

手过头静态作业的上肢肌肉疲劳特性研究

杨延璞¹, 安为岚¹, 韩钟剑², 范昱², 杨沁夏¹

(1.长安大学 道路施工技术与装备教育部重点实验室, 陕西 西安 710064;
2.中国电子科技集团第二十研究所, 陕西 西安 710068)

摘要:为探究手过头不同高度下静态作业的上肢肌肉疲劳特性,通过实验设计采集了被试的表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)及基于 Borg CR-10 量表的主观疲劳状态,研究了 sEMG 的时域与频域特征处理方法,并利用多分类支持向量机(support vector machine, SVM)识别肌肉疲劳状态。通过对肌肉贡献率、主客观肌肉疲劳特征的相关性、不同高度下的肌肉疲劳累积排序及肌肉疲劳分类识别进行分析,结果表明:肌肉平均贡献率超过 10%的肌肉为肱二头肌、三角肌与斜方肌,且其累积贡献率超过 70%;对疲劳累积程度在 3 个高度下排序,肱二头肌和斜方肌为 $H_3 > H_2 > H_1$,三角肌为 $H_2 > H_3 > H_1$;随着手过头静态作业时间增加,上肢肌肉疲劳逐渐积累,时域特征值增加、频域特征值减小且其变化具有一致性;多分类 SVM 对手过头静态作业中的上肢肌肉疲劳识别准确率大于 90%。

关键词:人机工效;手过头静态作业;肌肉疲劳;表面肌电信号;支持向量机

中图分类号: TB472 **文献标志码:** A **文章编号:** 1000-2758(2024)03-0567-10

随着人工智能和信息技术的发展,自动化设备在制造行业已广泛应用。但在飞机、雷达、工程机械等装备的维修维护中,因其零部件众多、构造复杂、自动化作业难度大,以人为主导的维修维护方式被广泛应用。当涉及高位作业时,作业人员需手持工具举过头并保持同一静态姿势,在工具与上肢重量及作业过程的施力综合作用下,上肢、肩、背等部位肌肉易产生酸痛、僵硬等症状^[1]。这不仅增加工作时长,降低作业效率,长期频繁的手过头作业还将对作业人员造成工作相关的肌肉骨骼损伤(work-related musculoskeletal disorders, WMSDs)。目前, WMSDs 已成为我国防控职业病所面临的重点问题之一^[2],而手过头作业(overhead work)作为导致肩部 WMSDs 的主要风险要素^[3],明确其在不同高度下的上肢肌肉疲劳特性,对提高装备作业效率、减少相关作业人员的 WMSDs、保护作业人员健康具有重

要意义。

在人机工效研究领域,对作业者的肌肉疲劳分析常将表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)和主观感觉量表结合,集成生理、心理两方面因素进行综合评估。如文献[4]通过分析不同游戏操作方式下被试的 sEMG 和眼动数据,结合 Borg 主观用力量表(rating of perceived exertion, RPE)^[5],探索手机游戏操作过程中肌肉和视力疲劳的变化规律;文献[6]采集和分析了航空制造业装配作业中不同熟练程度操作者的 sEMG 和 Borg CR-10 主观疲劳等级,实现对操作者的疲劳评估、监测;文献[7]对驾驶过程中对踏板上施加不同力的驾驶员进行腿部肌肉硬度测量和 sEMG 采集,并利用 Borg RPE 量表进行主观疲劳感受调查;文献[8]为研究橡胶制品检验工作中新型放大镜工作台使用高度对作业人员颈部压力的影响,结合颈部关节角度光学标定、sEMG 和 Borg RPE 量表进行分析;文献[9]将 sEMG 和 NASA-TLX 量表^[10]结合,研究移动设备使用中不同身体姿势、打字风格及设备类型与上肢和肩膀肌肉活动度、作业绩效及工作负荷感知的关系,为移动设备的正确使用与 WMSDs 预防提供参考;文献[11]对比了手推车搬运工作中单轮与双轮 2 种车

收稿日期:2023-06-08

基金项目:基础加强计划技术领域基金(2021-JCJQ-JJ-1018)、长安大学中央高校基本科研业务费(300102253107)与陕西省创新能力支撑计划(2020PT-014)资助

作者简介:杨延璞(1984—),教授

通信作者:杨延璞(1984—) e-mail:thomasyang2005@126.com

型对肱二头肌和斜方肌肌肉活动度、手部用力及主观舒适度的影响,集成 sEMG、三维力传感器采集的手部施力特征和 RPE 主观感知进行综合分析,表明双轮手推车引起的肌肉负荷更小。

手过头作业一般定义为双手在肩膀以上的工作,其不良的作业姿势与肩部活动范围接近极限的特征易引起肩关节撞击综合征、肩袖损伤、肌腱炎等 WMSDs^[12]。一些学者对手过头钻孔^[13]、被动式上半身外骨骼的手过头提升助力^[1]、汽车底盘维修^[14]等作业中的人员上肢疲劳特征进行了研究,分析并提出了作业姿势、高度、重量、操作方式等方面的建议。然而,对不同作业高度下上肢肌肉的疲劳特征及基于 sEMG 的上肢肌肉疲劳分类方法的研究较为缺乏,需进一步探索。

针对上述问题,本文通过实验设计采集了 10 位被试在 3 个不同手过头静态作业高度下上肢右侧相关肌肉的 sEMG 和 Borg CR-10 主观疲劳等级,研究了 sEMG 的时域和频域特征计算方法,引入多分类支持向量机识别肌肉疲劳状态。结合实验数据,对肌肉贡献率、主客观肌肉疲劳特征的相关性、不同高度下的肌肉疲劳累积排序及疲劳分类识别的结果进行了分析。

1 上肢肌肉疲劳实验

1.1 实验对象和相关设备

1) 实验对象

在某型雷达天线的维修过程中,作业人员需要长时间手持工具并且保持手过头维修姿势,调研中发现维修人员身体特征集中于身高 170~180 cm 之间,因此考虑到维修场景与人员特征,本研究设计手持扳手过头的静态作业,选择 10 名身体健康的男性大学生志愿者(年龄 (23 ± 2) 岁、身高 (175 ± 2.5) cm、体重 (65 ± 5) kg)作为被试。所有被试均为右利手,上肢肌肉骨骼无相关疾病史,实验前 3 个月内无肌肉骨骼伤病,正式实验前 72 h 内无剧烈运动,以避免肌肉疲劳对测量结果的影响。

2) 实验设备

sEMG 采集选用意大利 BTS Bioengineering 公司生产的 8 通道 BTS FreeEMG 1000 无线表面肌电系统;电极片选用杭州迅达无线器材有限公司生产的一次性银/氯化银(Ag/AgCl)电极片;手持扳手为科麦斯 12 寸活动扳手,净重 0.66 kg。

1.2 实验方案

根据文献[15],上肢抬举作业主要影响肩、背、上肢等身体部位肌肉活动。因此,实验选取被试右侧胸大肌(m_1)、肱二头肌(m_2)、肱三头肌(m_3)、三角肌(m_4)、肱桡肌(m_5)、桡侧腕屈肌(m_6)、斜方肌(m_7)、背阔肌(m_8)进行 sEMG 采集,各肌肉位置信息如图 1 所示。

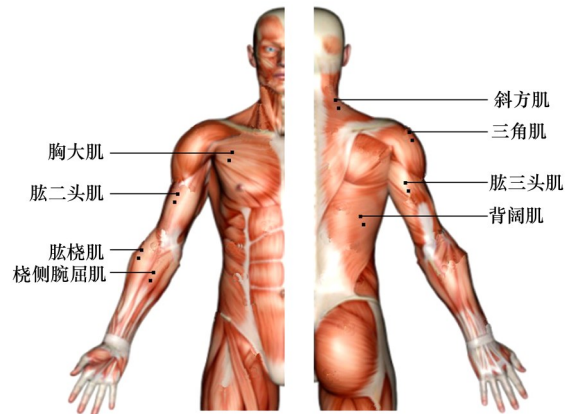


图 1 肌肉位置信息

具体实验步骤如下。

1) 实验场景设置:使用空调将室内温度调节至 26℃,被试在阅读完实验指导书并签署同意后后进行肩、背、上肢热身 1 min。

2) 皮肤清洁:使用磨砂膏、酒精棉擦拭清洁皮肤表面(去除角质、油脂),以减少皮肤抗阻对实验数据造成的影响。

3) 粘贴电极片:电极片顺着肌肉纤维走向依次粘贴在被试右侧胸大肌、肱二头肌、肱三头肌、三角肌、肱桡肌、桡侧腕屈肌、斜方肌、背阔肌的肌腹部位。

4) 手持扳手过头静态作业:抽取雷达天线维修的典型任务,将其分为手过头 0(H_1), 5(H_2), 10 cm(H_3) 3 个高度进行实验。在正式实验开始前,对不同被试进行测试,发现在高度 H_3 作业 5 min 左右时,所有被试进入到较高疲劳状态。实验中,实验人员时刻观察并采用高度标记线提醒被试作业状态,如出现上下高度偏差超过 1 cm 则单次实验作废,需重新进行实验。因此,实验时,要求被试直立地面,右手抬举扳手分别在手高于头部 H_1, H_2, H_3 3 个高度下保持 5 min,一个高度为一次单独实验,每 2 个单独实验之间被试休息 2 h,使被试肌肉充分恢复至

初始状态,保证不对下次实验数据造成影响。

5) 采集 sEMG:手过头作业开始时持续采集被试 sEMG,在采集过程中要求实验人员时刻观察信号采集情况,以免出现肌电传感器断开等其他意外情况。

6) 记录主观疲劳感受:实验前让被试了解 Borg CR-10 量表(见表 1)的主观疲劳分级方式,sEMG 采集过程中,每间隔 1 min 询问被试主观疲劳感受,并进行数据记录。

表 1 Borg CR-10 量表

数值	主观疲劳感受
0	一点也不觉得疲劳
0.5	非常非常轻微的疲劳,几乎难以察觉
1	非常轻微的疲劳(刚开始进入作业,没有任何作业压力)
2	轻度的疲劳(已进入作业状态)
3	中度的疲劳(上肢刚出现发酸,可持续下去)
4	略严重的疲劳(上肢轻微酸痛)
5	严重的疲劳(上肢出现较强酸痛,并出现轻微抖动,但仍可持续下去)
6~8	非常严重的疲劳(上肢出现严重酸痛,并出现强烈抖动,快要无法持续下去)
9	非常非常严重的疲劳(上肢出现严重抖动,无法持续完成作业)
10	极度的呼吸困难或疲劳,达到极限

肌电实验如图 2 所示。

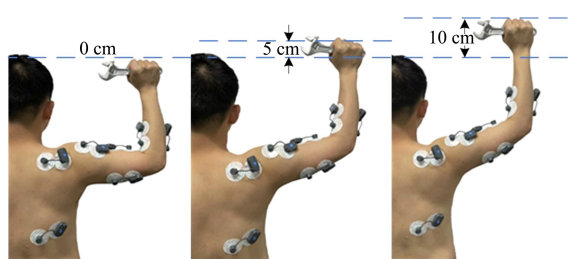


图 2 肌电实验

2 sEMG 数据处理

2.1 数据预处理

1) 降噪

采用 50 Hz 的陷波滤波器去除工频信号干扰;采用 20~500 Hz 的带通滤波去除低于 20 Hz 和高于 500 Hz 的噪声保留主要肌电信号信息;采用小波阈值去噪消除通道间串扰以及肌电信号中的高斯白噪声^[16]。

2) 整流

选择全波整流的方式,以保证采集到的肌电信号的完整性,防止数据丢失,更好地反映肌肉活动强度^[17]。

3) 归一化

利用每位被试作业中肌电最大幅值对个体肌电信号进行归一化^[3],以降低单个被试不同肌肉或多个被试者实验结果之间的差异性。

2.2 sEMG 特征提取

sEMG 是一维时间序列信号,具有频率低、信号弱、随机性强等特点,常采用时域和频域分析法进行特征分析。

1) 时域分析法

时域分析法将 sEMG 看作以时间为自变量的函数,是分析肌电信号最直接的方法,具有可视性强、计算少、简单易懂等优点。时域分析的特征参数包括积分肌电值(integral electromyography, IEMG)、均方根值(root mean square, RMS)、幅值绝对值均值(mean absolute value, MAV)等。其中, IEMG、RMS 常分别用于表征一段时间肌肉输出肌电值的加和量与能量^[18-19],因此选取 IEMG 和 RMS 作为时域分析指标。

IEMG 计算方法为

$$\lambda_{\text{IEMG}} = \sum_{i=1}^N |X_i| \quad (1)$$

式中: X_i 为表面肌电值; N 为取样周期长度,此处设为 5 s。

RMS 计算方法为

$$\lambda_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i^2} \quad (2)$$

2) 频域分析法

对 sEMG 做离散傅里叶变换可以得到信号的频谱信息。当肌肉发生疲劳时, sEMG 的功率谱一般会由高频向低频漂移,平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中位频率(median frequency, MF)都呈下降趋势^[20],因此常用这两个参数分析肌肉疲劳特征。

MPF 和 MF 分析首先需对原始 sEMG 作频谱变换,得到功率谱密度 $P(f)$,再进行计算。

MPF 计算公式为

$$\lambda_{\text{MPF}} = \frac{\int_{f_1}^{f_2} f P(f) df}{\int_{f_1}^{f_2} P(f) df} \quad (3)$$

式中, $f_1 = 20 \text{ Hz}$, $f_2 = 500 \text{ Hz}$ 。

MF 计算公式为

$$\lambda_{MF} = \frac{1}{2} \int_{f_1}^{f_2} P(f) df \quad (4)$$

3 基于多分类支持向量机的肌肉疲劳状态识别

支持向量机(support vector machine, SVM)是基于统计学理论的 VC 维(Vapnik-Chervonenkis dimension)理论和结构风险学最小理论基础的一种机器学习算法,具有学习所需特征数量少、系统结构简单、学习和预测时间短等优点^[21]。SVM 的主要思想是建立一个最优分类超平面(optimal separating hyperplane, OSH)决策函数,使需要被分类的 2 类之间的分割边缘被最大化^[22]。

根据 Borg CR-10 量表记录的手过头作业上肢肌肉疲劳数据,将不同阶段的 sEMG 特征值划分为不疲劳(0~1 分)、疲劳过渡(2~3 分)、疲劳(4~10 分)3 个阶段。SVM 的多分类方法有一对一、一对多、有向无环分类法等,其中一对一和有向无环分类法均具有较高分类精度^[23],选用一对一分类法。将被测肌肉的 sEMG 信号时域、频域特征值记为 $\mathbf{y} = (y_1, y_2, \dots, y_M)$, 其对应的疲劳分类记为 $\mathbf{z} = (z_1, z_2, \dots, z_M)$, 设输入样本集合为 $\{(y_1, z_1), (y_2, z_2), \dots, (y_M, z_M)\}$, 分类标记为 $z_j \in \{1, 2, 3\} (j = 1, 2, \dots, M)$ 。考虑不可避免的数据测量误差,采用松弛变量 ξ_j 构建优化目标与约束条件为

$$\begin{aligned} \min & \left(\frac{1}{2} \mathbf{w}^T \mathbf{w} + C \sum_{j=1}^M \xi_j \right) \\ \text{s.t.} & \begin{cases} z_j (\mathbf{w}^T \mathbf{y} + b) \geq 1 - \xi_j \\ \xi_j \geq 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (5)$$

式中: \mathbf{w} 为 M 维空间向量; C 为调节参数, b 为偏置项。

通过拉格朗日乘子 α 求解, 则(5)式可转换为

$$\begin{aligned} \min L(\alpha) &= \frac{1}{2} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^M z_i z_j \alpha_i \alpha_j K(y_i, y_j) - \sum_{i=1}^M \alpha_i \\ \text{s.t.} & \begin{cases} 0 \leq \alpha_i \leq C \\ \sum_{i=1}^M \alpha_i z_i = 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (6)$$

式中, $K(y_i, y_j)$ 为核函数, $K(y_i, y_j) = e^{-\frac{\|y_i - y_j\|^2}{2\sigma^2}}$ 。

则向量 \mathbf{w} 与分类决策函数 $D(\mathbf{y})$ 可用拉格朗日

乘子 α 表示为:

$$\mathbf{w} = \sum_{i=1}^M \alpha_i z_i y_i \quad (7)$$

$$D(\mathbf{y}) = \text{sign} \left(\sum_{i=1}^M \alpha_i z_i K(y_i, \mathbf{y}) + b \right) \quad (8)$$

4 实验结果分析

4.1 肌肉贡献率

肌肉贡献率是指一块肌肉在完成某一动作时的平均肌电值与所有肌肉的平均肌电值总和的百分比,它能够反映同一被试不同肌肉或不同被试相同肌肉在完成某一动作贡献程度的大小。对 3 个不同手过头高度下所采集的 8 块肌肉分别计算贡献率,结果如表 2~4 所示。可知,8 块被测肌肉在手过头静态作业中的贡献程度不同,在高度 H_1 时,肌肉贡献率由高至低分别为: $(m_7) > (m_4) > (m_2) > (m_8) > (m_1) > (m_3) > (m_5) > (m_6)$; 在高度 H_2 时,肌肉贡献率由高至低分别为: $(m_7) > (m_4) > (m_2) > (m_8) > (m_3) > (m_1) > (m_6) > (m_5)$; 在高度 H_3 时,肌肉贡献率由高至低分别为: $(m_7) > (m_4) > (m_2) > (m_3) > (m_8) > (m_1) > (m_6) > (m_5)$ 。其中,贡献率超过 10% 的肌肉分别为斜方肌、三角肌、肱二头肌,且在 3 个高度下的 3 块肌肉累计贡献率均超过 70%。

表 2 高度 H_1 时的肌肉贡献率

被试	肌肉贡献率/%							
	m_1	m_2	m_3	m_4	m_5	m_6	m_7	m_8
1	4	15	4	27	4	1	43	2
2	8	10	5	17	5	7	40	8
3	8	11	4	30	7	10	23	7
4	6	10	3	19	2	2	51	7
5	3	15	2	24	2	2	44	8
6	4	13	5	29	4	7	28	10
7	5	11	6	14	7	4	43	10
8	7	10	5	24	5	1	42	6
9	3	17	10	18	3	6	37	6
10	3	12	3	22	5	3	48	4
均值	5.1	12.4	4.7	22.4	4.4	4.3	39.9	6.8

表3 高度 H_2 时的肌肉贡献率

被试	肌肉贡献率/%							
	m_1	m_2	m_3	m_4	m_5	m_6	m_7	m_8
1	4	14	6	17	4	5	40	10
2	5	12	3	23	5	4	42	6
3	6	15	5	18	3	7	40	6
4	7	13	8	27	3	2	34	6
5	2	11	6	31	2	3	41	4
6	2	16	5	19	2	1	47	8
7	6	13	8	18	9	8	28	10
8	3	14	5	17	1	1	53	6
9	4	15	5	30	2	1	39	4
10	5	15	5	28	1	1	36	9
均值	4.4	13.8	5.6	22.8	3.2	3.3	40	6.9

表4 高度 H_3 时的肌肉贡献率

被试	肌肉贡献率/%							
	m_1	m_2	m_3	m_4	m_5	m_6	m_7	m_8
1	6	14	5	14	2	1	52	6
2	6	10	5	17	3	3	51	5
3	7	12	4	21	3	3	43	7
4	4	14	4	24	3	1	44	6
5	4	14	7	19	2	6	44	4
6	3	17	10	18	3	6	37	6
7	7	14	6	17	4	5	40	7
8	3	13	8	20	3	8	40	5
9	7	13	8	20	4	2	40	6
10	3	11	7	16	3	6	50	4
均值	5	13.2	6.4	18.6	3	4.1	44.1	5.6

4.2 相关性分析

将不同手过头高度下8块肌肉的 IEMG、RMS、MPF、MF 分别与对应的主观 Borg CR-10 量表得分进行 Spearman 相关性分析,结果如表5所示。可知,在不同肌电特征中,IEMG、RMS 与 Borg CR-10 量表得分呈正相关,且 IEMG 与 Borg CR-10 量表得

分的相关性 r_{IEMG} 整体强于 RMS 与 Borg CR-10 量表得分的相关性 r_{RMS} (24 组数据中 $r_{IEMG} \geq r_{RMS}$ 的有 22 组,占 91.7%)。MPF、MF 与 Borg CR-10 量表得分呈负相关,且 MPF 与 Borg CR-10 量表得分的相关性 r_{MPF} 整体强于 MF 与 Borg CR-10 量表得分的相关性 r_{MF} (24 组数据中 $r_{MPF} \geq r_{MF}$ 的有 23 组,占 95.8%)。

表5 8块肌肉时域、频域特征与 Borg CR-10 量表评分间的相关性分析

手过头高度	肌电特征	相关系数 r							
		m_1	m_2	m_3	m_4	m_5	m_6	m_7	m_8
H_1	IEMG	0.276	0.922 *	0.286	0.917 *	0.300	0.497	0.902 *	0.503
	RMS	0.265	0.922 *	0.236	0.917 *	0.284	0.461	0.902 *	0.483
	MPF	-0.361	-0.952 **	-0.310	-0.920 *	-0.127	-0.246	-0.870 *	-0.256
	MF	-0.153	-0.918 *	-0.292	-0.901 *	-0.077	-0.013	-0.804	-0.078
H_2	IEMG	0.384	0.957 **	0.552	0.933 **	0.326	0.287	0.916 *	0.241
	RMS	0.344	0.947 **	0.541	0.933 **	0.306	0.317	0.916 *	0.276
	MPF	-0.037	-0.927 **	-0.472	-0.934 **	-0.776	-0.249	-0.903 *	-0.303
	MF	-0.043	-0.917 *	-0.418	-0.925 **	-0.650	-0.138	-0.887 *	-0.252
H_3	IEMG	0.365	0.869 *	0.558	0.935 **	0.363	0.020	0.995 **	0.344
	RMS	0.296	0.849	0.528	0.925 **	0.363	0.010	0.985 **	0.318
	MPF	-0.137	-0.976 **	-0.735	-0.951 **	-0.504	-0.428	-0.864 *	-0.776
	MF	-0.017	-0.938 **	-0.685	-0.928 **	-0.484	-0.247	-0.841	-0.612

注:“*”代表 $P \leq 0.05$,“**”代表 $P \leq 0.01$

肱二头肌 (m_2)、三角肌 (m_4) 和斜方肌 (m_7) 的肌电特征与 Borg CR-10 量表得分相关性较为显著, 其他肌肉不具有相关性。其中对于 m_2 , $P \leq 0.01$ 的占 50%, $P \leq 0.05$ 的占 91.7%; 对于 m_4 , $P \leq 0.01$ 的占 66.7%, $P \leq 0.05$ 的占 100%; 对 m_7 , $P \leq 0.01$ 的占 16.7%, $P \leq 0.05$ 的占 83.4%。这与 4.1 节中所计算的肌肉贡献率结果一致, 后文主要针对这 3 块肌肉进行疲劳特性研究。

4.3 时域与频域指标变化及结果分析

10 位被试的 IEMG、RMS、MPF 和 MF 变化分别具有相似性, 选取其中 1 位被试肌肉贡献率最高的斜方肌数据如图 3~4 所示。可知, 随着手过头静态作业的进行, 被试的肌肉活动逐渐累积, IEMG 和 RMS 整体呈现出上升趋势, 且线性拟合曲线斜率均为正数。MPF 和 MF 曲线整体处于下降状态, 并且手过头高度越高, MPF 所对应的拟合曲线斜率绝对值越大。

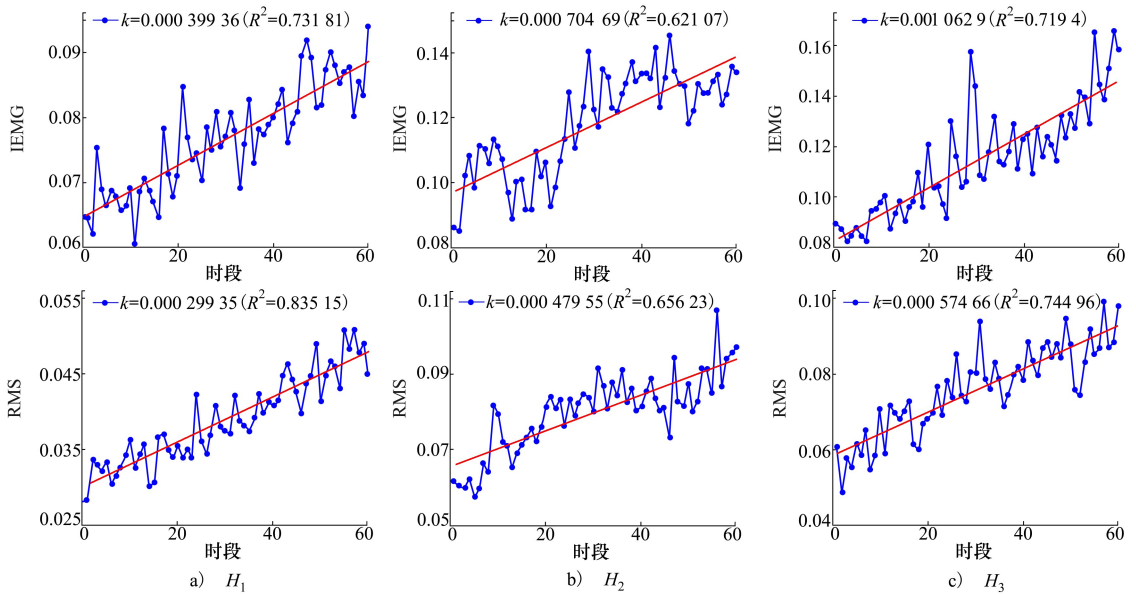


图 3 被试斜方肌 (m_7) IEMG 和 RMS 变化

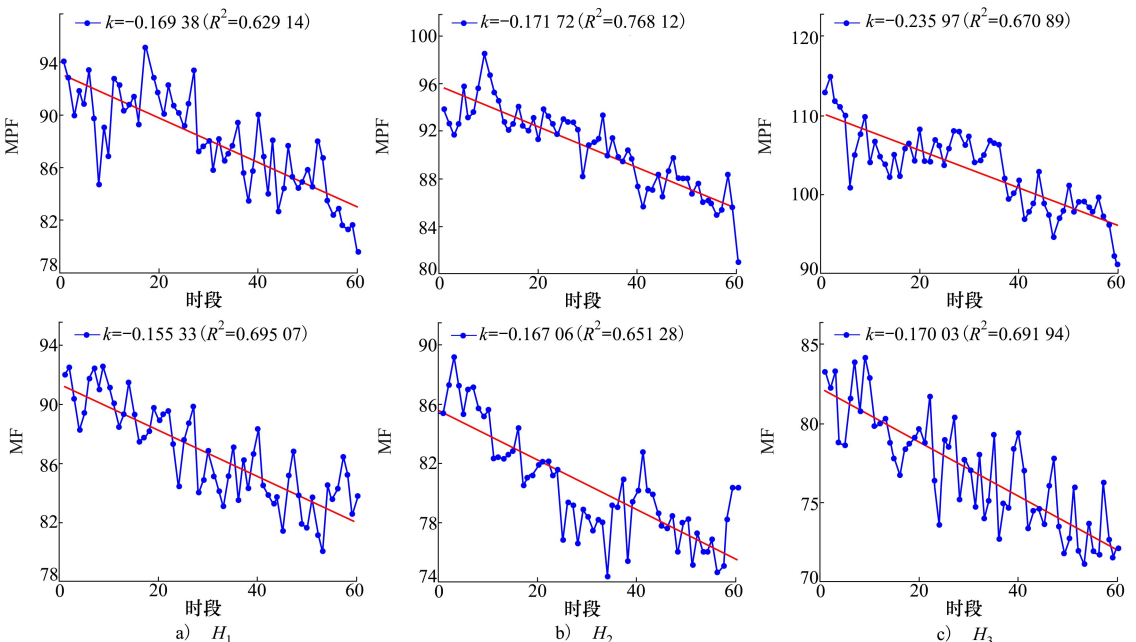


图 4 被试斜方肌 (m_7) MPF 和 MF 变化

对 10 位被试的时域和频域值进行均值、标准差、变化值、拟合斜率及拟合度分析,总体结果如表 6 所示。

表 6 sEMG 时域和频域特征的数值变化与线性拟合结果

肌肉	肌电特征	高度	初始值 ($\bar{x}_1 \pm s_1$)	结束值 ($\bar{x}_2 \pm s_2$)	变化值 V ($\bar{x}_3 \pm s_3$)	拟合斜率 K ($\bar{x}_4 \pm s_4$)	拟合度 R^2 ($\bar{x}_5 \pm s_5$)
IEMG		H_1	0.007 3±0.003 7	0.020 5±0.004 7	0.013 1±0.004 7	$(1.68 \pm 0.351) \times 10^{-4}$	0.88±0.07
		H_2	0.009 3±0.003 6	0.023 5±0.006 1	0.014 3±0.003 3	$(2.04 \pm 0.625) \times 10^{-4}$	0.74±0.09
		H_3	0.013 8±0.008 2	0.034 2±0.013 8	0.020 3±0.006 4	$(3.01 \pm 0.771) \times 10^{-4}$	0.73±0.08
RMS		H_1	0.006 7±0.002 6	0.017 7±0.005 3	0.010 9±0.003 4	$(1.51 \pm 0.473) \times 10^{-4}$	0.72±0.09
		H_2	0.006 4±0.002 9	0.018 6±0.004 8	0.012 1±0.004 8	$(1.89 \pm 0.543) \times 10^{-4}$	0.87±0.08
		H_3	0.010 9±0.006 1	0.025 4±0.009 7	0.014 6±0.004 4	$(2.35 \pm 0.591) \times 10^{-4}$	0.74±0.09
m_2	MPF	H_1	113.05±14.11	81.48±10.61	31.57±5.74	-0.47±0.12	0.81±0.10
		H_2	127.96±16.33	84.67±12.22	43.29±8.30	-0.67±0.16	0.81±0.11
		H_3	120.59±10.80	70.62±7.69	49.98±8.08	-0.75±0.13	0.87±0.04
MF		H_1	113.59±6.57	74.53±5.98	39.06±4.54	-0.54±0.09	0.78±0.09
		H_2	108.11±14.99	57.91±7.35	42.00±12.66	-0.69±0.25	0.78±0.12
		H_3	110.52±11.65	62.98±11.59	47.55±11.67	-0.72±0.22	0.76±0.14
IEMG		H_1	0.030 7±0.010 0	0.054 4±0.017 7	0.023 7±0.013 7	$(3.39 \pm 1.66) \times 10^{-4}$	0.66±0.11
		H_2	0.040 5±0.026 5	0.077 9±0.048 1	0.037 4±0.021 9	$(5.33 \pm 2.92) \times 10^{-4}$	0.75±0.11
		H_3	0.033 9±0.014 3	0.058 5±0.023 9	0.024 5±0.010 2	$(3.53 \pm 1.55) \times 10^{-4}$	0.75±0.08
RMS		H_1	0.023 1±0.008 3	0.041 9±0.012 6	0.018 8±0.009 9	$(2.64 \pm 1.29) \times 10^{-4}$	0.70±0.06
		H_2	0.030 7±0.019 9	0.056 7±0.034 8	0.026 1±0.016 1	$(4.14 \pm 2.29) \times 10^{-4}$	0.79±0.09
		H_3	0.034 9±0.003 9	0.059 3±0.007 0	0.024 3±0.004 2	$(3.78 \pm 0.38) \times 10^{-4}$	0.78±0.06
m_4	MPF	H_1	102.85±16.68	85.62±14.01	17.23±6.64	-0.26±0.11	0.71±0.16
		H_2	105.57±13.88	82.10±10.996	23.47±7.09	-0.36±0.09	0.86±0.09
		H_3	110.37±12.80	89.19±12.84	21.18±4.15	-0.29±0.07	0.79±0.11
MF		H_1	91.22±12.99	76.22±12.43	14.99±3.93	-0.22±0.06	0.69±0.09
		H_2	96.53±11.84	70.84±6.49	25.69±6.03	-0.35±0.05	0.87±0.03
		H_3	94.72±8.65	75.54±10.32	19.19±3.07	-0.28±0.07	0.76±0.03
IEMG		H_1	0.053 4±0.013 4	0.080 4±0.019 4	0.027 1±0.009 3	$(4.04 \pm 1.47) \times 10^{-4}$	0.63±0.12
		H_2	0.081 9±0.010 3	0.126 9±0.016 7	0.044 9±0.007 1	$(6.66 \pm 1.49) \times 10^{-4}$	0.66±0.12
		H_3	0.090 4±0.018 6	0.143 5±0.044 0	0.053 1±0.027 1	$(8.10 \pm 3.90) \times 10^{-4}$	0.64±0.09
RMS		H_1	0.040 2±0.009 8	0.062 9±0.015 2	0.022 8±0.006 7	$(3.14 \pm 1.13) \times 10^{-4}$	0.70±0.08
		H_2	0.063 4±0.008 1	0.095 4±0.013 1	0.031 9±0.006 2	$(5.15 \pm 1.22) \times 10^{-4}$	0.69±0.06
		H_3	0.065 3±0.008 1	0.100 0±0.025 4	0.034 8±0.018 4	$(5.36 \pm 2.16) \times 10^{-4}$	0.70±0.09
m_7	MPF	H_1	86.18±3.62	76.60±3.51	9.58±0.71	-0.16±0.02	0.64±0.09
		H_2	103.51±5.47	92.53±5.92	10.98±2.27	-0.18±0.04	0.74±0.16
		H_3	103.48±9.44	85.36±5.67	18.13±3.78	-0.20±0.03	0.65±0.02
MF		H_1	91.00±4.52	81.82±3.39	9.19±1.12	-0.14±0.01	0.67±0.03
		H_2	75.69±4.67	66.29±3.72	9.40±1.03	-0.15±0.03	0.61±0.07
		H_3	85.18±13.27	72.38±5.85	12.79±7.58	-0.17±0.10	0.64±0.08

其中, $\bar{x}_i, s_i (i = 1, 2, \dots, 5)$ 分别为时域特征值及其拟合属性的均值与标准差。拟合度 R^2 最大值为 1, 且越接近 1 说明线性回归对观测值的拟合程度越高, 越能准确表示数据变化的真实性。表 4 结果显示, 3 块肌肉的时域与频率指标变化具有统计学意义 ($P < 0.05$), 且线性拟合曲线的拟合度 R^2, R'^2

均大于 0.6 ($P < 0.01$), 拟合效果满足需求。

对肱二头肌 (m_2), 其 IEMG、RMS、MPF 和 MF 所对应的 V 和 K 在高度 H_3 时最大, 其次为 H_2 , 在 H_1 时最小, 即在手过头作业过程中肱二头肌 (m_2) 疲劳积累程度由大到小分别为: $H_3 > H_2 > H_1$ 。

对三角肌 (m_4), 其 IEMG、RMS、MPF 和 MF 所

对应的 V 和 K 在 H_2 时最大,其次为 H_3 ,在 H_1 时最小,即在手过头作业过程中三角肌(m_4) 疲劳积累程度由大到小分别为: $H_2 > H_3 > H_1$ 。

对斜方肌(m_7),IEMG、RMS、MPF 和 MF 所对应的 V 和 K 在高度 H_3 时最大,其次为 H_2 ,在 H_1 时最小,即在手过头作业过程中斜方肌(m_7) 的疲劳积累程度由大到小分别为: $H_3 > H_2 > H_1$ 。

对 3 块肌肉在 3 个高度下的 IEMG 和 RMS、MPF 和 MF 数据分别进行对比,IEMG 的变化程度高于 RMS(9 组数据全部满足 $V_{IEMG} \geq V_{RMS}; K_{IEMG} \geq K_{RMS}$ 的有 8 组,占比 88.9%),MPF 变化程度高于 MF(9 组数据中,变化值 $V_{MPF} \geq V_{MF}$ 与斜率 $K_{MPF} \geq K_{MF}$ 的均有 7 组,占比 77.8%)。说明在手过头静态作业过程中,IEMG 和 RMS、MPF 和 MF 均能对肌肉疲劳变化

情况进行反映,且变化趋势具有一致性。

4.4 疲劳分类结果

将每 5 min 的 sEMG 数据处理为 60 个时段,每个时段包含 5 s 的 sEMG 数据。针对同一手过头静态作业高度下的每个疲劳阶段各取 100 个时段,共计 300 个时段进行 SVM 疲劳分类。其中,在每个疲劳阶段选择 80% 的时段作为训练集,剩余 20% 的时段作为测试集。分别对 3 个手过头静态作业高度进行 SVM 分类计算,并通过测试集分类结果的准确率以及接受者操作曲线 (receiver operating characteristic, ROC) 对疲劳分类结果进行评估,结果如图 5 所示。可知,IEMG、RMS、MPF 和 MF 的 SVM 上肢肌肉疲劳分类准确率均大于 90%,具有较好分类效果。

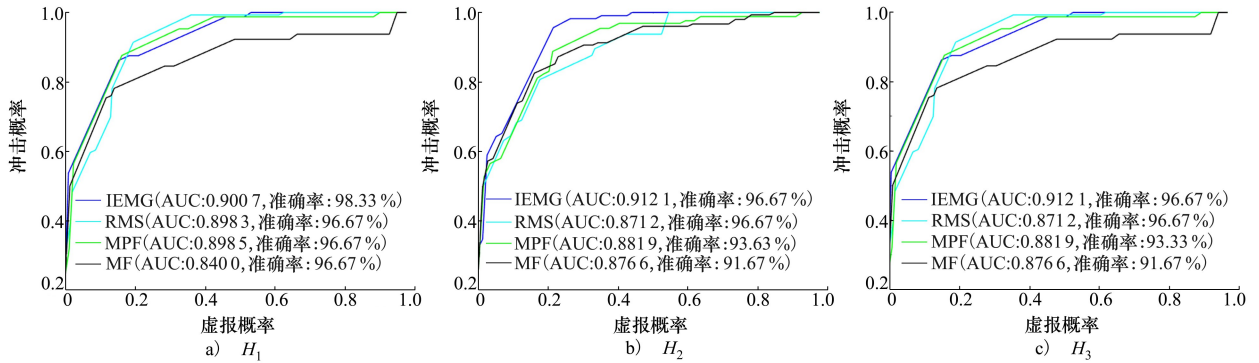


图 5 SVM 模型 ROC 曲线

5 结论

手过头静态作业是重型装备领域维修、维护、装配等作业中的常见形式,探索作业人员的疲劳特征对作业过程与装备优化及助力装置设计具有一定指导意义。为研究手过头静态作业中人员的肌肉疲劳特性,设计了 3 个手过头高度的静态作业实验,利用无线表面肌电仪和 Borg CR-10 量表采集被试的 sEMG 数据与主观疲劳感知,研究了所采集数据的时域、频域及疲劳分类方法。通过肌肉的贡献率、与主观疲劳的相关性、时域与频域特征分析及疲劳分类的研究,得到结论如下:

1) 手过头静态作业时,贡献率超过 10% 的肌肉分别为斜方肌 (m_7)、三角肌 (m_4)、肱二头肌 (m_2),且 3 块肌肉在 3 个高度下的累计贡献率均大于 70%。肌肉贡献率由高至低分别为:高度为 H_1 时,

斜方肌 (m_7) > 三角肌 (m_4) > 肱二头肌 (m_2) > 背阔肌 (m_8) > 胸大肌 (m_1) > 肱三头肌 (m_3) > 肱桡肌 (m_5) > 桡侧腕屈肌 (m_6);高度为 H_2 时,斜方肌 (m_7) > 三角肌 (m_4) > 肱二头肌 (m_2) > 背阔肌 (m_8) > 肱三头肌 (m_3) > 胸大肌 (m_1) > 桡侧腕屈肌 (m_6) > 肱桡肌 (m_5);高度为 H_3 时,斜方肌 (m_7) > 三角肌 (m_4) > 肱二头肌 (m_2) > 肱三头肌 (m_3) > 背阔肌 (m_8) > 胸大肌 (m_1) > 桡侧腕屈肌 (m_6) > 肱桡肌 (m_5)。

2) 随着作业时间的增加,肌肉疲劳逐渐积累,时域特征增加,频域特征减小,且 IEMG 和 RMS、MPF 和 MF 变化趋势具有一致性。

3) 在手过头静态作业的 3 个高度中,肱二头肌 (m_2) 的疲劳积累程度由大到小分别为: $H_3 > H_2 > H_1$;三角肌 (m_4) 的疲劳积累程度由大到小分别为: $H_2 > H_3 > H_1$;斜方肌 (m_7) 的疲劳积累程度由大到小分别为: $H_3 > H_2 > H_1$ 。即手过头作业高度越高,

肱二头肌(m_2)和斜方肌(m_7)越易疲劳,但三角肌(m_4)呈现出差异性。

4) 针对手过头静态作业的上肢肌肉疲劳分类,多分类 SVM 对 3 个作业高度下时域和频域的分类准确率均大于 90%,说明该方法能够根据作业人员的 sEMG 有效识别作业中的肌肉疲劳,从而预估手

过头静态作业中的肌肉损伤风险,减少 WMSDs 的发生。

本文研究主要针对手过头静态作业的上肢肌肉疲劳情况,后续将根据实际任务中的动态手过头作业工况,结合多模态人机工效数据进行进一步研究与验证。

参考文献:

- [1] HUYSAMEN K, BOSCH T, LOOZE M D, et al. Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities[J]. *Applied Ergonomics*, 2018(70): 148-155
- [2] 王越, 张麟. 矿工肌肉疲劳状况及事故预防研究[J]. *中国安全科学学报*, 2021, 31(3): 191-196
WANG Yue, ZHANG Lin. Research on muscle fatigue status and accident prevention in miners[J]. *China Safety Science Journal*, 2021, 31(3): 191-196 (in Chinese)
- [3] MAURICE P, ĆAMERNIK J, GORJAN D, et al. Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work[J]. *IEEE Trans on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2020, 28(1): 152-164
- [4] 郭伏, 刘莉, 吕伟, 等. 手机游戏操作方式对视觉和肌肉疲劳的影响研究[J]. *工业工程与管理*, 2020, 25(5): 1-7
GUO Fu, LIU Li, LYU Wei, et al. Research on the impact of mobile game operation methods on visual and muscle fatigue[J]. *Industrial Engineering and Management*, 2020, 25(5): 1-7 (in Chinese)
- [5] BORG G A. Psychophysical bases of perceived exertion[J]. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1982, 14(5): 377-381
- [6] 张岚云, 何彦, 杨静怡, 等. 航空装配作业疲劳监测机理研究及其装备设计应用[J]. *包装工程*, 2022, 43(16): 1-9
ZHANG Lanyun, HE Yan, YANG Jingyi, et al. Research on fatigue monitoring mechanism and equipment design application for aviation assembly operations[J]. *Packaging Engineering*, 2022, 43(16): 1-9 (in Chinese)
- [7] 张燕军, 徐勇, 张夏, 等. 不同踏板力对驾驶员腿部肌肉疲劳的分析研究[J]. *人类工效学*, 2019, 25(6): 1-6
ZHANG Yanjun, XU Yong, ZHANG Xia, et al. Analysis and research on the effect of different pedal forces on driver leg muscle fatigue[J]. *Chinese Journal of Ergonomics*, 2019, 25(6): 1-6 (in Chinese)
- [8] GRÄF J, MATTES K, LUEDTKE K, et al. Improved neck posture and reduced neck muscle activity when using a novel camera based workstation for manual precision inspection tasks[J]. *Applied Ergonomics*, 2021(90): 103147
- [9] TAO D, YANG K, ZHANG T, et al. Typing with mobile devices: a comparison of upper limb and shoulder muscle activities, typing performance and perceived workload under varied body postures, typing styles and device types[J]. *Applied Ergonomics*, 2022(102): 103760
- [10] HART S G, STAVELAND L E. Development of NASA-TLX(task load index): results of empirical and theoretical research[J]. *Advances in Psychology*, 1988, 52(6): 139-183
- [11] LIN Y H, LU S Y. Effects of ground and load on upper trapezius, biceps brachii muscle and hand forces in one-and two-wheeled wheelbarrow pushing[J]. *Applied Ergonomics*, 2020(88): 103151
- [12] GRIEVE J R, DICKERSON C R. Overhead work: identification of evidence-based exposure guidelines[J]. *Occupational Ergonomics*, 2008, 8(1): 53-66
- [13] MACIUKIEWICZ J M, CUDLIP A C, CHOPP-HURLEY J N, et al. Effects of overhead work configuration on muscle activity during a simulated drilling task[J]. *Applied Ergonomics*, 2016(53): 10-16
- [14] 田保珍, 范沁红. 汽车底盘维修中单手上举操作对肌肉疲劳的影响研究[J]. *中国工程机械学报*, 2022, 20(3): 221-225
TIAN Baozhen, FAN Qinrong. Research on the effect of single hand lifting operation on muscle fatigue in automobile chassis maintenance[J]. *Chinese Journal of Construction Machinery*, 2022, 20(3): 221-225 (in Chinese)
- [15] VYAS H, DAS S, MEHTA S. Occupational injuries in automobile repair workers[J]. *Industrial Health*, 2011, 49(5): 642-651
- [16] DONOHO D L, JOHNSTONE I M. Adapting to unknown smoothness via wavelet shrinkage[J]. *Journal of the American Statistic Association*, 1995, 90(432): 1200-1224
- [17] SLIM Y, RAOOF K. Removal of ECG interference from surface respiratory electromyography[J]. *IRBM*, 2010, 31(4): 209-220

- [18] 李建华, 王健. 表面肌电图诊断技术临床应用[M]. 杭州: 浙江大学出版社, 2015
LI Jianhua, WANG Jian. Applications of sEMG in clinical diagnosis and evaluations[M]. Hangzhou: Zhejiang University Press, 2015 (in Chinese)
- [19] CHOWDHURY R H, REAZ M B I, ALI M A B M, et al. Surface electromyography signal processing and classification techniques[J]. Sensors, 2013, 13(9): 12431-12466
- [20] 李涛. 肌电功率谱中心频率与肌肉疲劳的相关分析[J]. 中国康复医学杂志, 1995, 10(4): 153-155
LI Tao. Correlation analysis between central frequency of electromyographic power spectrum and muscle fatigue[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 1995, 10(4): 153-155 (in Chinese)
- [21] WANG L. Support vector machines: theory and applications[M]. Heidelberg: Springer, 2005
- [22] GHOLAMI R, FAKHARI N. Support vector machine: principles, parameters, and applications[M]. Amsterdam: Elsevier, 2017
- [23] HSU C W, LIN C J. A comparison of methods for multi-class support vector machines[J]. IEEE Trans on Neural Networks, 2001, 13: 415-425

Research on muscle fatigue of upper limb in overhead static work

YANG Yanpu¹, AN Weilan¹, HAN Zhongjian², FAN Yu², YANG Qinxia¹

(1.Key Laboratory of Road Construction Technology and Equipment of MOE, Chang'an University, Xi'an 710064, China;)
(2.The 20th Research Institute of China Electronics Technology Group Corporation, Xi'an 710068, China)

Abstract: To explore the muscle fatigue features of upper limb at different heights in overhead static work, an experiment was conducted to obtain the surface electromyography (sEMG) of subjects and their subjective fatigue state based on Borg CR-10 scale. The processing methods of time domain and frequency domain features of sEMG were studied and the multiclass support vector machine (SVM) was used to identify the state of muscle fatigue. By analyzing the muscular contribution, the correlation of subjective ratings and objective muscle fatigue features, ranking order of muscle fatigue accumulation, and muscular fatigue classification and identification, the results show that the muscles contribute above 10% on average are the biceps, deltoid and trapezius, and their cumulative contribution exceeds 70%; and the ranking orders of muscle fatigue accumulation in three heights are $H_3 > H_2 > H_1$ for biceps and trapezius and $H_2 > H_3 > H_1$ for deltoid; and with the time increase of overhand static operation, the muscle fatigue of upper limb gradually accumulates, resulting in the value of time domain features increases and the frequency domain features decreases, and their changes are consistent; and the accuracy of multiclass SVM is above 90% for identifying muscle fatigue of upper limb in overhead static work.

Keywords: ergonomics; overhead static work; muscle fatigue; surface electromyography; support vector machine

引用格式: 杨延璞, 安为岚, 韩钟剑, 等. 手过头静态作业的上肢肌肉疲劳特性研究[J]. 西北工业大学学报, 2024, 42(3): 567-576

YANG Yanpu, AN Weilan, HAN Zhongjian, et al. Research on muscle fatigue of upper limb in overhead static work[J]. Journal of Northwestern Polytechnical University, 2024, 42(3): 567-576 (in Chinese)