

基于人机耦合模型和肌电实验的 单轨吊车司机生物力学分析

辛运胜^{1,2*} 金泓懿¹ 张丽莉² 宁振兵² 白伟¹ 董青¹

1.太原科技大学机械工程学院,太原,030024

2.太原矿机电气股份有限公司,太原,030024

摘要:针对单轨吊车井下运输的工作环境易导致司机驾驶疲劳的问题,提出了基于生物力学仿真和表面肌电实验的驾驶员操作舒适性分析方法。通过 Anybody 构建了驾驶员-操作系统生物力学耦合模型,并对驾驶员操作过程中的疲劳特性进行了量化分析,结果表明:肱二头肌的肌肉激活度均值为 0.171,肌肉力最大为 106.9 N;腓肠肌的肌肉激活度为 0.288,肌肉力最大为 235.6 N;司机下肢整体疲劳程度大于上肢。肌电实验验证了仿真数据的准确性,相对误差小于 15%,相关系数均超过 0.966($P < 0.05$)。

关键词:单轨吊车司机;表面肌电信号;生物力学;肌肉激活度

中图分类号:TD524

DOI:10.3969/j.issn.1004-132X.2025.01.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Biomechanics Analysis of Monorail Crane Drivers Based on Man-machine Coupling Model and Electromyoelectric Experiments

XIN Yunsheng^{1,2*} JIN Hongyi¹ ZHANG Lili² NING Zhenbing² BAI Wei¹ DONG Qing¹

1.School of Mechanical Engineering,Taiyuan University of Science and Technology,Taiyuan,030024

2.Taiyuan Mine Electromechanical Gas Co.,Ltd.,Taiyuan,030024

Abstract: Aiming at the issues of driver's fatigue caused by working environment of monorail cranes in underground transportation, an analysis method of driver's operating comfort was presented based on biomechanics simulation and surface electromyography experiments. A driver-operating system biomechanics coupling model was constructed by Anybody, and the fatigue characteristics of the drivers during operation were quantitatively analyzed. The results show that the average muscle activation of biceps brachii is as 0.171, with the maximum muscle force of 106.9 N, while the muscle activation of gastrocnemius is as 0.288, with the maximum muscle force of 235.6 N; the overall fatigue level of the driver's lower limbs is greater than that of the upper limbs. The accuracy of the simulation results was verified by EMG experiments. The relative error is less than 15%, and the correlation coefficients all are more than 0.966($P < 0.05$).

Key words: monorail crane driver; surface electromyography signal; biomechanics; muscle activation

0 引言

单轨吊车的工作环境主要是矿井下,驾驶员长时间暴露在空气湿度大、照明差、粉尘含量高的恶劣工作场合,发生疲劳损伤的概率比正常环境要高出 10 倍左右。企业对单轨吊车的需求不再仅仅是性能和可靠性,也开始关注单轨吊车的操作舒适性。操作舒适性的分析与评价是人机工程学领域的一个重要课题,不仅影响操作的方便性和准确性,而且关系到操作人员的身心健康、工作

效率和操作安全^[1]。2020 年,国家卫生健康委职业安全研究中心的一份关于 1049 名煤矿操作工人职业病的调查问卷显示,煤矿工人肩部、下背部的患病率分别达到 40.7% 和 36.3%^[2]。操作舒适性直接关系到司机的工作负荷,甚至决定其驾驶行为和职业安全,是车辆人体工程学研究中不可忽视的课题,因此准确评估操作舒适性非常重要。目前,对操作舒适性评价的研究主要分为两大类:

1) 主观评价和模型预测方法。该方法将人体测量数据、肌电信号特征、驾驶室操作元件坐标、操作感知、心理因素、驾驶时间等参数输入建立的驾驶员操作舒适性预测模型,计算驾驶员舒适关节角度和舒适性得分来评估驾驶员操作过程中的

收稿日期:2024-03-07

基金项目:国家自然科学基金(52105269);山西省科技重大专项(20181102002);山西省应用基础研究计划(201901D211288);山西省高等教育科技创新项目(2019L0649)

主观感受和舒适度。虽然主观评价和模型预测方法得到的数据能直观、精确呈现驾驶员的舒适角度,但预测模型中驾驶员的主观感受所占权重较大,且预测结果容易受驾驶员身体状态和外部环境因素的影响,导致评价结果不准确^[3-5]。

2) 基于生物力学仿真分析的研究。该方法对驾驶员的肌肉与关节所承受负荷进行疲劳分析,准确性高度依赖人体尺寸、肌肉强度、关约束等精准的输入数据。余晓枝等^[6]研究了不同驾驶室设计参数下的肌肉力。陈子昂等^[7]构建了上肢的Kane动力学模型,计算了驾驶员关节在特定驾驶姿态下承受的力矩。宋强等^[8]结合RAMSIS软件测量了不同驾驶姿势下的人体关节角度,并通过计算下肢关节力矩的方法探讨了驾驶的舒适性问题的。

随着Anybody、Opensim、V3D等各类生物力学分析工具在工程技术领域的深入运用,将操作舒适度的主观感受转化为可量化的肌肉骨骼系统数学模型,分析人体运动系统疲劳产生的原因,预防人体腰椎、下背部的疾病,发展出一套精确且客观的舒适度评估体系已经成为当前研究的焦点议题^[9-10]。张松^[11]利用Opensim程序建立了人体下肢的生物力学模型,评价了驾驶过程中下肢的疲劳特性。有学者通过构建司机-驾驶室耦合生物力学模型对驾驶员在加速与转弯时的肌肉活动及关节扭矩进行了研究^[12-14]。LECOCQ等^[15]采用Anybody程序建立了人体腰背部的肌肉骨骼模型,研究了驾驶期间腰部和背部肌肉的力量与扭矩。WANG等^[16]为研究座椅设计的参数,对驾驶者的躯干和下肢肌肉活动进行了分析。徐红梅等^[17]研究了驾驶室座椅参数对腰部肌肉疲劳损伤和患病诱因的影响。

利用生物力学软件进行的舒适性研究集中在汽车工程和航空航天领域,对单轨吊操作舒适性的研究较少。由于单轨吊工作环境恶劣、作业时间长、操作人员的劳动强度大等特点,对单轨吊操作舒适性的研究更值得关注。因此,为分析单轨吊车运行时驾驶员的操作舒适性,笔者在Anybody中建立驾驶室-司机操作系统的耦合生物力学模型,模拟驾驶员的动态操作过程,分析了驾驶员操作过程中的肌肉疲劳特性。最后采用肌电实验测试结果验证了仿真模型的合理性。

1 人体尺寸

作业过程中,操作者的身体尺寸对操控便利性至关重要。为对操控过程中的舒适度进行精确

评估,依据国标GB/T 8420—2011《土石方机械操作者的体型尺寸及最小活动空间规范》、GB/T 10000—2023《中国成年人身体尺寸标准》,选取男性操作者第5、第50和第95百分位的身体尺寸。考虑国内工程车辆驾驶员的实际情况,将第50百分位的数据作为参考标准。该数据能表征单轨吊车驾驶员的中等水平,具备广泛的适用性和代表性。采用Hananvan回归公式:

$$Y = B_0 + B_1 X_1 + B_2 X_2 \quad (1)$$

式中:Y为身体质量/质心的位置;B₀为常数项;B₁、B₂分别为和体重、身高相关联的回归系数;X₁为体质量;X₂为身高。

计算人体尺寸参数。

选取GB/T 10000—2023《中国成年人身体尺寸标准》的系数B₀、B₁、B₂计算质量/质心位置Y。表1所示为3个百分位的部分人体尺寸计算结果。

表1 人体各百分位尺寸参数

Tab.1 Each percentile size parameters of human body

百分位数		5	50	95
大臂	长度/mm	289	313	338
	质量/kg	1.28	1.62	2.11
小臂	长度/mm	216	237	258
	质量/kg	0.65	0.84	1.11
手掌	长度/mm	170	183	196
	质量/kg	0.35	0.43	0.51
大腿	长度/mm	428	465	505
	质量/kg	6.56	8.04	10.60
小腿	长度/mm	338	369	403
	质量/kg	1.77	2.43	3.39
脚掌	长度/mm	230	247	264
	质量/kg	0.68	0.812	0.98

2 构建驾驶员-操作系统耦合生物力学模型

采用Anybody软件建立驾驶员-操作系统的耦合生物力学模型,针对操作者使用习惯,确立操作环境和限制条件,进而对单轨吊车操作者的生物力学行为进行深入探究,在模拟驾驶员驾驶行为的同时,分析其肌肉活动特性^[18]。

2.1 驾驶员肢体运动约束

为模拟驾驶员操纵过程中的动力学特征,将驾驶员的上肢简化为五自由度运动学模型,对应的自由度分别为肩关节外旋、肘关节弯曲和内展、腕关节外展和弯曲。下肢运动学模型包括髋部、膝部、脚踝的3个旋转自由度。上下肢运动学模型计算的约束条件为驾驶员的脚与踏板表面持续接触、手与操作杆球面的持续接触。手与操作杆球面的接触点、脚底与踏板表面的接触点符合操作杆运动轨迹的圆方程和踏板旋转轨迹的圆方程:

$$(x_p - x_c)^2 + (z_p - z_c)^2 = R_1^2 \quad (2)$$

$$(x_q - x_k)^2 + (z_q - z_k)^2 = (l_6/2)^2 \quad (3)$$

$$(x_1 - x_1)^2 + (z_1 - z_1)^2 = R_2^2 \quad (4)$$

式中: (x_c, z_c) 为操作杆旋转中心坐标; R_1 为操作杆长度; (x_p, z_p) 为手掌与操作杆球面接触点的坐标; (x_k, z_k) 为脚掌中点坐标; l_6 为足部的长度; (x_q, z_q) 为足部与踏板接触面的接触点坐标; (x_1, z_1) 为指踏板的旋转中心坐标; R_2 为踏板半径; (x_1, z_1) 为踏板平面前端的坐标。

依据图 1、图 2 所示的模型,测定操作杆起始点与座椅之间的水平间距 S 、踏板起始点与座椅基准点之间的水平距离 L 和垂直距离 H 。图 1 中, $G_1 \sim G_6$ 分别为大臂、小臂、手掌、大腿、小腿和脚掌所受的重力, W 、 T 分别为操作杆和踏板的扭矩, F_P 、 F_Q 分别为作用在操作杆和踏板上的力。精确标定接触点的坐标分量:

$$\left. \begin{aligned} x_p &= l_1 \sin(\alpha_1 - \theta) + l_2 \sin(\alpha_2 - \alpha_1 + \theta) + \\ & \quad l_3 \sin(\alpha_3 - \alpha_2 + \alpha_1 - \theta) \\ z_p &= l_1 \cos(\alpha_1 - \theta) + l_2 \cos(\alpha_2 - \alpha_1 + \theta) + \\ & \quad l_3 \cos(\alpha_3 - \alpha_2 + \alpha_1 - \theta) \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

$$\left. \begin{aligned} x_q &= l_4 \sin(\alpha_4 + \theta) + l_5 \sin(\alpha_5 - \alpha_4 - \theta) + \\ & \quad l_6 \sin(\alpha_6 - \alpha_5 + \alpha_4 + \theta) \\ z_q &= l_1 \cos(\alpha_4 + \theta) + l_2 \cos(\alpha_5 - \alpha_4 - \theta) + \\ & \quad l_3 \cos(\alpha_6 - \alpha_5 + \alpha_4 + \theta) \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

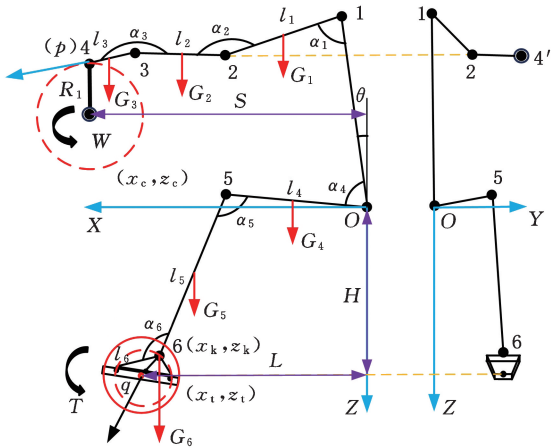


图 1 驾驶员整体运动约束模型

Fig.1 Constraint model of driver's overall kinematics

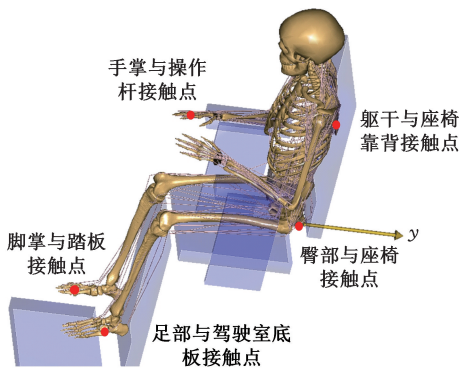


图 2 驾驶员人体肌肉骨骼模型

Fig.2 Musculoskeletal model of human driver

式中: θ 为身体中心轴线角度; $\alpha_1 \sim \alpha_6$ 分别为肩部、肘部、腕部、髋部、膝部、脚踝的关节角度; $l_1 \sim l_5$ 分别为上臂、小臂、手掌、大腿、小腿的长度。

操作杆的推动和踏板的踏压要求驾驶员的四肢及躯干协同动作,仅限制手与操作杆、脚与踏板的接触路径不足以确定骨骼肌肉运动的具体状态,因此将髋关节位置设定为运动约束模型坐标系的原点。由于操作过程主要依赖上下肢的运动,故设定身体与垂直坐标轴的夹角 θ 为固定值,以保证驾驶员人体骨骼肌肉模型在推动操作杆和踩踏踏板时的动作唯一。

2.2 模型肌肉力求解

在 Anybody 软件中采用 Airline Passenger 人体模板库构建肌肉骨骼系统模型。Anybody 程序通过逆向动力学计算模型中的肌肉力量和关节力矩。该技术的核心在于处理肌肉的冗余问题,即人体的肌肉数目远超维持外部负载平衡所必需的数量,某些肌肉并未受到明确的限制,导致一组动作方程能产生无数个解^[19]。鉴于此,构建肌肉骨骼系统外力平衡的方程:

$$CF = F_d \quad (7)$$

式中: C 为系数阵列; F 为肌力向量; F_d 为外部作用力向量。

从数学的视角分析,处理肌肉的重复性问题可被视作是一次优化过程,即最大程度降低人体承受的外载荷。优化的目标函数和约束条件分别为

$$\min G(f_i^M) \quad (8)$$

$$0 \leq f_i^M \leq N_i \quad (9)$$

式中: $G(*)$ 为 Anybody 系统对人体运动过程中肌肉力分布的优化策略; f_i^M 为第 i 个肌肉单元的肌力值, $i = 1, 2, \dots, n$; n 为肌肉的数量; N_i 为第 i 个肌肉单元所能承受的最大力。

肌肉仅能伸展而不能压缩,因此 $N_i \geq 0$ 。

为解决肌肉的冗余问题而选择的优化策略应满足肌肉疲劳最小化 / 最大化准则 (min/max fatigue strict), 其表达式为

$$\min G(f_i^M) = \max(A_i^M) = \max(f_i^M / F_i^M) \quad (10)$$

式中: A_i^M 为肌肉活动度; F_i^M 为第 i 个肌肉单元的最大肌肉力。

随着加入平衡调节的肌群增多,肌肉之间的协同效能逐渐增强。平衡调节所涉及的肌肉增至最大值时,各个肌肉承受的力量相对于外部负载显著减小,使得承载较小负荷的肌肉能辅助承载较大负荷的肌肉进行功能活动,达到肌肉协作的最佳状态。逆向动力学中的外载平衡方程、肌肉疲劳最小化/最大化准则是 Anybody 软件在肌肉骨骼模型中精确计算肌肉力量的重要工具。

2.3 构建模型驱动装置

为确保模型能驱动,在操作杆的连接部位设置旋转角度 $0^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 的驱动装置(操作杆的最大旋转角度为 60°),并将 100 N 推力施加到操作杆上的驱动装置。在踏板铰链处增加旋转范围 $0^{\circ}\sim 23^{\circ}$ 的驱动装置(踏板的最大旋转角度为 23°),并将 160 N 踏板力施加在模型踏板上。通过实地测试获取操作元件角度与对应的力,以提高模型仿真的准确性,使之更贴近现实情形。构建的驾驶员-操作环境耦合生物力学模型如图 3 所示。

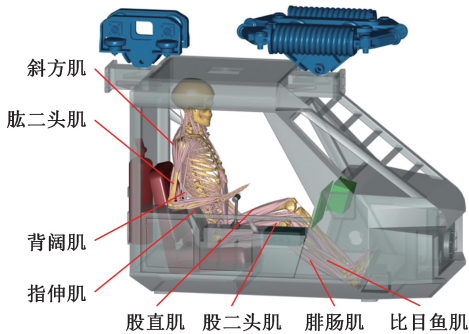


图 3 驾驶员-操作环境 Anybody 模型

Fig.3 Driver-operating environment Anybody model

图 3 中,驾驶室操作环境模型包括操作杆、踏板、座椅等操作元件,人体肌骨模型包含斜方肌、背阔肌、肱二头肌、指伸肌、股直肌、股二头肌、腓肠肌、比目鱼肌。

3 驾驶员肌肉生物力学特性仿真分析

肌肉激活度是衡量驾驶员疲劳程度最直观的指标^[20],因此将操作过程中发挥主要作用的斜方肌、肱二头肌、指伸肌、背阔肌的肌肉激活度作为评价上肢操作疲劳的指标,将股直肌、股二头肌、腓肠肌、比目鱼肌的肌肉激活度作为评估下肢疲劳的指标。驾驶员疲劳状态分为局部疲劳和整体疲劳,局部疲劳通过单一肌肉的激活程度来体现,整体疲劳通过参与动作的肌肉激活度及肌肉力加权来反映^[21]。

3.1 驾驶员局部操作疲劳分析

依据驾驶员-操作环境耦合生物力学模型,对驾驶员在操作过程中的上下肢动作进行动态模拟分析,观察驾驶员在模拟过程中推动控制杆、踏下加速踏板时肌肉力量的变化。如图 4 所示,在操作杆开始转动的阶段,肱二头肌的肌肉力最大且呈现先增大后减小的变化,并在操作杆旋转至 46° 时达到最大值 106.9 N 。斜方肌、背阔肌的用力较小且力量曲线变化较小,二者的最大用力分别为 33.4 N 和 47.0 N 。指伸肌在踏板角度 $0^{\circ}\sim$

46° 的活动微弱;踏板角度为 $46^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时,指伸肌的用力显著增大;操作杆旋转 60° 时的指伸肌肌肉力最大值 98.7 N 超过其他上肢肌肉。

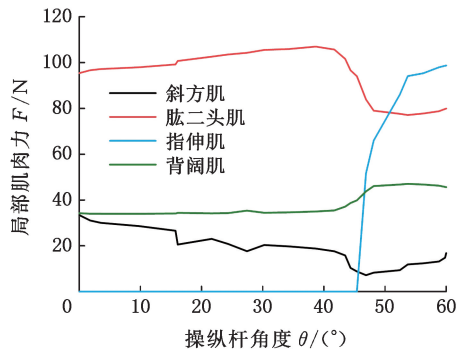


图 4 上肢肌肉力变化曲线

Fig.4 Curves of muscle strength of upper limb

图 5 所示为驾驶员在执行上肢动作时的肌肉激活程度的变化。操作杆角度在 $0^{\circ}\sim 15^{\circ}$ 区间内,肱二头肌的疲劳度达到顶峰,指伸肌尚未出现疲劳迹象,斜方肌、背阔肌的疲劳度较低。操作杆角度较小时,平衡外部负载的任务主要由肱二头肌承担,承受的反饋力矩较大。操作杆角度为 $15^{\circ}\sim 40^{\circ}$ 时,肱二头肌、指伸肌、斜方肌、背阔肌均受操纵力反饋力矩的影响,出现疲劳。操作杆角度为 $40^{\circ}\sim 60^{\circ}$ 时,肱二头肌的疲劳度先升后降,指伸肌的疲劳度显著上升,这表明指伸肌在此阶段开始承担更大的反饋力矩。上肢推动操作杆的过程中,斜方肌、背阔肌的疲劳度变化较小且相近。这可能是肌肉遵循最小/最大疲劳原则,将负荷平均分配至背部肌群中的相邻近肌肉所致。

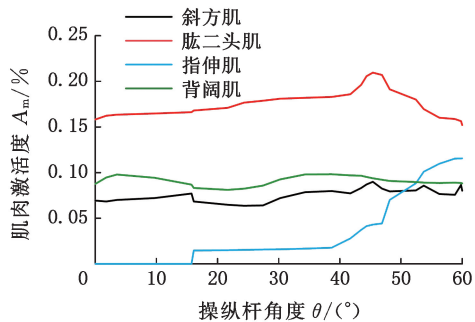


图 5 上肢肌肉激活度变化曲线

Fig.5 Curves of upper limb muscles' activation

图 6 所示为驾驶员下肢肌肉力量的变化。观察可知,踏板角度 8° 与 16° 为肌肉力发生显著变化的分界点。踏板角度小于 8° 时,腓肠肌的发力最大,其余肌肉发力较小。踏板角度处于 $8^{\circ}\sim 16^{\circ}$ 时,腓肠肌发力减小,其余肌肉发力增大。踏板角度超过 16° 时,下肢四块肌肉的发力明显增大。这是由于在踩踏板的早期动作中,驾驶员主要依赖小腿发力。操作后期,踏板旋转角度增大导致踏板反作用力过大,对踏板操作造成很大阻碍,导

致下肢肌肉力明显增大。下肢四块肌肉的肌肉力均在踏板处于 23° 时达到最大值,腓肠肌、股直肌、股二头肌、比目鱼肌的最大肌肉分别为 235.6 N、167.7 N、153.4 N、190.3 N。

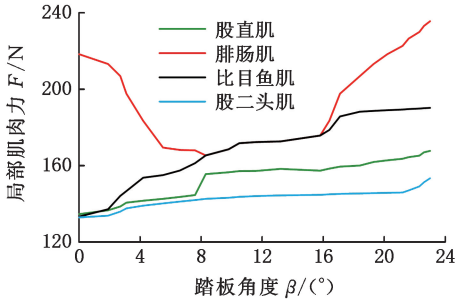


图 6 下肢肌肉力变化曲线

Fig.6 Curves of muscle strength of lower limb

驾驶员下肢肌肉激活度变化如图 7 所示,随着踏板角度的增大,下肢肌肉的激活度都呈增大趋势,腓肠肌的肌肉激活度最大,疲劳程度也最大。踏板操控过程中,驾驶员小腿肌肉的激活度大于大腿肌肉,这表明小腿肌群的疲劳水平高于大腿肌群。

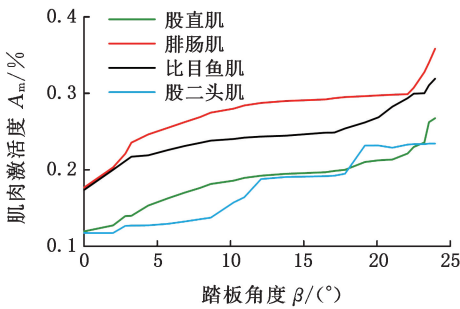


图 7 下肢肌肉激活度变化曲线

Fig.7 Curves of lower limb muscles' activation

实际操作中,操作杆与踏板并非匀速转动,因此笔者通过录制现场操作视频,通过逐帧分析操作杆与踏板的转动角度与时间的映射得到操作杆、踏板转角与时间的关系,如图 8 所示。

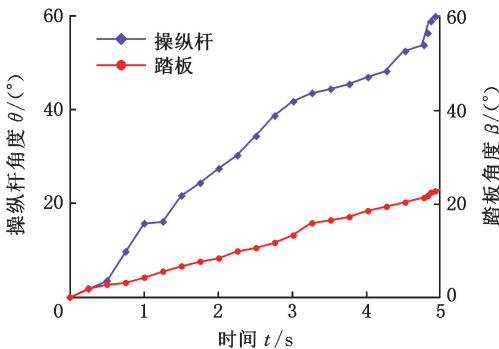


图 8 操作杆、踏板转角与时间的关系

Fig.8 The relationship between joystick and pedal rotation angles and time

3.2 驾驶员整体不舒适度分析

对 Anybody 仿真分析得出的肌肉激活度进

行求积分来确定肌肉对整体不舒适度的影响。肌肉不舒适度积分函数为

$$D_i = \int_0^t A_i dt \quad (11)$$

式中: D_i 为第 i 个肌肉的不舒适度; A_i 为第 i 块肌肉的激活度; t 为时间。

变异系数法是根据各评价指标当前值与目标值的变异程度来对各指标进行加权计算。因此,在考虑局部不舒适度后,为评估各块肌肉对驾驶员整体不舒适度的影响,首先计算出操作过程中各肌肉的肌肉激活度均值和标准差,然后通过变异系数法计算各肌肉的变异系数:

$$v_i = \frac{\delta_i}{\bar{A}_i} \quad (12)$$

式中: δ_i 为操作过程中第 i 个肌肉的肌肉激活度标准差; \bar{A}_i 为操作过程中第 i 个肌肉的肌肉激活度均值。

在此基础上,对所得变异系数进行标准化处理,得出第 i 块肌肉的权重系数^[22]:

$$\omega_i = v_i / \sum_{i=1}^n v_i \quad (13)$$

利用权重系数 ω_i 构建驾驶员整体不舒适度模型:

$$D_z = \sum_{i=1}^n \omega_i D_i F_i \quad (14)$$

式中: D_z 为驾驶员整体不舒适度; F_i 为第 i 块肌肉的用力程度; n 为肌肉数量, $n = 8$ 。

相关的计算结果见表 2。

表 2 各肌肉计算结果

Tab.2 Calculation results of each muscle

名称	不舒适度	变异系数	权重系数
斜方肌	0.39	0.43	0.12
肱二头肌	1.21	0.45	0.13
背阔肌	0.09	0.44	0.13
指伸肌	0.24	0.35	0.10
股直肌	0.78	0.37	0.11
腓肠肌	2.04	0.64	0.18
股二头肌	0.41	0.36	0.10
比目鱼肌	1.51	0.46	0.13

将表 2 数据代入式(14),得到驾驶员整体不舒适度模型:

$$D = 0.12D_{xf} + 0.13D_{ge} + 0.10D_{zs} + 0.13D_{bk} + 0.11D_{gz} + 0.10D_{gu} + 0.18D_{fc} + 0.13D_{bm} \quad (15)$$

式中: D_{xf} 、 D_{ge} 、 D_{zs} 、 D_{bk} 、 D_{gz} 、 D_{gu} 、 D_{fc} 、 D_{bm} 分别为斜方肌、肱二头肌、指伸肌、背阔肌、股直肌、股二头肌、腓肠肌、比目鱼肌的不舒适度。

依据式(15)得出驾驶员上下肢的整体不舒适度,如图 9、图 10 所示,随着操作杆角度的增大,驾驶员上肢不舒适度先增大后减小;操作杆角度为 38°、时间为 2.7 s 时,驾驶员上肢不舒适度值最大,上肢不舒适度变化趋势与肱二头肌的激活度

变化趋势类似,这表明上肢活动时,肱二头肌是引发上肢疲劳的主要肌肉。随着踏板角度的增大,下肢的整体不舒适度持续上升,这是因为下肢四块肌肉的激活度都呈持续增大的趋势,除腓肠肌的肌肉力出现短暂下降外,股直肌、股二头肌、比目鱼肌的肌肉力都呈上升趋势,从而使驾驶员下肢的整体不舒适度一直呈上升趋势。单轨吊车的踏板设计使驾驶员在操纵过程中必须持续踩踏,导致下肢肌肉缺乏适当的休息,超出肌肉舒适性范围,导致不舒适度持续增大。

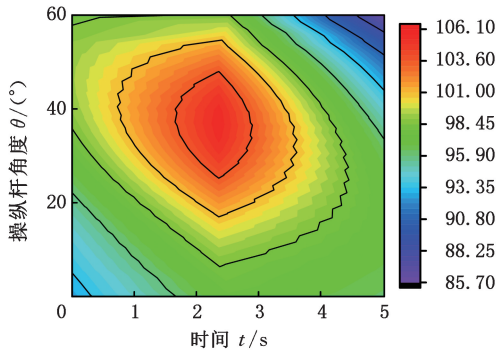


图 9 驾驶员上肢的整体不舒适度

Fig.9 Overall discomfort of the driver's upper limb

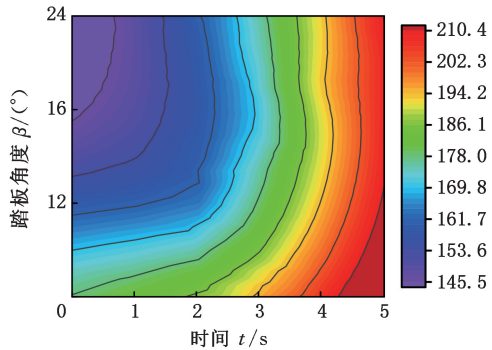


图 10 驾驶员下肢的整体不舒适度

Fig.10 Overall discomfort of the driver's lower limb

4 表面肌电信号测试实验

为评估单轨吊车驾驶员的操作舒适性及生物力学模型的准确性,采用表面肌电实验测试驾驶员在操作过程中的肌电数据。表面肌电信号(sEMG)是肌肉纤维运动单元在收缩期间产生的生物电流,其变化与肌肉的活动状态和功能状态关联,能实时反映肌肉的放电情况^[29]。

4.1 实验仪器与设备

为确保实验数据的客观性与可信度,选用已投入使用的 DX40 系单轨吊车(图 11)。采用手机从 4 个角度拍摄操作过程,记录上车、驾驶、下车的流程。如图 12 所示,信号采集及分析采用 myo-MUSCLE 无线式表面肌电设备。

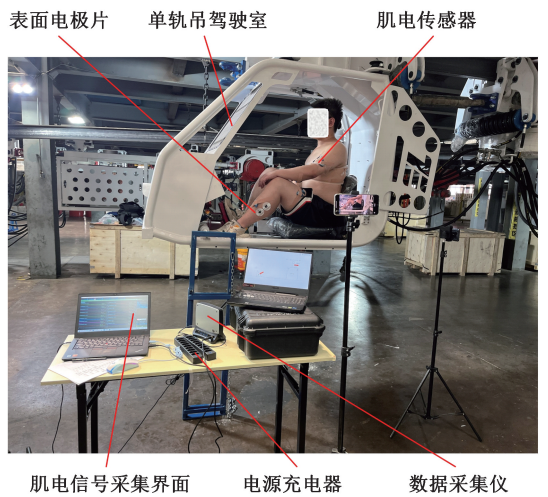


图 11 试验仪器与设备

Fig.11 Test instruments and equipment



图 12 肌肉最大自主收缩试验流程

Fig.12 MVC test steps

4.2 实验方案设计

实验选取斜方肌、肱二头肌、背阔肌、指伸肌、股直肌、腓肠肌、股二头肌、比目鱼肌为测试对象,具体实验步骤如下:

1) 实验对象为 22~26 岁的 4 位男学生。如表 3 所示,他们的身高和体重均处于国家标准规定的 50 百分位范围内。被试者均身体健康,没有肌肉或骨骼的损伤,且实验前一周没有参加高强度体育活动,以确保肌肉处于正常状态。实验正式开始前,研究人员使用酒精棉球清洁被试者皮肤,并进行必要的脱毛处理,以保障皮肤表面电极与参与者肌肤的紧密贴合,确保所采集的肌电信号准确无误。

表 3 被试者身体尺寸数据

Tab.3 Body size data of subjects

序号	年龄(岁)	身高/mm	体重/kg
1	25	1734	71
2	26	1714	65
3	25	1725	68
4	26	1678	61

2) 采集被试者推动操作杆和踩踏踏板时的肌电信号,共采集 3 次,每次持续时长为 5 s,两次采集之间休息 5 min。采集受试者肌肉在最大自主

收缩状态下产生的肌电活动数据即最大自主收缩肌电值(MVC)。对受试者进行 3 次信号采集,每次持续时长为 5 s,中间休息 10 min,以减少肌肉疲劳。图 13 所示为被试者操作过程中腓肠肌的踏板操作肌电信号及 MVC 肌电信号。

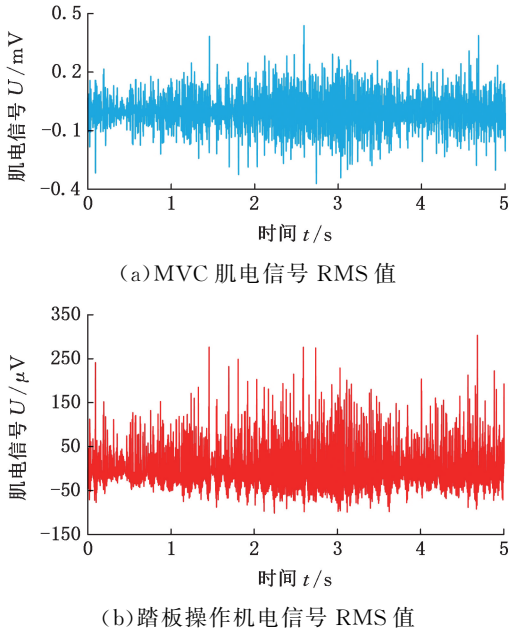


图 13 腓肠肌的肌电信号对比

Fig.13 Comparison of electromyographic signals in gastrocnemius

3) 表面肌电信号源于肌纤维内部神经冲动的电活动,这种活动在体表呈现为微弱且不稳定的电信号,易受各种噪声影响而变得复杂。因此,对采集的肌电信号进行整流-滤波等预处理,提取去除干扰后的表面肌电信号均方根值:

$$R = \sqrt{\frac{1}{T} \int_t^{t+T} E^2(t) dt} \quad (16)$$

式中: t 为时间的起始点; T 为指定的时段长度; $E(t)$ 为 t 时刻的肌电信号强度。

4) 通过比较实验对象在操作期间肌电信号的均方根 R_{ope} 与最大自主收缩时肌电信号的均方根 R_{MVS} 来估算不同肌肉的激活程度^[24]:

$$A = \frac{R_{\text{ope}}}{R_{\text{MVC}}} \quad (17)$$

4.3 实验数据与仿真数据的相关性

剔除驾驶员肌肉激活度实验数据极值后计算均值。实验难以规避外界干扰,因此不同肌肉的激活度数据存在偏差。如表 4 所示,比目鱼肌实验数据与仿真数据的相对误差最大,为 14.6%;背阔肌实验数据与仿真数据的相对误差最小,为 1.9%;所有肌肉的实验数据与仿真数据的相对误差均未超过 15%。通过 SPSS21 软件对实验数据与仿真数据进行皮尔逊相关系数检验,8 块肌肉

的相关系数均超过 0.966($P < 0.05$),表明实验数据与仿真数据具有较强的相关性,验证了本文构建的驾驶员-操作系统生物力学模型在分析单轨吊驾驶员操作舒适性的有效性。

表 4 肌肉激活度的仿真数据与实验数据

Tab.4 Simulation and experimental data of muscle activation

名称	实验数据	仿真数据	相对误差	相关系数
斜方肌	0.066	0.073	0.115	0.978
肱二头肌	0.171	0.176	0.025	0.988
背阔肌	0.089	0.091	0.019	0.988
指伸肌	0.052	0.048	0.091	0.981
股直肌	0.168	0.191	0.132	0.972
腓肠肌	0.288	0.278	0.034	0.987
股二头肌	0.183	0.178	0.026	0.988
比目鱼肌	0.218	0.248	0.146	0.966
上肢	0.095	0.097	0.024	0.988
下肢	0.215	0.224	0.046	0.985

注: $P < 0.05$

5 结论

1) 驾驶员上肢疲劳性分析。操作杆角度处于 $0^\circ \sim 15^\circ$ 时,肱二头肌为克服反馈力矩,处于严重疲劳状态;操作杆角度处于 $15^\circ \sim 40^\circ$ 时,上肢斜方肌、肱二头肌、指伸肌、背阔肌均产生疲劳;操作杆角度处于 $40^\circ \sim 60^\circ$ 时,指伸肌开始承担大部分的反馈力矩,导致指伸肌疲劳性增大。随着操作杆角度的增大,上肢肌肉整体不舒适度呈先增大后减少的趋势。驾驶员在操作过程中,上肢疲劳度呈现出先上升后下降的变化;操作杆角度为 38° 、持续时间为 2.7 s 时,上肢不舒适度达到顶峰。

2) 驾驶员下肢疲劳性分析。踏板角度小于 8° 时,腓肠肌的肌肉力最大,其余肌肉发力较小。踏板倾角度为 $8^\circ \sim 16^\circ$ 时,下肢四块肌肉的发力均呈增大趋势,腓肠肌与比目鱼肌的肌肉力量基本相同。踏板角度超过 16° 后,股直肌、腓肠肌、股二头肌、比目鱼肌的用力程度将显著增强。随着踏板角度的增大,下肢肌肉的整体不舒适度呈增大趋势,其中,腓肠肌的肌肉激活度、疲劳程度最大,小腿肌群中的腓肠肌和比目鱼肌的疲劳程度大于大腿肌群中的股直肌和股二头肌,下肢整体疲劳程度大于上肢。

3) 利用表面肌电实验,对驾驶操作时的表面肌电活动进行检测。分析仿真数据与实测数据发现二者的相对误差率小于 15% 且相关指数超过 0.966($P < 0.05$),这表明仿真数据与实测数据一致,证实了本文建立的生物力学耦合模型的有效性。

参考文献:

- [1] QIN Zengzhi, SHANG Yujun, JIANG Wei, et al. Comfort Evaluation and Position Optimization of the Clutch Pedal in Agricultural Machinery Based on a Multi-level Evaluation System[J]. Transactions of the ASABE, 2021, 64(6):1805-1816.
- [2] 王雪涛, 别凤赛, 李晓光, 等. 煤矿作业工人肌肉骨骼疾患及其相关因素的调查与研究[J]. 中国工业医学杂志, 2020, 33(3):211-216.
WANG Xuetao, BIE Fengsai, LI Xiaoguang, et al. Investigation and Research on Musculoskeletal Disorders and Related Factors in Coal Mine Workers [J]. Chinese Journal of Industrial Medicine, 2020, 33(3):211-216.
- [3] TANG Zhichuan, YANG Hongchun, ZHANG Lekai, et al. Effect of Shoulder Angle Variation on SEMG-based Elbow Joint Angle Estimation[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2018, 68:280-289.
- [4] YAMAUCHI J, KOYAMA K. Relation between the Ankle Joint Angle and the Maximum Isometric Force of the Toe Flexor Muscles[J]. Journal of Biomechanics, 2019, 85:1-5.
- [5] MAYORCA-TORRES D, CAICEDO-ERASO J C, PELUFFO-ORDÓÑEZ D H. Knee Joint Angle Measuring Portable Embedded System Based on Inertial Measurement Units for Gait Analysis[J]. International Journal on Advanced Science, Engineering and Information Technology, 2020, 10(2):430-437.
- [6] 余晓枝, 任金东, 刘群, 等. 基于生物力学仿真的驾驶员身体负荷分布研究[J]. 汽车工程, 2017, 39(4):394-400.
YU Xiaozhi, REN Jindong, LIU Qun, et al. A Research on Driver Body Loads Distribution Based on Biomechanical Simulation[J]. Automotive Engineering, 2017, 39(4):394-400.
- [7] 陈子昂, 张森, 钱佩伦, 等. 基于驾驶员关节力矩的转向操纵不舒适性研究[J]. 农业装备与车辆工程, 2016, 54(7):21-24.
CHEN Ziangle, ZHANG Miao, QIAN Peilun, et al. Research on Steering Discomfort Based on Drivers' Joint Torque[J]. Agricultural Equipment & Vehicle Engineering, 2016, 54(7):21-24.
- [8] 宋强, 白新瑀, 高喜银, 等. 基于生物力学的自走式喷雾机驾驶员下肢姿势舒适性研究[J]. 中国农机化学报, 2021, 42(7):99-106.
SONG Qiang, BAI Xinyu, GAO Xiyin, et al. Research on Lower Limb Posture Comfort of Drivers Based on Biomechanical Self-moving Spray Machine [J]. Journal of Chinese Agricultural Mechanization, 2021, 42(7):99-106.
- [9] GRUJICIC M, PANDURANGAN B, XIE X, et al. Musculoskeletal Computational Analysis of the Influence of Car-seat Design/Adjustments on Long-distance Driving Fatigue[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2010, 40(3):345-355.
- [10] MIYAMOTO M, KONNO S, GEMBUN Y, et al. Epidemiological Study of Low back Pain and Occupational Risk Factors among Taxi Drivers[J]. Industrial Health, 2008, 46(2):112-117.
- [11] 张松. 基于骨肌生物力学的商用车驾驶员下肢操纵舒适性研究[D]. 长春:吉林大学, 2021.
ZHANG Song. Study on Lower Limb Handling Comfort of Commercial Vehicle Drivers Based on Musculoskeletal Biomechanics[D]. Changchun: Jilin University, 2021.
- [12] 杨洋, 李宛骏, 李延凯, 等. 基于生物力学模型的拖拉机离合踏板人机工程设计[J]. 农业工程学报, 2019, 35(3):82-91.
YANG Yang, LI Wanjun, LI Yankai, et al. Ergonomics Design of Tractor Clutch Pedal Based on Biomechanical Model[J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural Engineering, 2019, 35(3):82-91.
- [13] STURDY J T, SESSOMS P H, SILVERMAN A K. A Backpack Load Sharing Model to Evaluate Lumbar and Hip Joint Contact Forces during Shoulder Borne and Hip Belt Assisted Load Carriage[J]. Applied Ergonomics, 2021, 90:103277.
- [14] ZHANG Wenjie, WANG Qichao, XU Zheng, et al. Development of a Tractor Operator-operation Environment Coupled Biomechanical Model and Analysis of Lower Limb Muscle Fatigue[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2023, 93:103407.
- [15] LECOCQ M, LANTOINE P, BOUGARD C, et al. Neuromuscular Fatigue Profiles Depends on Seat Feature during Long Duration Driving on a Static Simulator [J]. Applied Ergonomics, 2020, 87:103118.
- [16] WANG Qichao, HUO Yihuan, XU Zheng, et al. Effects of Backrest and Seat-pan Inclination of Tractor Seat on Biomechanical Characteristics of Lumbar, Abdomen, Leg and Spine[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2023, 26(3):291-304.
- [17] 徐红梅, 王启超, 张文杰, 等. 基于驾驶员生物力学特性的拖拉机座椅位置参数优化[J]. 农业工程学报, 2022, 38(22):32-40.
XU Hongmei, WANG Qichao, ZHANG Wenjie, et al. Optimization of Tractor Seat Position Param-

- eters Based on Biomechanical Characteristics[J]. Transactions of the Chinese Society of Agricultural Engineering, 2022, 38(22):32-40.
- [18] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN S T, et al. Analysis of Musculoskeletal Systems in the AnyBody Modeling System [J]. Simulation Modelling Practice and Theory, 2006, 14(8):1100-1111.
- [19] NOLTE A, AUGAT P, RASMUSSEN J. Analysis of the Muscle and Joint Forces in the Shoulder Joint Using the anybody Simulation Model [J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41:S492.
- [20] BURKHART K A, BRUNO A G, BOUXSEIN M L, et al. Estimating Apparent Maximum Muscle Stress of Trunk Extensor Muscles in Older Adults Using Subject-specific Musculoskeletal Models[J]. Journal of Orthopaedic Research, 2018, 36(1):498-505.
- [21] CHAFFIN D B. Occupational Biomechanics[M]. 4th ed. New York:John Wiley, 2006.
- [22] LI Le, TONG Kaiyu, SONG Rong, et al. Is Maximum Isometric Muscle Stress the Same among Prime Elbow Flexors? [J]. Clinical Biomechanics, 2007, 22(8):874-883.
- [23] CHEN Yan, MA Ke, YANG Lie, et al. Trunk Compensation Electromyography Features Purification and Classification Model Using Generative Adversarial Network [J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2021, 65:102345.
- [24] VERA-GARCIA F J, MORESIDE J M, MCGILL S M. MVC Techniques to Normalize Trunk Muscle EMG in Healthy Women [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2010, 20(1):10-16.

(编辑 张 洋)

作者简介:辛运胜*,男,1987年生,博士,副教授,硕士生导师。研究方向为高端装备工业设计及人机工程分析。发表论文 30 余篇,获得授权发明专利授权 3 项。E-mail: xin_yunsheng@tyust.edu.cn。

本文引用格式:

辛运胜,金泓懿,张丽莉,等.基于人机耦合模型和肌电实验的单轨吊车司机生物力学分析[J].中国机械工程,2025,36(1):168-176.

XIN Yunsheng JIN Hongyi ZHANG Lili, et al. Biomechanical Analysis of Monorail Crane Driver Based on Man-machine Coupling Model and Myoelectric Experiment [J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(1):168-176.

(上接第 167 页)

- [10] 杨超峰,殷智宏,上官文斌,等.汽车悬架液压衬套非线性动特性的实验与建模方法研究[J].振动与冲击,2016,35(3):79-86.
- YANG Chaofeng, YIN Zhihong, SHANGGUAN Wenbin, et al. Experiment and Modeling on Non-linear Dynamic Characteristics of a Hydraulic Bushing Used in Vehicle Suspension [J]. Journal of Vibration and Shock, 2016, 35(3):79-86.
- [11] 杨超峰,殷智宏,吕兆平,等.多通道式液压衬套动态特性的测试与计算分析[J].振动、测试与诊断,2016,36(6):1057-1064.
- YANG Chaofeng, YIN Zhihong, LYU Zhaoping, et al. Test and Calculation Analysis of Dynamic Characteristics of Multi-channel Hydraulic Bushing [J]. Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis, 2016, 36(6):1057-1064.
- [12] CHAI Tan, DREYER J T, SINGH R. Nonlinear

Dynamic Properties of Hydraulic Suspension Bushing with Emphasis on the Flow Passage Characteristics [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering, 2015, 229(10):1327-1344.

(编辑 张 洋)

作者简介:李旭阳,男,2001年生,硕士研究生。研究方向为车辆系统动力学。E-mail:lixuyang200102@163.com。代亮成*(通信作者),男,1991年生,助理研究员。E-mail: liangcheng0812@163.com。

本文引用格式:

李旭阳,代亮成,池茂儒,等.电力动车组变刚度转臂节点的半主动控制[J].中国机械工程,2025,36(1):160-167.

LI Xuyang, DAI Liangcheng, CHI Maoru, et al. Semi-active Control of Rotary Arm Joint with Variable Stiffness for EMU [J]. China Mechanical Engineering, 2025, 36(1):160-167.