

听觉脑-机接口的智能机器人控制系统

王行愚[†], 蔡 锋, 金 晶, 张 宇, 王 蓓

(华东理工大学 信息科学与工程学院; 化工过程先进控制和优化技术教育部重点实验室, 上海 200237)

摘要: 脑-机接口系统普遍存在控制命令单一、控制效率低和控制负担重等问题. 通过改进控制目标的功能或加入智能化模块可以从一定程度上改善这个问题; 但这方面的研究工作相对较少. 如何针对残疾人的实际情况, 研究智能控制与脑-机接口系统的有效切合点, 是脑-机接口系统智能化的关键所在. 本文针对视觉缺陷残疾人, 提出一种结合机器视觉功能的听觉脑-机接口系统, 将机器人自动视觉搜索, 目标智能识别与听觉脑-机接口系统相结合, 利用听觉脑-机接口系统向机器人发出简单人名指令, 机器人将根据指令自动搜索识别, 实现目标的自动跟踪. 在一定程度上弥补视觉损伤病人在日常生活中的缺陷, 也为脑-机接口的智能化提供了一个依据.

关键词: 脑控系统; 智能化; 机器人; 机器视觉; 脑-机接口

中图分类号: TP273

文献标识码: A

Robot control system based on auditory brain-computer interface

WANG Xing-yu[†], CAI Feng, JIN Jing, ZHANG Yu, WANG Bei

(Key Laboratory of Advanced Control and Optimization for Chemical Processes, Ministry of Education;

School of Information Science and Technology, East China University of Science and Technology, Shanghai 200237, China)

Abstract: Monotony, low efficiency and heavy burden are common drawbacks in the brain-computer interface (BCI) system. Those drawbacks can be alleviated by optimizing the functions of controlled devices with intelligent methods. However, there have been few studies related to this work. The key problem is how to find the proper way to apply the intelligent method to BCI system based on the deficiency of disabled patients. In this paper, we present an auditory-based brain computer interface for controlling a robot with machine vision function for visually impaired patients. The robot searches and tracks the target based on the name which has been sent to the robot by the audio-based BCI. To some extent, this system helps the visually impaired patients to offset the deficiency in their daily life and sets as an example for the realization of intelligent brain computer interface system.

Key words: brain control system; intelligentize; robot; machine vision; brain computer interface

1 引言(Introduction)

脑控系统是一种基于脑-机接口的人机融合控制系统, 也是一种基于人的意念和思维的控制系統. 在这一类系统中, 通过脑-机接口技术识别大脑的一些活动, 把特定任务下的大脑活动转化成控制命令和交流信息为人类建立了一条新的信息传递渠道^[1-2]. 这种技术为很多失去运动交流能力的病人带来了福音, 如肌萎缩性脊髓侧索硬化 (amyotrophic lateral sclerosis, ALS)、脑干或脊髓损伤、脑中风、脑瘫、脑脊髓多发性硬化等病人或其他失去语言和行为能力的残疾人^[3].

近年来, 这一类新型控制系统的发展迅速, 已经取得了一系列成果^[4-13], 但在脑-机接口的研究中还存在一些问题, 目前许多脑-机接口系统只是单纯的使

用命令一步一步的完成目标任务, 使得任务完成效率非常低, 安全性也不能得到保障. 因此, 控制命令单一、控制效率低和控制负担重等缺陷已经成为阻碍其被广泛应用的关键问题. 目前, 较多的研究工作都希望通过优化脑-机接口系统本身来解决这些问题, 但收效甚微. 另一方面, 在智能控制的研究中, 研究人员往往采用“智能化”的方法以简单命令控制对象完成复杂任务^[14]. 笔者认为, 这种在智能控制理论中的“智能化”思想和方法与脑-机接口技术的有效结合将有助于解决脑控系统上述问题, 脑控系统作为一类特殊的控制系统, 同样存在智能化的研究.

近年来, 脑-机接口技术被广泛应用于轮椅控制和机器人控制以辅助残疾人的日常生活^[15-21]. 针对这类问题, 研究人员提出了一系列有效的优化方法. 结

收稿日期: 2015-04-02; 录用日期: 2015-06-03.

[†]通信作者. E-mail: xywang@ecust.edu.cn.

国家自然科学基金(61203127, 91420302, 61305028), 中央高校基本科研业务费专项资金项目(WG1414005, WH1314023)资助.

Supported by National Natural Science Foundation of China (61203127, 61105122, 61305028) and Fundamental Research Funds for the Central Universities (WG1414005, WH1314023).

合各类脑-机接口的特点,提出多模态控制方案,有效利用运动想象进行方向控制,利用P300脑-机接口系统进行速度控制,从而提高了轮椅控制系统的控制效能^[16].改进基于脑-机接口的轮椅控制系统,通过超声波传感器实现自动避障功能,提高脑-机接口轮椅控制系统的安全性^[21].并结合控制理论的思想,把机器人状态和环境信息作为反馈来优化机器人控制^[17].利用仿人机器人的智能模块,建构基于稳态视觉诱发电位(steady-state visual evoked potential, SSVEP)的脑-机接口系统,提高脑-机接口控制系统的应用多样性^[18].以上这些优化方法都有效的提高了脑-机接口的控制性能,为面向残疾人的辅助应用提供了宝贵依据.本文将提出一种新的优化方案,根据残疾人的生理特点,提出有效的智能化控制方案,以解决或弥补残疾人生理上的缺陷.

本文以基于听觉脑-机接口的机器人控制系统为实例,提出一种基于残疾人生理特点的智能化优化方法,为视觉缺陷残疾人实现对机器人的控制提供了一个实例.在本文中首先构建了一类基于听觉的脑-机接口系统,在此基础上设计了一种基于听觉脑-机接口的机器人控制系统,利用机器人的自动搜索和人脸识别功能结合听觉脑-机接口系统发出的简单命令,完成对特定人脸的识别和追踪.通过这种方法可以有效弥补视觉缺陷的问题,提高听觉脑-机接口系统的控制效率和使用灵便性,降低听觉脑-机接口系统使用者的任务负担.

2 基于听觉的脑-机接口系统构建(Construct auditory-based brain computer interface system)

目前,在脑-机接口系统中使用最多的脑电模态有:慢皮层电位(slow cortical potential, SCP)^[22]、事件相关去同步/同步(event related desynchronization/synchronization, ERD/S)^[23]、基于外界特定频率刺激的稳态视觉诱发电位^[24]和基于外部刺激的P300电位^[25]等.针对不同的群体,脑-机接口系统可分别利用视觉^[4-5]、听觉^[6-7]和触觉^[8]等人体不同感官来应用.

基于听觉的P300脑-机接口系统是为满足视觉缺陷残疾人的需求而设计的^[26].听觉脑-机接口系统主要存在可使用命令单一^[27]、速度慢和控制负担重等缺点^[28],对于复杂的控制任务很难得到满意的应用效果.

以下将首先介绍听觉脑-机接口系统的建构方法.听觉脑-机接口系统主要由声音刺激、脑电信号采集、信号处理与识别和输出与反馈4部分组成(如图1所示).

本文的声音刺激采用3个不同频率的纯音,即高(1000 Hz)、中(500 Hz)、低(200 Hz)的beep声.利用声

音编辑软件Adobe Audition将所有音频的音量 and 时间长度进行标准化,将每个刺激声音的持续时间设置为200 ms,相邻两次刺激的时间间隔(inter-stimulus interval)500 ms.刺激声音序列由立体声耳机呈现,高音对应左声道,低音对应右声道,中音为双声道,形成了声音来自空间3个方位的分布效果,如图2所示,高音(H beep)出现在被试的左方,低音(L beep)出现在被试右方,中音(M beep)出现在被试前方.

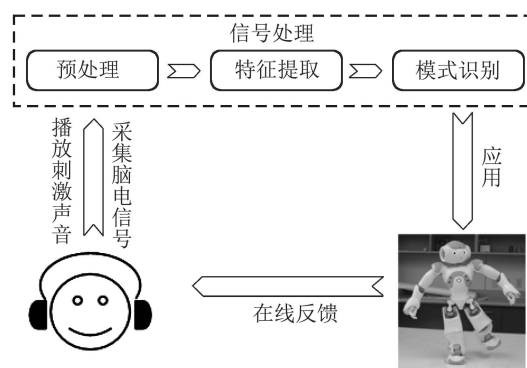


图1 听觉脑-机接口实验结构

Fig. 1 The experimental structure of auditory-based BCI

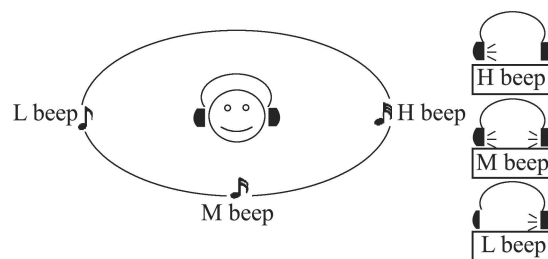


图2 声音分布示意图

Fig. 2 Sound distribution

本文利用g.USBamp超高频生物电信号采集放大器和脑电信号(electroencephalogram, EEG)专用16导电极帽采集脑电信号.实验设置的带通滤波频带为0.1~100 Hz,采样率为1200 Hz.选择Fz, Cz, Pz, Oz, F3, F4, C3, C4, C5, C6, FC3, FC4, FT7和FT8脑电极,右耳后乳突处安置参考电极,前额FPz处安置地极(如图3所示).

利用三阶巴特沃斯(Butterworth)带通滤波器进行0.1~30 Hz带通滤波,再从原始数据中每隔40个数据点选取一个数据点进行下采样,把1200 Hz的采样率信号下采样到30 Hz,来降低EEG信号的维数,消除数据的高维“灾难”.特征从刺激声音出现时的1000 ms内的数据中进行提取.再利用时空判别分析(spatial-temporal discriminant analysis, STDA)模型来作为在线分类器^[29].这种方法比被广泛应用的逐步线性判别分析^[25]和贝叶斯线性判别分析^[30]更适用于小样本下的脑电信号分类.作为线性判别分析的一种多维扩展,STDA通过空间维和时间维的协同学习来寻找最优的判别子空间.STDA有效降低特征维数的同时显著的增强了其可判别性.

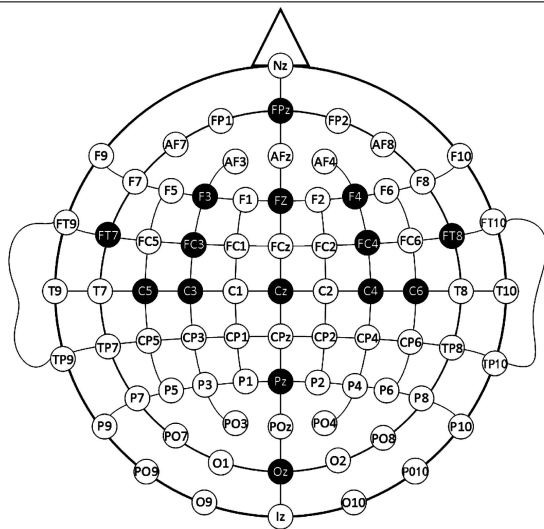


图3 导联分布图

Fig. 3 Electrodes configuration

本文利用自适应方法^[31]作为脑电信号被有效识别的判别准则, 实现听觉脑-接口系统的命令输出. 这种自适应方法主要是通过设置基础叠加次数和重复相同输出次数两个参数来实现的. 因为听觉诱发的信号相对较弱, 通过实验前调试, 选择基础叠加次数为2, 重复相同输出次数为2. 首先不看输出结果, 把前两轮信号进行叠加后记录输出结果, 然后记录叠加第3轮信号后的系统输出结果, 如果连续两次叠加后的输出结果一致, 系统会输出此结果. 听觉脑-机接口系统的使用主要分为两个阶段: 离线训练阶段和在线应用阶段. 首先, 通过离线系统采集不同声音刺激下的脑电信号, 对此信号进行滤波和特征提取, 利用取得的特征训练分类器模型. 然后, 在在线系统中, 把采集到的脑电信号进行在线滤波和特征提取, 把取得的特征输入训练好的分类器, 然后通过自适应准则得到输出命令.

3 基于听觉的脑控智能机器人系统(Construct auditory-based brain control system of intelligent robot)

基于上述听觉脑-机接口系统, 本文设计了一种基于听觉的脑控机器人系统. 该系统结构如图4(c)所示.

利用听觉脑-机接口系统对机器人进行直接控制, 将会面临控制命令单一、控制效率低和控制负担重等问题. 由图4(c)-(d)可见, 机器人离开目标的距离并不是固定的, 机器相对于不同目标的位置是不同的, 目标所在位置可能随时改变, 所以要通过步进方案控制机器人到达目标位置是非常困难的, 会带来严重的控制负担. 对于视觉缺陷的残疾人, 要寻找目标人物, 对他们来讲是非常困难的.

为了解决这个问题, 把听觉脑-机接口系统与智能机器人系统相结合, 利用机器人智能模块, 以简单人名为指令, 机器人可以根据指令自动搜寻追踪目标并到达目标位置. 这种方法将有效避免控制命令单一的

问题, 提高控制效率, 降低控制疲劳. 利用机器视觉弥补视觉缺陷残疾人的不足, 来帮助他们找到目标.

如图4所示, 以NAO25机器人作为命令接收端, NAO25机器人是双足行走机器人, 具有视觉系统、听觉系统、触觉系统及语言系统. 编程实现NAO25机器人自动搜索功能, 在搜索过程中对人脸进行在线识别, 当机器人找到目标后将停止搜索, 机器人将自动开始追踪相应人脸, 直到到达目标人脸处后停止动作(如图4(c)-(d)).

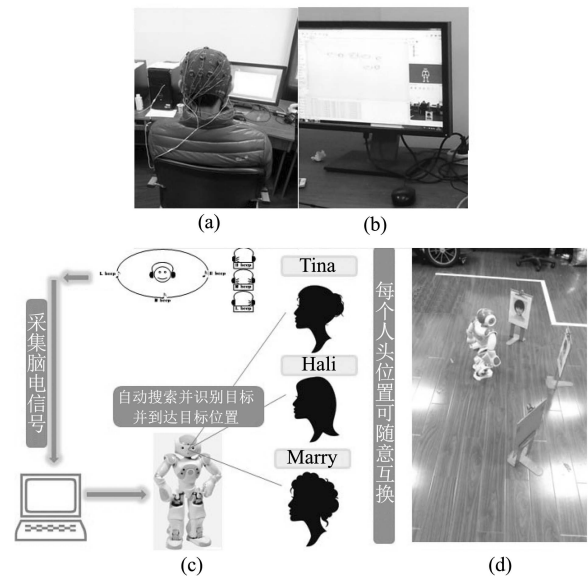


图4 基于听觉脑-机接口的智能机器人控制系统

Fig. 4 Auditory-based brain control system of intelligent robot

4 实验结果(Results)

整个实验都是在无嘈杂和电磁干扰的室内完成的. 首先安排被试坐在一个比较舒适的椅子上, 再进行EEG采集设备的佩戴和连通, 如图4(a)所示. 其中被试前方的电脑设备是用来运行刺激声音程序, 显示屏幕不对被试起作用. 这里先对被试进行听觉脑-机接口系统的使用方法培训, 要求被试在实验过程中尽量减少眼睛的转动和身体移动, 可闭上眼睛, 保持平静状态, 集中注意力在目标声音上, 并数目标声音出现的次数.

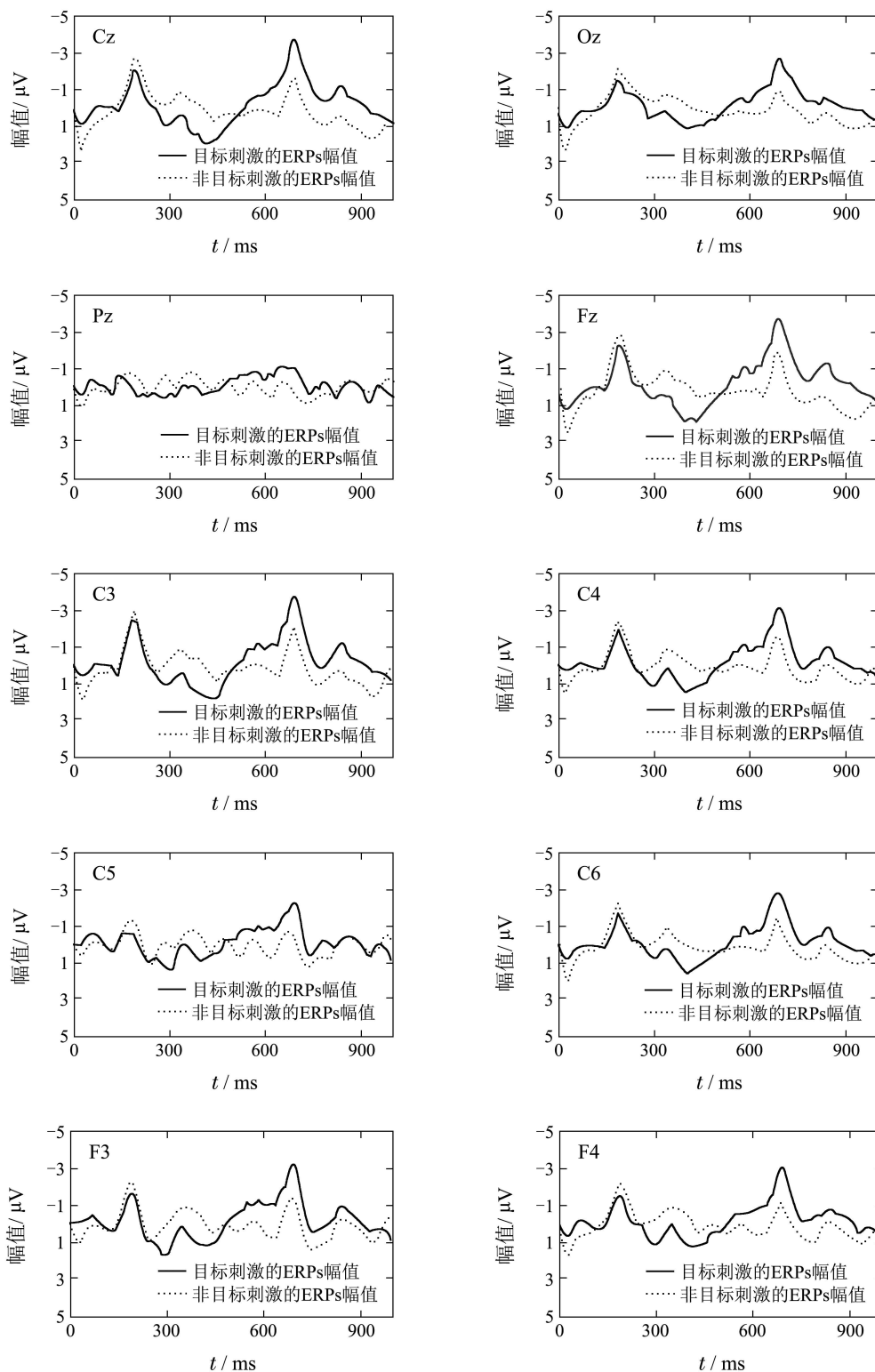
在每次试验开始前都会有一段语言提示, 告知被试所要注意的目标. 其中左边为高音beep, 对应的是Tina的人脸; 前音(双声道)是中音beep, 对应的是Hali的人脸; 右边为低音beep, 对应的是Mary的人脸. 实验包含3轮离线实验, 一轮中包含5个目标, 对于每个目标任务下, 目标声音和其他方向的非目标声音都会随机出现12下. 其中目标声音和非目标声音都是成组随机遍历不重复出现, 所以在离线状态下对于每个目标任务, 有12组声音. 在线实验中, 进行10次机器人控制, 对人脸进行追踪.

机器人距离人脸图像大约在0.8~1 m之间, 当机器人接到目标声音的识别结果后, 机器人会根据程序决策自动搜寻目标人脸, 并进行追踪. 图4(d)是目标为左

Tina时, 机器人正确走向Tina位置时的场景。

本实验一共有10名被试参加, 1女, 9男, 年龄在22~25岁之间, 皆为右利手。这10名被试分别标记为S1至S10。被试S1, S2, S8, S9和S10没有任何脑-机接口 (brain-computer interface, BCI) 实验经验, 被试S3至S7有听觉脑-机接口使用经历。图5是目标和非目标信号的平均幅值比较图。从图5可见, 目标和非目标的平均幅值存在明显差异, 并在500 ms和800 ms左右出现了明显的P300和N400。由此可见, 听觉诱发的P300和

N400具有较长的潜伏期。图6中, 统计了每个被试的N200(Fz), P300(Pz)和N400(Cz)的最高幅值点, 可以看出各个被试之间的事件相关电位(event related potentials, ERPs)是存在很大差异的, 体现了不同对象之间脑电信号的差异性。图7显示了S1, S3和S6在不同时间点的平均 R 平方值, 其中负值代表的是从负电位计算出来的平均 R 平方值, R 平方值本身是正数。图7显示, 在400~600 ms之间存在较大的正电位特征, 在800 ms左右产生了较大的负电位特征。



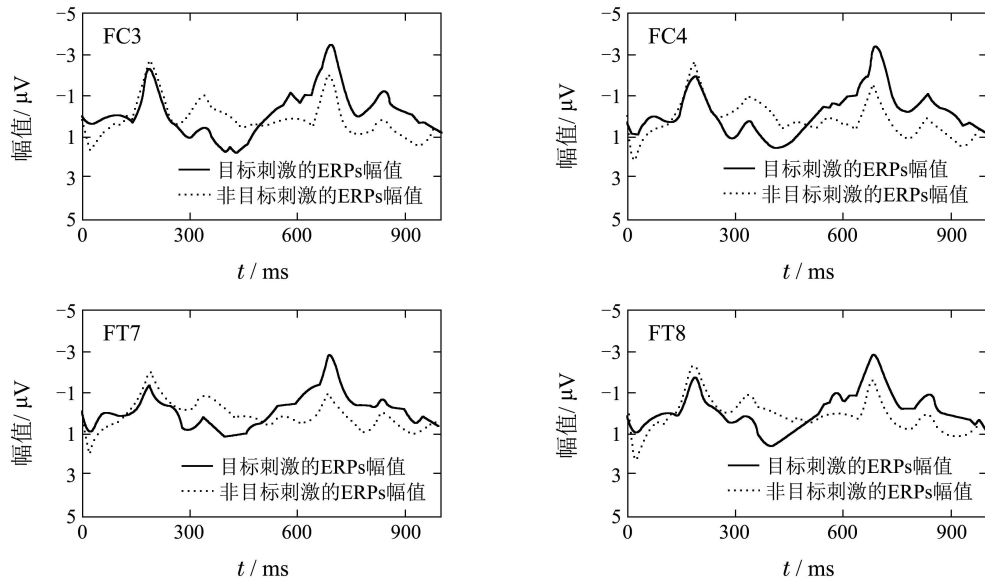


图5 14个电极位置测得目标与非目标刺激的平均ERPs幅值

Fig. 5 The mean ERPs amplitude of target and non-target trials at 14 electrodes

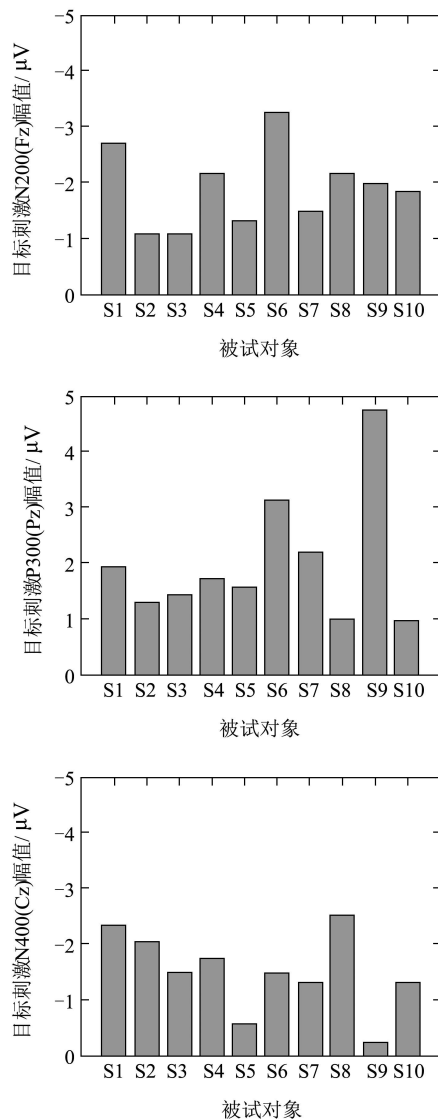


图6 目标刺激下N200, P300, N400的平均幅值

Fig. 6 The mean N200, P300, N400 amplitude of target trials

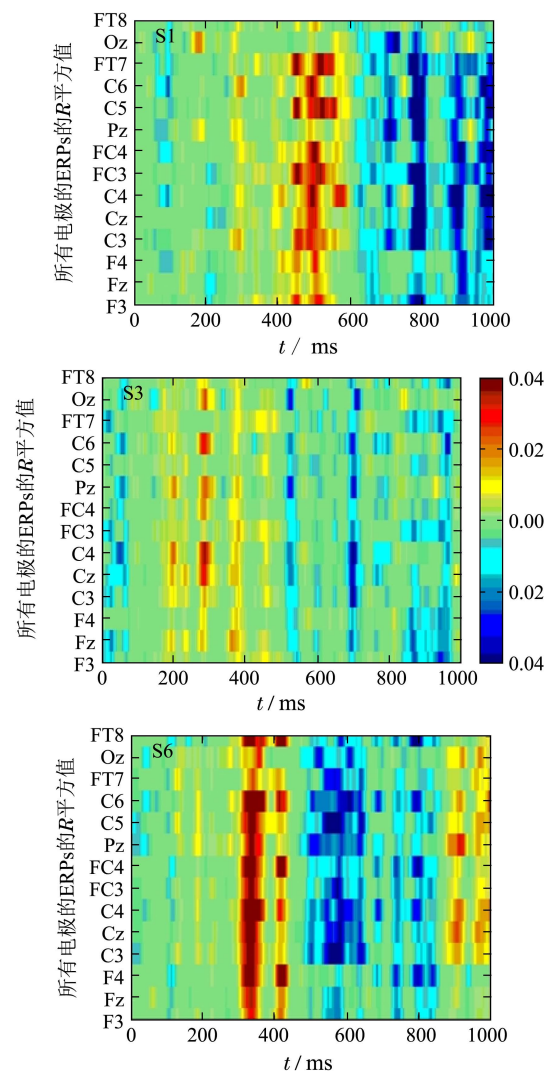
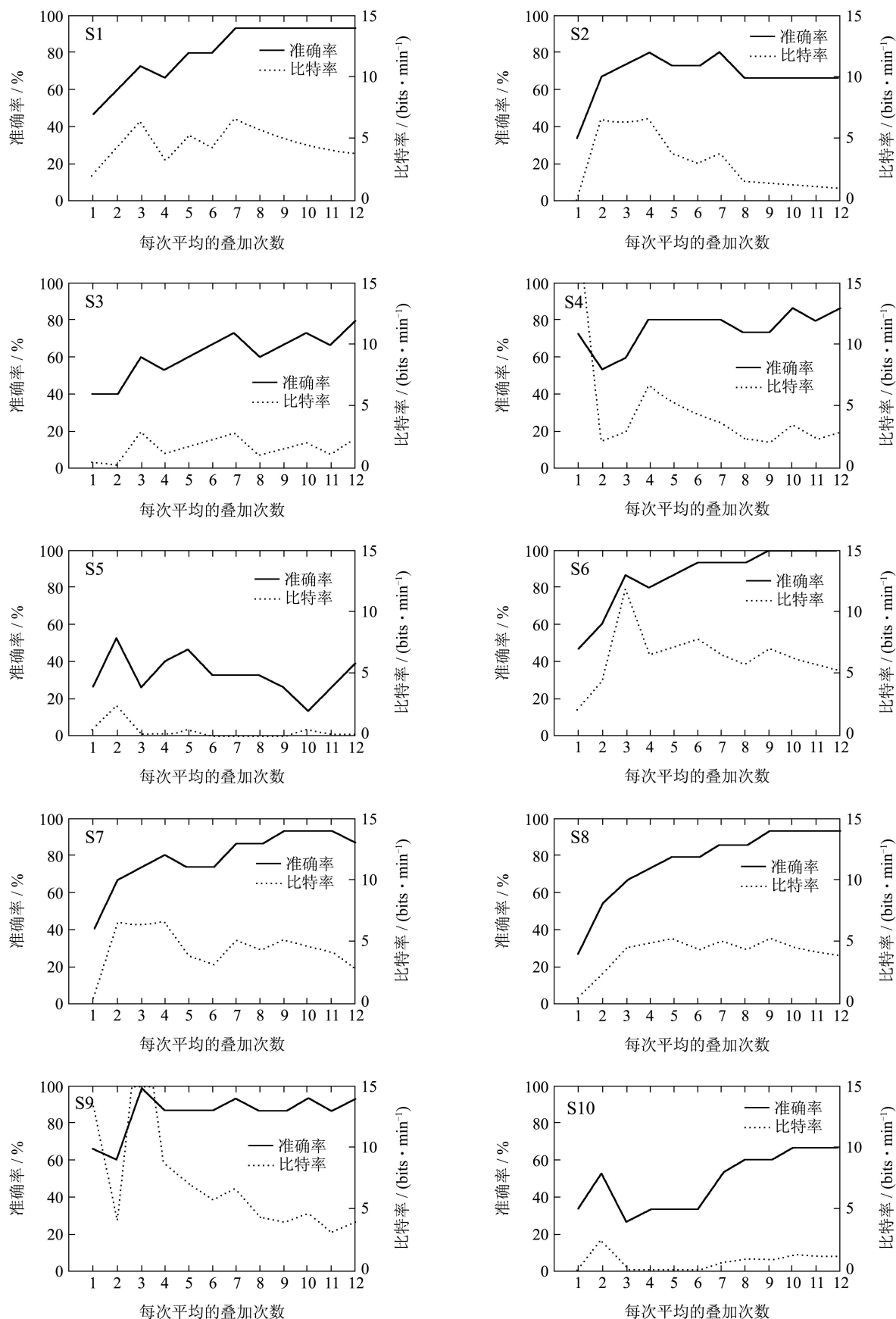
图7 被试S1, S3和S6所有电极的ERPs在0~1000 ms的 R 平方值(蓝色部分表示负信号的 R 平方值)Fig. 7 The r -squared value of ERPs between 0~1000 ms for S1, S3 and S6(The blue part is the contribution from negative potentials)

图8显示了离线实验数据在15次交叉验证后的平均分类准确率和比特率. 从图中可见, 除了S5和S10, 其他被试的信号经过一定次数叠加后, 都能得到接近80%的准确率. 从图8最后两幅所有被试的总平均分类准确率和比特率及其偏差曲线图中可以看出, 随着叠加次数的增加, 平均分类准确率有所提高, 但是平均比特率却有所下降.



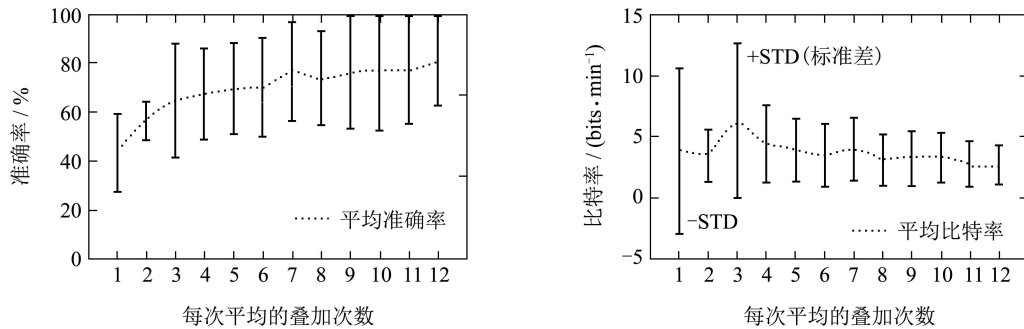


图8 10位被试的离线分类准确率和比特率曲线图

Fig. 8 The classification accuracy and bit rate of 10 subjects

表1表示10次机器人控制任务中需要的声音组数(信号叠加次数), 准确率和信息传输率. 从表1可见, 机器人能根据听觉脑-机接口的命令输出有效实现人脸的识别跟踪, 其中S1, S3和S6的任务成功率达到100%. 部分被试的准确率不高, 主要是因为被试未能通过听觉脑-机接口发出预定的准确指令.

表1 在线叠加次数、准确率与比特率

Table 1 The trials for average, classification accuracy and bit rate of online experiment

被试	均叠加数	准确率/%	比特率/(bits · min ⁻¹)
S1	6.4	100	9.9
S2	6.3	60	1.4
S3	5.3	100	12.0
S4	5.9	80	4.5
S5	6.8	50	0.5
S6	5.3	100	12.0
S7	4.1	70	3.9
S8	4.2	70	3.8
S9	4.1	60	2.1
S10	4.7	60	1.8
总均值	5.3±1.0	75±19	5.2±4.4

5 讨论与总结(Discussion and conclusion)

本文针对脑-机接口中存在的控制命令单一, 控制效率低和控制负担重等普遍问题, 提出了一种脑控系统智能化的方法, 基于机器人视觉对视觉缺陷的替补性, 构建了一种基于听觉脑-机接口的机器人智能控制系统. 该系统利用不同方位的不同声音, 提高听觉脑-机接口目标刺激的可定位性, 利用机器人的智能系统实现利用简单命令完成复杂的控制任务. 实验结果表明, 这种把脑-机接口系统和智能机器人系统相结合的设计方案是可行的, 可以降低使用者的控制任务负担, 提高脑-机接口系统的实际应用性能, 脑控系统的智能化是解决现今脑-机

接口系统普遍问题的有效途径之一.

但从图6、图8和表1可见, 不同使用者之间的信号存在很大差异, 有些被试甚至不能有效的使用本听觉脑-机接口系统. 通过改善听觉刺激范式或提高信号转换算法来进一步优化听觉脑-机接口系统的性能, 提高系统的人群适用性将进一步推进该系统的实际应用.

本文仅以基于听觉的脑-控机器人为例进行了研究, 这种研究的思路和方法也适用于其它类型的脑控系统. 这种智能化方法的广泛应用还需要进行更为系统深入的研究. 此外, 如何寻找脑-机接口和智能控制系统的有效切合点, 如何通过简单扼要的信息使得智能控制系统完成使用者预期的任务, 是此类系统急需进一步解决的关键问题.

参考文献(References):

- [1] VAN GERVEN M, WANG M, FARQUHAR J, et al. The brain-computer interface cycle [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2009, 6(4): 1771 – 1779.
- [2] ZHOU Z, YIN E, LIU Y, et al. A novel task-oriented optimal design for P300-based brain-computer interfaces [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2014, 11(5): 1 – 9.
- [3] WOLPAW J R, BIRBAUMER N, MCFARLAND D J, et al. Brain-computer interfaces for communication and control [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2002, 113(6): 767 – 791.
- [4] JIN J, DALY I, ZHANG Y, et al. An optimized ERP brain-computer interface based on facial expression changes [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2014, 11(3): 1082 – 1088.
- [5] BRUNNER P, JOSHI S, BRISKIN S, et al. Does the “P300” speller depend on eye gaze [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2010, 7(5): 1 – 9.
- [6] HOHNE J, SCHREUDER M, BLANKERTZ B, et al. A novel 9-class auditory ERP paradigm driving a predictive text entry system [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2011, 99(5): 1 – 10.
- [7] SCHREUDER M, BLANKERTZ B, TANGERMANN M. A new auditory multi-class brain-computer interface paradigm: spatial hearing as an informative cue [J]. *PLoS ONE*, 2010, 5(4): 1 – 14.
- [8] KAUFMANN T, HOLZE M, KÜBLER A. Comparison of tactile, auditory, and visual modality for brain-computer interface use: a case study with a patient in the locked-in state [J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2013, 7(129): 1 – 12.

- [9] FURDEA A, HALDER S, KRUSIENSKI D J, et al. An auditory odd-ball (P300) spelling system for brain-computer interfaces [J]. *Psychophysiology*, 2009, 46(3): 617 – 625.
- [10] 吴边, 苏煜, 张剑慧, 等. 基于P300电位的新型BCI中文输入虚拟键盘系统 [J]. 电子学报, 2009, 37(8): 1733 – 1738.
(WU Bian, SU Yu, ZHANG Jianhui, et al. A virtual chinese keyboard BCI system based on P300 potentials [J]. *Acta Electronica Sinica*, 2009, 37(8): 1733 – 1738.)
- [11] XU N, GAO X R, HONG B, et al. BCI competition 2003-data set IIB: enhancing P300 wave detection using ICA-based subspace projections for BCI applications [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(6): 1067 – 1072.
- [12] 王洪涛, 邹鹤良. 基于事件关联电位脑机接口的电视遥控异步系统 [J]. 控制理论与应用, 2012, 29(11): 1507 – 1511.
(WANG Hongtao, ZOU Heliang. Asynchronous TV remote control system based on event-related potential brain-computer interface [J]. *Control Theory & Applications*, 2012, 29(11): 1507 – 1511.)
- [13] 张艳娜, 郭凯, 孔万增. 基于BCI的下肢辅助康复系统的研究 [J]. 杭州电子科技大学学报, 2013, 33(1): 36 – 39.
(ZHANG Yanna, GUO Kai, KONG Wanzeng. Research and development of auxiliary rehabilitation system for lower limbs based on BCI [J]. *Journal of Hangzhou Dianzi University*, 2013, 33(1): 36 – 39.)
- [14] 郭丙华, 胡跃明. 考虑动力学模型的非完整移动机器人运动规划 [J]. 控制理论与应用, 2004, 21(3): 443 – 446.
(GUO Binghua, HU Yueming. Motion planning for nonholonomic robot with dynamic modeling [J]. *Control Theory & Applications*, 2004, 21(3): 443 – 446.)
- [15] LI Y, PAN J, WANG F, et al. A hybrid BCI system combining P300 and SSVEP and its application to wheelchair control [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2013, 60(11): 3156 – 3166.
- [16] LONG J, LI Y, WANG H, et al. A hybrid brain computer interface to control the direction and speed of a simulated or real wheelchair [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering: A Publication of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society*, 2012, 20(5): 720 – 729.
- [17] 伏云发, 王越超, 李洪谊, 等. 直接脑控机器人接口技术 [J]. 自动化学报, 2012, 38(8): 1229 – 1246.
(FU Yunfa, WANG Yuechao, LI Hongyi, et al. Direct brain-controlled robot interface technology [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2012, 38(8): 1229 – 1246.)
- [18] 邓志东, 李修全, 郑宽浩, 等. 一种基于SSVEP的仿人机器人异步脑机接口控制系统 [J]. 机器人, 2011, 33(2): 129 – 135.
(DENG Zhidong, LI Xiuquan, ZHENG Kuanhao, et al. A humanoid robot control system with SSVEP-based asynchronous brain-computer interface [J]. *Robot*, 2011, 33(2): 129 – 135.)
- [19] 李鹏海, 丁皓, 万柏坤, 等. 脑-机接口在移动外设控制中的应用研究进展 [J]. 生物医学工程学杂志, 2011, 28(3): 613 – 617.
(LI Penghai, DING Hao, WAN Baikun, et al. Research progress on application of brain-computer-interface in mobile peripheral Control [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2011, 28(3): 613 – 617.)
- [20] LI J, LIANG J, ZHAO Q, et al. Design of assistive wheelchair system directly steered by human thoughts [J]. *International Journal of Neural Systems*, 2013, 23(3): 1001 – 1007.
- [21] 刘甜, 李远清, 王洪涛, 等. 基于超声波传感器的脑控轮椅避障系统的研究 [J]. 计算机测量与控制, 2012, 20(9): 2393 – 2395.
(LIU Tian, LI Yuanqing, WANG Hongtao, et al. Research of brain-controlled wheelchair obstacle avoidance system based on ultrasonic sensor [J]. *Computer Measurement & Control*, 2012, 20(9): 2393 – 2395.)
- [22] BIRBAUMER N, GHANAYIM N, HINTERBERGER T, et al. A spelling device for the paralysed [J]. *Nature*, 1999, 398(6725): 297 – 298.
- [23] 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(1): 33 – 36.
- [24] VIDAL J J. Toward direct brain-computer communication [J]. *Annual review of Biophysics and Bioengineering*, 1973, 2(1): 157 – 180.
- [25] 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.
- [26] HILL N, LAL T, BIERIG K, et al. An auditory paradigm for brain-computer interfaces [J]. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 2004, 17(1): 569 – 576.
- [27] SELLERS E W, DONCHIN E. A P300-based brain-computer interface: initial tests by ALS patients [J]. *Clinical Neurophysiology*, 2006, 117(3): 538 – 548.
- [28] 王行愚, 金晶, 张宇, 等. 脑控: 基于脑-机接口的人机融合控制 [J]. 自动化学报, 2013, 39(3): 208 – 221.
(WANG Xingyu, JIN Jing, ZHANG Yu, et al. Brain control: human-computer integration control based on brain-computer interface [J]. *Acta Automatica Sinica*, 2013, 39(3): 208 – 221.)
- [29] ZHANG Y, ZHOU G, ZHAO Q, et al. Spatial-temporal discriminant analysis for ERP-based brain-computer interface [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2013, 21(2): 233 – 243.
- [30] JIN J, ALLISON B Z, BRUNNER C, et al. P300 chinese input system based on Bayesian LDA [J]. *Biomedizinische Technik*, 2010, 55(1): 5 – 18.
- [31] JIN J, ALLISON B Z, SELLERS E W, et al. An adaptive P300-based control system [J]. *Journal of Neural Engineering*, 2011, 8(3): 292 – 301.

作者简介:

王行愚 (1944–), 男, 教授, 博士生导师, 目前研究方向为脑控及其应用、智能控制、模式识别和控制理论与应用, E-mail: xywang@ecust.edu.cn;

蔡锋 (1991–), 女, 硕士研究生, 目前研究方向为基于听觉信息的脑-机接口研究, E-mail: 1083659486@qq.com;

金晶 (1981–), 男, 教授, 硕士生导师, 目前研究方向为脑-机接口、信号处理和模式识别, E-mail: jinjing@ecust.edu.cn;

张宇 (1986–), 男, 讲师, 目前研究方向为机器学习与模式识别、多维信号处理和脑-机接口, E-mail: zhangyu0112@gmail.com;

王蓓 (1976–), 女, 副研究员, 硕士生导师, 目前研究方向为智能信息处理和模式分类、复杂系统及其在人工生命科学中的应用, E-mail: beiwang@ecust.edu.cn.