

面向瘫痪肢体功能康复的无线多通道混合数据采集系统

罗志成¹, 田宁^{2,3}, 杨光^{2,3}, 秦飞舟^{1,2}, 鲍学亮^{2,3}

(1. 宁夏大学电子与电气工程学院, 宁夏 银川 750021; 2. 宁夏大学信息工程学院, 宁夏 银川 750021;
3. 宁夏大学“东数西算”人工智能与信息安全重点实验室, 宁夏 银川 750021)

摘要: 设计了一款无线多通道混合数据采集系统, 包含硬件系统和 PC 数据采集及分析处理软件系统两部分。硬件系统根据目标需求, 通过按键设置体表肌电 (sEMG, surface electromyography) 信号采集通道数和惯性测量单元 (IMU, inertial measurement unit) 数量, 基于 FreeRTOS 操作系统创建 sEMG 信号传输任务和与 IMU 传感器数量对应的运动学数据采集任务, 采用互斥信号量技术确保各任务获取的数据通过 Wi-Fi 传输给 PC 软件系统; PC 软件系统实现对获取的混合信号实时显示、存储、处理分析等。相比于当下商用 Trigno 无线基础混合信号采集系统和其他自研系统, 所设计的混合数据采集系统在瘫痪肢体运动功能康复领域更实用、具有更强的扩展性。

关键词: 混合数据采集; 肌电信号; IMU 传感器; 无线多通道; 肌肉疲劳监测

中图分类号: TP274.2

文献标志码: A

doi: 10.11959/j.issn.2096-3750.2024.00399

Wireless multichannel hybrid data acquisition system for functional rehabilitation of paralyzed limbs

LUO Zhicheng¹, TIAN Ning^{2,3}, YANG Guang^{2,3}, QIN Feizhou^{1,2}, BAO Xueliang^{2,3}

1. School of Electronic and Electrical Engineering, Ningxia University, Yinchuan 750021, China

2. School of Information Engineering, Ningxia University, Yinchuan 750021, China

3. Key Laboratory of Artificial Intelligence and Information Security for Channeling Computing Resources from the East to the West, Ningxia University, Yinchuan 750021, China

Abstract: A wireless multi-channel hybrid data acquisition system was presented, consisting of two distinct components: a hardware system and a PC data acquisition analysis and processing software system. The hardware system was set with the number of surface electromyography (sEMG) signal acquisition channels and the number of inertial measurement unit (IMU) according to the target requirements by pressing a key, and sEMG signal transmission tasks and kinematics data acquisition tasks corresponding to the number of IMUs were created based on the FreeRTOS operating system, and the mutually exclusive signal volume technique was used to ensure that the data acquired by each task were transmitted to the PC software system via Wi-Fi. The data acquisition tasks were created based on the FreeRTOS operating system, and the kinematics tasks corresponding to the number of IMU sensors were created, and the mutually exclusive signal volume technique was used to ensure that the data acquired by each task was transmitted to the PC software system via Wi-Fi. The designed hybrid data acquisition system is more practical and scalable in the field of motor function rehabilitation for paralyzed limbs compared to the current commercial Trigno wireless based mixed signal acquisition system and other self-developed systems.

Key words: hybrid data acquisition, sEMG signal, IMU sensor, wireless multichannel, muscle fatigue monitoring

收稿日期: 2024-03-26; 修回日期: 2024-06-15

通信作者: 鲍学亮, xlbao@nxu.edu.cn

基金项目: 国家自然科学基金青年基金项目 (No. 62001258); 宁夏回族自治区重点研发计划重点项目 (No. 2023BEG02030)

Foundation Items: The National Natural Science Foundation of China Young Scientists Fund (No. 62001258), The Key Research and Development Program of Ningxia (No. 2023BEG02030)

0 引言

体表肌电 (sEMG, surface electromyography) 控制功能性电刺激 (FES, functional electrical stimulation) (sEMG-controlled FES^[1]), 运动学传感器包括惯性传感器、弯曲度传感器等控制的 FES (如 CCES, contralaterally controlled FES^[2]) 都是促进脑卒中患者瘫痪肢体运动功能恢复的重要技术。在与 sEMG-controlled FES 相关的研究中, sEMG 信号既可用于调节和控制电刺激脉冲信号的输出, 也可用于分类人体运动意图并控制电刺激脉冲输出^[1, 3-4]。而在使用运动学传感器控制的 FES 技术相关研究中, 运动学传感器被用于比例控制和调节输出的电刺激脉冲幅度或者脉冲时间长度^[2]。在最近的研究中, 研究者们发现 sEMG 信号和惯性测量单元 (IMU, inertial measurement unit) 同时作为神经网络模型的输入, 有助于提高肢体动作类型的分类识别率^[5-8]。此外, sEMG 信号结合运动学传感器在制定脑卒中患者瘫痪肢体控制策略方面也有重要的应用, 特别是针对脑卒中下肢偏瘫患者的康复训练设备^[4, 9-11]。

sEMG 信号是骨骼肌肉等长、等张收缩的直接反映, 通过它能够解析肢体动作意图。运动学传感器信号, 相对于 sEMG 信号噪声污染较小, 具有显著的动作周期性, 可用于分割 sEMG 信号。sEMG 信号和运动学传感器数据采集是瘫痪肢体康复训练电子系统设计的重要组成部分。在与当前运动康复相关的科学研究中, 研究者们使用商业或自研系统获取需要的数据^[12-22]。这些数据采集系统中有能够同时采集 sEMG 和运动学数据的系统^[12-20], 也有只能采集 sEMG 数据的系统^[21-22]。Trigno 无线基础系统 (Delsys Inc. USA) 和 MYO 臂环系统 (Thalmic Labs) 是两个使用最广泛的能够同时采集 sEMG 和运动学传感器数据的商业系统^[12-13]。Trigno 无线基础系统^[12]具有 16 个 sEMG 和 IMU 集成在一起的传感器模块, 可以很容易获取人体骨骼肌肉产生的 sEMG 信号和肢体运动学数据^[12]。MYO 腕带是一个内部配备 8 个 sEMG 信号传感器和 1 个 IMU 传感器的穿戴在手臂上的手势控制臂环^[13]。然而这两个商业系统存在相同的局限性, 即 sEMG+IMU 传感器模块无法同时获取目标肌肉收缩产生的 sEMG 信号和目标肌肉支配肢体产生的运动学数据。

由于商业数据采集系统的采购成本相对高昂, 部分研究者选择通过自研系统获得肌肉 sEMG 和运动学数据。自研系统根据结构设计类型可分为两类: 1) 模仿 Trigno 无线基础系统的低成本数据采集系统^[15-17], 2) 借鉴 MYO 腕带系统并进一步改进的数据采集系统^[18-20]。第一类自研系统具有和 Trigno 无线基础系统一样的局限性。第二类自研系统可能考虑了骨骼肌肉间的生理特性, 独立设计了运动学传感器 (如 IMU) 和 sEMG 传感器, 使得系统能够通过 sEMG 传感器获取目标肌肉 sEMG 信号, 同时通过与运动学传感器获得目标肌肉所支配关节有关的运动学数据。

相对于 Trigno 无线基础系统, 第二类自研系统也存在着 sEMG 通道数和运动学传感器个数有限的问题。如 Li 等^[18]设计的由 2 个 IMU 和 10 个 sEMG 传感器组成上肢运动功能评价系统。该系统中 10 个 sEMG 传感设备被设计成腕带或臂带的形式, 用于采集骨骼肌肉 sEMG 信号, 2 个 IMU 用于感知手臂运动状态。Khan 等^[19]设计了一个具有 1 通道 sEMG 和 2 个 IMU 传感器的穿戴式数据采集系统, 其中一个 IMU 传感器固定在系统上, 另一个 IMU 用于测量目标肌肉所支配关节的运动学数据。Biagetti 等^[20]设计了一款 8 通道 sEMG 和最多可连接 4 个 IMU 传感器 (MPU 9250) 的穿戴式健康评价系统。该系统采用 ADS1298 模拟前端芯片管理采集生物信号, 使用 4 个 IMU 传感器分别捕捉肘关节和腕关节的运动信息。

手功能障碍是脑卒中导致的肢体瘫痪的临床表现之一, 恢复丧失的手功能对脑卒中患者独立生活至关重要。sEMG 信号和肢体运动学数据在脑卒中患者肢体功能恢复中具有重要的作用, 被用于控制策略制定、肢体功能评价、运动意图识别等^[1-5]。与日常生活密切相关的手和手臂具有 27 个自由度, 这些自由度通过灵活的关节和肌肉的协同工作使得手能够执行各种复杂的运动和操作, 包括抓握、推动、旋转等。实现这些复杂动作的肌肉和关节之间的对应关系可能是一对一、一对多、多对一或多对多的关系, 然而现有商业数据采集系统和自研系统无法充分获得与手功能相关的肌肉和关节运动信息。

因此本文试图研究一套可根据目标肌肉及所支配的骨骼之间的生理特性灵活配置 sEMG 通道数和 IMU 传感器个数的无线多通道混合数据采集系统。

系统包含硬件系统和基于 MATLAB GUI 的数据采集软件系统两部分，可以作为一套独立的系统使用，也可以作为脑卒中患者瘫痪肢体运动功能康复训练系统的子系统。该系统中的 sEMG 采集模块和 IMU 传感器独立分布，通过柔性排线（FPC, flexible printed circuit）与主控模块连接。系统能够灵活自主配置 sEMG 信号通道数和 IMU 传感器个数，并通过 MATLAB GUI 数据采集软件系统实时显示混合数据，以及对数据离线处理分析。

1 系统设计

本系统包括混合数据采集硬件系统和基于 MATLAB GUI 的 PC 数据采集软件系统两部分，无线多通道混合数据采集系统总体设计示意图如图 1 所示。其中无线多通道混合数据采集硬件部分包含 sEMG 信号调理模拟电路、IMU 传感器、主控电路、电源管理和 Wi-Fi 模块。主控电路对多通道 sEMG 信号和 IMU 传感器数据采集进行任务调度，并通过 Wi-Fi 模块将采集数据传输给 PC 数据采集软件。PC 数据采集软件具有实时显示数据、肌肉疲劳实时监测、数据存储和数据时频域处理等功能。

1.1 系统硬件电路设计

本文只对系统硬件电路的主要部分进行介绍，其他部分省略。

1.1.1 信号采集电路

信号采集中的 IMU 传感器采用市场售卖的 MPU6050 或 MPU9250 传感器模块。MPU6050 通过集成电路总线（IIC, inter-integrated circuit）接口与控制核心进行数据通信，可以获取到三轴加速度（Accx、Accy、Accz）和三轴角速度（Gro_x、Gro_y、

Gro_z），通过数据融合解算处理获得姿态角。

sEMG 信号微弱，为 $10\ \mu\text{V}\sim 100\ \text{mV}$ ，在采集过程中易受到各种噪声信号干扰，因此 sEMG 信号采集与调理电路需要进行滤除噪声和信号放大处理，分为 4 个部分，分别是前置放大电路、右腿驱动电路、信号滤波电路以及信号放大电路，sEMG 信号采集和调节电路如图 2 所示。

前置放大电路选用 INA826 仪表放大器，具有高输入阻抗和高共模抑制比的特点，抑制肌电信号中的共模噪声信号；此外，考虑系统成本、易用性和耐用性，所使用的运算放大器应具有低功耗和单电源供电的特点。仪表放大器 INA826 的增益，可以通过修改 R_G 的阻值实现。为了避免增益设置过高导致放大器饱和失真， R_G 被设置为 $R_1 + R_2 = 12.4\ \text{k}\Omega$ ，放大系数约为 4.98。

对他人现有工作中使用的运算放大器芯片进行比较分析，本系统选择 TLV4333 精密运算放大器。电压偏置电路对肌电探测电路进行电压抬升，实现单电源供电；右腿驱动电路^[6]抑制 50 Hz 工频干扰，并将偏置电压反馈到人体，实现体表肌电信号电压抬升；前后两级信号放大电路为肌电信号提供电压增益，后级信号放大电路通过电位器 R19 实现增益可调。图 2(b) 为高通滤波器的幅频特性曲线，显示频率响应增益在 20 Hz 时下降了 3 dB，相应的纵坐标为 -23 dB。在 2 Hz 处，频率响应增益为 -100 dB，符合 10 倍频程 80 dB 的下降趋势。图 2(c) 显示了低通滤波器的幅频特性曲线。频率为 500 Hz 时，频率响应增益降低 3 dB，垂直坐标为 -23 dB。频率为 5 kHz 时，频率响应增益为 -100 dB，符合滤波器电路 10 倍频程 80 dB 下降趋势的设计要求。收集到的

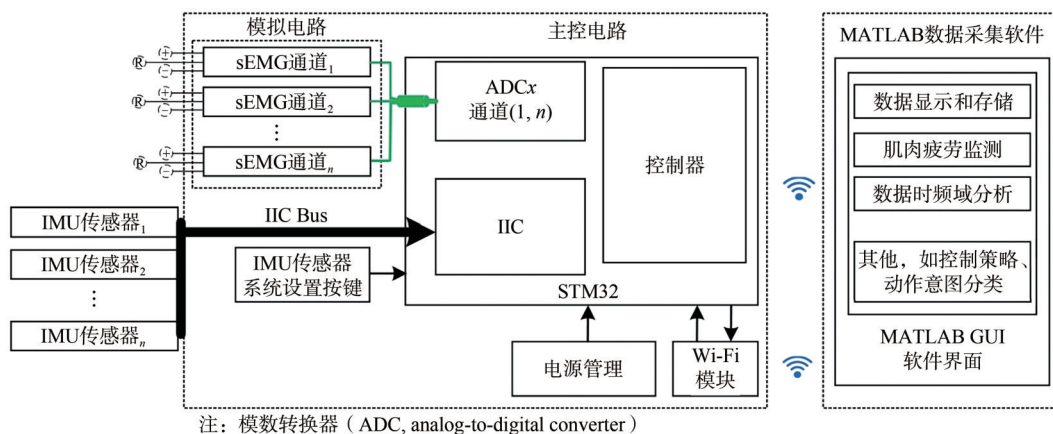


图1 无线多通道混合数据采集系统总体设计示意图

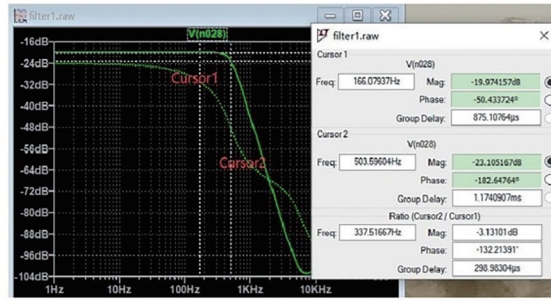
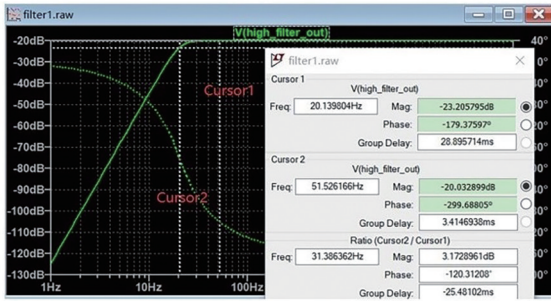
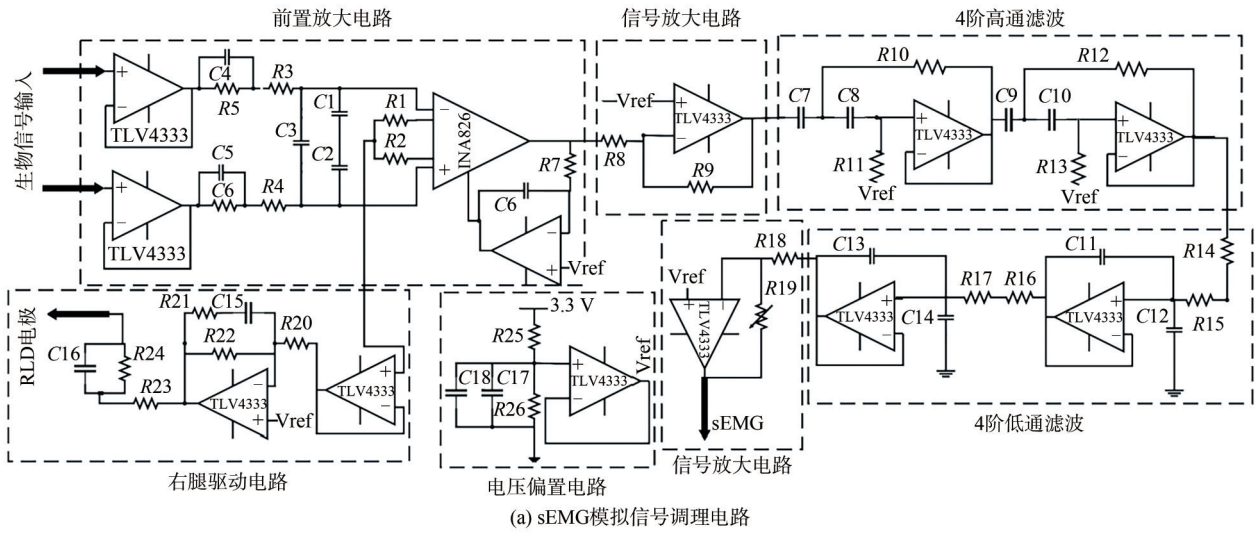


图2 sEMG 信号采集和调节电路

生物信号通过仪表放大电路放大约5倍。前级信号放大电路将信号放大20倍，后级信号放大电路将信号放大8倍，总放大倍数为800倍，满足信号放大要求。

1.1.2 主控电路设计

主控电路采用STM32F103RCT6作为控制核心。各模块电路包括LED采集指示灯、串口接口、OLED显示屏、按键电路、Wi-Fi通信模块、4通道sEMG接口和4个IMU传感器接口。系统通过按键电路对sEMG信号采集通道数和IMU传感器数量进行初始化配置，并将初始化状态信息通过串口打印或OLED显示。Wi-Fi通信模块采用ESP8266-01，该模块是串口转Wi-Fi，通过与STM32串口通信实现无线通信功能，无线多通道混合数据采集硬件系统如图3所示。

1.2 系统硬件程序设计

系统硬件程序对外围电路模块进行驱动和任务调度，采集4通道sEMG信号和4个IMU传感器数据，经由Wi-Fi模块传输至PC数据采集软件。

硬件系统以1 kHz和100 Hz采样频率分别采集

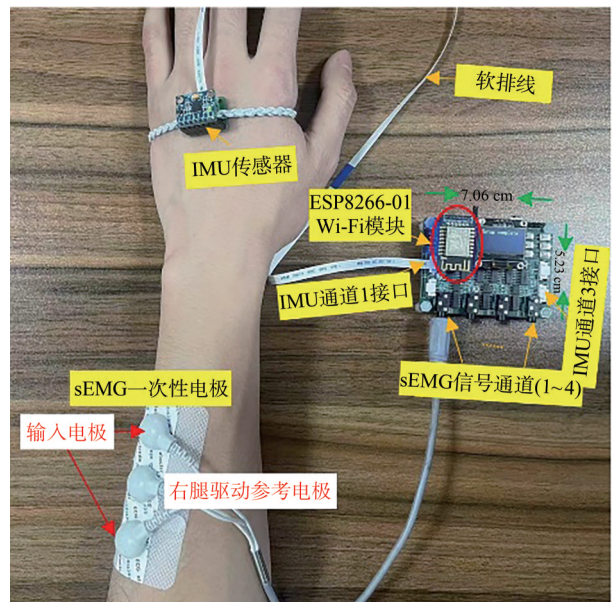


图3 无线多通道混合数据采集硬件系统

sEMG信号和IMU传感器数据，为了保证数据传输的实时性和准确性，引入FreeRTOS嵌入式操作系统，对各通道采集任务进行调度，并对任务过程中产生的事件及时作出响应，确保任务之间的快速切

换和相对独立。

STM32 自带 12 位双模数转换器 (ADC, analog-to-digital converter) 多通道采样, 系统初始化时主控电路按键选择肌电信号采集通道数, ADC 和直接存储器访问 (DMA, direct memory access) 对应采集通道数和数据搬运数初始化, FreeRTOS 创建肌电信号传输任务, 等待事件组标志位, 同时任务优先级设置为当前所有任务中最高。采用定时器产生脉冲宽度调制 (PWM, pulse width modulation) 外部触发 ADC 采样, 每隔 1 ms 采集多通道肌电信号, 并将采集的肌电信号转换成数字信号后通过 DMA 搬运到数组, 之后触发 DMA 中断。在中断程序中设置肌电信号传输任务等待的事件组标志位。

系统初始化时主控电路通过按键选择 IMU 传感器个数, FreeRTOS 为每个 IMU 传感器单独创建采集任务并分配次一级任务优先级, 等待事件组标志位。每 10 ms 触发定时器中断, 然后设置各 IMU 传感器数据采集任务等待的事件组标志位, 任务接收到事件组标志位后通过 IIC 通信读取 MPU6050 IMU 传感器三轴加速度、三轴角速度, 然后通过卡尔曼滤波或互补滤波对六轴数据融合得到姿态角。

采集 sEMG 信号或 IMU 传感器数据都按照式(1)获取数据高八位和低八位存入字节数组。为了区分不同类别和不同 IMU 传感器数据, 设定数据帧格式, 如表 1 所示, x 表示 sEMG 信号采集了 x 个通道, y 表示采集的 IMU 传感器数据来源于第 y 个 IMU 传感器。

$$\begin{cases} \text{send_buf}[i] = (\text{data} \gg i) \& 0XFF \\ \text{send_buf}[i+1] = \text{data} \& 0XFF \end{cases} \quad (1)$$

表 1 数据帧格式

数据封装	帧头	数据通道源	帧长/byte	传输数据	帧尾
肌电信号	0XAA	0X0x	3+2×x	多通道肌电数据	0XCC
IMU 信号	0XBB	0X0y	21	六轴数据+姿态角	0XCC

Wi-Fi 模块 ESP8266 与 STM32 串口通信, 通过 AT (attention) 指令设置为透传模式, 将采集处理后的数据以字节数组形式传输给 PC 数据采集软件。由于 sEMG 信号传输任务和 IMU 传感器数据采集传输任务共用 Wi-Fi 模块, 会导致数据传输不完整等问题, 因此采用 FreeRTOS 互斥信号量确保各任务使用 Wi-Fi 模块传输数据时不被干扰。嵌入式软件程序工作流程如图 4 所示。

1.3 基于 MATLAB GUI 的 PC 数据采集软件系统

PC 数据采集软件系统基于 MATLAB GUI 界面进行设计, 其功能模块包括动态分析面板、静态分析面板和数字信号处理面板。在动态分析面板中, 通过选择特定“通道”或全部显示肌电和 IMU 信号, 可以进行肌肉疲劳监测和数据存储。在静态分析面板中, 可以将采集时域信号进行重播, 使用傅里叶变换或短时傅里叶变换对信号时域、频域和时频域分析, 提取活动段肌电信号特征值。在数字信号处理面板中, 可以设计 IIR 滤波器或 FIR 滤波器对采集的 sEMG 信号进一步滤波处理并存储, 如图 5 所示。

PC 数据采集软件采用 Socket 创建服务器, 与下位机连接后接收数据, 当接收数据满足 sEMG 信号或 IMU 传感器数据帧格式时会将接收的字节数组重组为 16 位数并分别存入对应通道数组, PC 数据采集软件选择相应的通道显示采集到的 sEMG 信号和 IMU 传感器数据, 采集完成后选择通道将各通道数组中的数据写入 .txt 文件保存, 如图 6 所示。

2 系统数据采集性能和功能测试

2.1 肌电信号和 IMU 传感器数据采集实验

尽管 Trigno 无线基础系统存在着单个 sEMG 和 IMU 传感器模块无法同时采集目标肌肉 sEMG 信号和目标肌肉所支配动作运动学数据的局限性, 但无论是在传感器模块个数还是在采集数据类型设置上, 它仍然是当下最先进的混合数据采集系统。因此为了验证所提出系统的性能, 本文将 Trigno 无线基础系统作为参照进行对比分析, 共有两位受试者参加数据采集实验。同时使用本系统和 Trigno 无线基础系统获取受试者在做等张腕屈运动期间目标肌肉产生的 sEMG 信号及其支配肢体的运动学数据。由于 Trigno 无线基础系统的 sEMG+IMU 传感器不可分离, 因此 sEMG+IMU 传感器需要放置在目标肌肉及其支配的肢体上, 分别采集 sEMG 信号和肢体动作运动学数据。每位受试者分别进行两次试验, 每次试验的腕关节屈曲运动次数是随机的, 且试验之间至少间隔 0.5 h。

如图 7 所示, 按照肌电采集指南, 先用酒精清洁皮肤。在第一次数据采集前, 将本系统的一次性自黏附 Ag/AgCl 电极和 MPU6050 IMU 传感器分别放

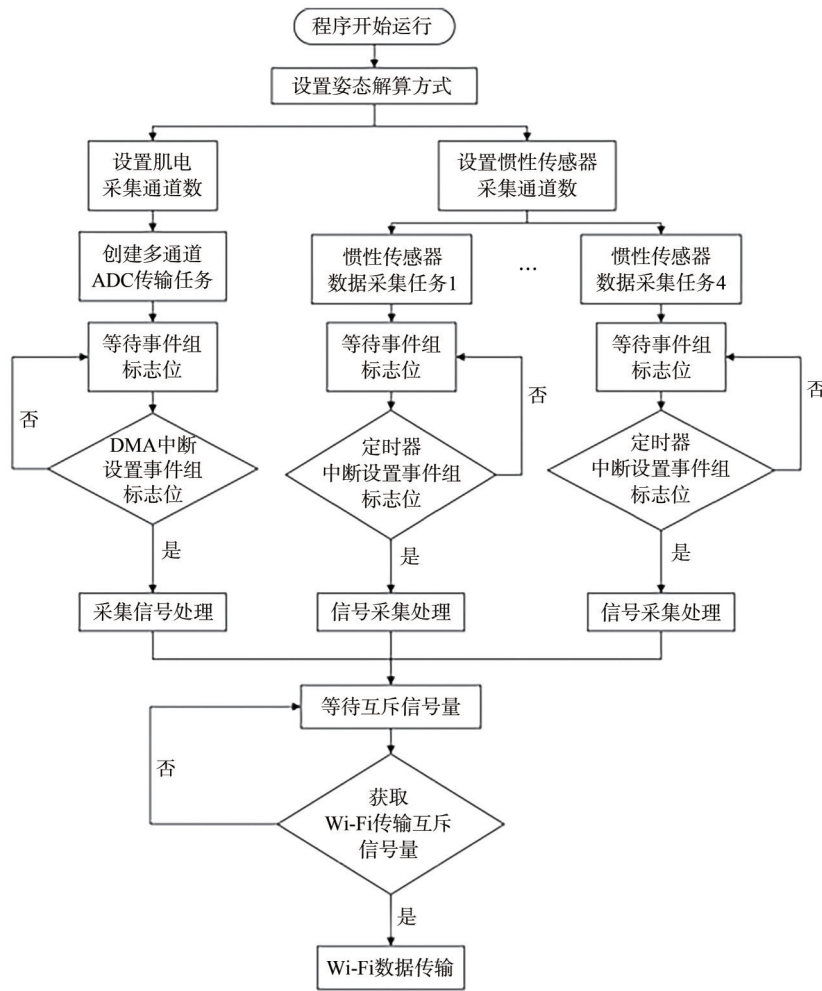


图4 嵌入式软件程序工作流程

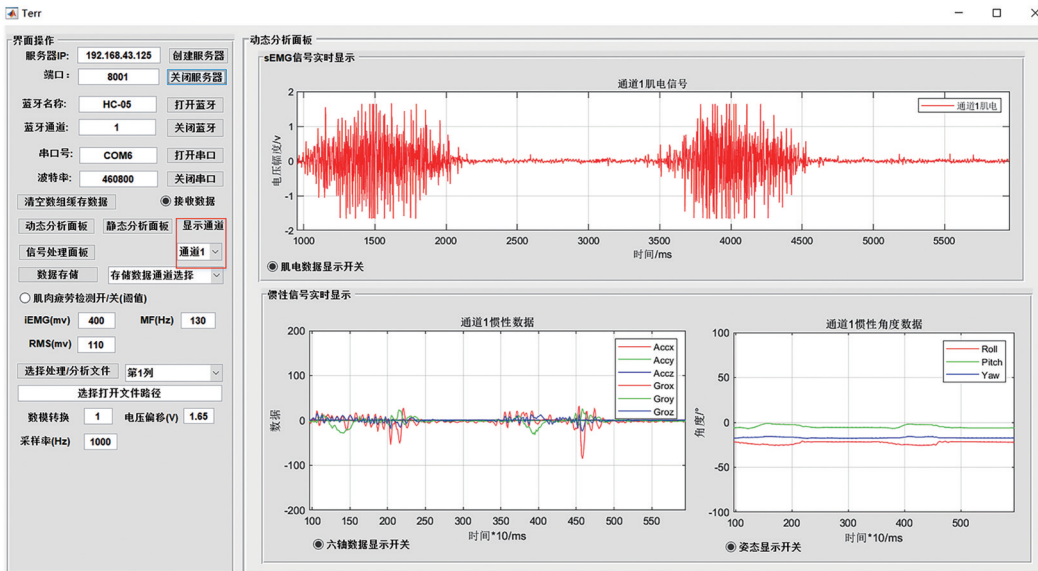


图5 基于MATLAB-GUI的PC混合数据采集系统界面

置在腕屈肌和手掌上，将 Trigno 系统的 sEMG+IMU 传感器尽可能靠近 Ag/AgCl 电极放置。在第二次数据

采集时，本系统的 sEMG 采集电极和 MPU6050 IMU 传感器放置位置不变，将 Trigno 系统的 sEMG+IMU

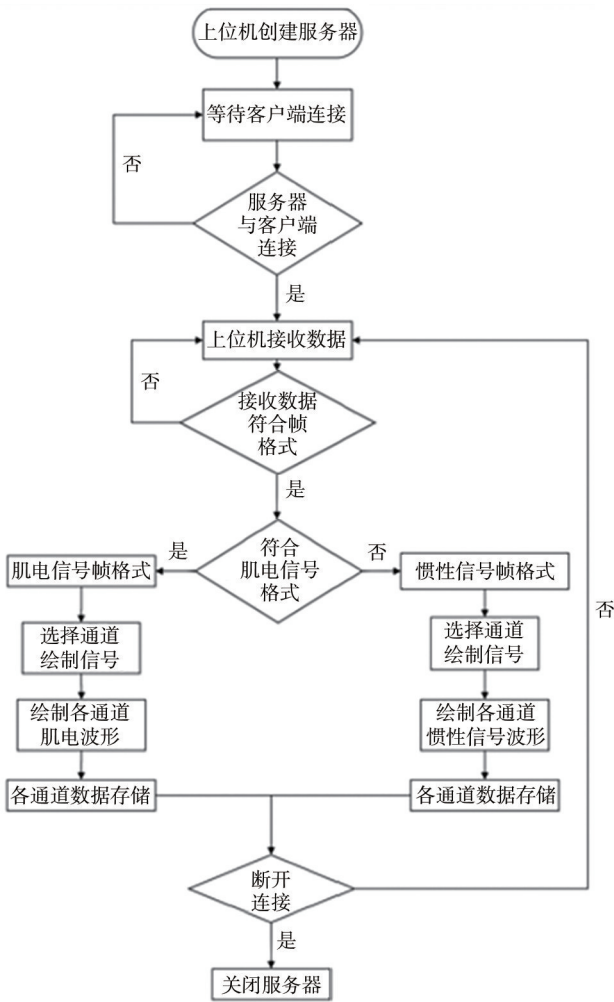


图6 PC数据采集软件接收数据流程

传感器放置在腕屈肌上靠近 MPU6050 IMU 传感器位置处。

2.2 数据处理与分析

本系统和 Trigno 无线基础系统保存数据的格式不一样，为了对比分析方便，使用 MATLAB 软件对获得的数据进行离线处理分析。

首先使用带通滤波器（20~500 Hz）对肌电信号进行滤波。为了更好地比较 2 个系统所采集的 sEMG 信号，分别使用平均绝对值（MAV, mean absolute value）和信噪比（SNR, signal noise ratio）进行信号评估。对所有肌电图数据进行归一化处理，可得到信号 MAV 值，其为计算一段时间内信号的平均振幅得出的肌肉平均收缩力，可以衡量肌肉的整体活动水平。通过比较 sEMG 信号和基线噪声的幅度值得出 SNR。

由于人体运动学数据受到外界干扰较少，因此本文直接比较 2 个系统采集的原始运动学数据。

3 结果与讨论

3.1 性能比较

图 8(a)所示是 2 个系统同时采集的受试者执行 13 次腕屈动作产生 sEMG 信号。原始信号经过滤波处理后，对 sEMG 信号进行 MAV 特征提取，然后归一化处理，结果如图 8(b)所示。由于两个系统不能完全同步，因此图中原始 sEMG 信号在时间序列

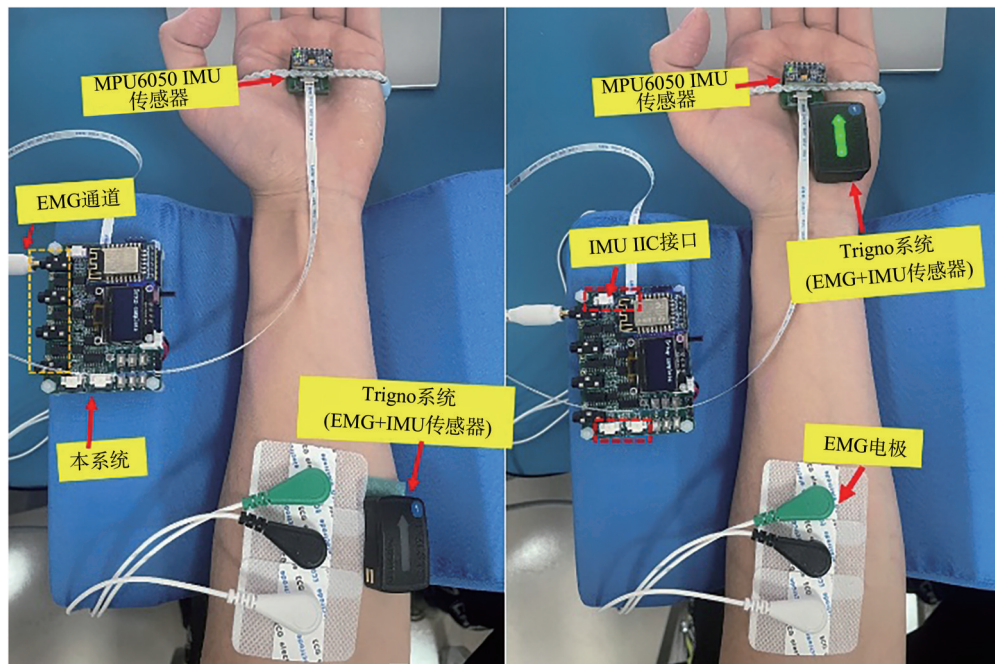


图7 数据采集实验

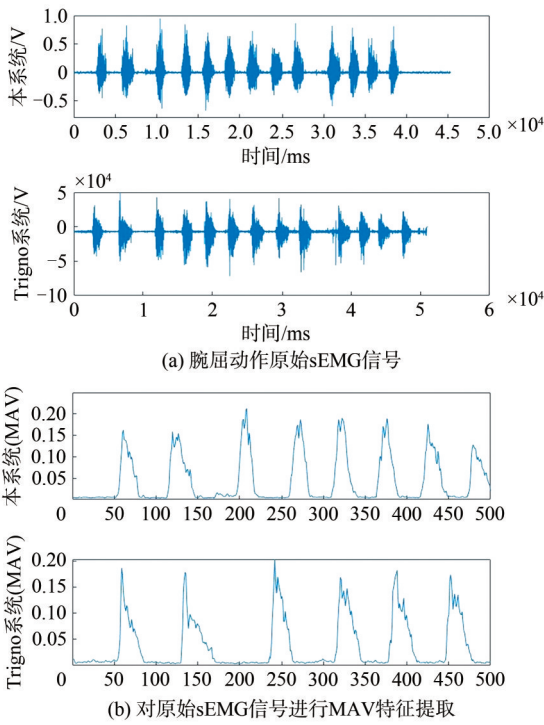


图8 两个系统获取的原始sEMG信号及其MAV特征值比较

长度上略有差异。尽管2个系统所获得的原始信号在幅度上差1 000倍,但图8(b)中2个系统原始信号

的归一化MAV特征值幅度和形状具有相对一致性。

对SNR有影响两个物理因素为传感器位置和皮肤准备,而这两者对于本系统和Trigno系统是相同的。因此2个系统不同的SNR可能与硬件组件有关,比如电极间分布以及间距等。本系统的共模抑制比决定了可从信号中去除普通噪声量,此外,它还对SNR有直接影响,并与SNR大致成正比^[19]。计算可得本系统所获得的原始sEMG信号的SNR为(3.50 ± 0.04) dB, Trigno系统的SNR为(12.50 ± 0.78) dB。本系统的SNR明显低于商用系统,这可能是由于输入阻抗不同,但图8所示的Trigno系统采集的sEMG信号在放大1 000倍之后,其幅度及范围基本上与本系统采集的sEMG信号一致。因此,SNR可能不适用于评估不同量级信号的质量。

图9所示是2个系统同时采集的受试者执行9次腕屈动作时获得的腕屈动作运动学数据。为了更清晰地观察信号,图9仅截取了4次动作信号。

Trigno系统以相同的采样率采集sEMG信号和IMU数据,因此它们的时间序列长度相同,但是IMU数据反映的动作信号并没有与肌肉活动一一对

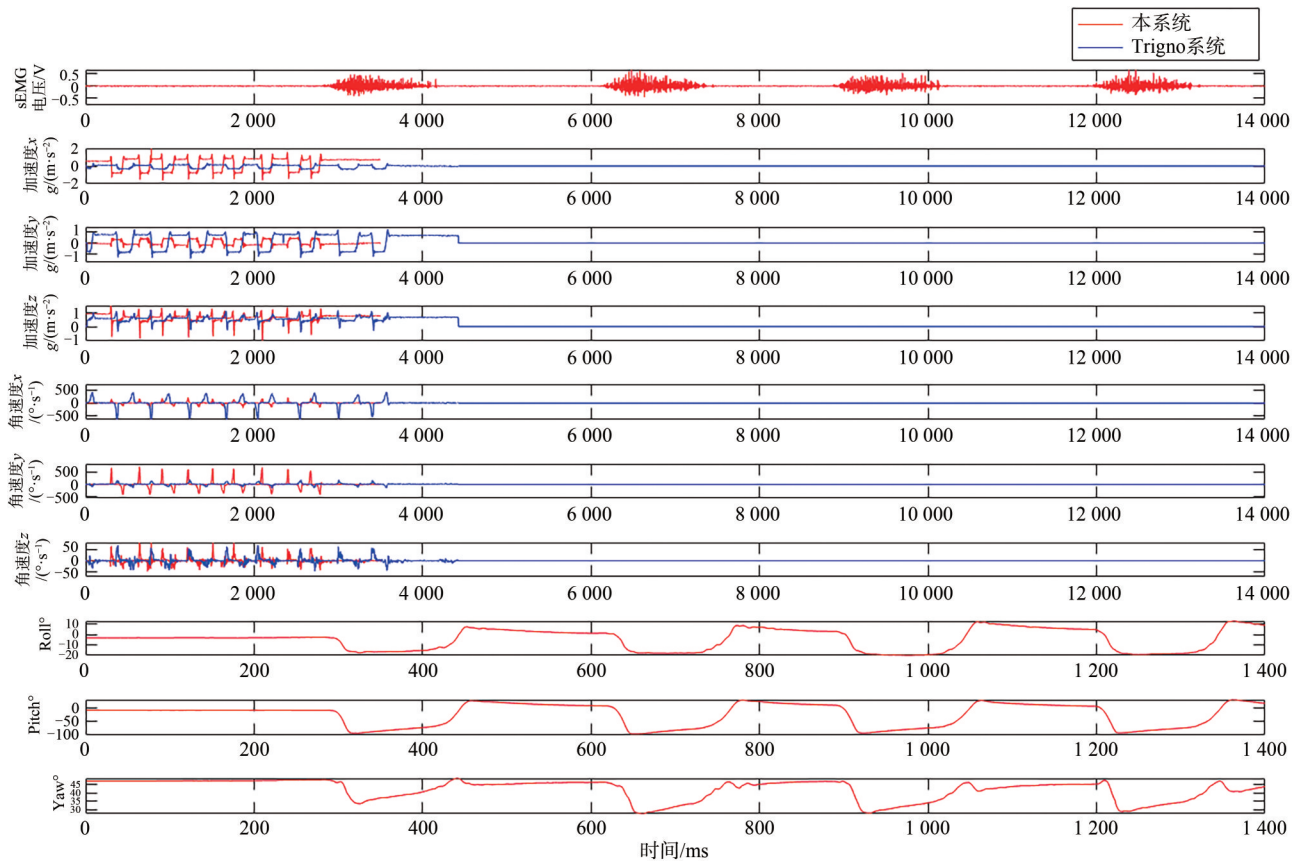


图9 本系统获取的混合信号(sEMG信号和MPU6050传感器数据)与Trigno系统获取的运动学数据

应，而是位于时间序列的左侧。从图中可以看出，Trigno以这种方式获取sEMG信号和IMU数据，不利于数据的进一步实时应用，如电刺激脉冲输出控制策略制定、动作识别^[5, 23]。此外Trigno系统不能获取反映肢体运动幅度的动作角度数据，在一定程度上限制了其应用性。

由于本系统sEMG信号和IMU传感器是可分离的，如图7所示，因此本系统能够同时采集目标肌肉的sEMG信号及其所支配肢体的运动学数据。这是本系统相对于Trigno系统的优势。本系统以1 kHz和100 Hz分别获取的sEMG信号和IMU信号的活动段一一对应，具有良好的对称性。

对两个系统获取的受试者的加速度和角速度信号进一步分析2个系统获取的加速度、角速度信号对比如图10所示。可以看出，2个系统获取的受试者肢体运动加速度、角速度轨迹基本一致。

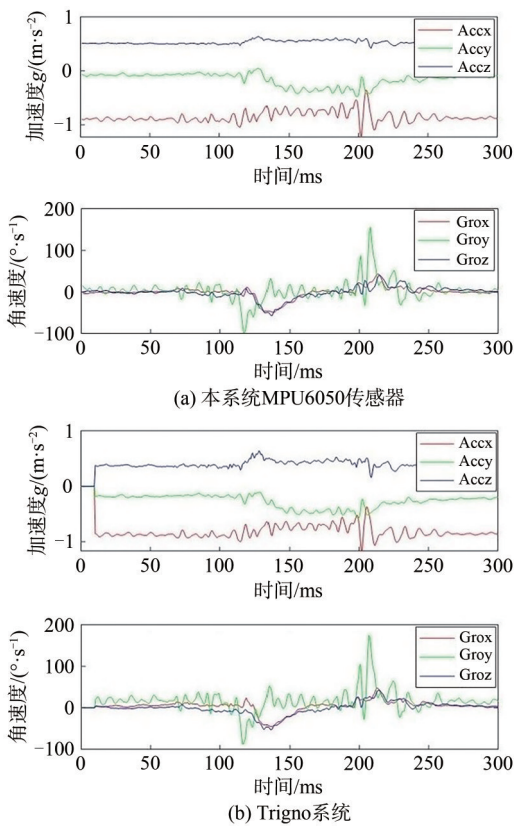


图10 2个系统获取的加速度、角速度信号对比

对所采集信号进行时域分析之后，本文在频率域上对2个系统采集的原始sEMG信号进一步对比分析，如图11所示。两个系统采集的sEMG信号进行频谱分析处理之后，信号能量都呈现出集中在50~150 Hz、200 Hz以上显著减弱的特征。

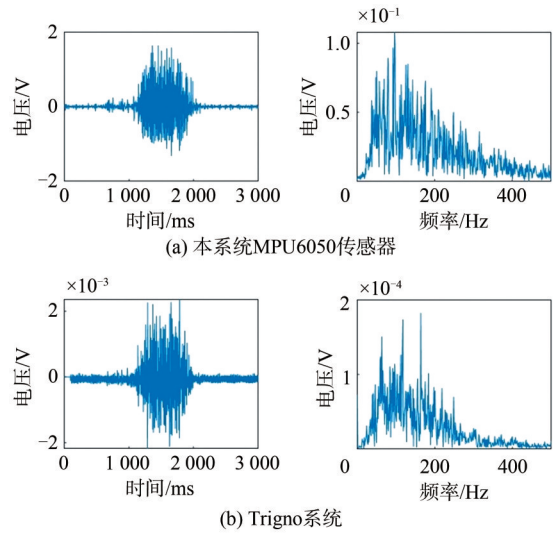


图11 sEMG信号频谱分析

对2个系统所采集的混合信号进行时域对比分析后发现，研究设计的无线数据采集系统在数据采集方面的性能与Trigno无线基础系统相当，尽管获得的原始sEMG信号具有相对较低的SNR，但从信号展示的结果来看不妨碍本系统的具体应用。此外，本系统获取的目标肌肉sEMG信号，能够同时采集其所支配肢体的加速度、角速度以及角度数据。系统采集的生物信号与运动学数据一一对应，有利于对瘫痪肢体功能的恢复情况进行全方位的评估，能够更方便地制定出符合瘫痪下肢的康复训练策略^[10]。因此相比于Trigno无线基础系统，本系统应用性更强。

与其他自研数据采集系统^[18-20]相比，本系统通过按键设置sEMG信号采集通道数和IMU传感器数量，并基于FreeRTOS操作系统创建sEMG信号传输任务和与IMU传感器个数相对应的运动学数据采集任务。sEMG信号通道数和IMU传感器的数量都可以根据具体的目标任务需求灵活设置，比如系统可以创建1个具有2个sEMG采集通道的肌电信号任务和4个IMU运动学数据传输任务，用于获取指屈肌收缩产生的sEMG信号及其所支配的4个手指关节屈曲运动数据，如图4。Trigno无线基础系统和目前其他的自研系统都无法实现这一功能。此外，本系统可以通过普通I/O接口模拟IIC或地址寻址方式来连接更多的IMU传感器，不存在最多只能连接4个IMU传感器的硬件限制^[20]。

3.2 功能测试

对研究开发的PC数据软件系统的功能进行测试和验证。原始sEMG信号滤波处理如图12所示，软

件设计的带通滤波器、陷波滤波器对存储的原始 sEMG 信号的噪声进一步滤除。界面中显示了时频域信号在滤波前后的具体变化。

除了信号滤噪处理功能，PC 数据采集软件还

能够进一步计算当前窗口中 sEMG 信号的时域特征，如均方根值、过零点数、平均值、方差以及积分肌电值等，如图 13 所示。图 13 还展示了对 sEMG 信号功率谱、频率谱和时频谱的分析。其中功率

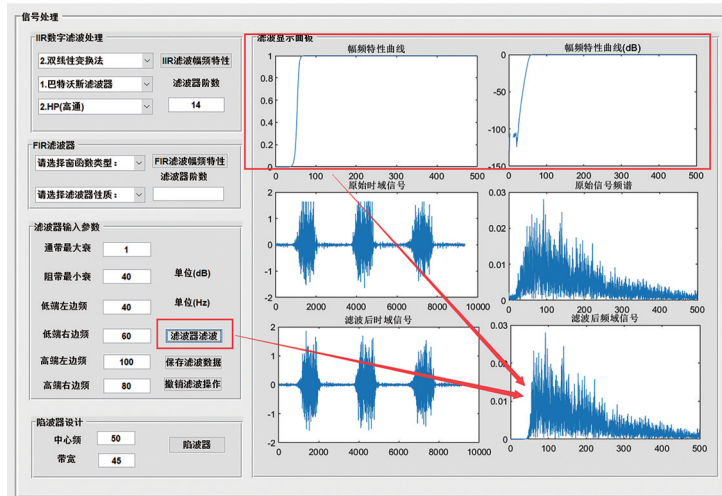


图 12 原始 sEMG 信号滤波处理

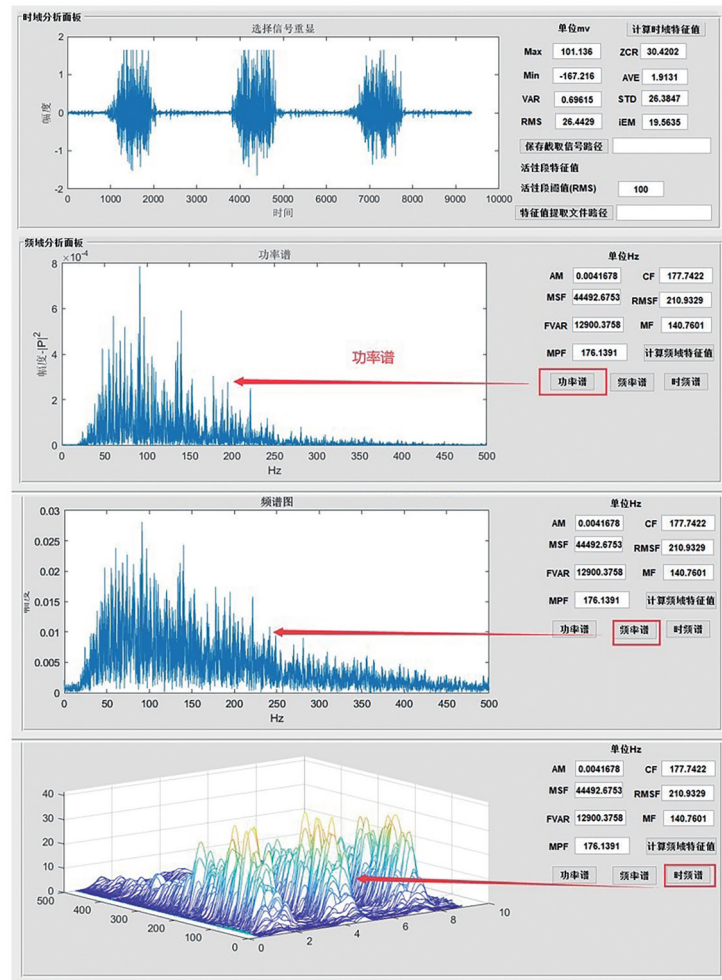


图 13 sEMG 信号时域特征、功率谱、频率谱、时频谱分析

谱图面积的一半对应的中位频率值 (MF, median frequency)^[24]和功率谱图功率平均值对应的平均功率频率值 (MPF, mean power frequency)^[25]可用于评估肌肉疲劳程度和肌肉恢复情况。

本文将4次采集肌电信号活性段进行MF和MPF特征提取,特征曲线变化如图14所示。连续腕屈动作时采集的肌电信号频域特征值MF和MPF有明显的下降趋势,根据特征值曲线变化规律,选择合适的阈值可以判断和监测肌肉疲劳。

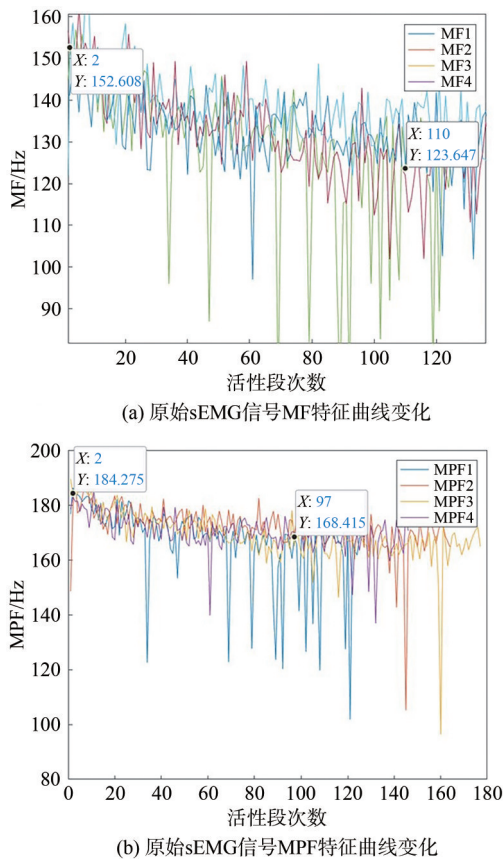


图14 MF和MPF特征曲线变化

肌肉疲劳在线实时监测如图15所示,PC软件系统采用基于MF和MPF特征的肌肉疲劳监测方法

能够实时监测肌肉疲劳。在基于FES的瘫痪肢体肌肉功能康复训练中,由于FES非生理性的肌肉激活特性,支配肢体执行康复训练动作的骨骼肌肉很容易疲劳^[26-30],严重阻碍了康复训练的持续开展。肌电信号MF和MPF特征的监测有助于避免被刺激肌肉严重的肌肉疲劳^[1-2,31]。

4 结束语

本文提出的无线多通道混合数据采集系统,sEMG模块和IMU模块独立设计,可以根据目标需求通过按键灵活配置sEMG信号采集通道数和IMU传感器数量,并基于FreeRTOS系统创建sEMG信号传输任务和与IMU传感器数量相对应的运动学数据采集任务。相比于商业Trigno无线基础系统和其他自研系统,本系统任务式的混合数据采集设计充分考虑了肌骨运动学生理特性,即目标肌肉及其支配的关节之间不一定是一对一的关系。因此本系统在瘫痪肢体运动功能康复领域具有更强的应用性,可用于肢体功能评估、康复训练控制策略制定等。此外,本系统能够对所采集的原始sEMG信号进行进一步时频域特征处理,可用于实时监测基于FES技术进行康复训练时被刺激肌肉是否发生疲劳。

参考文献:

- [1] PARK H K, JUNG J, LEE D W, et al. A wearable electromyography-controlled functional electrical stimulation system improves balance, gait function, and symmetry in older adults[J]. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 2022, 30(2): 423-435.
- [2] XU R, ZHANG H C, ZHAO X Y, et al. Symmetrical contralaterally controlled functional electrical stimulation enhanced cortical activity and synchronization of stroke survivors[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2023, 31: 2287-2295.

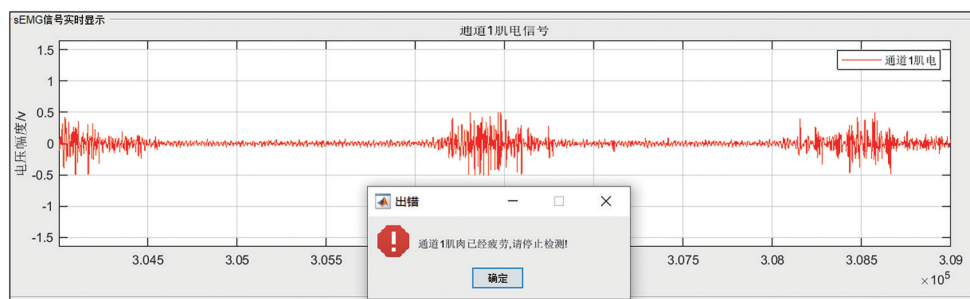


图15 肌肉疲劳在线实时监测

- [3] GHASEMZADEH H, JAFARI R, PRABHAKARAN B. A body sensor network with electromyogram and inertial sensors: multi-modal interpretation of muscular activities[J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2010, 14(2): 198-206.
- [4] JUNG J, LEE D W, SON Y, et al. Volitional EMG controlled wearable FES system for lower limb rehabilitation[C]//*Proceedings of the 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. Piscataway: IEEE Press, 2021: 7099-7102.
- [5] JIANG Y J, SONG L, ZHANG J M, et al. Multi-category gesture recognition modeling based on sEMG and IMU signals[J]. *Sensors*, 2022, 22(15): 5855.
- [6] TEPE C, ERDIM M. Classification of surface electromyography and gyroscopic signals of finger gestures acquired by Myo armband using machine learning methods[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, 75: 103588.
- [7] ARANTES A P B B, BRESSAN N. Classification of muscle inertial motion and electromyographic activity integration to improve accuracy in pattern recognition[J]. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 2021, 35(2): 83-91.
- [8] TAO W, YINGNIAN W, RUI Y, et al. Research on real-time gesture classification algorithm based on IMU and sEMG mixed signals[J]. *Journal of System Simulation*, 2023, 35(2): 359-371.
- [9] XU R, ZHAO X Y, WANG Z Y, et al. A co-driven functional electrical stimulation control strategy by dynamic surface electromyography and joint angle[J]. *Frontiers in Neuroscience*, 2022, 16: 909602.
- [10] 鲍学亮. 基于肌电桥的瘫痪肢体运动功能重建实验研究和下肢可穿戴式肌电桥系统设计[D]. 南京: 东南大学, 2018.
BAO X L. EMGB-Based experimental study of motor function rebuilding for paralyzed limbs and system design of wearable EMGB for lower limbs[D]. Nanjing: Southeast University, 2018.
- [11] YEOM H, CHANG Y H. Autogenic EMG-controlled functional electrical stimulation for ankle dorsiflexion control[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2010, 193(1): 118-125.
- [12] KINUGASA R, KUBO S. Development of consumer-friendly surface electromyography system for muscle fatigue detection[J]. *IEEE Access*, 2023(1): 6394-6403.
- [13] BENALCÁZAR M E, JARAMILLO A G, JONATHAN, et al. Hand gesture recognition using machine learning and the Myo armband[C]//*Proceedings of the 2017 25th European Signal Processing Conference (EUSIPCO)*. Piscataway: IEEE Press, 2017: 1040-1044.
- [14] LAVADO D M, VELA E A. A wearable device based on IMU and EMG sensors for remote monitoring of elbow rehabilitation[C]//*Proceedings of the 2022 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*. Piscataway: IEEE Press, 2022: 1-4.
- [15] BIAGETTI G, CRIPPA P, FALASCHETTI L, et al. A portable wireless sEMG and inertial acquisition system for human activity monitoring[C]//ROJAS I, ORTUÑO F. *International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering*. Cham: Springer, 2017: 608-620.
- [16] BIAGETTI G, CRIPPA P, FALASCHETTI L, et al. A multi-channel electromyography, electrocardiography and inertial wireless sensor module using bluetooth low-energy[J]. *Electronics*, 2020, 9(6): 934.
- [17] BASSANI G, FILIPPESCHI A, GRAZIANO A, et al. A wearable device to assist the evaluation of workers health based on inertial and sEMG signals[C]//*Proceedings of the 2021 29th Mediterranean Conference on Control and Automation (MED)*. Piscataway: IEEE Press, 2021: 669-674.
- [18] LI Y R, ZHANG X, GONG Y N, et al. Motor function evaluation of hemiplegic upper-extremities using data fusion from wearable inertial and surface EMG sensors[J]. *Sensors*, 2017, 17(3): 582.
- [19] KHAN M A, BAYRAM B M, DAS R, et al. Electromyography and inertial motion sensors based wearable data acquisition system for stroke patients: a pilot study[C]//*Proceedings of the 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. Piscataway: IEEE Press, 2021: 6953-6956.
- [20] BIAGETTI G, CRIPPA P, FALASCHETTI L, et al. Human activity monitoring system based on wearable sEMG and accelerometer wireless sensor nodes[J]. *Biomedical Engineering Online*, 2018, 17(S1): 132.
- [21] MI C, ZHOU T T, WEI B, et al. Design of high-accuracy eight-channel surface electromyography acquisition system and its application[J]. *The European Physical Journal Special Topics*, 2018, 227(7): 933-942.
- [22] YANG Y H, RUAN S J, CHEN P C, et al. A low-cost wireless multichannel surface EMG acquisition system[J]. *IEEE Consumer Electronics Magazine*, 2020, 9(5): 14-19.
- [23] TIAN N, CHEN G, ZHOU Y, et al. A type-2 fuzzy PID-based system of surface FES with pulse width modulation for stroke rehabilitation[C]//*Proceedings of the 2023 4th International Conference on Computer Engineering and Intelligent Control (ICCEIC)*. Piscataway: IEEE Press, 2023: 63-68.
- [24] 郭旭阳, 王洁, 罗玲, 等. 空气呼吸器对志愿消防员肌肉疲劳的影响研究[J]. *安全*, 2024, 45(1): 81-85.
GUO X Y, WANG J, LUO L, et al. Study on the effect of carrying air respirators on muscle fatigue of volunteer firefighters[J]. *Safety & Security*, 2024, 45(1): 81-85.
- [25] MA'AS M D F, MASITOH, AZMI A Z U, et al. Real-time muscle fatigue monitoring based on Median frequency of electromyography signal[C]//*Proceedings of the 2017 5th International Conference on Instrumentation, Control, and Automation (ICA)*. Piscataway: IEEE Press, 2017: 135-139.
- [26] CHESLER N C, DURFEE W K. Surface EMG as a fatigue indicator during FES-induced isometric muscle contractions[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 1997, 7(1):

27-37.

- [27] KIM Y, LEE S R, KIM S, et al. Toward sustainable and accessible mobility: a functional electrical stimulation-based robotic bike with a fatigue-compensation algorithm and mechanism for cybathlon 2020[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2021, 28(4): 32-42.
- [28] LUO S Y, XU H N, ZUO Y, et al. A review of functional electrical stimulation treatment in spinal cord injury[J]. Neuromolecular Medicine, 2020, 22(4): 447-463.
- [29] AHMAD M K I, SHAMSUDIN A U, SOOMRO Z A, et al. Closed-loop functional electrical stimulation (FES)-cycling rehabilitation with phase control Fuzzy Logic for fatigue reduction control strategies for stroke patients[J]. Jurnal Ilmiah SINERGI, 28(1): 63-74.
- [30] IBITOYE M O, HAMZAID N A, ABDUL WAHAB A K, et al. Quadriceps mechanomyography reflects muscle fatigue during electrical stimulus-sustained standing in adults with spinal cord injury - a proof of concept[J]. Biomedizinische Technik Biomedical Engineering, 2020, 65(2): 165-174.
- [31] NAEEM J, HAMZAID N A, AZMAN A W, et al. Electrical stimulator with mechanomyography-based real-time monitoring, muscle fatigue detection, and safety shut-off: a pilot study[J]. Biomedizinische Technik, 2020, 65(4): 461-468.

[作者简介]



罗志成(1996-), 男, 宁夏大学硕士生, 主要研究方向为穿戴式医学电子设备、信号处理等。



田宁(1999-), 男, 宁夏大学硕士生, 主要研究方向为穿戴式医学电子设备、智能控制算法、功能性电刺激等。



杨光(1997-), 男, 宁夏大学硕士生, 主要研究方向为穿戴式医学电子设备、深度学习、模式识别等。



秦飞舟(1972-), 女, 宁夏大学教授, 主要研究方向为智能化应用、数据库技术、计算机应用开发等。



鲍学亮(1986-), 男, 博士, 宁夏大学副教授, 主要研究方向为智能康复医学电子仪器、神经工程、人工智能、物联网应用等。