface[J]. Pattern Recognition Letters,2019,(125):28-34.

[3] 王仲朋,陈龙,何峰,等. 面向康复与辅助应用的脑-机接口趋势与展望[J]. 仪器仪表学报,2017,38(6):1307-1318.

WANG ZH P, CHEN L, HE F, et al. Development trend and prospect of BCI technology facing rehabilitation and assisting applications [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2017,38(6):1307-1318.

[4] 赵紫宁,李智,张绍荣. 运动想象脑机接口中两种改进的脑电共空域模式特征提取方法[J]. 电子测量与仪器学报,2019,33(12):64-70.

ZHAO Z N, LI ZH, ZHANG SH R. Two improved methods for EEG common spatial pattern feature extraction in motor imagery based brain-computer interface [J]. Journal of Electronic Measurement and

- Instrumentation, 2019, 33(12): 64-70.
- [5] KONG W Z, LIN W CH, BALILONI F, et al. Investigating driver fatigue versus alertness using the granger causality network [J]. *Sensors*, 2015, 15(8): 19181-19198.
- [6] DAI M X, WANG SH, ZHENG D ZH, et al. Domain transfer multiple kernel boosting for classification of EEG motor imagery signals [J]. *IEEE Access*, 2019 (7): 49951-49960.
- [7] DAI M X, ZHENG D ZH, NA R, et al. EEG classification of motor imagery using a novel deep learning framework [J]. *Sensors*, 2019, 19(3): 551.
- [8] CHEN X G, WANG Y Y, NAKANISHI M, et al. High-speed spelling with a noninvasive brain-computer interface [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2015, 112(44): 6058-6067.
- [9] LONG J, LI Y, YU T, et al. Target selection with hybrid feature for BCI-Based 2D cursor control [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, 59(1): 132-140.
- [10] 高诺, 翟文文, 鲁加兴, 等. 基于稳态视觉诱发电位脑机接口的智能轮椅系统研究 [J]. *生物医学工程研究*, 2018, 37(1): 6-10.
GAO N, ZHAI W W, LU J X, et al. The research on intelligent wheelchair based on brain computer interface of steady state visual evoked potential [J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2018, 37(1): 6-10.
- [11] 徐筋舟, 赵松松, 郑文凤, 等. 意念控制无人机的相关研究 [J]. *齐鲁工业大学学报*, 2019, 33(1): 65-69.
XU J ZH, ZHAO S S, ZHENG W F, et al. Research on unmanned aerial vehicle system based on mind control [J]. *Journal of Qilu University of Technology*, 2019, 33(1): 65-69.
- [12] 霍梦兰. 脑机接口技术及其军事应用 [J]. *科技视界*, 2016(26): 193.
HUO M L. Brain computer interface technology and its military application [J]. *Science and Technology Horizon*, 2016(26): 193.
- [13] 杨鑫, 吴边, 陈卫东, 等. 脑机接口技术在航天领域的潜在应用 [J]. *载人航天*, 2012, 18(3): 87-92.
YANG X, WU B, CHEN W D, et al. Potential applications of brain computer interface technology in aerospace [J]. *Manned Spaceflight*, 2012, 18(3): 87-92.
- [14] 江京, 许敏鹏, 印二威, 等. 整合贝叶斯动态停止策略对 SSVEP-BCIs 的性能提升研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2018, 39(5): 65-72.
JIANG J, XU M P, YIN ER W, et al. Study on enhancing performance of SSVEP-based BCIs by incorporating Bayes-based dynamic stopping strategy [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2018, 39(5): 65-72.
- [15] ZHANG Y S, GUO D Q, FA L L, et al. Correlated component analysis for enhancing the performance of SSVEP-based brain-computer interface [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(5): 948-956.
- [16] NAKANISHI M, WANG Y Y, CHEN X G, et al. Enhancing detection of SSVEPs for a high-speed brain speller using task-related component analysis [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 65(1): 104-112.
- [17] WEI Q G, LIU Y H, GAO X R, et al. A novel c-VEP BCI paradigm for increasing the number of stimulus targets based on grouping modulation with different codes [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(6): 1178-1187.
- [18] JEFFREYS A. Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine [J]. *Trends in Neurosciences*, 1989, 12(10): 413-414.
- [19] WANG Y Y, GAO X R, 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.
- [20] BAKARDJIAN H, TANAKA T, CICHOCKI A. Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface [J]. *Neuroscience Letters*, 2009, 469(1): 34-38.
- [21] 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(3-4): 346-353.
- [22] TAKAHASHI T, TSUKAHARA Y. Photoparoxysmal response elicited by flickering dot pattern stimulation to the center and periphery [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2000, 111(11): 1968-1973.
- [23] 韩向可, 郭士杰. 基于 SSVEP_SSA 融合的混合脑机接口研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2019, 40(5): 213-220.
HAN X K, GUO SH J. Research on hybrid BCI system combined SSVEP and SSA [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2019, 40(5): 213-220.
- [24] WANG Z H, YU Y, XU M, et al. Towards a hybrid BCI gaming paradigm based on motor imagery and SSVEP [J]. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 2019, 35(3): 197-205.

- [25] GERNOT R, MÜLLER P, GERT P. Control of an electrical prosthesis with an SSVEP-based BCI[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 55(1): 361-364.
- [26] FRIMAN O, VOLOSYAK I, AXEL G. Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(4): 742-750.
- [27] FISHER R S, HARDING G, ERBA G, et al. Photic and pattern-induced seizures: A review for the epilepsy foundation of america working group [J]. Epilepsia, 2005, 46(9): 1426-1441.
- [28] WANG Y Y, WANG R P, GAO X R, et al. Brain-computer interface based on the high-frequency steady-state visual evoked potential [C]. First International Conference on Neural Interface & Control, 2005: 37-39.
- [29] KRAULEDAT M, TANGERMANN M, BLANKERTZ B, et al. Towards zero training for brain-computer interfacing[J]. Plos One, 2008, 3(8): e2967.
- [30] WANG Y Y, WANG R P, GAO X R, et al. A practical VEP-based brain-computer interface [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2006, 14(2): 234-240.
- [31] BIN G Y, GAO X R, YAN Z, 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): 22-27.
- [32] CHEN X G, WANG Y Y, GAO S K, et al. Filter bank canonical correlation analysis for implementing a high-speed SSVEP-based brain-computer interface[J]. Journal of Neural Engineering, 2015, 12(4): 046008.
- [33] LI Y, BIN G Y, GAO X R, et al. Analysis of phase coding SSVEP based on canonical correlation analysis (CCA) [C]. International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, 2011: 368-371.
- [34] LIN Z, ZHANG C, WU W, et al. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, 53(12): 2610-2614.

- [35] YUAN P, GAO X R, ALLISON, et al. A study of the existing problems of estimating the information transfer rate in online brain-computer interfaces [J]. Journal of Neural Engineering, 2013, 10(2): 026014.

作者简介



那睿, 分别在 2013 年和 2016 年于北京航空航天大学获得学士学位和硕士学位, 现为北京航空航天大学博士研究生, 主要研究方向为脑机接口、信号检测和处理。

E-mail: RUL_NA@buaa.edu.cn

Na Rui received his B.Sc. degree and M.Sc. degree both from Beihang University in 2013 and 2016, respectively. He is currently a Ph.D. candidate at Beihang University. His main research interests include brain-computer interface, signal detection and processing.



胡纯, 2009 年于中国地质大学(武汉)获得学士学位, 2015 年于北京航空航天大学获得博士学位, 现为北京航空航天大学博士后, 主要研究方向为先进传感与智能仪器。

E-mail: buaa_hc@buaa.edu.cn

Hu Chun received his B.Sc. degree from China University of Geosciences in 2009, and received his Ph.D. degree from Beihang University in 2015. He is currently a post doctor at Beihang University. His main research interests include advanced sensing and intelligent instruments.



郑德智(通信作者), 分别在 2000 年和 2006 年于北京航空航天大学获得学士学位和博士学位, 现为北京航空航天大学研究员、博士生导师, 主要研究方向为传感器敏感机理、脑机接口、信号检测和处理。

E-mail: zhengdezhi@buaa.edu.cn

Zheng Dezhi (Corresponding author) received his B.Sc. degree and Ph.D. degree both from Beihang University in 2000 and 2006, respectively. He is currently a professor at Beihang University. His main research interests include sensor sensitivity mechanism, brain-computer interface, signal detection and processing.