DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20230305

·技术方法·

基于头部姿态和肌电信号的意识丧失监测与唤醒系统

吴　持[1,2]，姚永杰[2*]
1. 上海理工大学健康科学与工程学院，上海 200093
2. 海军军医大学（第二军医大学）海军特色医学中心，上海 200433

［摘要］ **目的**　开发一套完整系统以监测飞行员持续性正加速度引发的意识丧失（G-LOC）并及时唤醒，从而缩短飞行员空中失能时间。**方法**　本系统采用 MPU6050 惯性传感器和无锡市思知瑞科技有限公司生产的肌肉传感器实时获取飞行员所处环境的头部姿态和肌电特征，完成了系统硬件设计、主程序设计、头部姿态监测模块设计、肌电信号采集处理模块和上位机界面显示设计，并进行系统测试和离心机测试。系统测试通过预先采集被试 2 min 静息状态和肌肉收缩状态下的肌电信号、人体平视前方和极力低头的头部姿态角，个性化设定肌电信号和头部姿态角度的阈值，加速度阈值为测试环境下的重力加速度。离心机测试是通过在动物离心机上摆放姿态角的位置模拟人体抬头与低头的过程，加速度阈值设为 3 G，此测试环境的正加速度为 4、6、8 G。**结果**　该系统能实时捕捉被测人员的头部姿态和肌电信号的生理特征，并及时发出语音提醒，在规定时间内未得到反馈（抬头、 肌电恢复）能立即进入警报唤醒模式，且能在离心机上使用。**结论**　该系统的功能完备、逻辑完整、实用性强，进一步实验完善后有实际应用的可能。

［关键词］ 正加速度；意识丧失；头部姿态；肌电信号；唤醒
［引用本文］ 吴持，姚永杰. 基于头部姿态和肌电信号的意识丧失监测与唤醒系统［J］. 海军军医大学学报，2024，45(11):1425-1433. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20230305.

A monitoring and arousal system for loss of consciousness based on head posture and electromyographic signals

WU Chi[1,2], YAO Yongjie[2*]
1. School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China
2. Naval Medical Center, Naval Medical University (Second Military Medical University), Shanghai 200433, China

［**Abstract**］ **Objective**　To develop a full system to monitor G-induced loss of consciousness (G-LOC) of pilots caused by continuous positive acceleration and wake up them in time, so as to shorten the airborne unconsciousness time of pilots. **Methods**　The system used MPU6050 sensor and SICHIRAY muscle sensor to obtain the head posture and electromyogram (EMG) characteristics of the pilot's environment in real time. After system hardware design, main program design, head posture monitoring module design, EMG signal acquisition and processing module and upper computer interface display design, the system test and centrifuge test were carried out. The system test set the threshold of the EMG signal and the head posture angle by collecting the EMG signals of the subjects 2 min at rest and under muscle contraction and the head posture angle of the human body looking forward and bowing as hard as possible, and the acceleration threshold was the gravity acceleration in the test environment. The centrifuge test simulated the process of raising and bowing of the human body by placing the position of the attitude angle on the animal centrifuge. The acceleration threshold was set at 3 G, and the positive acceleration of this test environment was 4, 6, and 8 G. **Results**　The system could capture the head posture and the physiological characteristics of EMG signals in real time, send out voice reminders in time, and could immediately enter the alarm wake-up mode when failed to receive feedback (head up, EMG recovery) within fixed time. And it could be used on centrifuges. **Conclusion**　This system has complete function, complete logic and strong practicability. It is possible for practical application after further experimental improvement.

［**Key words**］ positive acceleration; unconsciousness; head posture; electromyographic signals; arousal
［**Citation**］ WU C, YAO Y. A monitoring and arousal system for loss of consciousness based on head posture and electromyographic signals[J]. Acad J Naval Med Univ, 2024, 45(11): 1425-1433. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20230305.

［收稿日期］ 2023-06-01　　［接受日期］ 2023-10-10
［作者简介］ 吴　持，硕士生. E-mail: 3302297784@qq.com
*通信作者(Corresponding author). Tel: 021-81883151, E-mail: 648319648@qq.com

飞行员在飞行过程中会承受噪声、空间定向障碍及由持续性正加速度引发的意识丧失（G-induced loss of consciousness，G-LOC）等生理压力，其中最危险的是空间定向障碍和 G-LOC[1]。G-LOC 主要发生于战斗机作盘旋、筋斗、俯冲改出等特技飞行时，此时飞行员会受到从头部指向足部的惯性离心力的作用，这种方向的加速度称为正加速度（单位：G）。当人体持续暴露于正加速度环境时，血液会向下身转移，导致脑部缺血缺氧，为了应对由此引起的脑供血不足，压力感受器会进行反射调节以维持脑部的血液供应。然而，这一调节过程需要 6～9 s，而大脑对缺氧的耐受性非常有限，其储备时间通常只有 4～6 s，因此在暴露于持续性正加速度约 5 s 时就会发生视觉障碍（灰视、黑视），直至出现 G-LOC[2]。在特技飞行过程中，飞行员的加速度峰值可达 9～10 G[3]，增长率高达 6 G/s，持续时间为 15～45 s，在此条件下极易引发 G-LOC。G-LOC 包括绝对意识丧失（意识完全丧失）和相对意识丧失（意识恢复，但处于精神紊乱和定向障碍状态，操作能力未恢复）2 个阶段，Whinnery 等[4]指出这 2 个阶段各持续约 12 s，一些机组人员可能需要更多的时间（≥2 min）来完全恢复认知能力和有效行动的能力[5]。

据报道，大约 25% 的美国空军飞行员发生过 G-LOC，1973 年的调查表明我国空军空中晕厥的发生率约为 4.3%，美国 1988 年的统计报告中显示战斗机飞行员发生 G-LOC 的可能性为 12%～30%[6]。1982－1990 年美国空军因 G-LOC 共造成 18 起飞行事故，其中死亡 14 人、重伤 3 人、生还 1 人[6]。

目前针对 G-LOC 的主要防护措施包括使用抗荷服、做抗 G 动作、正压呼吸、后倾座椅（座椅靠背与垂直角度＞30°）等[7-8]，但这些措施只能减少 G-LOC 的发生，并不能完全避免。为了更有效地应对 G-LOC 问题，研究意识丧失监测与唤醒系统尤为重要。通过该系统或许能及时捕捉飞行员的 G-LOC 状态并唤醒，从而缩短飞行员的空中失能时间，以在一定程度上避免灾难性后果的发生。

本课题组研发了一套意识丧失监测与唤醒系统，可以实时监测飞行员所处环境的正加速度值、飞行员的头部姿态及小腿腓肠肌肌电信号。当飞行员处于高过载状态时，若系统监测到飞行员低头异常（头颈部姿态角大于预设值）或肌电信号异常（肌电信号的积分绝对值小于预设值）时，会发出“请抬起头或腿部用力”的语音提醒，此时若飞行员在规定时间内未采取相应的应答反馈（如抬头、腿部用力使肌肉收缩），系统则启动振动和警报声来唤醒飞行员。飞行员的肌电信号和头部姿态同时出现异常时，此系统可直接进入振动警报的唤醒模式，之后当肌电信号和头部姿态恢复正常后系统自动关闭语音提醒和唤醒警报。意识丧失监测与唤醒系统的佩戴示意图见图 1。

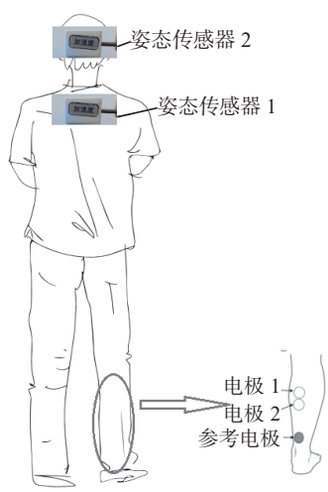

图 1　G-LOC 监测与唤醒系统的佩戴示意图

G-LOC：正加速度引发的意识丧失.

1　G-LOC 监测与唤醒系统的设计

1.1　*头部姿态监测技术*　姿态角用来描述物体在空间中的姿态和朝向，包括俯仰角（pitch）、偏航角（yaw）、翻滚角（roll），俯仰角是描述绕着 *Y* 轴旋转的角度变化（表现为抬头和低头），翻滚角和偏航角则是描述绕 *X* 轴、*Z* 轴旋转的角度变化（表现为头部翻滚和偏转）[9]，如图 2 所示。飞行员发生 G-LOC 时，由于颈部肌肉松弛，其头部会发生明显下垂，微电子机械系统（micro electromechanical system，MEMS）传感器可用于监测头部姿态。该传感器按照轴数分为 3、6 和 9 轴传感器，3 轴传感器测量 *X*、*Y*、*Z* 轴 3 个方向的加速度，6 轴传感器在 3 轴传感器的基础上增加了 3 轴陀螺仪，9 轴传感器在 6 轴传感器的基础上增加了 3 轴地磁传感器。本项目不需要判断准确方向，但如果仅使用 3 轴传感器确定姿态则数据噪声太大，因而使用 6 轴传感器，选用的是正点原子 MPU6050 惯性传感器。

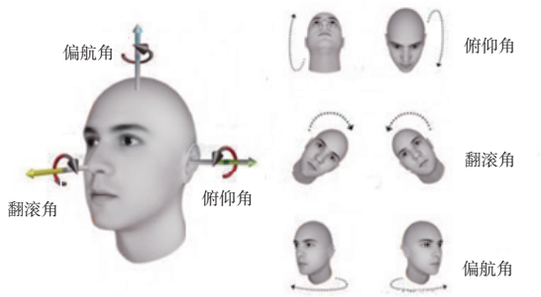

图 2　飞行员头部姿态角示意图

1.2　肌电信号采集和处理技术　肌电信号是指肌肉收缩时由神经系统控制神经元产生的电信号，是肌肉运动单位的电活动，包括表面和肌内肌电信号 2 种类型[10]。肌电图采用无创电极和有创电极分别记录表面肌电信号和肌内肌电信号。

肌电图通过电测量读取由中枢神经系统运动神经元产生的肌电信号[11]，肌电信号采集系统通常由多个关键部分组成，包括肌电传感器、放大器、滤波器和数据采集器等。肌电传感器可以是表面电极或穿刺电极，用于检测肌肉表面或深层肌肉的电信号；放大器用于增强信号的强度；滤波器用于去除噪声和干扰信号；数据采集器将处理后的信号进行数字化并保存到计算机或移动设备中。

肌电信号处理技术包括预处理、特征提取和分类。预处理用于去除噪声和干扰信号，如使用高通滤波器去除基线漂移；特征提取用于提取有用的信息，如幅度、时域、频域和小波特征；分类则用于将信号分类为特定的肌肉动作或状态，如使用机器学习算法进行分类[12]。常用统计分析的方法提取肌电信号的特征，如统计短时的能量数值（计算取绝对值的肌电信号曲线下面积）、统计肌电的幅值特征（时域）、肌电的频率特征（频域）、过零率等[13]。

飞行员处于正加速度状态时下肢肌肉会持续用力以抵消惯性力，肌电信号的能量较大；发生 G-LOC 后肌肉松弛，肌电信号的能量较小，因而可用正加速度时肌电信号能量大小判断飞行员是否发生 G-LOC。

1.3　意识丧失的唤醒技术　感觉刺激能够缩短相对失能期，可进行干预的途径包括最优频率音调的声音报警、最佳位置和波长的光刺激以及电刺激、机械刺激、热刺激等[14]。本研究采取语音唤醒和振动的干预方式来唤醒飞行员。

1.4　系统硬件设计框架　如图 3 所示，系统采用 2 个 MPU6050 惯性传感器来采集系统加速度和角速度，通过求 2 个姿态传感器（位置如图 1 所示）差值的方式实时获取头颈部姿态差，微控制单元与惯性传感器之间采用串行通信［集成电路总线（inter-integrated circuit，IIC）］，与 WiFi 模块和语音模块之间采用串口通信［通用异步收发传输器（universal asynchronous receiver/transmitter，UART）］。使用无锡市思知瑞科技有限公司生产的肌肉传感器采集肌电前端的模拟信号。

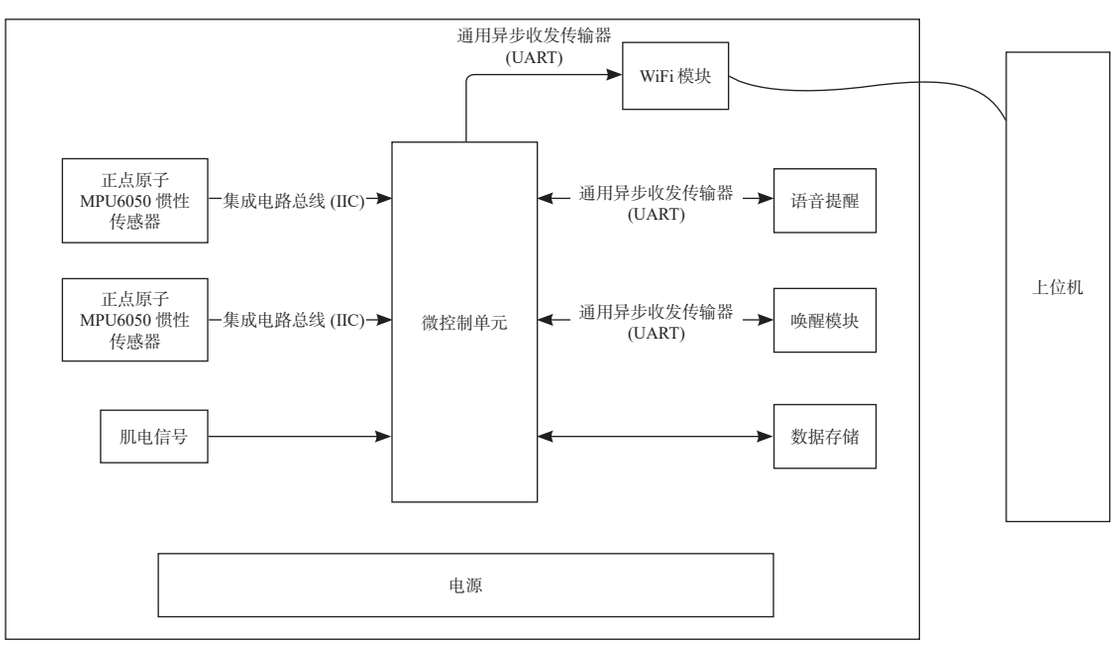

图 3　G-LOC 监测与唤醒系统整体框架图

G-LOC：正加速度引发的意识丧失.

1.5　主程序设计　主工作流程如图 4 所示，微控制单元周期性采集传感器的数值，若上位机连接则将数据发给上位机，计算出头部和颈部姿态并提取肌电特征。根据设置的阈值判断飞行员是否处于 G-LOC 状态，如果是则语音提示飞行员，此时若飞行员无交互式应答（如抬起头），则给予持续的语音警报刺激。

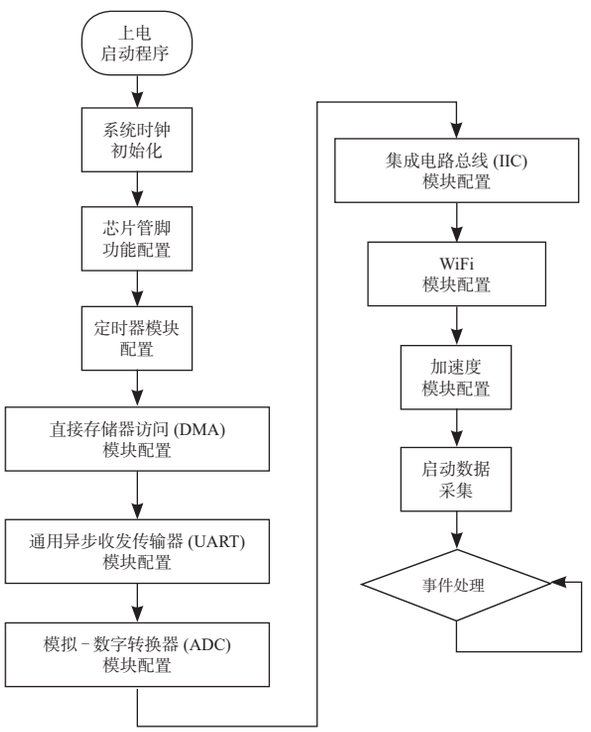

图 4　微控制单元主工作流程图

意识丧失判断核心算法的状态转换如图 5 所示，姿态差取的是 pitch 和 roll 差值的最大值，其计算语法为：pitch 差值＝(|pitch1－pitch2|＜180)?|pitch1－pitch2|:(360－|pitch1－pitch2|)，式中 pitch1 和 pitch2 分别为 2 个惯性传感器获取的 pitch 值。roll 差值计算方法与之类似。对于肌电信号，选取反映肌肉收缩特征的绝对值积分（integral of the absolute value，IAV）作为特征值，计算公式：$IAV=\sum_{N=1}^{n}|x_n|$，式中 N 为所取肌电数据的点数。语音提示会发出“请抬起头或腿部用力”的指令，唤醒状态下则是振动和警报声音刺激。

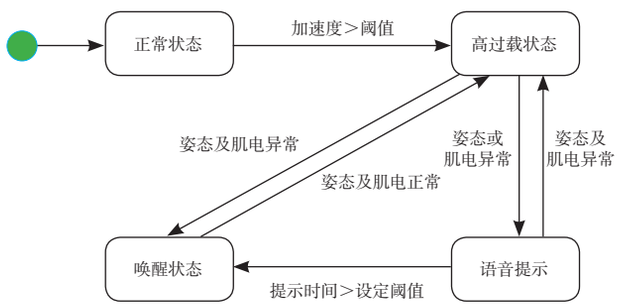

图 5　意识丧失判断核心算法状态转换图

1.6　头部姿态监测模块设计　姿态的解算利用 MPU6050 惯性传感器自带的数字运动处理器完成，通过 IIC 接口向控制端传输 3 轴加速度和 3 轴姿态角（pitch、roll、yaw）。

1.7　肌电信号采集处理模块设计　本项目采用差分电极采集肌电信号，原理框图见图 6，包括前端放大、带通滤波、整流、低通滤波取包络和参考信号产生。本模块采用电路的供电电压（volt current condenser，Vcc）为 3.3 V 的单电源供电，参考信号为直流信号 Vcc/2。带通滤波范围为 1～1 000 Hz[13]，整流和低通滤波用于取出肌电信号的幅值包络，降低后端模拟至数字转换器的采样频率。

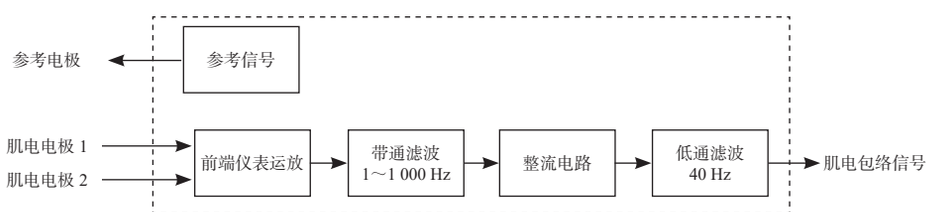

图 6　G-LOC 监测与唤醒系统肌电信号采集原理框图

G-LOC：正加速度引发的意识丧失.

使用 LTspice XVII 软件（美国 ADI 公司）进行电路设计和性能仿真，肌电信号采集电路设计如图 7 所示。肌电信号的放大分为 2 级，精密整流电路采用 4 个二极管结构。系统采用 3.3 V 单电源供电，所用放大器必须能够在低电压时正常工作，前端仪表运放必须满足高输入阻抗、高共模抑制比和低噪声等特性。前端仪表放大器使用 AD8236，输入阻抗为 440 GΩ ||1.6 pF，高共模抑制比为 110 dB，输出噪声为 76 nV/sqrt（Hz），后级精密运放使用 AD8648。前端仪表放大电路中为了避免直流信号的放大造成输出信号溢出，仪表运放的增益电阻串联了一个 100 μF 的电容，实际输入和输出如

图 8 所示（交流放大增益 G＝100），仪表运放的 3 dB 带宽（0.4～800 Hz）涵盖了肌电信号的频率范围（10～500 Hz）。当 2 个肌电电极直流电平相差 0.1 V 时，由于 100 μF 电容的存在，仪表运放的输出没有溢出，仍然能正常工作。

肌电信号采集电路的输入和输出如图 9 所示，系统电路能够完成肌电信号的采集、放大和取包络功能。

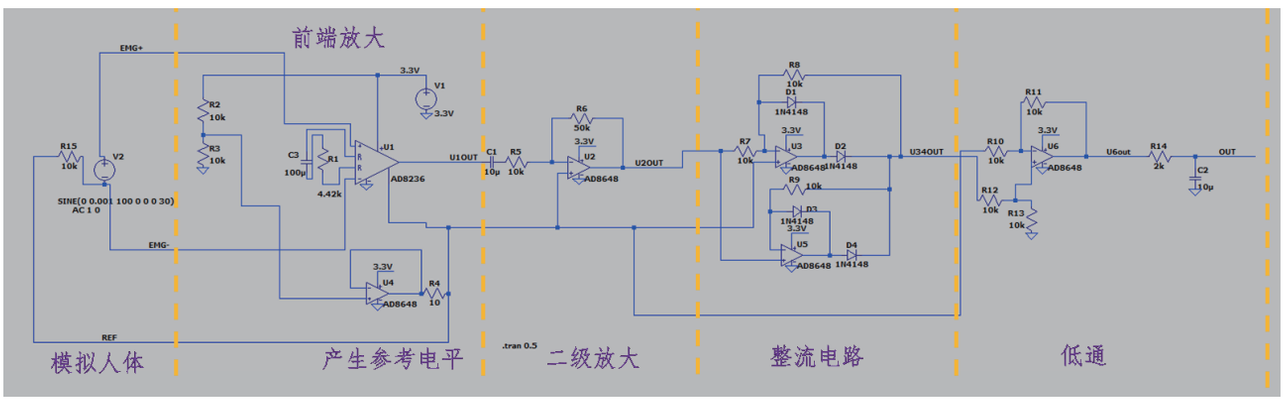

图 7　肌电信号采集电路设计图

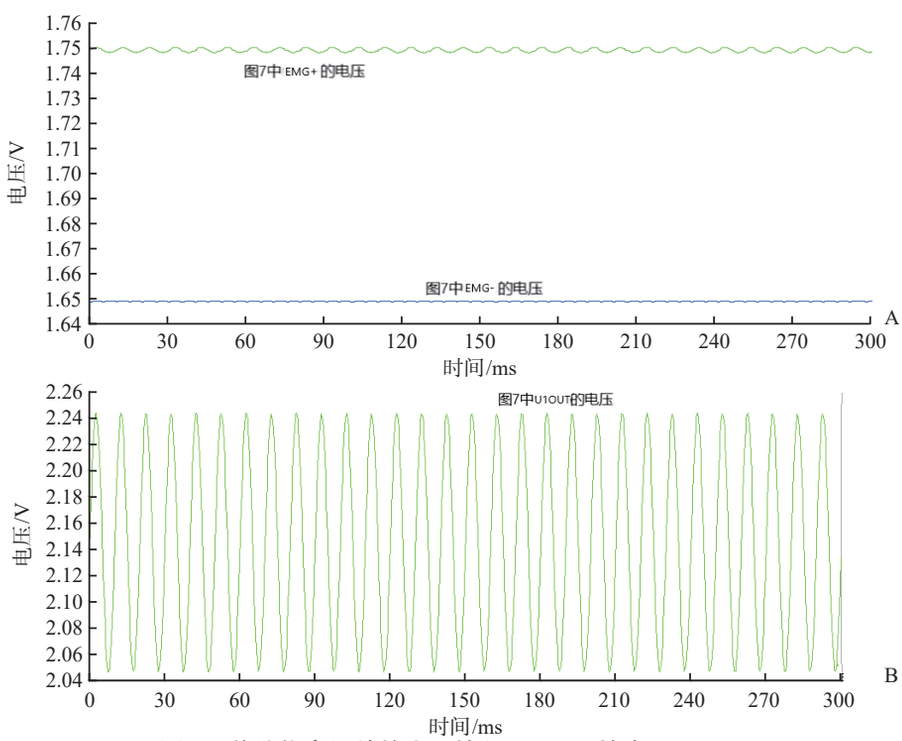

图 8　前端仪表运放的实际输入（A）、输出（B）

EMG：肌电图.

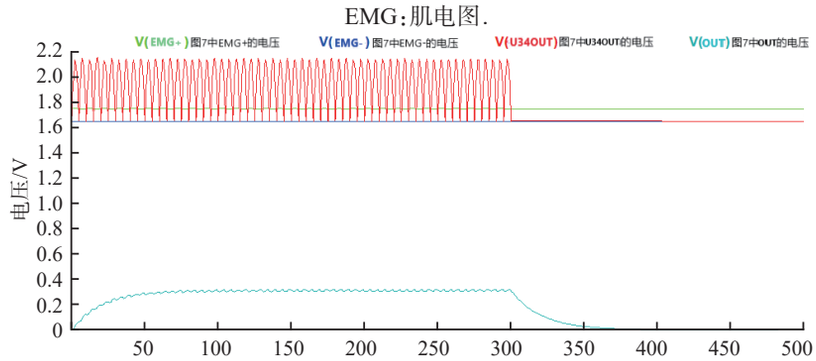

图 9　肌电信号采集电路的输入和输出

EMG：肌电图.

1.8　上位机界面显示信息　PC端程序使用Matlab R2021a软件开发，显示界面如图10所示，软件实现功能包括阈值配置、姿态和肌电数据实时显示（肌电采用曲线显示）、数据存储、姿态校准、传感器姿态差数据显示、头背部姿态差的动画展示。PC端软件和硬件系统之间通信采用传输控制协议（transmission control protocol，TCP）协议，硬件系统作为WiFi热点。PC连接系统硬件的WiFi热点后，启动软件，软件自动连接硬件系统。当连接成功后左下角指示灯显示绿色，连接失败时为灰色。点击“开启保存”时，软件在实时显示数据的同时将获取的传感器数据保存。

PC端程序的设计采用事件机制，事件主要有按键动作和网络数据包2种：（1）按键动作发生时，程序执行响应的动作；（2）网络接收到数据包后，程序解析数据并刷新显示。

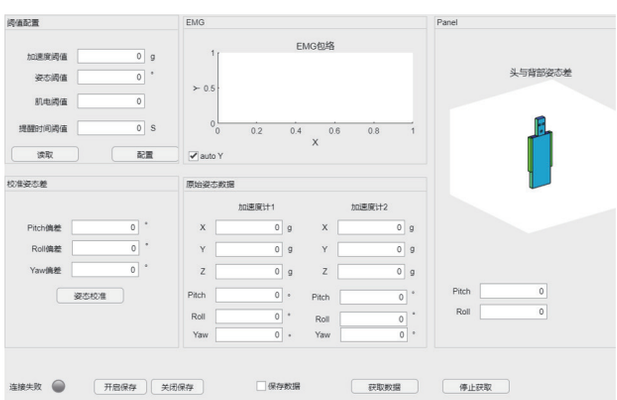

图10　PC端上位机程序显示界面

EMG:肌电图.

2　系统测试和离心机测试的方法和结果

系统设计并实现后，由于伦理学的限制无法完成人体在高过载环境下的G-LOC试验。本研究的实验测试分为重力加速度环境下的人体试验及正加速度为4、6、8 G的离心机实验，人体试验通过预先采集肌电信号和头部姿态角来设定相关阈值，加速度阈值则为重力加速度，测试该系统是否达到预期报警及唤醒响应效果。离心机测试是通过将姿态传感器固定在离心机的相对位置（0°与90°），模拟人体抬头与低头，测试该仪器是否能在高过载环境下正常运行。

2.1　系统测试　按照图1的方式给被试佩戴上设备，测试开始前采集2 min被试静息状态和肌肉收缩状态的肌电信号（图11A），发现此时静息状态下的肌电信号基本＜1 000 μV，而肌肉收缩时的信号都要＞3 000 μV。人极力低头时俯仰角约为50°，如图11B所示。将肌电阈值和头部姿态角阈值设为1 000 μV和50°，语音提醒时间设为10 s。

从以下3个方面分别对系统进行测试：（1）头部正常平视前方，脚后跟反复做用力抬起、放下的动作后着地保持静息状态（≤10 s）；恢复反复抬起、放下的动作，一段时间后脚后跟着地保持静息状态；10 s后再做抬起、放下的动作。

（2）脚后跟反复做用力抬起、放下的动作，脚掌不离地（使腓肠肌收缩，肌电信号强）；极力低头，10 s后抬起正常平视前方；随后极力低头＜10 s，再抬起平视前方。

（3）极力低头，同时腿部保持静息约10 s，而后抬头平视前方同时脚后跟反复做用力抬起、放下的动作。

结果测试（1）中肌肉进入静息状态时开始语音提醒，语音提醒超时则进入警报唤醒状态；当肌肉恢复至收缩状态则退出语音提醒和警报状态，恢复正常（图11C）。测试（2）中极力低头时随即进入语音提醒状态，提醒超时则进入警报唤醒状态；过程中倘若姿态恢复则会退出提醒和警报状态（图11D）。测试（3）中直接进入警报模式，当肌肉收缩且头部姿态回正后便不再发出警报声（图11D）。以上结果均符合预期。

2.2　离心机系统测试　系统在空军军医大学实验室的动物离心机上做加速度和姿态角的测试，设置加速度阈值和角度报警阈值分别为3 G和30°，离心机运转模式为4、6、8 G各40 s。按以下2种方式将设备固定在离心机上：（1）如图12A所示，将2个姿态传感器平放并固定，模拟人未发生头部下垂。（2）如图12B所示，将一个姿态传感器平放，另一个在*Y*轴旋转90°并固定，模拟人头部发生下垂。实际上人的头部下垂角度不会到达90°，为方便固定所以选择90°。

测试结果（图13）：方式（1）全程未语音提醒或警报；方式（2）在加速度超过3 G时开始语音提醒，10 s后进入警报唤醒模式。证明该设备能在高过载环境下使用，测试结果与预期相符。

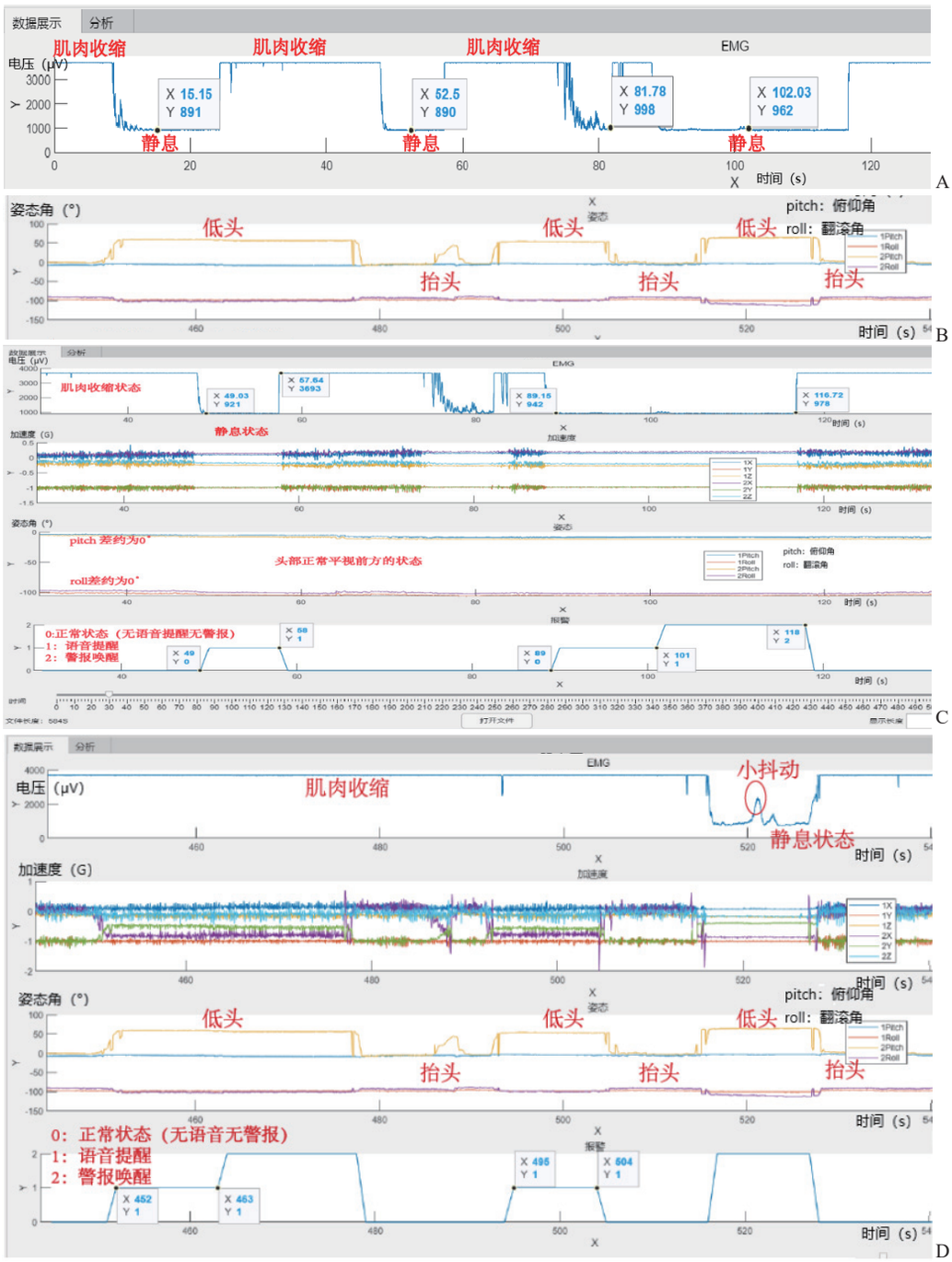

图 11　系统测试结果

A:2 min肌电信号采集;B:头部姿态角; C:测试(1)的结果;D:测试(2)、(3)的结果(图中肌电信号在静息状态下可能有小抖动,但此时还是处于低头状态,因此并未退出警报,与预期相符). EMG:肌电图.

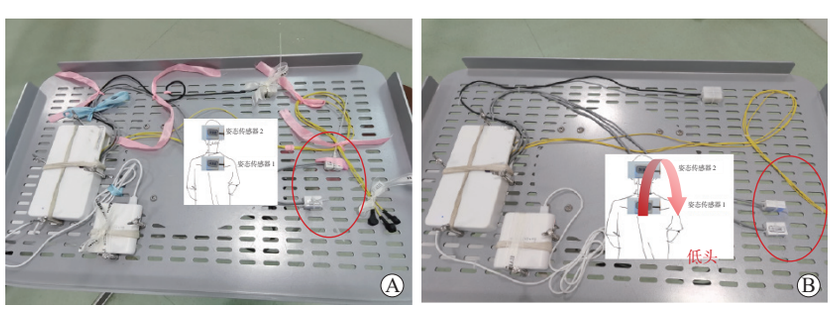

图 12　设备固定图

A:模拟正常平视;B:模拟低头.

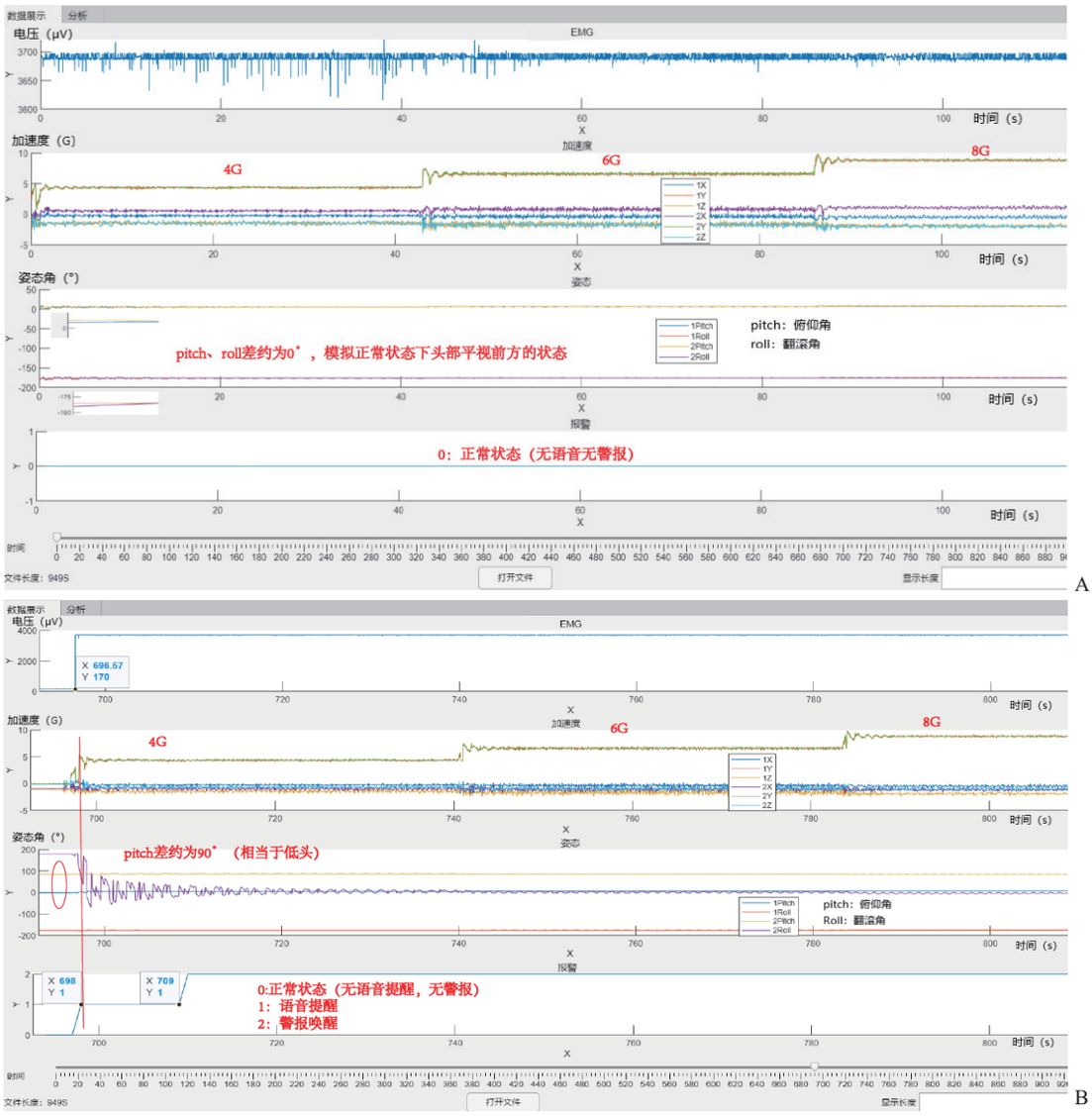

图13　系统在离心机上的测试结果

A:方式(1)测试结果;B:方式(2)测试结果. EMG:肌电图.

3　讨　论

为了预防和减轻G-LOC对飞行员的危害，G-LOC的监测和预警一直是军事和航空领域的研究热点，目前，国外G-LOC监测系统的研究主要集中在驱动杆握力、眨眼、头部水平动脉脉搏、动脉氧饱和度、脑电和脑功能状态、对声音的响应等方面[15]。美国空军致力于开发G-LOC预警和恢复系统，综合人的生理信号如脑电、肌电等信号和飞机飞行状态进行风险评估，若确定发生G-LOC则启动自动驾驶系统[16]。韩国Kim等[17]开发了基于监测小腿腓肠肌肌电图的G-LOC报警算法，通过研究67名韩国空军飞行人员在人体离心模拟器上高正加速度训练时肌收缩的均方根、积分绝对值、平均绝对值、斜坡征变化、波形长度、过零点和中值频率等7个肌电特征，发现积分绝对值和波形长度在G-LOC前表现出快速衰减，本研究从中得到启示采用积分绝对值肌电特征作为判断是否发生G-LOC的生理指标之一。我国空军航空医学研究所研制的飞行生理参数记录仪[18]能有效提取和记录心电图、体温、呼吸、加速度等各种信号，适合对在空中飞行的飞行员进行身体状况监测，但它不能判断是否发生G-LOC并唤醒。目前在我国航空医学领域尚无成熟的G-LOC监测和预警系统。

本项目设计了一套捕捉飞行员G-LOC状态并唤醒的系统，通过采集作业飞行员的头部姿态和肌电信号特征来捕捉失能状态，如发生异常则启动语音提醒，设定时间内若未得到飞行员的正确应答

（如抬起头）则通过振动和警报声来唤醒。经过测试，该系统功能比较完善。经过离心机测试，证明该设备可以在离心机上使用，具有较好的实用性。

本研究存在一定的局限性：首先，本研究仅是工程性研究，要实现精准意识丧失的捕捉和最大限度地缩短失能时间，还需要开展大量实验来确定头部姿态和肌电阈值。关于唤醒部分，尚无相关实验论证找到最佳唤醒的声音频率，除调整声音频率大小外，还可探索其他唤醒方式，如提高声音分贝等。另外，由于伦理学的限制，本研究尚未在离心机上进行包括肌电信号的系统测试。未来仍需进行大量的实验来确定头部姿态和肌电阈值。然而，难点在于G-LOC是一种非常危险的状态，无法直接进行人体试验。因此很难通过G-LOC实验数据确定头部姿态和肌电阈值，尝试在离心机上设计动物实验进行G-LOC测试是未来实验测试的一个方向。

［参 考 文 献］

［1］ TRIPP L D. Countering +Gz acceleration loss of consciousness: hemodynamic approaches and adaptive automation[D]. Cincinnati: University of Cincinnati, 2007.［2023-05-15］. *http://rave.ohiolink.edu/etdc/view?acc_num=ucin1181179663*.

［2］ AKPARIBO I Y, ANDERSON J, CHUMBLEY E. Aerospace gravitational effects[M/OL]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023. PMID: 28613519.

［3］ 李鸣皋. 舰载航空医学[M]. 北京：军事医学科学出版社，2015：728-731.

［4］ WHINNERY J E, BURTON R R, BOLL P A, et al. Characterization of the resulting incapacitation following unexpected +Gz-induced loss of consciousness[J]. Aviat Space Environ Med, 1987, 58: 631-636. DOI: 10.1177/036354658701500415.

［5］ SLUNGAARD E, MCLEOD J, GREEN N D C, et al. Incidence of G-induced loss of consciousness and almost loss of consciousness in the royal air force[J]. Aerosp Med Hum Perform, 2017, 88(6): 550-555. DOI: 10.3357/AMHP.4752.2017.

［6］ 谢兆云. 美空军对18起G-LOC事故的调查分析[J]. 国际航空，1992(9)：60-61.

［7］ 常巍，彭智勇，李川涛，等. 高过载失能生理预警指标和告警技术研究进展[J]. 海军军医大学学报，2022，43(2)：194-200. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20211025.

CHANG W, PENG Z Y, LI C T, et al. Physiological warning indexes and alerting techniques for G-induced loss of consciousness: research progress[J]. Acad J Naval Med Univ, 2022, 43(2): 194-200. DOI: 10.16781/j.CN31-2187/R.20211025.

［8］ LU H, LIU X, ZHANG L F, et al. Combining protection of different anti-G techniques to +12 Gz: a computer simulation study[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2005, 2005: 4505-4508. DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1615469.

［9］ 朱亨，王添烽，陶剑文，等. 疲劳状态检测系统的设计与实现[J]. 福建电脑，2022，38(10)：83-85. DOI: 10.16707/j.cnki.fjpc.2022.10.019

［10］ FARINA D, NEGRO F. Accessing the neural drive to muscle and translation to neurorehabilitation technologies[J]. IEEE Rev Biomed Eng, 2012, 5: 3-14. DOI: 10.1109/RBME.2012.2183586.

［11］ INAM S, AL HARMAIN S, SHAFIQUE S, et al. A brief review of strategies used for EMG signal classification[C]// 2021 International Conference on Artificial Intelligence (ICAI). Islamabad, Pakistan. IEEE, 2021: 140-145. DOI: 10.1109/ICAI52203.2021.9445257.

［12］ 黄河. 运动疲劳实时监测系统的研究[D]. 成都：电子科技大学，2018.

［13］ TANKISI H, BURKE D, CUI L, et al. Standards of instrumentation of EMG[J]. Clin Neurophysiol, 2020, 131(1): 243-258. DOI: 10.1016/j.clinph.2019.07.025.

［14］ 孙喜庆，张立藩. 大过载引起的意识丧失分析[J]. 国际航空，1996(10)：59-61.

［15］ LI Y, ZHANG T, WANG B, et al. EEG and related physiological signals investigation under the condition of Gz accelerations[C]//2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME). Kobe, Japan. IEEE, 2012: 60-65. DOI: 10.1109/ICCME.2012.6275683.

［16］ 姚永杰，吴兴裕，孙喜庆. 持续性正加速度致意识丧失的机理及其监测[J]. 航天医学与医学工程，1999，12(5)：386-390. DOI: 10.3969/j.issn.1002-0837.1999.05.017.

［17］ KIM S, CHO T, LEE Y, et al. G-LOC warning algorithms based on EMG features of the gastrocnemius muscle[J]. Aerosp Med Hum Perform, 2017, 88(8): 737-742. DOI: 10.3357/AMHP.4781.2017.

［18］ 葛宏，吕晓东，范军，等. 飞行员飞行生理参数记录检测仪数据分析系统的研制[J]. 医疗卫生装备，2009，30(2)：15-16. DOI: 10.3969/j.issn.1003-8868.2009.02.006.

［本文编辑］ 尹 茶