

融合表面肌电和姿势信息的轮椅绩效评价方法

王振宇^a, 向泽锐^{a,b*}, 吕思龙^a, 龙思雨^a, 支锦亦^{a,b}
(西南交通大学 a.设计艺术学院 b.人机环境系统设计研究所, 成都 611730)

摘要: **目的** 为客观评价轮椅的使用效益, 使用表面肌电设备测试轮椅使用过程中的肌电信号, 并融合姿势信号 IMU 来构建人机评价模型。**方法** 分别对轮椅的折叠、刹车方式及行驶坡度进行试验来评估轮椅的使用绩效, 通过对比用力肌群间的疲劳状况来判定较为舒适的轮椅折叠及刹车方式。实验要求被试者在执行轮椅任务时, 分别使用两种折叠方式和三种刹车方式不同的轮椅进行实验, 并在操作动作任务过程中采集 sEMG 和 IMU 信号, 在实验任务结束后填写 NASA-TLX 量表。**结果** 根据模型的评价指标对实验数据进行了比较与分析, 横向收折式折叠和凹口式刹车(手刹位于前方)的轮椅疲劳度低, 在 3~4° 坡度范围下轮椅使用者的受力最小, 较为舒适, 从而验证了模型在轮椅人机评价上的可行性, 为优化轮椅设计提供参考。**结论** 人机评价模型适用于评估产品绩效, 同时提出的融合表面肌电和姿势信息的轮椅绩效评价方法具有较高的精度和准确性, 能够有效地评估轮椅使用者的绩效水平。

关键词: 表面肌电; 姿势信号; 轮椅绩效; 评价模型; 惯性测量单元

中图分类号: TP-391.4; TB472 **文献标志码:** A **文章编号:** 1001-3563(2024)04-0141-11

DOI: 10.19554/j.cnki.1001-3563.2024.04.015

Wheelchair Performance Evaluation Method Integrating Surface Electromyography and Posture Information

WANG Zhenyu^a, XIANG Zerui^{a,b*}, LYU Silong^a, LONG Siyu^a, ZHI Jinyi^{a,b}
(a.School of Design b.Institute of Design and Research for Man-Machine-Environment Engineering System,
Southwest Jiaotong University, Chengdu 611730, China)

ABSTRACT: The work aims to objectively evaluate the use effectiveness of wheelchair by using surface electromyographic equipment to test the electromyographic signals during wheelchair use, and to construct a human-machine evaluation model by integrating posture signals from an inertial measurement unit (IMU). Folding, braking, and slope of the wheelchair were tested to evaluate its performance, and the fatigue condition between muscle groups was compared to determine the folding and braking methods that were beneficial to the wheelchair. The experimental subjects were required to use two folding methods and three braking methods of different wheelchairs to perform the wheelchair tasks and to collect sEMG and IMU signals during the operational task process. After the experimental task, the NASA-TLX scale was filled out. Based on the evaluation indicators of the model, the experimental data were compared and analyzed. The wheelchair subject to horizontally folded folding and concave brake (hand brake in front) had less fatigue, and the user's force was minimal at a 3~4° slope range, which was more comfortable. This verified the feasibility of the model in wheelchair human-machine evaluation and provided a reference for optimizing wheelchair design. The human-machine evaluation model is suitable for evaluating product performance. Meanwhile, the wheelchair performance evaluation method proposed in this study, which integrates surface electromyography and posture information, has higher accuracy and can effectively evaluate the performance level of wheelchair users.

KEY WORDS: surface electromyography (sEMG); posture signals; wheelchair performance; evaluation model; inertial measurement unit (IMU)

收稿日期: 2023-09-12

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFB 4301203); 教育部 2022 年第二批产学研合作协同育人项目(220705329291641)

*通信作者

轮椅是现有辅助器具中使用最广泛的个人移动辅助工具。根据世界卫生组织的统计,我国需要使用轮椅的人口为1 373.49万人,但实际获得轮椅适配的比例只有10%~15%^[1-2]。根据ISO 9999 辅助器具—分类和术语^[3],将轮椅车(Manual wheelchairs, MW)列入第12主类个人移动辅助产品。轮椅因作业时难度增加易引起肌肉损伤,对肌肉的高需求和轮椅构件的不同会导致严重的肌肉疲劳,故客观评估轮椅使用者的肌肉疲劳具有一定的必要性^[4]。目前,客观评估轮椅绩效方法有心理和生理测试,心理测试可以采用脑电技术研究轮椅绩效与舒适度;在生理测试中,血压分布、肌电图、脑电图和心电图是评价人体生理感知的重要手段^[5]。

文献[6]建立了按摩椅绩效人机评价模型,通过实验表明使用肌电信号是可以用来评价按摩椅缓解肌肉疲劳状态的。文献[7]采用支持向量机实现了对肌肉疲劳的预测。文献[8]构建肌力预测模型,利用表面肌电特征参数进一步提高了肌力预测的实用性。文献[9]研究了轮椅上坡过程中躯干肌肉的活动,并考察采用齿轮轮子对姿势控制需求的影响。文献[10]表明增加斜坡斜率仅影响竖脊肌的峰值肌电,肌电信号处理应用对于轮椅使用者绩效提高和诊断具有巨大的潜力。综上所述,肌电信号可以用于评估轮椅效益和诊断肌肉状况,为轮椅设计和优化提供参考。

表面肌电(Surface electromyography, sEMG)技术是一种无创、实时的测量方法,可在某项任务期间监测局部肌肉疲劳,从而客观反映肌肉活动水平和功能状态^[11]。肌电信号经常被用作假肢、外骨骼或轮椅等设备的控制输入。然而,sEMG在轮椅绩效评价上应用较少,针对轮椅在缓解肌肉疲劳绩效评价等方面的研究仍存在不足,如,文献[12]的实验对象不是轮椅使用者,文献[13]选取的肌肉不是以轮椅使用者为直接目标。为此,提出轮椅绩效人机评价模型,通过折叠、刹车及坡度实验,研究特定肌肉在不同折叠、刹车及坡度下肌电指标的变化情况,验证较为舒适的交互方式,从而缓解肌肉疲劳。单纯依赖肌电信号时会遇到肌肉疲劳,除正常的肌肉收缩水平外,还会影响肌电图的振幅和频谱。为提高模型精度及鲁棒性引入IMU姿势传感器,加速度数据作为一个附加的输入信号来判断肌肉疲劳情况,使用混合方法来补偿单独肌电图滞后问题。融合表面肌电和姿势信息的轮椅绩效评价方法可以客观评价轮椅的使用效益,诊断肌肉疲劳状态,提高轮椅使用者体验,并推广肌电信号处理技术的应用。

1 轮椅绩效评价模型

1.1 表面肌电技术

sEMG是在人体皮肤表面产生的肌肉电信号,是

人体神经肌肉细胞兴奋收缩形成的电信号。sEMG信号较弱,幅度一般为0~5 mv,依附在皮肤表面的电极采集而得,具有无创性与便捷性,可直接反映浅层肌肉激活情况。sEMG因含有运动控制信息,所以对探究肌肉疲劳程度、电生理变化及神经肌肉协调性指标具有指导作用。sEMG现广泛应用于工效学、人机交互的智能感知、人机协作控制等方向。通过表面肌电实验能够有效获取均方根值(Root Mean Square, RMS)和中位频率(Median Frequency, MF),来客观评价手动轮椅的绩效。

1.2 惯性传感器

惯性测量单元(Inertial Measurement Unit, IMU)是用来测量物体三轴姿态角和加速度的装置。IMU包括三轴陀螺仪和三轴加速度计,九轴IMU还包括三轴磁强计^[14]。加速度计是建立在载体坐标系中独立的三轴加速度信号;陀螺仪是以测量物体的角速度和加速度,来计算物体的姿态。加速度计通常与陀螺仪一起使用,以补偿因重力影响导致的驱动不足。惯性传感器是一种检测和测量加速度、倾斜、振动、旋转的传感器。由于佩戴大量传感器对用户来说是有创的,因此使用IMU技术作为参考来获得模型的精度^[15]。

1.3 融合sEMG和IMU的人机评价模型

因多任务会导致模型复杂,降低推理速度。现利用sEMG采集信号判断人体疲劳度,使用IMU技术来测量关节的转动数据作为参考,进而验证模型的准确度。对sEMG信号分析主要集中在时域和频域,在时域分析中,sEMG是以时间为自变量进行统计分析的函数。时域分析是在时间维度上评价肌电曲线的变化特征的指标,RMS指标因其具有较好的实时性而常被用于描述肌肉活动状态,是指某段时间内所有振幅的均方根值,描述了sEMG在一定时间内的平均变化特征。因此,将时域参数RMS与频域参数MF相结合,以判断手动轮椅在作业时的绩效和人体上肢肌肉疲劳程度变化,基于RMS和MF指标,提出评估轮椅性能人机评价模型,见图1。

RMS的大小决定于表面肌电信号的振幅,通过比较不同时期的RMS可以确定疲劳的时间和程度。一般来说,无论是静态还是动态运动,EMG(E)振幅均会增加,即随着疲劳的增加,RMS增大。时域参数RMS(R)计算见式(1)。

$$R = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} E^2(t) dt} \quad (1)$$

式中: $E(t)$ 为表面肌电信号采样值; dt 表示对时间(t)进行积分; T 为采样时间。

频域分析是对时域信号进行快速傅立叶变换,反映肌电信号在不同频率范围内的强弱。中值频率(Median Frequency, MF)用于sEMG频域分析,指肌肉收缩时放电频率的中间值,一般随运动时间的增加呈下降趋势。由于骨骼肌中快肌纤维和慢肌纤维

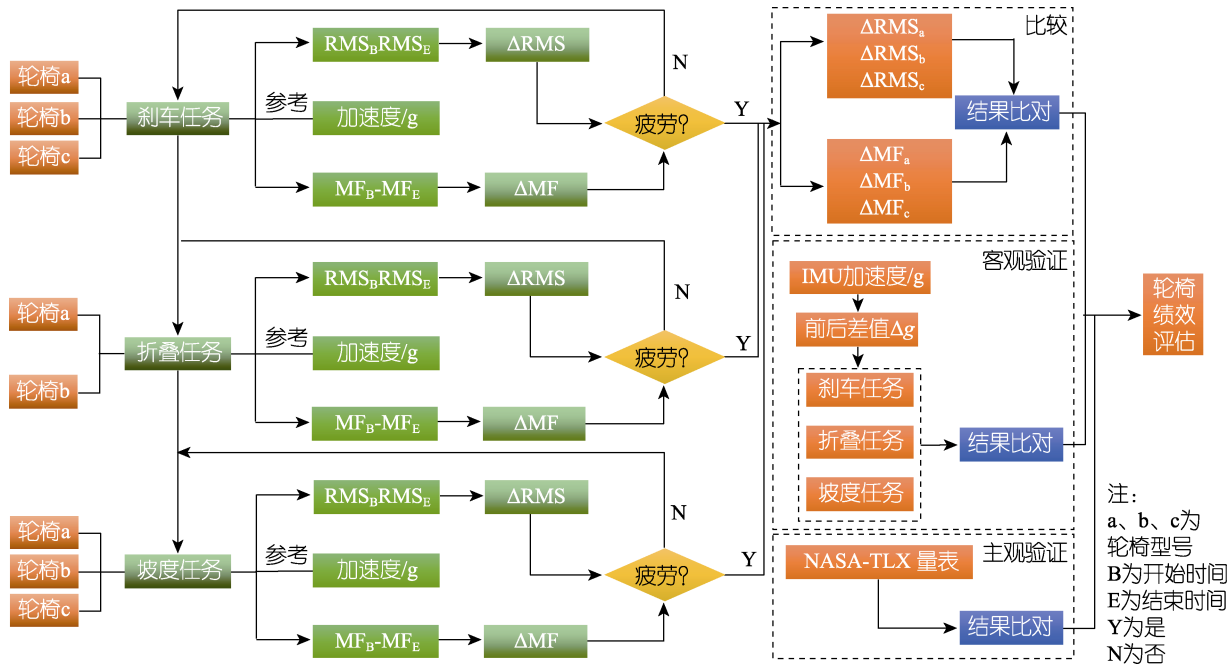


图 1 轮椅性能人机评价模型

Fig.1 Human-machine performance evaluation model for wheelchairs

的比例不同, 骨骼肌不同部位的 MF 也不同。快肌纤维的兴奋表现为高频放电, 慢肌纤维表现为低频放电。频域参数 MF (M) 计算见式 (2)。

$$M = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} R_{\text{PSD}}(f) df \quad (2)$$

式中: R_{PSD} 为 sEMG 的功率谱密度函数; f 为频率。

RMS 在时间维度上反映信号的振幅变化特征, 可直观映射肌肉疲劳程度与肌电信号变化规律; 从统计学角度而言, MF 则反映 sEMG 的频谱特征。时域内 RMS 分析的参数比频域内分析的参数对位置变化更敏感, 与时域分析法比较, 以傅里叶变换为基础的频域分析法更加的稳定可靠。

模型中, ΔRMS 为整个实验过程中规定时间内 RMS 的均值减去实验结束前规定时间内 RMS 的平均值之差。若 ΔRMS 大于 0, 说明 sEMG 活动趋于降低, 肌肉疲劳降低; ΔRMS 等于 0 时表示 sEMG 活动无变化; ΔRMS 小于 0 表示 sEMG 活动有增加的趋势, 表明肌肉疲劳。模型的主要评价步骤如下。

1) 使用 RMS 和 MF 指标评估肌肉是否进入疲劳状态。若实验结果显示肌肉未出现疲劳, 则该数据无效; 若实验结果显示肌肉已经出现疲劳, 则需要选取前后各 2 s RMS 的区间 (RMS_B 与 RMS_E) 进行数据分析。此外, 在选择 RMS 区间时, 需要剔除瞬时值异常波动较大的数据点, 以确保所选区间的数据稳定性。

2) 从 RMS_B 中减去 RMS_E 得到 ΔRMS ; 从 MF_B 中减去 MF_E 得到 ΔMF 。通过比较 ΔRMS 与 ΔMF 来判断肌肉的疲劳; 以 IMU 传感器的加速度数据进行客观验证; 以 NASA-TLX 量表的结果进行主观验证。

3) 比较不同任务下的 ΔRMS , 并参考 IMU 的 Δg ,

对轮椅的绩效进行评价。

4) 比较 NASA-TLX 量表中 6 个维度对心理负荷的影响, 主观评估轮椅的绩效。

2 实验方法

2.1 实验准备

为探究轮椅的刹车、折叠、坡度任务绩效, 现以手动轮椅为例进行探究。手动轮椅按照折叠方式划分有中心合拢式轮椅和横向收折式轮椅两类; 按照刹车装置可分为肘节式刹车、凹口式刹车、铰链式刹车三种^[16-17], 特征见表 1。

折叠轮椅作为医疗康复的辅助工具, 通常见于医院、机场等公共场所, 是为行动不便者提供的公共设施。这类产品多数为单向折叠, 体积笨重, 不易携带。中心合拢式轮椅是市场上最常见的产品, 折叠时只需将轮椅两侧的支架向中心推拢即可实现折叠, 操作相对简单, 易于加工并且便宜。缺点是折叠后轮椅的横向宽度虽有一定程度的减小, 但在高度和长度方向的横截面积未改变。横向收折式轮椅一般使用提拉方式折叠。折叠前需收回踏板、打开折叠锁, 再完成折叠, 操作简单快捷; 缺点是需要增加开锁的步骤。

刹车是保障轮椅使用者安全的部件及必备部件之一, 肘节式刹车是利用杠杆原理, 通过几个关节进行制动, 其机械优势强于凹口式刹车, 但失效更快; 凹口式刹车安全可靠, 但费力, 调整后可以在斜坡上刹车; 铰链式刹车是采用关节铰链的灵活性和力量传递的形式进行刹车, 其刹车速度较快, 操作灵活, 适用于运动轮椅的制动^[18]。手动轮椅的刹车及折叠结构见图 2。

表 1 手动轮椅分类
Tab.1 Classification of manual wheelchairs

分类	二级分类	三级分类	优点	缺点
折叠	中心合拢式		结构简单、易于加工、价格便宜	折叠后横截面积大
	横向收折式		操作简单快捷	解锁需开锁扣
刹车	肘节式刹车	左右独立刹车	安全省力	单手刹易错位
	凹口式刹车	手刹位于前方	安全可靠	费力
	铰链式刹车	手刹位于下方	可单手刹	不适手动轮椅

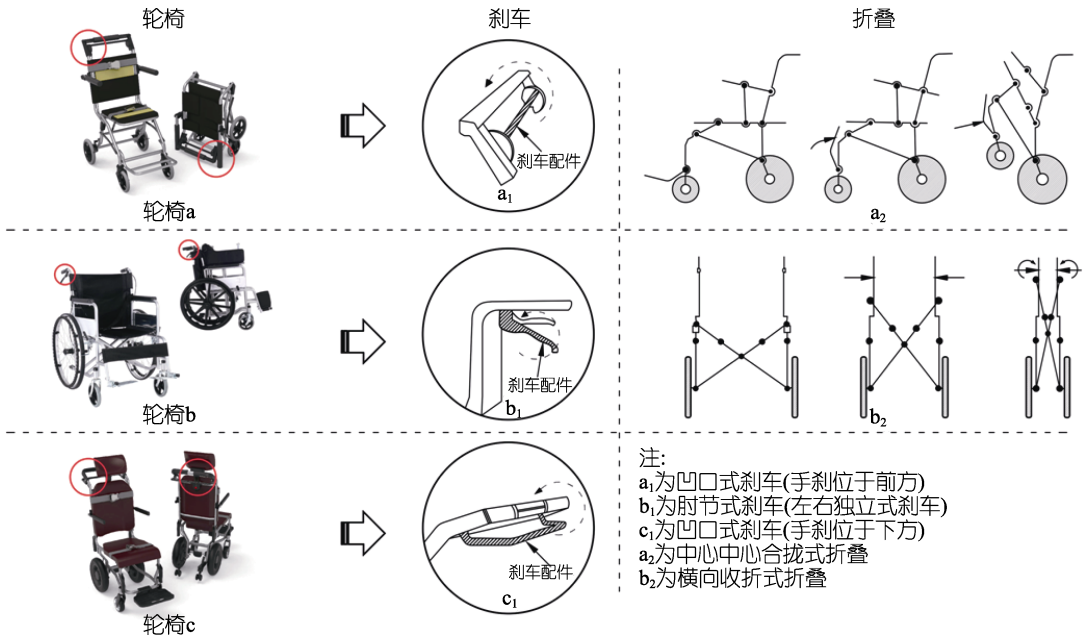


图 2 手动轮椅刹车及折叠结构
Fig.2 Braking and folding mechanisms in a manual wheelchair

文献[19]为量化 5 种不同坡度（0°、2.7°、3.6°、4.8°和 7.1°）对电动跑步机上手动轮椅推进过程中躯干和肩膀运动学以及肩膀运动和肌肉需求的影响。得出结论在 2.7°~3.6°和 3.6°~4.8°的坡度增量之间存在一些相似之处，但当跑步机的坡度增加时，前躯干屈曲和肩部屈曲运动幅度及肩部机械和肌肉需求通常会增加。文献[20]为研究青年截瘫患者在不同坡度坡道上（0°、2°、4°、6°、8°、10°、12°）轮椅推进的运动学和肌电分析，结果表明在 4°~10°的斜坡上，运动学发生重大调整，肌肉活动显著增加，并且随着坡度的增加，躯干变得更加活跃。文献[21]对比 3 种速度（0.6 m/s，0.8 m/s 和 1.0 m/s）和 4 种坡度（0°、2.7°、3.6°和 4.8°）下心肺结果指标，VO₂，心率，呼吸频率，分钟通气量和潮气量。得出结论：在电动跑步机上推进 MW 的同时增加速度和坡度会增加心肺反应及感知用力率 RPE。文献[22]为对比跑步机上 4 种梯度（0%、0.7%、1.0%、1.3%）推进轮椅的生物力学特征，建议使用 0.7%跑步机梯度以较低的速度（4 km/h 和 6 km/h）推进轮椅，而 1.0% 梯度可能在 8 km/h 更合适。文献[23]对手动轮椅推进的坡度进

行归纳，发现坡度在 2%~9%是可接受的。因此，为研究不同坡度下轮椅的使用绩效，现选取 0°、2°、3°、4°、6°、8°、10°、12°这 7 种坡度进行实验研究。

2.2 实验对象与实验环境

在肌电图研究方面，小规模实验是前沿研究的常用策略，其优势在于可以减少实验成本和时间，同时提高解决探索性问题的效率。文献[24]选取了两名男性受试者、而文献[25]仅收集了一名男性受试者的前臂表面肌电数据。因此，本实验招募 10 名全日制研究生作为受试者，均无相关骨骼肌肉病史，实验前 48 h 内无任何形式的激烈运动。被试者基本情况以“平均数±标准差”表示如下：年龄为（23±1.1）岁，身体质量指数（Body Mass Index、BMI）为（21.6±2.3）kg/m²，实验地点为西南交通大学人机工程实验室。

2.3 实验设备

基于肌电信号的轮椅折叠效应评价实验设备包括：
1) 三种不同类型的轮椅。两种折叠方式、三种刹车方式不同的轮椅，见图 2。

2) 姿势传感器 IMU 模块选用 BWT901CL 系列, 采样频率为 100 Hz, 记录运动轨迹加速度、角速度、角度等数据。

3) 肌电信号由 ErgoLAB 人机环境同步测试云平台采集, 采样频率为 1 024 Hz, 采样精度为 12 bit, 实验数据借助 MATLAB 软件处理。

2.4 实验任务与肌肉选取

以上肢肌肉群体为例, 研究手动轮椅在进行作业时各肌肉表面肌电信号的参数变化特征伴随肌肉疲劳过程的相关关系、以此评价 a、b、c 三型手动轮椅的刹车、折叠、坡度绩效。文献[26]在折叠轮椅的整个发力过程中, 被试者主要依靠上肢肌肉发力完成做功, 需要将肘部弯曲与肩部伸展, 根据 Seniam 项目^[27]选取前三角肌 (AD)、中三角肌 (MD)、后三角肌 (PD)、肱二头肌 (BB)、斜方肌 (UT) 和肱三头肌 (TB) 这 6 个不同的肌肉部位进行肌电信号采集^[28-31], 见图 3。

2.5 实验方案及流程

为检验手动轮椅的质量是否符合国家标准, 便于进一步研究, 对滑行偏移量 (≤ 350 mm 为合格), 车轮落地性 (所有车轮应平稳着地), 驻坡性能 ($\geq 8^\circ$ 为合格) 进行轮椅的静态测量研究^[32-33]。此项测试进行三次, 以三次数据的平均值为检验结果, 结果显示: 三种轮椅均符合相关标准。

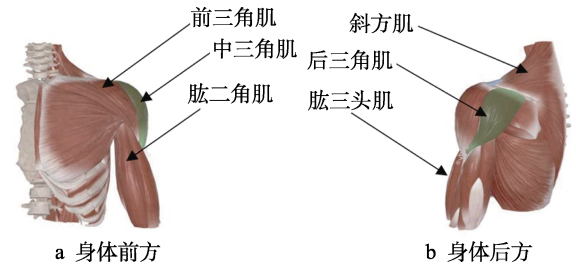


图 3 实验肌肉选取
Fig.3 Selection of experimental muscles

实验方案与流程图见图 4, 本次实验分成三个阶段, 第一阶段: 被测对象在实验点进行培训, 达到实验要求后进行正式实验, 以节约时间及提高准确率。

第二阶段分为两个任务: 任务一为在实验过程中, 使用轮椅 a、b、c 分别进行刹车和折叠作业, 目的是测试受试者在不同轮椅上进行刹车和折叠操作时的表现和反应能力, 为确保数据的准确性, 使用相同的距离和加速度来推行各个轮椅完成任务; 任务二为受试者将独立完成 7 种不同坡度 ($2^\circ \sim 12^\circ$) 的实验, 该任务的目标是评估受试者在不同坡度条件下的行走能力和适应性, 并确定最舒适的坡度范围, 为后续有关轮椅坡度的研究提供基础。

第三阶段为: 测试结束后, 填写 NASA-TLX (NASA-Task Load Index) 量表^[34], 评估主观任务满意度、工作表现和疲劳程度, 轮椅绩效评估实验见图 5。

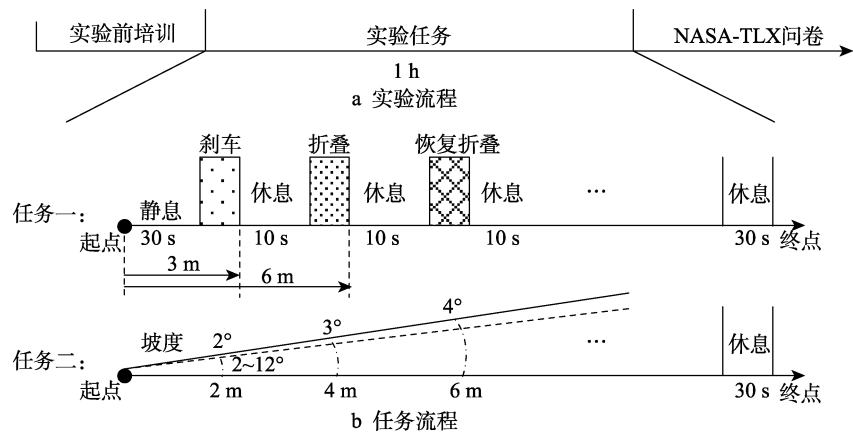


图 4 实验方案与流程
Fig.4 Experimental design and flowchart



图 5 轮椅绩效评估实验
Fig.5 Performance evaluation experiment for wheelchairs

3 实验结果分析

3.1 数据预处理

肌电信号因特征微弱，易受外界干扰，因此对信号的采集和处理提出了严格的要求。采集到的肌电信号必须经过进一步处理才能提取出有用的信息，通常需要在信号处理之前进行预处理，经信号放大、滤波

去噪、去偏置等预处理得到 sEMG 信号^[35]。使用截止频率为 5 Hz 的高通滤波器来去除直流偏移和低频噪声成分；设置 50 Hz 带阻滤波器，以去除电源干扰或其他高频噪声干扰；选取截止频率为 500 Hz 的低通滤波器来保留感兴趣肌肉信号的主要成分，并去除高频噪声。并设置窗口大小为 100 ms 的滑动均方根值，将其作为处理后的信号表示。滑动均方根可以提供肌肉收缩强度的估计，处理前后数据见图 6。

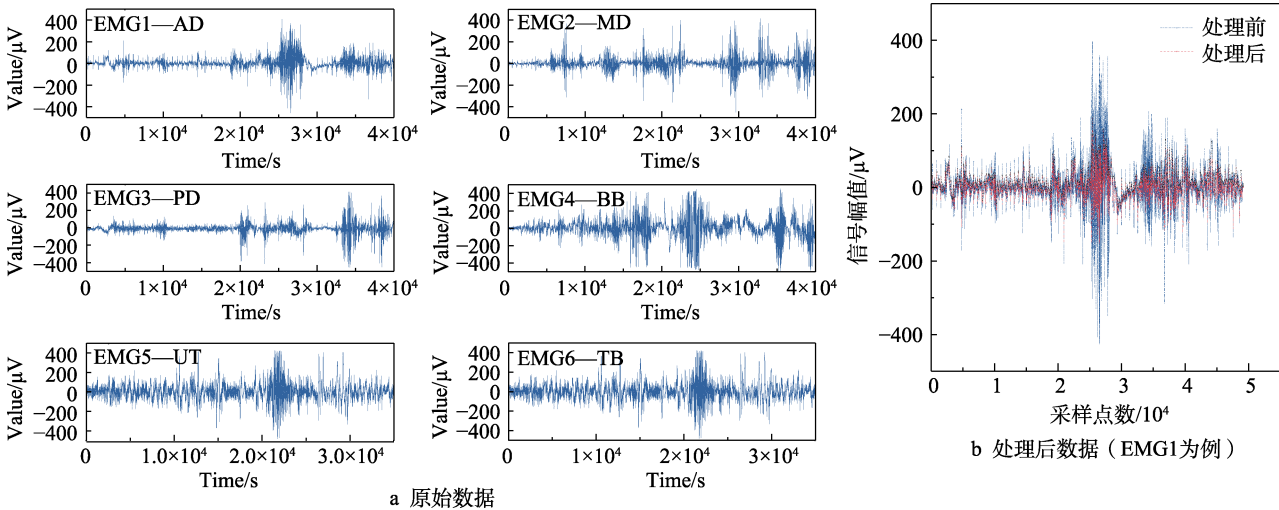


图 6 处理前后数据对比
Fig.6 Comparison of data before and after processing

根据式 (1)~(2) 计算 RMS 与 MF，其指标特征见图 7，根据研究表明，均方根值 RMS 的幅值参数伴随着疲劳的增加而增加，MF 随着疲劳的增加而降低，与 RMS 成反比。

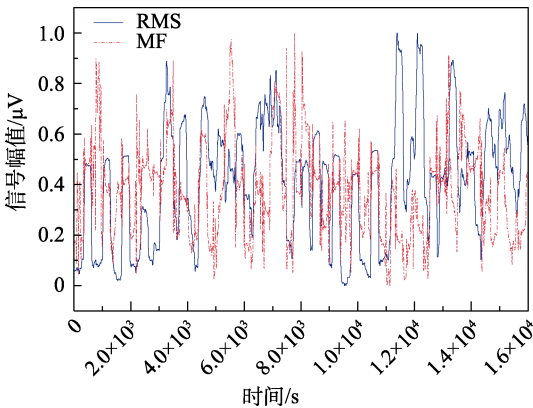


图 7 RMS 与 MF 变化规律
Fig.7 Changes in RMS and MF

3.2 实验结果对比

3.2.1 单因素分析对比

使用 ErgoLAB 人机环境同步测试云平台采集肌电信号，采样频率为 1 024 Hz，实验数据经过 3.1 数据预处理后，借助 MATLAB 软件计算 RMS 和 MF，

并得到前、后 2 s 的 Δ RMS 和 Δ MF，以评估肌肉疲劳状态，实验结果见表 2。根据 JASA 分析方法中定义的肌肉疲劳状态^[36]。观察到每次任务后 RMS 增加而 MF 减少，为了进行更深入地定量分析，根据人机评价模型，计算了 10 名受试者在不同任务中的 Δ RMS，并评估轮椅绩效。如表 2 所示的实验结果显示：1) 在刹车训练中，轮椅 c 的肌电 RMS 较高，表明肌肉训练疲劳程度最高，损耗也最大；而轮椅 a 的肌电 RMS 较低，表明肌肉训练疲劳程度最低，损耗最小；2) 在折叠训练中，轮椅 b 的肌电 RMS 较高，表示肌肉训练疲劳程度最高，损耗也最大；而轮椅 a 的肌电 RMS 较低，表明肌肉训练疲劳程度最低，损耗最小；3) 在坡度任务中，轮椅 b 的肌电 RMS 最高，表明肌肉训练疲劳程度最大，损耗也最高；而轮椅 a 的肌电 RMS 最低，表明肌肉训练疲劳程度最小，损

表 2 不同任务绩效对比表
Tab.2 Comparison of performance for different tasks

任务	轮椅	Δ MF/ μ V	Δ RMS/ μ V	时间/s
刹车	a	16.46	21.48	1.2
	b	16.30	22.80	1.9
	c	15.81	23.72	2.4
折叠	a	18.59	14.10	15
	b	17.79	14.25	18

耗最低。因此, 在实验中控制了其他可能影响结果的因素, 并根据不同任务中的 ΔRMS 来评估肌肉训练疲劳程度和损耗程度。这样可以更清楚地分析和解释不同因素对肌肉疲劳的影响。

在单因素分析中, 只对一个自变量(任务类型、疲劳程度、任务绩效)进行考虑和控制变量, 以便清晰地比较实验结果, 以下是对结果的归纳总结:

1) 不同任务的疲劳度排序。在刹车任务中, 疲劳度排序为 $c>b>a$, 即轮椅 c 的疲劳程度最高, 轮椅 b 次之, 轮椅 a 的疲劳程度最低; 在折叠任务中, 疲劳度排序为 $b>a$, 即轮椅 b 的疲劳程度较高, 而轮椅 a 的疲劳程度较低; 在坡度任务中, 整体上随着坡度的增加, 疲劳程度呈现增大的趋势。然而, 在 $3^\circ\sim 4^\circ$ 的坡度范围内, 会有一定程度的疲劳缓解, 如图 8 所示, 其中 SD 代表标准差 (Standard Deviation), SE

代表标准误差 (Standard Error)。

2) 不同肌肉间的疲劳程度。对训练过程中不同肌肉群的疲劳程度进行分析, 发现在刹车任务中, 斜方肌 (UT) 肌肉表面肌电 RMS 的数值高, 疲劳程度最高, 造成的损耗最大; 前三角肌 (AD) 肌肉表面肌电 RMS 的数值高, 疲劳程度最低, 造成的损耗最小。在折叠和坡度任务中, 肱二头肌 (BB) 的肌电值最大, 后三角肌 (PD) 肌肉的 RMS 最低。这表明在动态运动下, 肱二头肌肌肉承受的负荷和活动水平更高, 而后三角肌肌肉的活动较为轻微。上述结果均与轮椅使用者填答的主观问卷结果相对应, 轮椅使用者普遍存在肩部不适、损伤和肩关节劳损等问题。本研究为后期手动轮椅优化和改进提供实践参考, 通过研究进一步优化轮椅使用者的操作任务, 提高轮椅使用过程中的姿势安全性和健康性, 见图 9。

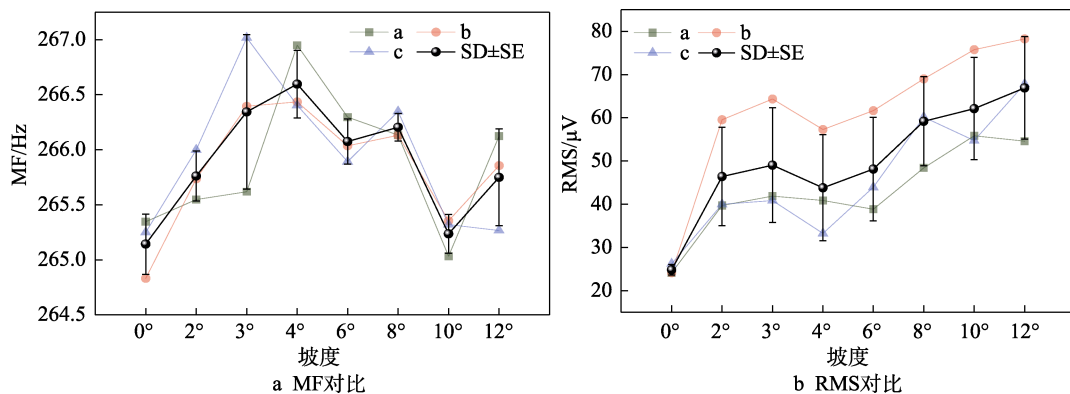


图 8 任务绩效 MF 和 RMS 的对比
Fig.8 Comparison of task performance MF and RMS values

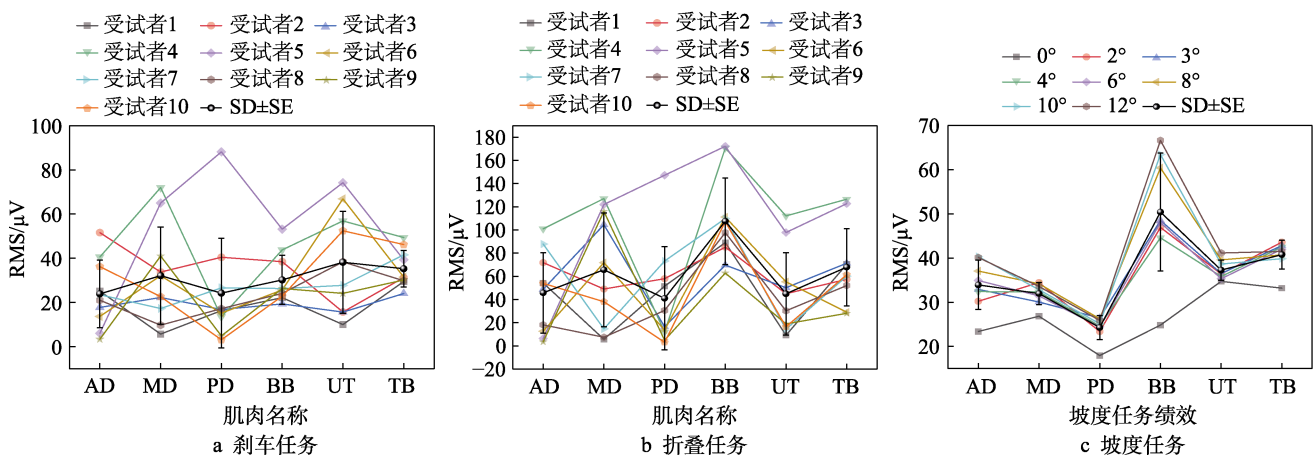


图 9 任务绩效肌肉对比
Fig.9 Comparison of task performance of muscles

3) 不同强度下任务绩效。对比不同运动强度下的肌电数据分析发现: 在刹车任务下, 随着运动强度的增加, 后三角肌 (PD) 的肌电值越来越小; 在折叠任务下, 斜方肌 (UT) 的肌电值最小, 肱二头肌 (BB) 的肌电值最大。在坡度任务下, 随着坡度的增加, PD 的肌电值越来越小, BB 的肌电值最大。坡

度疲劳度整体随度数增加呈上升趋势。

3.2.2 多因素分析对比

多因素分析是通过比较不同任务类型(刹车、折叠、坡度)对轮椅使用者的影响, 来判断任务类型对轮椅的影响。以下是对多因素分析结果的归纳总结, 见图 10。

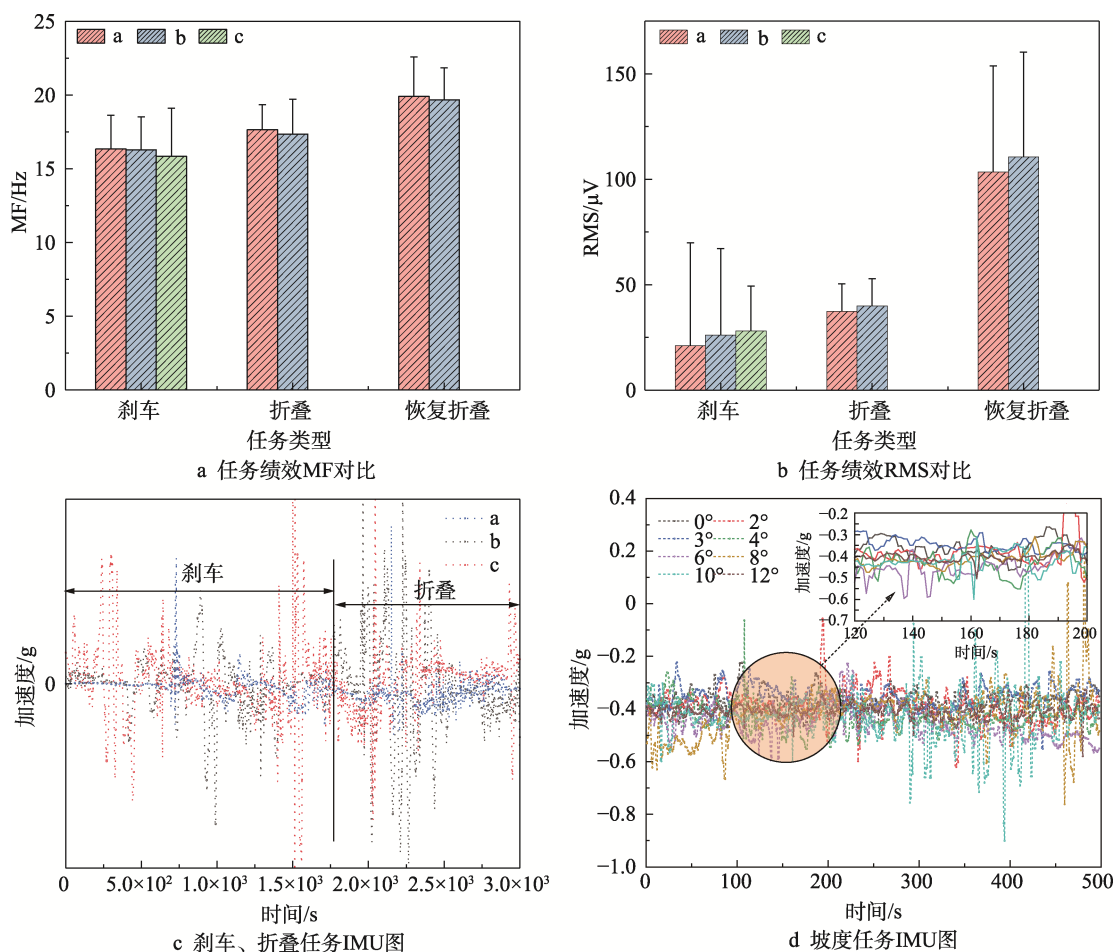


图 10 实验数据对比

Fig.10 Comparison of experimental data

1) 影响程度: 恢复折叠任务对轮椅使用者的影响最大, 折叠任务次之, 而刹车任务对使用者的影响最小。这可以从疲劳度量化结果中得出结论。

2) 疲劳程度与上肢负荷: 无论是刹车、折叠还是坡度任务, 相对于基线任务(仅推进), 所有交互方式都会造成肌肉疲劳。基线任务是指在没有任何交互方式或附加负荷的情况下, 只进行推进的任务。在研究中, 使用基线任务作为比较的标准, 以评估其他交互方式和附加负荷对疲劳程度的影响。结果显示, 随着上肢负荷的增加, 三种交互方式中, 轮椅 a 被认为是最舒适、疲劳度最低的一种。

3) 疲劳度比较: 根据肌电数据, 刹车、折叠和恢复折叠任务中, 刹车任务的疲劳程度最低, 恢复折叠任务的疲劳程度最高。此外, 在刹车任务中, 轮椅 a 表现出最高的舒适度和最低的疲劳程度, 而轮椅 c 的刹车方式导致最高的疲劳程度, 轮椅 b 的折叠方式导致较高的疲劳程度。根据 IMU 数据, 通过加速度变化的幅度评估疲劳程度。刹车任务的加速度变化较小, 而折叠任务的加速度变化较大, 这意味着刹车任务的疲劳程度较低, 而恢复折叠任务的疲劳程度较高。为更好地比较 IMU 数据的差异, 对数据进行了

基线校正, 使其保持在零值的上下范围内。进一步观察图 10c 发现, 在刹车任务中, 轮椅 c 的刹车方式产生较大的加速度变化, 导致较高的疲劳程度。与此相反, 轮椅 a 在刹车实验中的加速度变化较为平缓, 因此表现出较低的疲劳程度。在折叠任务中, 轮椅 b 的折叠方式产生较大的加速度变化, 从而导致较高的疲劳程度。至于坡度任务, 在 2°~12°坡度范围内, 随着坡度的增加, 加速度持续增大, 但在 3°~4°范围内有所下降, 说明此范围是较为舒适的坡度。

综上所述, 通过 sEMG 和 IMU 数据的分析, 可以比较不同任务和轮椅之间的疲劳程度。加速度变化对疲劳程度的影响提供了更详细的评估。

3.2.3 主观验证

NASA-TLX 量表是应用最广泛的主观心理负荷评估工具之一, 不仅用户接受度最高, 而且被试间变异最小。NASA-TLX 量表从认知负荷、身体负荷、时间要求、表现水平、努力水平和挫折水平 6 个维度来评价整体心理负荷, 广泛应用于绩效研究中^[37-38]。本研究将 NASA-LX 量表试用于轮椅刹车、折叠、坡度作业后疲劳感的评估。被试者需在实验结束后对量表进行评分, 量表评估结果显示, 不同任务下, 量表

的 6 个维度统计结果无显著差异 (见图 11), 且结果均与 sEMG 和 IMU 数据相符合。采用 NASA-TLX 量

表对不同任务进行打分, 结果与实验结果相似, 实验证明了轮椅的使用绩效。

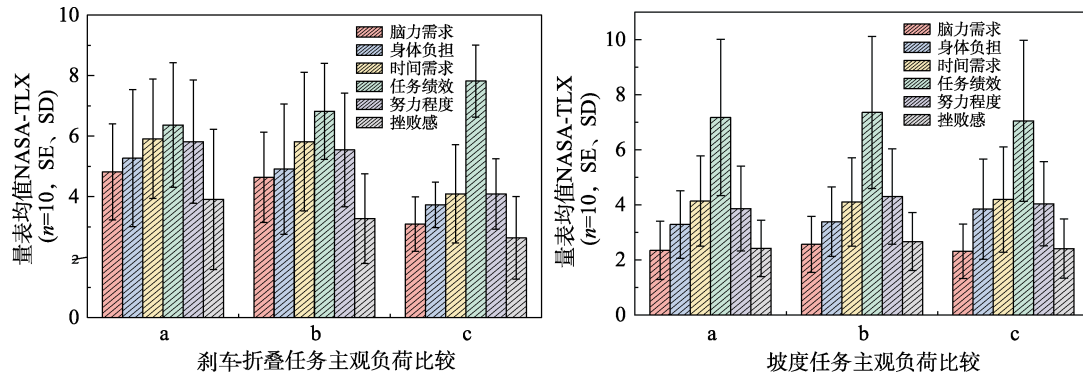


图 11 NASA-TLX 量表对比
Fig.11 Comparison of NASA-TLX scale

4 结语

为客观评估轮椅的使用绩效, 提出了一种融合表面肌电和姿势信息的轮椅绩效评价方法。通过表面肌电测试, 比较了轮椅的 RMS 和 MF, 以判断较为舒适的交互方式, 并论证了利用表面肌电试验来研究轮椅绩效的有效性。作为轮椅舒适性的前导研究, 实验证明了横向收折式折叠和凹口式刹车 (手刹在前方) 的轮椅疲劳度低, 在 3~4°坡度范围下轮椅使用者的受力最小, 较为舒适, 从而验证了模型的可行性与实验方法的适用性。后续研究将提取肌电特征值进行预测分析, 通过比较多种轮椅的绩效, 对轮椅进行多因素综合人机评价。

参考文献:

- [1] 国家统计局. 2015 年全国 1%人口抽样调查主要数据公报[N]. 中国信息报. 2016-04-21(001).
National Bureau of Statistics. Bulletin on the Main Data of the National 1% Population Sampling Survey In 2015 [N]. China Information News .2016-04-21(001).
- [2] 钟磊. 国际标准化轮椅车工作新进展[J]. 中国康复理论与实践, 2018, 24(2): 219-223.
ZHONG L. New Process of International Standardization of Wheelchair[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Theory and Practice, 2018, 24(2): 219-223.
- [3] ISO. Wheelchairs[DB/OL]. (2017-11-25)[2019-11-25]. <https://www.iso.org/committee/53792/x/catalogue/p/0/u/1/w/0/d/0>.
- [4] 杨钟亮, 孙守迁, 陈育苗. 基于 sEMG 的按摩椅绩效人机评价模型实验研究[J]. 中国机械工程, 2012, 23(2): 220-224.
YANG Z L, SUN S Q, CHEN Y M. A Pilot Study on Ergonomics Evaluation Model of Massage Chair Performance Based on sEMG[J]. China Mechanical Engineering, 2012, 23(2): 220-224.
- [5] 金海明, 申黎明, 宋杰. 基于肌电信号的按摩椅按摩效应评价研究[J]. 包装工程, 2014, 35(2): 28-31.
JIN H M, SHEN L M, SONG J. Massage Effect Evaluation of Massage Chairs Based on EMG Signals[J]. Packaging Engineering, 2014, 35(2): 28-31.
- [6] 黄耐寒. 基于表面肌电的肌疲劳分析与肌力预测研究及实现[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2014.
HUANG N H. Research and Implementation of Muscle Fatigue Analysis and Muscle Force Prediction Based on Surface Electromyography[D]. Hefei: University of Science and Technology of China, 2014.
- [7] GUO H, GONG P H, WANG Y M, et al. Complex Network Properties Analysis of Muscle Fatigue Based on sEMG Signals[J]. IEEE Sensors Journal, 2023, 23(4): 3859-3869.
- [8] KIM J, CHO S, KIM S J. Preliminary Studies to Develop a Ubiquitous Computing and Health-Monitoring System for Wheelchair Users[C]// Proceedings of the ICST 3rd International Conference on Body Area Networks. Tempe: ACM, 2008: 1-3.
- [9] HOWARTH S J, POLGAR J M, DICKERSON C R, et al. Trunk Muscle Activity during Wheelchair Ramp Ascent and the Influence of a Geared Wheel on the Demands of Postural Control[J]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2010, 91(3): 436-442.
- [10] 吴剑锋. 基于肌电信号的人体下肢运动信息获取技术研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2008.
WU J F. Research on Human Lower-Limb Motion Information Acquisition Technology Based on EMG[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2008.
- [11] BŁASZCZYSZYN M, BORYSIUK Z, PIECHOTA K, et al. Wavelet Coherence as a Measure of Trunk Stabilizer Muscle Activation in Wheelchair Fencers[J]. BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation, 2021, 13(1): 140.
- [12] Nithin Babu Rajendra Kurup, Markus Puchinger, Margit Gfoehler. A Preliminary Muscle Activity Analysis: Hand-

- dle Based and Push-Rim Wheelchair Propulsion[J]. *J Biomech*, 2019, 89:119-122.
- [13] [BABU RAJENDRA KURUP N, PUCHINGER M, GFOEHLER M. A Preliminary Muscle Activity Analysis: Handle Based and Push-Rim Wheelchair Propulsion[J]. *Journal of Biomechanics*, 2019, 89: 119-122.
- [14] RATTANAKOCH J, SAMALA M, LIMROONGREUNGRAT W, et al. Validity and Reliability of Inertial Measurement Unit (IMU)-Derived 3D Joint Kinematics in Persons Wearing Transtibial Prosthesis[J]. *Sensors*, 2023, 23(3): 1738.
- [15] 宋海锋, 张敏杰, 曾小清, 等. 基于线路数据信息的列车定位方法研究[J]. *同济大学学报(自然科学版)*, 2022, 50(1): 13-21.
SONG H F, ZHANG M J, ZENG X Q, et al. Train Location Method Based on Line Data Information[J]. *Journal of Tongji University (Natural Science)*, 2022, 50(1): 13-21.
- [16] CASTELLINI C, VAN DER SMAGT P. Surface EMG in Advanced Hand Prosthetics[J]. *Biological Cybernetics*, 2009, 100(1): 35-47.
- [17] PUCHINGER M, KURUP N, GSTALTNER K, et al. Metabolic Cost and Mechanical Efficiency of a Novel Handle-Based Device for Wheelchair Propulsion[J]. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 2022, 54: jrm00346.
- [18] 潘澳, 张永鸿, 陶丽佳, 等. 可擦背达重刹车式坐站转换辅助椅的改进[J]. *装备制造技术*, 2021(7): 34-39.
PAN A, ZHANG Y H, TAO L J, et al. Improvement of the Auxiliary Chair for Seat Station Conversion with the Heavy Brake[J]. *Equipment Manufacturing Technology*, 2021(7): 34-39.
- [19] GAGNON D, BABINEAU A C, CHAMPAGNE A, et al. Trunk and Shoulder Kinematic and Kinetic and Electromyographic Adaptations to Slope Increase during Motorized Treadmill Propulsion among Manual Wheelchair Users with a Spinal Cord Injury[J]. *BioMed Research International*, 2015, 2015: 636319.
- [20] CHOW J W, MILLIKAN T A, CARLTON L G, et al. Kinematic and Electromyographic Analysis of Wheelchair Propulsion on Ramps of Different Slopes for Young Men with Paraplegia[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2009, 90(2): 271-278.
- [21] GAUTHIER C, GRANGEON M, ANANOS L, et al. Quantifying Cardiorespiratory Responses Resulting from Speed and Slope Increments during Motorized Treadmill Propulsion among Manual Wheelchair Users[J]. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2017, 60(5): 281-288.
- [22] Mason Barry, Lenton John, Leicht Christof, et al. A physiological and biomechanical comparison of over-ground, treadmill and ergometer wheelchair propulsion. [J]. *J Sports Sci*, 2014, 32(1):78-91.
- [23] MASON B, LENTON J, LEICHT C, et al. A Physiological and Biomechanical Comparison of Over-Ground, Treadmill and Ergometer Wheelchair Propulsion[J]. *Journal of Sports Sciences*, 2014, 32(1): 78-91.
- [24] COOPER R A, TEODORSKI E E, SPORNER M L, et al. Manual Wheelchair Propulsion over Cross-Sloped Surfaces: A Literature Review[J]. *Assistive Technology*, 2011, 23(1): 42-51.
- [25] BECMAN E C, DRIEMEIER L, LEVIN O, et al. Asymmetric Effects of Different Training-Testing Mismatch Types on Myoelectric Regression via Deep Learning[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2023, 27(4): 1857-1868.
- [26] WHITHAM E M, POPE K J, FITZGIBBON S P, et al. Scalp Electrical Recording during Paralysis: Quantitative Evidence that EEG Frequencies above 20 Hz are Contaminated by EMG[J]. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2007, 118(8): 1877-1888.
- [27] VAN DER Slikke R, de Leeuw A-W, de Rooij A, Berger M. The Push Forward in Rehabilitation: Validation of a Machine Learning Method for Detection of Wheelchair Propulsion Type. *Sensors*. 2024, 24(2):657.
- [28] MERLETTI R, HERMENS H. Introduction to the Special Issue on the SENIAM European Concerted Action[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 2000, 10(5): 283-286.
- [29] MATHIASSEN S, HAˆGG G. Amplitude Aspects and Functional Consider-Ations on Surface EMG Electrode Displacement with Particular Emphasis on the Upper Trapezius Muscle. In: *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures For SEMG*, SENIAM Deliverable N[J]. 1997(5): 84-95.
- [30] MERLETTI R, ROY S. Myoelectric and Mechanical Manifestations of Muscle Fatigue in Voluntary Contractions[J]. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1996, 24(6): 342-353.
- [31] ROY S H, DE LUCA C J, SCHNEIDER J. Effects of Electrode Location on Myoelectric Conduction Velocity and Median Frequency Estimates[J]. *Journal of Applied Physiology*, 1986, 61(4): 1510-1517.
- [32] VERMANDER P, MANCISIDOR A, CABANES I, et al. Intelligent Sitting Posture Classifier for Wheelchair Users[J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2023, 31: 944-953.
- [33] GB/Z 13800-2021, 手动轮椅车[S].
GB/Z 13800-2021, Manual Wheelchair [S].
- [34] 樊琳, 王殊轶, 王浴妃, 等. 基于 fNIRS 的 AR 引导穿刺训练系统的工效与认知负荷研究[J]. *包装工程*, 2021, 42(20): 146-151.
FAN L, WANG S Y, WANG Y Q, et al. Ergonomics and Cognitive Load of AR Guided Puncture Training System Based on fNIRS[J]. *Packaging Engineering*, 2021, 42(20): 146-151.
- [35] 张磊, 王文东, 史仪凯, 等. 肌电信号的离散运动预测研究[J]. *西北工业大学学报*, 2019, 37(3): 509-514.

- ZHANG L, WANG W D, SHI Y K, et al. Discrete Motion Prediction Based on EMG Signals[J]. Journal of Northwestern Polytechnical University, 2019, 37(3): 509-514.
- [36] 王笃明, 王健, 葛列众. 肌肉疲劳的 sEMG 时频分析技术及其在工效学中的应用[J]. 航天医学与医学工程, 2003, 16(5): 387-390.
- WANG D M, WANG J, GE L Z. SEMG Time-Frequency Analysis Techniques for Evaluation of Muscle Fatigue and It's Application in Ergonomic Studies[J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2003, 16(5): 387-390.
- [37] LUTTMANN A, JÄGER M, LAURIG W. Electromyographical Indication of Muscular Fatigue in Occupational Field Studies[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2000, 25(6): 645-660.
- [38] LIU H, XU J L, ZHANG X D, et al. Evaluation Method of the Driving Workload in the Horizontal Curve Section Based on the Human Model of Information Processing[J]. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2022, 19(12): 7063.
-
- (上接第 140 页)
- [20] 宗立成. 基于生活方式的工业设计研究[D]. 青岛: 青岛理工大学, 2012.
- ZONG L C. Research on Industrial Design Based on Lifestyle[D]. Qingdao: Qingdao University of Technology, 2012.
- [21] 张颖, 姚善良. 基于 90 后生活方式的咖啡机设计研究[J]. 包装工程, 2022, 43(14): 287-295.
- ZHANG Y, YAO S L. Coffee Machine Design Based on 90 After Lifestyle Study[J]. Journal of Packaging Engineering, 2022, 43(14): 287-295.
- [22] 张凌浩, 安景瑞. 基于 AIO 生活方式模型的电蒸锅设计[J]. 机械设计, 2016, 33(4): 116-118.
- ZHANG L H, AN J R. Electric Steamer Design Based on AIO Lifestyle Model[J]. Journal of Mechanical Design, 2016(4): 116-118.
- [23] 李臻汐, 吴志军, 唐超. 基于生活方式模型的乡村老年人厨房修缮设计[J]. 家具与室内装饰, 2019(1): 22-25.
- LI C X, WU Z J, TANG C. Renovation Design of Rural Elderly Kitchen Based on Lifestyle Model [J]. Furniture and Interior Decoration, 2019(1): 22-25.
- [24] 侯超韡. 新媒体的发展给残疾人生活带来的改变[J]. 传媒论坛, 2018, 1(11): 17.
- HOU C W. The Development of New Media Brings Changes to the Life of Disabled People [J]. Media Forum, 2018, 1(11): 17.
- [25] 吴垠. 关于中国消费者分群范式(China-Vals)的研究[J]. 南开管理评论, 2005(2): 9-15.
- WU Y. A Study on the Group Vals of Chinese Consumers[J]. Nankai Management Review, 2005(2): 9-15.
- [26] 安娃. 生活体验的构成模式研究[J]. 美术学报, 2021(5): 124-128.
- AN W. Research on the Constitutive Model of Life Experience[J]. Journal of Fine Arts, 2021(5): 124-128.
- [27] MAHLKE S, THUERING M. Studying Antecedents of Emotional Experiences in Interactive Contexts[C]// Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems. New York: SIGCHI, 2007: 915-918.
- [28] 赵志杨, 曹鸣. 基于下肢残疾者自我效能感的轮椅设计策略研究[J]. 设计, 2022, 35(5): 129-131.
- ZHAO Z Y, CAO M. Research on Strategies for Wheelchair Design Based on Self-efficacy of People with Lower Limb Disability[J]. Design, 2022, 35(5): 129-131.