

“脑-喉互补”单兵智能传感器系统

孙颖¹, 马康⁶, 陈傲北¹, 原世纪⁵, 常海龙⁵, 郑德智^{2,3}, 樊尚春^{1,4}

(1 北京航空航天大学仪器科学与光电工程学院, 北京 100191; 2 北京航空航天大学前沿科学技术创新研究院, 北京 100191; 3.北京航空航天大学精准医疗高精尖创新中心, 北京, 100191; 4.工业和信息化部量子传感技术重点实验室 北京 100191; 5.北京航空航天大学大型飞机高级人才培训班, 北京 100191; 6 北京理工大学信息与电子学院, 北京, 100081)

摘要: 为解决复杂战场环境下单兵作战能力受嘈杂环境干扰、受战术动作限制难以有效控制无人装备的问题, 本文提出了面向单兵作战的“脑-喉互补”新型感知方式。创新设计了微弱脑电信号与喉振声音感知系统, 开展人机混合智能多源信息感知研究, 实现对无人装备的多模态协同控制, 增强单兵的指令输出能力, 提升作战水平。

关键词: 稳态视觉诱发脑机接口;喉振麦克风;多模态人机交互

"Brain-throat complementary" individual soldier intelligent sensor system

Sun Ying¹, Ma Kang⁶, Chen Aobei¹, Yuan Shiji⁵, Chang Hailong⁵, Zheng Dezhi^{2,3}, Fan Shangchun^{1,4}

(1. School of Instrumentation and Optoelectronic Engineering, Beihang University, Beijing, 100191, China; 2. Research Institute for Frontier Science, Beihang University, Beijing, 100191, China; 3. Beijing Advanced Innovation Center for Big Data-based Precision Medicine, Beihang University, Beijing, 100191, China; 4. Key Laboratory of quantum sensing technology, Ministry of industry and information technology, Beijing, 100191, China; 5. Large Aircraft Advanced Training Center, Beihang University, Beijing, 100191, China; 6. School of Information and Electronics Beijing Institute Technology, Beijing, 100081)

Abstract: This paper proposes a new type of "brain-throat complementary" individual soldier intelligent sensor system. The system solves the problem of unmanned equipment control in complex battlefield environments due to the interference of noisy environments and the limitation of tactical movement. The EEG and laryngeal vibration sound perception systems are innovatively designed. The human-machine hybrid intelligent multi-source information perception is studied. The multimodal cooperative control of unmanned equipment is realized, which can enhance the command output capability of a single soldier and improve the combat level.

Keywords: SSVEP-BCI; Throat vibration microphone; Multimodal HCI

1 传感器设计背景和应用价值

单兵作战系统是二十一世纪士兵在信息化战场上使用的个人装备系统,其功能涵盖攻击、防护、侦察、通信、定位等多个方面,能实时侦察和传递信息。在复杂的战场环境下,单兵的作战能力易受嘈杂环境干扰、受战术动作限制难以有效控制外部无人装备(无人机、无人车、无人炮塔等)。无人装备与单兵平台组成作战系统,对未来陆战场有深远影响,大幅增强陆战平台的作战效能、协同作战能力。而未来战场将出现大规模无人机群、集成度越来越高的操作平台以及人工智能武器或装备等,对单兵迅速分析回应大量信息并同时进行多任务操作的能力提出了更高的要求。

针对上述需求,本文旨在设计一种“人在回路,人为核心”的新一代智能单兵作战控制系统,创新设计了微弱脑电信号与喉振声音感知系统,建立分层协同与多模控制的一体化轻量级指令处理体系。通过脑机接口(Brain Computer Interface, BCI)对无人作战装备的控制,解决单兵在保持持枪戒备情况下无法做出其他战术动作的问题,同时单兵可在安全距离上进行远程控制,直接攻击敌人同时降低自身风险,提高侦察、对抗、打击效果^[1];通过智能喉振感知与控制,利用下颚柔性传感器实现嘈杂环境中高鲁棒性、快速准确的语音控制,建立与BCI的控制相结合的端到端模型,实现对无人武器的多模态控制,增强单兵的指令输出能力,提升作战水平。

本系统能够满足未来士兵作战时对无人作战装备多维度、全方位协同控制的需求,提高单兵战场态势感知与决策的能力,提升士兵的作战效能,提高作战维度,使战场更加立体。同时能够满足未来战争中单兵作战对人机混合智能感知等多方面的需求,在复杂战场环境下实现对单兵的高质量、高自由度和全方位的多源信息感知,提高单兵有人-无人协同作战能力,提升军队作战水平和战斗力。

2 创新点与优势

本文提出的“脑-喉互补”单兵智能传感器系统具有以下创新点与优势:

(1) 创新设计了微弱脑电信号干电极传感器,以柔性电路板为基底设计了枕区部位的8阵列式弹性电极,并在电极表面镀以等电位材料,解决传统湿电极采集准备时间长、有效时间短、体验差等问题。微弱脑电信号感知系统小巧便携,实现了微伏量级脑电信号的便携采集与高性能解码,适用于极端作战环境下的长时间脑电感知,增强单兵对无人武器的控制

能力。

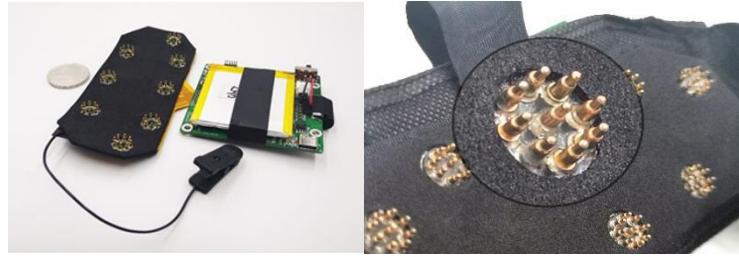


图1 微弱脑电信号干电极传感器

(2) 创新设计基于柔性压电传感器的喉振感知系统，能够捕获 20Hz 到可听频带的频率范围内的高质量信号，不受环境噪声的干扰。喉振感知系统解决嘈杂的战场环境中（110dB）拾音难、易受扰等问题，实现高信噪比的声音感知，并与脑电感知互补，提高单兵对无人武器的指令输出能力。



图2 基于柔性压电传感器的喉振感知系统

(3) 创新设计“脑-喉互补”多模态控制方案，实现喉振识别与脑电感知互补的集成混合智能控制平台，设计单兵脑电模式、单兵喉振模式、单兵脑喉融合模式、多人脑喉协作模式四种作战模式，通过喉振进行模式唤醒及切换，实现无人作战装备多控制模式分层协同，通过稳定快速的指令信号获取、传输和校验一体化轻量级控制方案，实现复杂现代战场环境下，单兵对无人作战装备的高质量、多维度的立体控制。

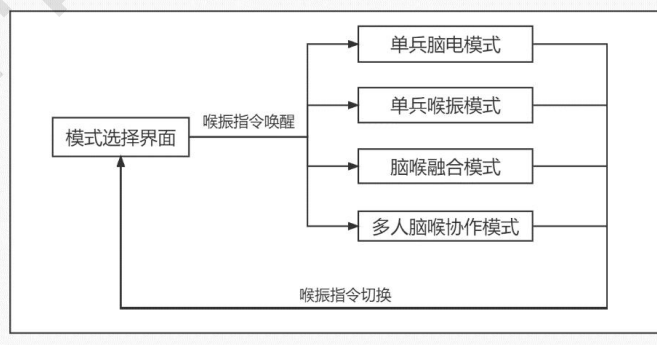


图3 “脑-喉互补”多模态控制方案

3 实现方案简介

“脑-喉互补”的单兵传感器系统主要由基于干电极传感器的微弱脑电信号感知子系统和

基于柔性压电传感器的喉振感知子系统组成，实现复杂作战环境下对士兵的多源信息感知。系统同时感知脑电与喉振信号，建立脑电与喉振信息融合的端到端模型，实现混合智能感知平台；依据作战环境特征权重模型，建立多源信息与分层协同的指令处理体系，实现对无人武器“边看边说”的多指令、多维度、高自由度和高精度的实时协同控制。

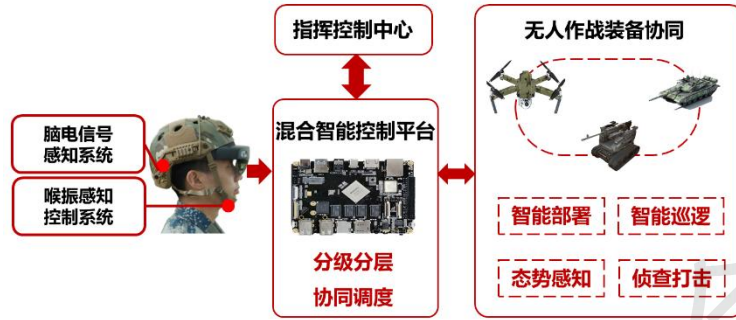


图4 “脑-喉互补”单兵智能控制系统

3.1 设计原理

(1) 微弱脑电信号感知子系统：脑电干电极传感器佩戴于士兵的后脑枕区部位，实时采集诱发的稳态视觉诱发电位（Steady-State Visual Evoked Potentials, SSVEP）^[2]。SSVEP是指当被试受到一个固定频率的视觉刺激的时候，人的大脑视觉皮层会产生一个连续的与刺激频率有关（刺激频率的基频或倍频处）的响应。基于SSVEP的脑机接口具有更高的信息传输率，且需要的训练次数较少。



图5 SSVEP原理示意图

因此，当士兵注视闪烁目标时，大脑枕区部位诱发出相同刺激频率的SSVEP。脑电干电极传感器实时采集SSVEP并进行预处理，处理后得到数字信号。通过蓝牙将数字信号传输给混合智能感知平台，得到控制指令。控制指令被以特定的编码格式传递给无人车平台控制模块，对其进行解调向无人武器发送命令，实现无人武器的操控。

(2) 喉振感知子系统：柔性压电传感器佩戴在士兵的下颌部位，它通过拾取士兵说话时脖颈部位的振动形成电声信号，属于骨导语音^[3]。通过对士兵下颌振动信号的编译与解码，完成多种喉振的控制指令，可以应用于强噪声环境下的语音获取，实现嘈杂环境下高可靠性、高灵敏度的喉振感知，辅助脑机完成更精准高效的控制。同样，在单兵需要佩戴保护呼吸的

装备（如防毒密封面罩）时，喉振感知系统可以正常使用，实现良好的沟通和控制。

3.2 设计方法

3.2.1 微弱脑电信号感知子系统

微弱脑电信号感知子系统主要由视觉刺激模块、脑电干电极传感器、信号分析模块组成。

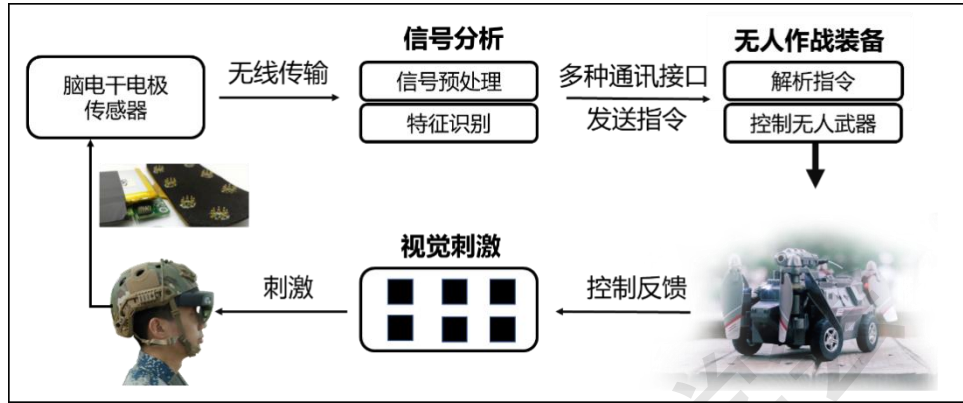


图 6 微弱脑电信号感知子系统

(1) 视觉刺激模块：视觉刺激源呈现以不同频率闪烁的刺激目标。每个刺激目标代表了不同的控制指令。因此，可以根据使用需求设置不同的目标数量、闪烁频率等。刺激目标由采样正弦编码方法的生成。通过调整每帧亮度值，使其按照正弦波方式变化，达到所需的刺激频率。频率 f 和相位 ϕ 对应的刺激序列 $\text{stim}(n, f, \phi)$ 可通过以下公式调整屏幕亮度来实现：

$$\text{stim}(n, f, \phi) = \frac{1}{2} \left\{ 1 + \sin \left[2\pi f \left(\frac{n}{R} \right) + \phi \right] \right\} \quad (1)$$

式中， $\sin()$ 产生一个正弦波， R 为显示器的刷新频率，也是正弦信号的采样率， n 为刺激序列中每一帧的序号； $\text{stim}(n, f, \phi)$ 的取值范围为0~1，通常0表示黑，1表示最高亮度。本作品设置视觉刺激频率为14.2Hz（前进）、15.2 Hz（后退）、16.2 Hz（右转）、17.2 Hz（左转）、18.2Hz（停止），刺激时长为3s。

(2) 脑电干电极传感器：本创新研制脑电干电极传感器，以柔性电路板为基底，设计了枕区部位的8个阵列式弹性电极，并在电极表面镀以等电位电极材料。头带使用柔软的弹性布料，可以使电极和头皮更好的贴合。如图7所示为干电极探针的结构图，探针内置可伸缩弹簧使得电极能够穿过头发与头皮保持良好的接触，有效降低了干电极的接触电阻，具有良好的信号感知性能。

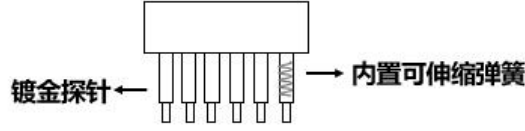


图7 干电极传感器结构

(3) 信号分析模块：本文使用基于滤波器组的典型相关分析算法（Filter Bank Canonical Correlation Analysis, FBCCA）^[4]对微弱脑电信号进行分析。FBCCA利用不同通带的带阻滤波器对输入的信号进行滤波，得到不同的子带信号，从而有效地提取出谐波，然后将谐波成分引入分类算法中。多通道的时域脑电信号使用 $\mathbf{X} = (X)_{c,s,t,b} \in \mathbb{R}^{N_c \times N_s \times N_t \times N_b}$ 表示，经过滤波器组分解成多个子带成分（，其中滤波器组是多个不同带宽的带通切比雪夫I型滤波器。标准正弦信号可以使用二维张量 $\mathbf{Y} \in \mathbb{R}^{N_c \times N_s}$ 表示，其中 N_c 表示通道数目， N_s 表示脑电样本的总数。经过带通滤波器后的各个子带的成分与标准正弦信号进行典型相关分析，对于第 k 个刺激频率 f_k ，相关向量 $\boldsymbol{\rho}_k$ 由 m 个相关系数组成，其中 m 表示滤波器组的个数。则有：

$$\boldsymbol{\rho}_k = \begin{bmatrix} \rho_k^1 \\ \rho_k^2 \\ \vdots \\ \rho_k^m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \rho(\mathbf{S}_1, \mathbf{Y}) \\ \rho(\mathbf{S}_2, \mathbf{Y}) \\ \vdots \\ \rho(\mathbf{S}_m, \mathbf{Y}) \end{bmatrix}, k = (1, 2, \dots, m) \quad \#(2)$$

将标准信号与每个子带成分进行CCA，计算得到相关系数，对每一个子带的成分赋予权重。对于相关系数向量的各分量平方，再进行加权求和，得到一个标量作为输入信号与该频率标准信号的等效相关系数 σ 。

$$\sigma_k = \sum_{i=1}^m \omega_i (\rho_k^i)^2 = \boldsymbol{\omega}^T \boldsymbol{\rho}_k^2 \quad \#(3)$$

SSVEP信号中基频和谐波的信噪比随着频率的升高而下降，所以权重系数 ω_i 的值随着频率的升高下降，表示为：

$$\omega_i = i^a + b \quad (a < 0, b > 0) \quad \#(4)$$

最后寻找 σ_k 中值最大的一个， k 对应的标准信号的频率即作为SSVEP信号的频率特征。

3.2.2 喉振感知子系统

微弱脑电信号感知子系统主要由柔性压电传感器、蓝牙、信号放大模块和信号分析模块组成。



图 8 喉振感知子系统

(1) 柔性压电传感器：柔性压电传感器集成于安全头盔的帽带上，与工人的下颚处贴合，将混合硬件固定于头盔内部，既保证了可穿戴振动信号采集模块的使用效果，又不会带来额外的佩戴负担，提高了佩戴的舒适性。本作品使用 SDT Shielded Piezo Sensors 系列柔性压电传感器，与信号放大器相连接。该柔性压电传感器元件尺寸为 28.6 mm x 11.2 mm x .13 mm，整体尺寸为 44.5 mm x 19.7 mm x 3.2 mm，最小阻抗为 1MΩ，最小输出电压为 15V，作用力可以达到 2%的应变，输出标准是 15-20mV/μ应变。

(2) 信号放大器及蓝牙模块：选择了一个小尺寸的多功能三运放仪表放大器 INA333。它具有低功率、零漂移和轨至轨输出，可以放大微弱的信号。语音振动信号可以被放大，以获得更明显的声带振动特征。硬件增强的增益为 G。根据语音振动信号的特点，设置不同的 R_G 来改变弱信号的放大效果。同时，为了方便操作和佩戴，使用博通 BCM20745 蓝牙耳机模块板将语音信号传至信号分析模块。

$$G = 1 + \left(\frac{100k\Omega}{R_G} \right) \quad (5)$$

(3) 信号分析模块：本作品对柔性压电传感器测得的声音频率特性进行分析，设计包括语音增强和语音识别的信号分析方法。语音增强部分使用基于语音信号功率谱密度 (PSD) 的多窗谱谱减法，提高语音振动信号的信噪比。对增强后的每一段语音，画出一个对应的频谱图可以被画出来作为语音识别的输入。语音识别部分使用基于深度全卷积神经网络，它主要分为输入层、卷积池层和输出层。

3.4 实验验证过程

(1) 脑电干电极性能测试结果：干电极的识别准确率较湿电极而言在数据长度为 1s 的时候略低，而采用 2s 的数据长度后干电极的正确率增加，具有良好的采集性能。

电极种类	实验次数	数据截断长度	正确率
湿电极	45 次	1s	97.7%
		2s	100%
干电极	45 次	1s	95.5%
		2s	98.6%

对采集到的脑电数据从 0 时刻开始截取不同的时间长度的数据，分别取其前 0.5s、1s、2s、2.5s、3s 的数据进行 FBCCA 计算。如果 FBCCA 得到的最大相关系数对应的标准信号频率与目标频率相同，则正确，否则认为错误。如图 9 所示，为所有数据正确率的平均值，并且标出了数据点的误差棒。可以发现，刺激时间超过 1.5 秒以后全部被试的正确率都超过了 90%，2 秒后全部被试的正确率基本达到 100%，满足单兵作战对无人武器的控制需求。

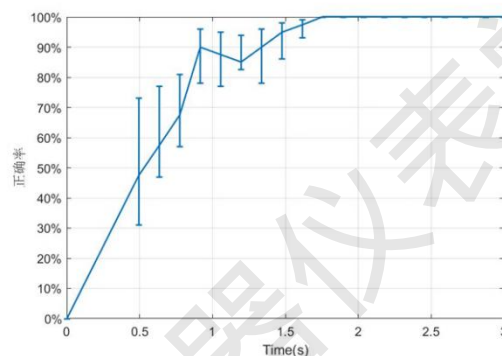


图 9 SSVEP 的正确率-时间关系曲线

(2) 柔性压电传感器性能测试结果：在 90dB 背景噪声干扰下，同时利用声学麦克风与柔性压电传感器进行“北京航空航天大学”声音感知测试；声学麦克风的语谱图在 2kHz 以上能量颜色变深，捕获大量噪音，抗噪音干扰能力弱；柔性压电传感器的语谱图颜色稍微变深，背景噪声极小，具有抗高分贝噪音干扰的特点。

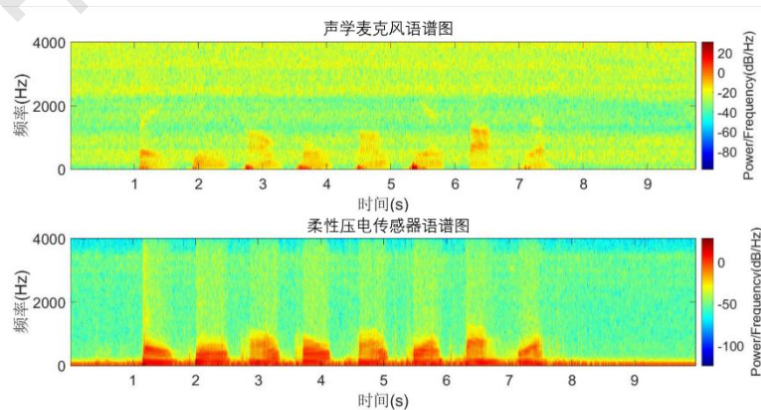


图 10 高噪声干扰下语音的语谱图

同时，对喉振语音进行了主观与客观的评价。语音质量感知评价（PESQ: -0.5~4.5）^[5]和短期客观可懂度（STOI: 0~1）^[6]的值分别为 2.01 和 0.66。主观评价以问卷的形式进行，共有 103 人参与了打分（0-5 分），计算得到的平均意见得分（MOS）^[7]为 3.48 分。

参考文献:

- [1] 杨建,刘进,吴明曦,等.脑机技术发展及其对军事领域的影响[J]. 国防科技, 2013 (06):24-28.
- [2] 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.
- [3] P. Tran, T. Letowski, M. McBride, Bone conduction microphone: Head sensitivity mapping for speech intelligibility and sound quality, in: 2008 International Conference on Audio, Language and Image Processing, 2008, pp. 107–111.doi:10.1109/ICALIP.2008.4590150.
- [4] Chen X, Wang Y, Nakanishi M, et al. High-speed spelling with a noninvasive brain–computer interface, 2015, 09:E6058-E6067.
- [5] I.-T. Recommendation, Perceptual evaluation of speech quality (pesq): An objective method for end-to-end speech quality assessment of narrow-band telephone networks and speech codecs, Rec. ITU-T P. 862 (2001).
- [6] C. H. Taal, R. C. Hendriks, R. Heusdens, J. Jensen, An algorithm for intelligibility prediction of time–frequency weighted noisy speech, IEEE Transactions on Audio, Speech, and Language Processing 19 (7) (2011) 2125–2136.
- [7] Y. Itoh, K. Tajima, N. Kuwabara, Measurement of subjective communication quality for optical mobile communication systems by using mean opinion score, in: 11th IEEE International Symposium on Personal Indoor and Mobile Radio Communications. PIMRC 2000. Proceedings (Cat. No.00TH8525), Vol. 2, 2000, pp. 1330–1334 vol.2. doi:10.1109/PIMRC.2000.881635.