

● 运动人体科学 ●

不同踏频对骑行时下肢肌肉激活与疲劳特征的影响

吴含兵¹, 孙 阳¹, 刘九江¹, 寇丹阳¹, 方玉玲¹, 高 原^{1,2}

(1.燕山大学 体育学院, 河北 秦皇岛 066004; 2.燕山大学 河北省智能康复及神经调控重点实验室, 河北 秦皇岛 066004)

摘 要: **目的** 探究不同踏频条件下骑行对下肢肌肉表现的影响。**方法** 以 15 名骑行爱好者为对象, 采用 MONARK 功率自行车, 分别在 40、60、80 r/min 的踏频下完成 6 km 骑行。通过表面肌电系统, 记录骑行前后各 5 个连续蹬踏周期的肌电信号, 提取均方根值(RMS)与中位频率(MF)评估肌肉激活水平及疲劳特征, 并监测心率。采用单因素重复测量方差分析和配对样本 t 检验, 分析肌电数据和心率变化。**结果** 踏频显著影响下肢肌电特征。股直肌(RF)RMS 和 MF 均随踏频增加而显著上升, 60、80 r/min 时显著高于 40 r/min ($p < 0.05$), 反映出更高的肌肉激活水平, 同时高的骑行踏频会引致心率显著升高。相比之下, 低踏频(40 r/min)骑行后肌群 RMS 升高、MF 下降, 更易诱发疲劳。**结论** 踏频影响下肢肌肉激活水平与疲劳特征, 高踏频增加股直肌的激活并伴随心率升高, 低踏频更易诱发多肌群疲劳, 肌肉表现具节奏依赖性。

关键词: 自行车; 疲劳; 表面肌电; 肌肉表现

中图分类号: G872.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 1003-983X(2026)02-0063-08

DOI: 10.20185/j.cnki.1003-983X.2026.02.012

Effects of Different Cadence Frequencies on Lower Limb Muscles Activation and Fatigue Characteristics During Cycling

WU Hanbing¹, SUN Yang¹, LIU Jiujiang¹, KOU Danyang¹, FANG Yuling¹, GAO Yuan^{1,2}

(1.Yanshan University, School of Physical Education, Qinhuangdao Hebei, 066004; 2.Yanshan University, Key Laboratory of Intelligent Rehabilitation and Neural Regulation of Hebei Province, Qinhuangdao Hebei, 066004)

Abstract: **Objective:** To investigate the effects of cycling at different cadences on lower limb muscle performance. **Methods** Fifteen cycling enthusiasts were recruited to complete a 6 km cycling task on a MONARK ergometer at cadences of 40, 60, and 80 r/min. Surface electromyography (sEMG) signals were recorded for five consecutive pedaling cycles before and after cycling. The root mean square (RMS) and median frequency (MF) were extracted to assess muscle activation levels and fatigue characteristics, while heart rate was monitored. One-way repeated measures ANOVA and paired sample t-tests were used to analyze the sEMG data and heart rate changes. **Results** Cadence significantly affected the sEMG characteristics of the lower limb muscles. Both the RMS and MF of the Rectus Femoris (RF) increased significantly with higher cadences, with values at 60 and 80 r/min being significantly greater than those at 40 r/min ($p < 0.05$), indicating a higher level of muscle activation. Furthermore, higher cadences led to a significant increase in heart rate. In contrast, muscle groups after low-cadence (40 r/min) cycling exhibited increased RMS and decreased MF, suggesting a greater tendency for fatigue induction. **Conclusions** Cadence significantly the activation levels and fatigue characteristics of lower limb muscles during cycling. Higher cadences increase rectus femoris activation and are accompanied by an elevated heart rate, whereas a lower cadence is more likely to induce fatigue in multiple muscle groups. Muscle performance exhibits a rhythm-dependent response to pedaling cadence.

Keywords: cycling; fatigue; surface electromyography; muscle performance

骑行是一项强度大且需要身体各部位骨骼肌协同运作的踏蹬运动, 下肢肌肉在骑行过程中至关重要^[1]。随着运动科学

的不断发展, 骑行对肌肉激活模式、能量消耗和生理适应等方面的研究逐渐引起了越来越多的关注。骑行者根据场地条件、齿轮组合及其运动目标选择不同的踏频和节奏。在功率自行车上进行不同负荷和速度的踏蹬实验, 是研究运动性肌肉疲劳、运动单位协调性及肌肉功能的有效途径^[2]。在骑行过程中, 由于不同肌肉群在运动中承担着不同的生理功能, 其疲劳发展过程可能会表现出显著差异^[3]。因此, 系统地分析下肢各主要肌肉的激活模式和疲劳进程, 对于了解运动负荷与肌肉反应之间的关系至关重要。对于专业自行车运动员而言, 80 r/min

收稿日期: 2025-10-05

第一作者简介: 吴含兵(2001~), 男, 河北保定人, 在读硕士, 研究方向: 运动生物力学。

通信作者简介: 高原(1978~), 男, 河北秦皇岛人, 博士, 副教授, 研究方向: 运动生物力学, E-mail: gaoyuan1107@163.com。

的踏频通常被认为是表现最优的节奏选择,能够最大化运动效率和输出功率。然而,在训练过程中,运动员通常会选择较低的踏频进行训练,尤其是在耐力训练中,以提高肌肉的耐久性和长期输出能力^[4]。

肌肉疲劳通常被定义为运动引起的产生力量或动力的能力下降,这一现象可能源于外周或中枢水平的生理变化^[5]。表面肌电信号(sEMG)是通过肌肉表面电极记录的时间序列信号,其幅值、频率等特征与肌肉的功能活动密切相关。由于表面肌电信号具有无创、实时监测和多靶点测量等优点,已成为评估运动性肌肉疲劳的重要工具^[6-7]。影响表面肌电图的主要生理因素是纤维膜特性(如肌纤维传导速度)和运动单元特性(如放电速率)^[8]。本文研究选取表面肌电时域分析中的均方根振幅(RMS)和频域指标的中位频率(MF)作为评价不同踏频对骑行运动中肌肉疲劳影响的指标,已有研究表明积分肌电值可反映肌电信号随时间的强弱变化,是评价疲劳的重要手段^[9]。大量研究表明,在持续性或间歇性运动的等长和动态疲劳收缩过程中,表面肌电的各项指标表现出稳定的变化趋势,能够有效反映肌肉疲劳的发生和发展过程^[10]。

踏频是指每分钟踩踏板的次数,它在相同的骑行距离范围内直接影响运动的持续时间。较高的踏频相比于较低踏频,通常能够在更短的时间内完成相同的距离,尽管累计的踩踏次数相同。因此,高踏频不仅能提高骑行速度,还能减少完成距离所需的时间。然而,关于低踏频下的疲劳率是否高于高踏频时的问题仍未得到明确解答。低踏频的较慢收缩速度可能导致相同距离的完成时间延长,而在较高的踏频下,较高的峰值功率可能加剧代谢副产物的积累,从而可能增加疲劳的发生^[11]。在自行车运动中,最大功率与踏频之间呈抛物线关系^[12]。低踏频下,尽管完成的踏板划水次数与高节奏相同,但所需的时间较长,且由于整体强度较低,可能会体验到较少的急性疲劳。由于低节奏下每次踏板动作需要施加更大的力,运动时间的延长可能导致不同的疲劳体验。相反,高节奏骑行则可能通过增加肌肉的活跃度和提高发电能力储备来减轻疲劳感。节奏的变化也被观察到会导致踏板力和关节力矩的变化^[11]。考虑到所有其他因素相同的情况下,选择能够最大化储备的踏频似乎是一种更有利的策略,它可能有助于延长运动的持续时间^[13]。

为探讨相同负荷下踏频对骑行下肢肌肉疲劳的影响,本研究通过对比不同踏频骑行前后的下肢肌电信号,旨在揭示其神经肌肉控制机制,为科学训练提供理论依据。据此提出假设:高踏频将提升肌肉激活水平与心负荷,而低踏频则更易诱发肌肉疲劳。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

本研究选取 15 名骑行爱好者作为受试者(身高 180.395 ± 3.861 cm、体重 76.041 ± 7.380 kg、年龄 20 ± 0.76 岁)。纳入标准:1)身体健康状况良好,运动功能正常;2)试验前 48 h 未从事剧烈运动,无肌肉疲劳感;3)确认其下肢及足部半年内无明显损伤;4)所有受试者优势脚均为右脚;5)确保他们没有下半身受伤或其他影响表现的健康问题。测试前,受试者在了解详细的试验流程和注意事项后,签署知情同意书,自愿按照要求进行测试。

1.2 研究方法

1.2.1 实验流程

要求受试者在瑞典 MONARK 939E 功率自行车上以功率 50 W 速度分别为 40 r/min、60 r/min、80 r/min 进行 6 KM 的恒速踏蹬运动^[14]。在正式实验开始前调整座椅高度,使座椅与曲柄中心之间的距离为受试者站立姿势时大转子长度的 100% 并且每次测试时保持一致^[15-16]。在蹬车过程中,受试者双脚通过两根绑带固定在踏板上。受试者首先以 90 r/min 的踏蹬频率在功率测试车上进行 5 min 的热身活动,热身的功率为 30 W。热身活动结束后,受试者休息 3 min 后进行实验测试。实验前受试者按要求佩戴心率带同时将 polar 表与功率自行车进行同步实时监测受试者心率。监测结果如图 1 所示。在整个实验过程中使用 Delsys 无线表面肌电系统分别采集运动前期后期的 5 个踏蹬周期,参与者要进行 3 次测试,每次间隔至少 48 h。

受试者进行测试时,穿着统一发放的短裤,在进行热身时,由操作人员将肌肉电极片贴到指定位置(表 1)。采集肌肉包括:股外侧肌(Vastus Lateralis)、股直肌(Rectus Femoris)、股内侧肌(Vastus Medialis)、胫骨前肌(Tibialis Anterior)、半腱肌(Semitendinosus)、股二头肌(Biceps Femoris)、腓肠肌外侧(Lateral Gastrocnemius)、腓肠肌内侧(Medial Gastrocnemius)^[17]。在安置电极前进行备皮步骤,具体操作如下:使用一次性备皮刀将所选肌肉表面的体毛剃除,以减少皮肤表面的电阻和干扰。随后用医用酒精(75%浓度)处理已经剃除毛发的皮肤,以消毒并清洁皮肤,等待酒精完全挥发后,使用肌电贴将肌电极沿着肌纤维的走向贴在相应肌肉的肌腹位置,使电极与皮肤紧密接触,确保数据的准确性^[18]。

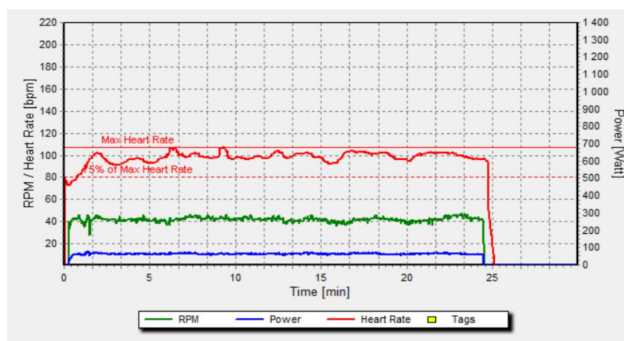


图 1 心率监测结果

表 1 测试各部位肌肉电极位置表

肌肉名称	电极位置
股外侧肌(VL)	髂前上棘和髌骨外侧连线的远端2/3处
股直肌(RF)	髂前上棘和髌骨连线的1/2处
股内侧肌(VM)	髌骨前缘和髌内侧韧带关节缝连线的远端4/5处
胫骨前肌(TA)	膝关节与踝关节1/4到1/3处
半腱肌(ST)	后大腿中线偏外侧,臀沟至膝关节中点
股二头肌(BF)	坐骨结节与胫骨外侧髁连线的1/2处
腓肠肌外侧头(LG)	股骨内侧髁后,腓骨头部和脚跟之间的1/3处
腓肠肌内侧头(MG)	起于股骨内上髁止于跟骨结节放置在最突出鼓起的肌腹处

1.2.2 数据处理

EMG 信号通过 MatlabR 2019a 软件进行处理与分析,采用 Butterworth 四阶低通滤波器以 5—500Hz 的频率对原始肌电数据进行带通滤波,以消除人为干扰对过滤后的肌电信号进行全波整流(取绝对值),以 40Hz 截断频率对所选取阶段进行包络线提取,并将所选阶段的包络线值与对应时间轴进行标准化处理。

1.2.3 统计学分析

测试数据计算和统计分析使用 EXCEL 和 SPSS 27.0 软件,数据可视化使用 Origin 2024 软件,通过 SPSS 27.0 软件对所有数据进行正态检验以及方差齐性检验,数据以均数±标准差(Mean ± SD)的形式进行描述。通过 *Cohen's d* 效果量(Effect *Cohen's d* Size)评价差异的意义。采用单因素重复测量方差分析,评估不同骑行速度对下肢各目标肌肉 RMS 和 MF 的影响。分析前,使用 Mauchly 球形检验评估球形假设:若 $p > 0.05$,则接受球形假设并采用标准方差分析结果;若 $p \leq 0.05$,则拒绝球形假设并采用 Greenhouse-Geisser 校正结果。若方差分析显示骑行速度效应显著,则进一步采用 Bonferroni 校正法进行事后多重比较,以确定具体速度水平间的统计学差异。用配对样本 *t* 检验评估不同踏频骑行运动前后对下肢肌肉 sEMG 的影响,比较受试者在骑行前与骑行后的 RMS、MF 差异。进行

配对 *t* 检验前,检查数据是否满足正态性假设。本研究通过 Shapiro-Wilk 检验评估配对差值的正态性。若数据近似服从正态分布,则使用标准的配对 *t* 检验结果;若数据严重偏离正态分布则采用 Wilcoxon 符号秩检验作为非参数替代方法。

2 结果

2.1 不同骑行速度对 sEMG 时域指标(RMS)的影响

RF 的均方根振幅(RMS)值随着骑行速度的增加呈显著上升趋势,统计分析表明速度主效应具有显著性差异($p < 0.01$)。进一步的多重比较结果显示,80 r/min 和 60 r/min 条件下的 RMS 值显著高于 40 r/min,且效应量 *Cohen's d* 分别为 1.182、1.280。在 MG 方面,80 r/min 时的 RMS 值显著高于在 40 r/min 和 60 r/min 条件下的 RMS 值($p < 0.05$)效应量 *Cohen's d* 分别为 1、1.316。LG 在 80 r/min 时的 RMS 值显著高于 40 r/min 和 60 r/min 时的 RMS 值($p < 0.05$),此外,60 r/min 时 LG 的 RMS 值也显著高于 40 r/min,效应量 *Cohen's d* 分别为 1、0.605、0.313。踏频的增加对 RF、LG、MG 的电活动具有显著促进作用,尤其在 80 r/min 时表现最为明显。然而,VM、VL、ST、BF、TA 的电活动未受到踏频变化的显著影响,表明不同肌群对骑行踏频的敏感性存在差异(表 2、图 2)。

表 2 不同踏频骑行时下肢肌肉肌电均方根振幅(RMS)

序号	40 r/min	60 r/min	80 r/min	F	p
RF	0.107 ± 0.020	0.133 ± 0.023 ^b	0.139 ± 0.030 ^a	2011	53
VM	0.120 ± 0.027	0.120 ± 0.023	0.132 ± 0.024	2012	46
VL	0.118 ± 0.035	0.132 ± 0.019	0.138 ± 0.020	2013	46
BF	0.121 ± 0.032	0.131 ± 0.030	0.117 ± 0.031	2014	47
MG	0.082 ± 0.027	0.081 ± 0.018	0.106 ± 0.020 ^{a*}	2015	49
LG	0.088 ± 0.022	0.098 ± 0.039 ^b	0.124 ± 0.046 ^{a*}	2016	40
TA	0.108 ± 0.022	0.113 ± 0.026	0.127 ± 0.028	2017	41
ST	0.111 ± 0.050	0.147 ± 0.057	0.140 ± 0.059	2018	61

注:数据以均值±标准差表示;a 表示 80 r/min 与 40 r/min 比较存在差异、b 表示 60 r/min 与 40 r/min 比较存在差异、c 表示 80 r/min 与 60 r/min 比较存在差异,两两比较经 Bonferroni 校正。* 表示具有显著性差异。下同。

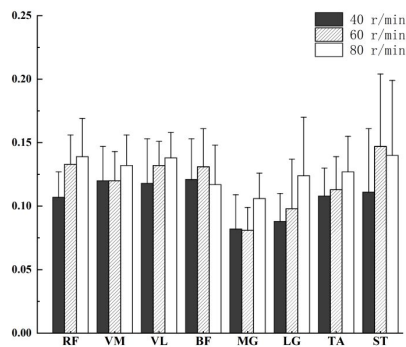


图 2 不同踏频骑行时下肢肌肉肌电均方根振幅(RMS)

通过配对样本 *t* 检验分析不同踏频条件(40 r/min、60 r/min、80 r/min)下骑行前后目标肌群表面肌电均方根振幅(RMS)的变化,结果显示肌电效应存在明显的转速依赖性特

征。由表 3 与图 3 可知,在低速骑行(40 r/min)条件下,RF、VL 以及 LG 的 RMS 值在骑行后显著升高($p < 0.05$)*Cohen's d* 分别为 0.148、0.226、1.027,表明骑行运动显著增强了下肢主要伸肌群的神经肌肉激活水平;中速骑行后,MG 的 RMS 值显著下降($p < 0.05$)*Cohen's d* 为 0.75,表明该速度条件下对小腿后群部分肌肉可能具有抑制作用;在高速骑行情境下,所有受测肌群(RF、VM、VL、BF、MG、LG、TA、ST)在运动前后 RMS 值均无统计学显著变化($p > 0.05$)。

研究发现,骑行转速对不同下肢肌群的表面肌电响应具有明显的调节作用。低速骑行促进伸肌群的激活,中速骑行对小腿后群产生一定抑制,而高速骑行未引发明显的肌电调节。由此可见,不同踏频对下肢肌群的神经肌肉响应应具有差异性,应在训练与康复中加以针对性应用。

表 3 不同踏频骑行前后下肢肌肉肌电 RMS 的组内比较

		实验前	实验后	<i>t</i>	<i>p</i>
RF	40 r/min	0.103 ± 0.032	0.107 ± 0.020	-2.601	<0.05
	60 r/min	0.117 ± 0.030	0.133 ± 0.023	-1.936	>0.05
	80 r/min	0.125 ± 0.038	0.139 ± 0.030	-1.253	>0.05
VM	40 r/min	0.118 ± 0.019	0.120 ± 0.027	-1.610	>0.05
	60 r/min	0.116 ± 0.025	0.120 ± 0.023	-0.473	>0.05
	80 r/min	0.128 ± 0.016	0.132 ± 0.025	-0.487	>0.05
VL	40 r/min	0.111 ± 0.026	0.118 ± 0.035	-4.226	<0.01
	60 r/min	0.119 ± 0.023	0.132 ± 0.019	-1.759	>0.05
	80 r/min	0.139 ± 0.019	0.138 ± 0.028	0.138	>0.05
BF	40 r/min	0.112 ± 0.015	0.121 ± 0.032	-0.529	>0.05
	60 r/min	0.123 ± 0.032	0.131 ± 0.030	-0.912	>0.05
	80 r/min	0.130 ± 0.041	0.117 ± 0.032	0.908	>0.05
MG	40 r/min	0.090 ± 0.046	0.082 ± 0.027	-1.590	>0.05
	60 r/min	0.096 ± 0.022	0.081 ± 0.018	3.576	<0.05
	80 r/min	0.105 ± 0.020	0.106 ± 0.020	-0.163	>0.05
LG	40 r/min	0.086 ± 0.026	0.124 ± 0.046	-2.704	<0.05
	60 r/min	0.105 ± 0.043	0.088 ± 0.022	0.934	>0.05
	80 r/min	0.118 ± 0.043	0.124 ± 0.046	-0.338	>0.05
TA	40 r/min	0.134 ± 0.051	0.108 ± 0.022	0.470	>0.05
	60 r/min	0.129 ± 0.033	0.113 ± 0.026	1.225	>0.05
	80 r/min	0.140 ± 0.048	0.127 ± 0.029	0.983	>0.05
ST	40 r/min	0.117 ± 0.047	0.111 ± 0.050	-1.524	>0.05
	60 r/min	0.154 ± 0.030	0.147 ± 0.057	0.443	>0.05
	80 r/min	0.132 ± 0.029	0.140 ± 0.059	-0.390	>0.05

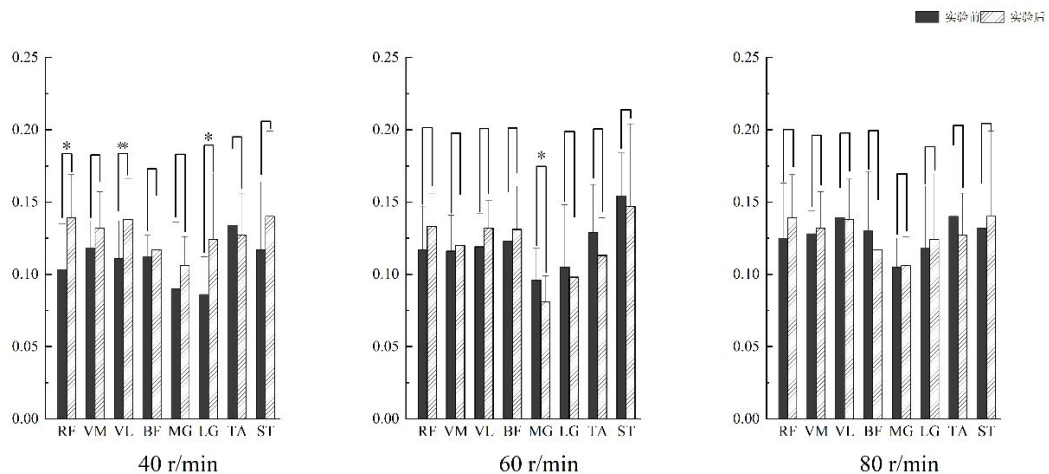


图 3 不同踏频骑行前后下肢肌肉肌电均方根振幅(RMS)

2.2 不同骑行速度对 sEMG 频域指标(MF)的影响

由表 4 与图 4 可知,通过比较了不同骑行速度(40 r/min、60 r/min、80 r/min)对下肢各肌肉表面肌电中位频率(MF)的影响,结果发现,RF 的 MF 值随骑行速度增加而升高,差异具有统计学意义($p < 0.05$)。进一步的事后比较发现,与 40 r/min 相比,80 r/min 下的 MF 值显著升高($p < 0.05$)Cohen's *d* 为 1.095。VM 亦呈现类似趋势,MF 值在 80 r/min 时显著高于 40 r/min,整体差异有统计学意义 ($p < 0.05$)Cohen's *d* 为 0.784。其他肌

肉,如 VL、BF、MG、LG、TA 及 ST,其 MF 值虽在不同骑行速度下有所波动,但未表现出统计学上的显著差异($p > 0.05$)。

综上所述,不同骑行速度对部分股四头肌肌群的频域特征产生显著影响,尤其是在高速骑行(80 r/min)条件下,RF 与 VM 肌的神经肌肉活动频率明显升高,表明在该速度下可能存在更高层次的肌肉募集。而其他肌群在速度变化中的频率特征相对稳定,未见显著差异。

表 4 不同踏频骑行时下肢肌肉肌电中位频率 MF

	40 r/min	60 r/min	80 r/min	F	p
RF	44.839 ± 11.615	61.811 ± 21.563	67.712 ± 27.167 ^a	4.039	< 0.05
VM	42.338 ± 10.306	44.783 ± 7.991	50.500 ± 10.526 ^a	3.504	< 0.05
VL	44.937 ± 13.686	46.167 ± 9.126	53.118 ± 9.728	1.713	> 0.05
BF	60.110 ± 22.741	58.631 ± 19.218	71.602 ± 23.987	1.217	> 0.05
MG	79.707 ± 34.299	77.772 ± 14.330	70.829 ± 22.730	0.716	> 0.05
LG	90.633 ± 35.732	98.288 ± 37.715	98.589 ± 26.586	0.234	> 0.05
TA	57.883 ± 26.264	61.730 ± 26.891	78.189 ± 30.722	1.936	> 0.05
ST	74.150 ± 33.131	68.484 ± 27.247	63.223 ± 37.444	0.572	> 0.05

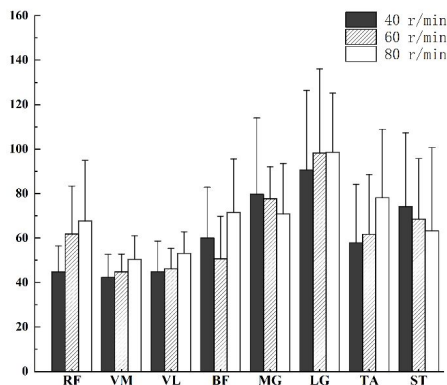


图 4 不同踏频骑行时下肢肌肉肌电中位频率(MF)

通过配对样本 t 检验分析不同踏频条件(40 r/min、60 r/min、80 r/min)下骑行前后目标肌群表面肌电中位频率(MF)的变化。由表 5 与图 5 可知,低速骑行后,RF 的 MF 值显著降低($p < 0.05$)其出现了肌肉疲劳的早期特征;中速骑行条件下,VL 的 MF 值显著降低($p < 0.05$)Cohen's d 分别为 0.784、0.759。总体来看,低速与中速骑行分别引发了 RF 与 VL 的频域下降反应,其余肌群变化不显著,整体表现为神经肌肉频率特征的稳定性。而高速骑行未诱发显著的神经肌肉频率调节,表明踏频变化对不同肌群的神经控制策略具有选择性影响。

2.3 不同骑行速度对心率指标的影响

随着骑行速度的增加,受试者的平均心率呈逐渐升高趋势。方差分析结果显示,不同速度条件下的心率差异具有统计学意义($p < 0.05$)。进一步的多重比较结果表明,80 r/min 组与 40 r/min 及 60 r/min 组之间的差异显著 Cohen's d 为 0.97、0.56,表明随着骑行速度的提高,心脏负荷明显增加,表现为心率显著升高。

不同踏频条件下,受试者骑行后心率均显著高于实验前水平。慢速、中速、高速条件下骑行后心率均显著升高,且随踏频增加呈递增趋势($p < 0.05$)Cohen's d 分别为 1.785、1.543、1.834,说明骑行速度越高,心血管负荷越大。总体来看,骑行速度越高,心率升高幅度越大,说明随着运动负荷增加,机体心血管活动显著增强以满足更高的氧供需求。

3 讨论

本研究目的在于利用表面肌电信号指标探索受试者分别进行低速、中速、高速蹬踏功率自行车运动对下肢肌肉活动的变化特征。通过观察表面肌电信号时域指标 RMS 和频域分析指标 MF 以此作为探索下肢肌肉在蹬踏过程中神经肌肉活动特征的方法。通过观察发现,随着踏频的增加,下肢肌肉的表面肌电中位频率(MF)和均方根振幅(RMS)出现不同程度的变化,这是由于不同的肌肉在蹬车运动中可能发挥不同的功能

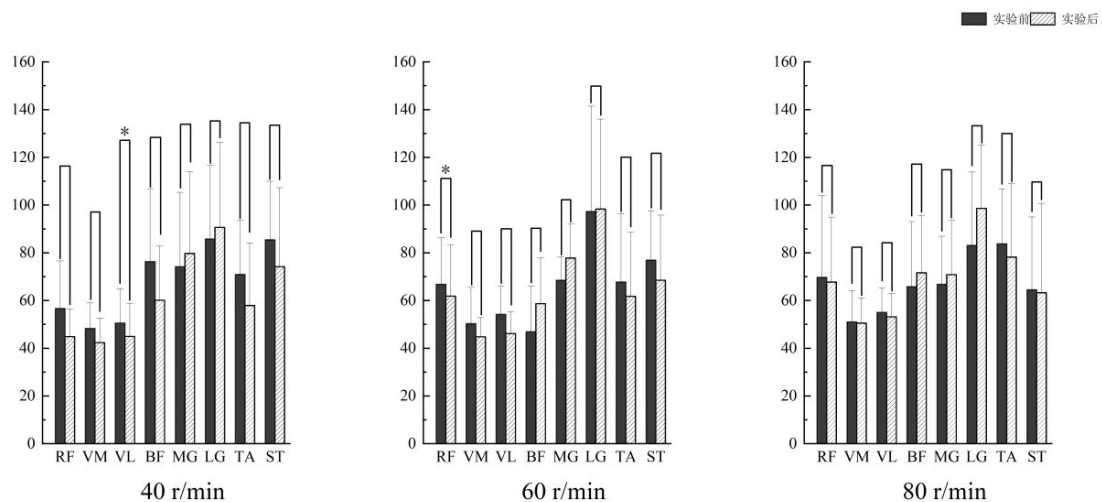


图5 不同踏频骑行前后下肢肌肉肌电中位频率(MF)

表 5 不同踏频骑行前后下肢肌肉肌电 MF 的组内比较

		实验前	实验后	<i>t</i>	<i>p</i>
RF	40 r/min	56.572 ± 20.016	44.839 ± 11.616	2.277	< 0.05
	60 r/min	66.750 ± 19.661	61.811 ± 21.563	0.475	> 0.05
	80 r/min	69.640 ± 34.456	67.712 ± 27.168	0.143	> 0.05
VM	40 r/min	48.243 ± 10.694	42.338 ± 10.307	1.408	> 0.05
	60 r/min	50.229 ± 15.219	44.783 ± 7.994	1.125	> 0.05
	80 r/min	51.017 ± 13.125	50.500 ± 10.526	0.109	> 0.05
VL	40 r/min	50.517 ± 14.339	44.937 ± 13.686	0.960	> 0.05
	60 r/min	54.157 ± 11.756	46.168 ± 9.126	2.464	< 0.05
	80 r/min	54.983 ± 10.277	53.118 ± 9.728	0.472	> 0.05
BF	40 r/min	76.257 ± 30.316	60.110 ± 22.741	2.029	> 0.05
	60 r/min	46.893 ± 19.200	58.631 ± 19.218	-1.668	> 0.05
	80 r/min	65.781 ± 27.285	71.602 ± 23.988	-0.597	> 0.05
MG	40 r/min	74.141 ± 31.173	79.707 ± 34.299	-0.604	> 0.05
	60 r/min	68.448 ± 9.855	77.772 ± 14.330	-1.893	> 0.05
	80 r/min	66.712 ± 20.183	70.829 ± 22.730	-0.595	> 0.05
LG	40 r/min	85.775 ± 30.805	90.633 ± 35.732	-0.468	> 0.05
	60 r/min	97.276 ± 44.182	98.288 ± 37.715	-0.086	> 0.05
	80 r/min	83.105 ± 30.725	98.589 ± 26.586	-1.195	> 0.05
TA	40 r/min	70.861 ± 22.781	57.883 ± 26.264	1.416	> 0.05
	60 r/min	67.745 ± 28.449	61.730 ± 26.891	0.545	> 0.05
	80 r/min	83.674 ± 23.006	78.189 ± 30.722	0.471	> 0.05
ST	40 r/min	85.405 ± 24.499	74.150 ± 33.131	1.035	> 0.05
	60 r/min	76.889 ± 20.625	68.484 ± 27.247	0.884	> 0.05
	80 r/min	64.440 ± 30.539	63.223 ± 37.444	0.082	> 0.05

表 6 不同踏频骑行时心率指标

40 r/min	60 r/min	80 r/min	<i>F</i>	<i>p</i>
102.07 ± 10.20	106.43 ± 12.50	113.79 ± 13.7*	9.275	< 0.05

表 7 不同踏频骑行前后心率指标的组内比较

	实验前	实验后	<i>t</i>	<i>p</i>
40 r/min	80.00 ± 14.2	102.07 ± 10.20	-5.359	< 0.05
60 r/min	87.14 ± 12.5	106.43 ± 12.50	-5.687	< 0.05
80 r/min	89.57 ± 12.7	113.79 ± 13.70	-6.693	< 0.05

作用,因此下肢各肌肉的疲劳发展过程可能不同^[6]。RMS 反映了肌肉活动的电信号幅度,通常与肌肉收缩强度、运动单位的募集数量及放电同步性密切相关。MF 作为 sEMG 评价运动性肌肉疲劳的经典指标,在大部分静态和动态运动中均表现出良好的随疲劳程度单调递减的变化趋势,已被广泛应用于疲劳负荷运动中局部肌肉疲劳的定量评价^[6,19]。RF 和 MG、LG 的激活程度显著增强,尤其在 80 r/min 的条件下,这种促进作用最为明显。这表明,在高速骑行条件下,股直肌和腓肠肌双关节肌群的激活水平显著提升,参与度更高。该趋势与高踏频骑行时需要频繁进行快速屈伸动作有关,从而增加了跨髋膝和跨膝踝肌群的协同参与需求。与此同时,RF 和 VM 中位频率(MF)的升高提供了关于神经肌肉控制频率的进一步信息。作

为主要膝关节伸肌,这些肌肉在快速骑行中承担了显著的负荷,导致运动单位的放电频率上调,以适应加快的动作节奏。中位频率的升高通常反映了参与运动的快速肌纤维(Type II)的动员比例增加,以及动作电位的传播速度加快。这种神经驱动的增强反映了机体在应对高速运动对动力输出更高需求时的适应性调节。

对比不同踏频前后的表面肌电发现,低速骑行较高速骑行显著增强了下肢主导肌群的激活水平,尤其是膝关节伸肌和 LG 的 RMS 均出现显著升高($p < 0.05$)。这种变化反映出在低踏频、高扭矩的骑行条件下,需要更大的功率来克服阻力并保持恒定的踩踏板速度。骑车的总机械功需求增加,这调节了肌肉的激活和运动单位的招募数量,特别是股直肌(RF)激活

水平的显著上升,可能与其在维持膝关节伸展过程中的关键作用密切相关^[20]。与此同时,膝关节伸肌的 MF 显著下降,提示其肌纤维的放电频率降低,可能反映出局部肌肉疲劳的早期迹象。膝关节伸肌的 II 型肌纤维成分远高于大多数下肢肌肉,这使得它们在高强度的骑行运动中更容易出现疲劳。TA 和 ST 的疲劳程度不如其他肌肉严重,这可能是由于激活水平较低以及 I 型肌纤维的高组成^[21]。在高速骑行条件下,各肌肉未出现显著变化($p>0.05$),这表明在高踏频下,由于重力和惯性的增加,弹性势能的利用增加,肌肉的收缩周期缩短,不需要在较长时间内持续维持较高张力,这是维持稳定表现的关键因素。这也进一步验证了通过“弹性反应”有效减少了肌肉的疲劳感知。这一“弹性反应”(elastic response)主要来源于肌腱及肌肉串联弹性成分(Series Elastic Component, SEC)的能量回收机制。当踏频增加时,肌肉收缩—伸展周期缩短,SEC 参与能量转换的比例上升,使部分机械能通过弹性势能的释放完成功率输出,从而降低肌纤维的主动收缩负荷与代谢成本^[22]。这一机制有助于减少肌肉的疲劳感知(RPE),并维持较高的骑行节奏与稳定的输出表现。随着踏频的增加,受试者心率显著升高,表明骑行速度的提升加重了机体的心肺负荷。心率的升高反映了心血管系统为满足更高的代谢需求而增强供氧能力,这也意味着下肢肌肉在高踏频下需承担更持续的有氧代谢压力。在低踏频(40 r/min)条件下,尽管心率升幅相对较小,但由于每次蹬踏需产生更大力量以克服阻力,局部肌肉负荷明显增加。因此,心率虽有所升高,但对整体循环的刺激仍低于高踏频条件。说明不同踏频下机体通过不同的生理调节机制来应对负荷变化。

一般而言,肌肉疲劳的生理表现为肌电信号 RMS 升高与 MF 降低的组合特征,反映了肌纤维传导速度下降及快速肌纤维动员能力减弱的趋势。进一步分析发现,在低踏频(40 r/min)条件下,RF 的 RMS 显著上升而 MF 明显下降,呈现典型的疲劳模式。这可能是由于在低踏频下,单位时间内蹬踏次数减少,功率增加,每次蹬踏中肌肉产生更大的力输出,导致肌肉负荷加重,从而更容易诱发局部肌肉疲劳。此外,对于未显示出显著差异的肌肉,如 VL、BF、MG、LG、TA 及 ST,其 MF 值虽随转速变化有所波动,但未达到统计学显著水平。这可能与这些肌肉在骑行中的功能角色和受力方式密切相关。MG、LG 和 TA 主要参与足踝部的稳定与协同运动,而不是直接参与主要的动力输出,因此在不同转速条件下,这些肌肉的神经肌肉调控需求变化较小,频域响应也相对平稳。

4 结论

研究证实,踏频是影响骑行时下肢肌肉激活与疲劳特征的关键因素。高踏频(60 r/min、80 r/min)显著提升 RF、MG、LG 等关键双关节肌群的激活水平和神经肌肉驱动能力,表明这些肌群对踏频变化高度敏感,同时伴随心率显著升高,承担更高的动力输出和持续有氧代谢负荷。低踏频(40 r/min)则需要在每次蹬踏中产生更大力量 RF、VM 和 LG 表现出典型疲劳模式(RMS 升高、MF 下降),而 VL、BF、TA 和 ST 等肌群对踏频变化响应不显著,主要承担稳定和协同功能,但是心率升幅相对较小。

在骑行训练或康复实践中应针对具体目标选择踏频:低

踏频适用于增强下肢伸肌力量与耐力,或康复初期的肌肉激活训练;中等踏频兼顾肌肉负荷与心肺代谢,适合一般有氧耐力训练;高踏频有助于提升神经肌肉协调性、节奏控制能力及心肺功能,适用于竞技或高水平耐力训练。研究结果可为骑行训练方案设计及康复策略提供参考,有助于优化神经肌肉负荷和运动表现。

参考文献:

- [1] 张健,李昕.对自行车运动员在骑行过程中蹬踏动作的生物力学分析[J].北京体育师范学院学报,1997(1):52-55.
- [2] MEHRIR, ABBASIA, ABBASIS, et al. Intra-Segment Coordination Variability in Road Cyclists during Pedaling at Different Intensities [J]. Applied Sciences, 2020, 10(24):8964.
- [3] O'BRYAN S J, BROWN N A T, BILLAUT F, et al. Changes in Muscle Coordination and Power Output during Sprint Cycling [J]. Neuroscience Letters, 2014, 576:11-16.
- [4] HANSEN E A, RØNNESTAD B R. Effects of Cycling Training at Imposed Low Cadences: a Systematic Review [J]. International Journal of Sports Physiology and Performance, 2017, 12(9):1127-1136.
- [5] RUDSITSBL, HOPKINSWG, HAUTIERCA, et al. Force-Velocity Test on a Stationary Cycle Ergometer: Methodological Recommendations [J]. Journal of Applied Physiology, 2018, 124(4):831-839.
- [6] GAO Z, XIANG L, FEKETE G, et al. A Data-Driven Approach for Fatigue Detection during Running Using Pedobarographic Measurements [J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2023(1):7022-513.
- [7] VOET N B M, SARIS C G J, THIJSEN D H J, et al. Surface Electromyography Thresholds as a Measure for Performance Fatigability during Incremental Cycling in Patients with Neuromuscular Disorders [J]. Frontiers in Physiology, 2022, 13:821-584.
- [8] 程宁波,吴志明,柯思成.服装压力对男子骑行运动中肌肉疲劳的影响[J].纺织学报,2019,40(8):130-135.
- [9] CHAND S, MCDAID A, LU Y. Dynamic Muscle Fatigue Assessment Using S-EMG Technology towards Human-Centric Human-Robot Collaboration [J]. Journal of Manufacturing Systems, 2023, 68:508-522.
- [10] ROBIN M, NORDEZ A, DOREL S. Analysis of Elite Road - Cycling Sprints in Relation to Maximal Power-Velocity-Endurance Profile: a Longitudinal One-Case Study [J]. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2022, 32(3):598-611.
- [11] MACDOUGALLKB, FALCONERTM, MACINTOSHBR. Efficiency of Cycling Exercise: Quantification, Mechanisms, and Misunderstandings [J]. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2022, 32(6):951-970.
- [12] YAMAGUCHIY, OTSUKAtsukaM, WADAN, et al. Power Production Strategy during Steady-State Cycling Is Cadence Dependent [J]. Journal of Biomechanics, 2023, 158:111772.
- [13] MILLOUR G, DUC S, PUEL F, et al. Effect of Asymmetric Crank Arm Lengths on Performance-Related Variables in Cyclists with an Anatomical Lower Limb Length Discrepancy [J]. Sports Engineering, 2020, 23(1):14.
- [14] BRENNAN S F, CRESSWELL A G, FARRIS D J, et al. The Effect

(下转第111页)

- 85-94.
- [25] 潘磊,方春妮.我国体育产业与数字经济产业融合发展的水平测度[J].体育与科学,2023,44(3):72-79.
- [26] 柴玉军,王文渤,师浩轩,等.数字经济驱动体育产业供需适配的内在机理与实现路径[J].上海体育学院学报,2023,47(10):88-98.
- [27] 曾玉兰,许文鑫,沈克印.数字经济驱动体育消费升级的内在机理、问题审视与推进策略[J].西安体育学院学报,2023,40(2):147-155.
- [28] 柳鸣毅,刘松,敬艳,等.建立青少年数字化体育服务机制的实践探索:基于全国青少年线上亲子体育活动的个案研究[J].天津体育学院学报,2023,38(2):150-156.
- [29] 吕辰楠,郑湘平,赵元吉,等.青少年体育公共服务共同生产的过程机理与高质量推进路径[J].沈阳体育学院学报,2024,43(6):16-22.
- [30] 郭雨舟,杜黎.“互联网+医疗”背景下考虑平台利用和患者反馈的三方演化博弈分析[J].工业工程与管理,2024,29(6):24-36.
- [31] 朱守波,韩方廷.中小学生体育培训市场的发展现状与推进策略[J].教学与管理,2013(6):76-78.
- [32] 李湘浓,修文丽.“双减”政策下体育培训产业价值链转型升级研究[J].体育学刊,2022,29(6):64-70.
- [33] FREEMAN R E.Strategic management: A stakeholder approach[M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2010:1-2.
- [34] 史瑞应,杨涛.我国体育赛事旅游目的地可持续发展:利益相关者视角分析[J].山东体育学院学报,2020,36(1):17-23.
- [35] 黄海燕,张林.体育赛事利益相关者分析[J].体育科研,2008(5):25-28+36.
- [36] 杨国庆.中国体教融合推进的现实困境与应对策略[J].成都体育学院学报,2021,47(1):1-6.
- [37] 邹俊峰,陈家起,高奎亭.利益相关者视域下青少年体育技能培训市场协同治理路径研究[J].天津体育学院学报,2021,36(6):682-689.
- [38] 孙淑慧,苏强.重大疫情期医药研究报道质量监管四方演化博弈分析[J].管理学报,2020(9):1391-1401.
- [39] 谭亚丁,王国军,高宁.中小学校课后体育服务开展的审视与调适:基于史密斯政策执行过程模型分析[J].体育文化导刊,2024(4):90-97.
- [40] 李秋香,张静,黄毅敏,等.基于网络外部性的社区团购供应链营销策略研究[J].中国管理科学,2024,32(2):75-86.
- [41] 杜志平,区钰贤.基于三方演化博弈的跨境物流联盟信息协同机制研究[J].中国管理科学,2023,31(4):228-238.
- [42] 曲国华,杨柳,曲卫华,等.第三方国际环境审计下考虑政府监管与公众监督策略选择的演化博弈研究[J].中国管理科学,2021,29(4):225-236.
- [43] 人民日报:地方政府行政成本调查:怎样过好“紧日子”[EB/OL]. (2014-03-11)[2025-04-01].<http://www.banyuetan.org/chcontent/sz/szgc/2014311/96248.shtml>.
- [44] 中华人民共和国教育部.《校外培训行政处罚暂行办法》[EB/OL]. (2023-08-23)[2025-04-01].http://www.moe.gov.cn/srsite/A02/s5911/moe_621/202309/t20230912_1079788.html.
- [45] 北京市人民政府.北京市体育局等5部门关于印发《北京市体育行业预付式消费领域资金监管实施细则(试行)》的通知[EB/OL]. (2023-04-17)[2025-04-01].https://www.beijing.gov.cn/zhengce/zhengcefagui/202306/t20230608_3126707.html.
- [46] 吴雪,毛爽.电商主播说服策略对消费者在线购买意愿的影响:基于情感信任和感知价值的视角[J].商业经济研究,2025(4):60-63.
- [47] 吕斌,沈克印.“双减”政策下体育培训业的发展契机、现实困境及路径探索[J].湖北体育科技,2023,42(1):35-38+53.
- [48] 中华人民共和国中央人民政府.体育总局办公厅关于印发《课外体育培训行为规范》的通知[EB/OL]. (2021-12-14)[2025-11-26].https://www.gov.cn/zhengce/zhengceku/2021-12/20/content_5662058.htm.
- [49] 陶恩海,程传银.体育学习“抢跑”的产生缘由与疏解策略[J].教育学术月刊,2022(8):103-112.
- [50] 新华网.教练送课上门! 体育外卖究竟“香不香”? [EB/OL]. (2025-09-10)[2025-11-11].<https://baijiahao.baidu.com/s?id=1842841622666999144&wfr=spider&for=pc>.
- [51] 陈颇,李力.区域协调发展战略下中国体育培训企业空间格局与多尺度特征研究[J].河北体育学院学报,2023,37(6):1-13.

(上接第69页)

- of Cadence on the Mechanics and Energetics of Constant Power Cycling[J].Medicine & Science in Sports & Exercise,2019,51(5):941-950.
- [15] CONCEIÇÃO A, MILHEIRO V, PARRACA J A, et al. The Effect of Handlebar Height and Bicycle Frame Length on Muscular Activity during Cycling: a Pilot Study[J].International Journal of Environmental Research and Public Health,2022,19(11):6590.
- [16] DOUGLAS J, ROSS A, MARTIN J C. Maximal Muscular Power: Lessons from Sprint Cycling[J].Sports Medicine-Open,2021,7(1):48.
- [17] WANG L, WANG Y, MA A, et al. A Comparative Study of EMG Indices in Muscle Fatigue Evaluation Based on Grey Relational Analysis during All-Out Cycling Exercise[J].BioMed Research International,2018,2018(1):9341215.
- [18] 焦培豪,高原,付宇舒,等.不同体力活动水平大学生的身体姿势控制能力[J].湖北体育科技,2023,42(4):363-369.
- [19] SCHIAFFINO S, REGGIANI C. Fiber Types in Mammalian Skeletal Muscles[J].Physiological Reviews,2011,91(4):1447-1531.
- [20] BING F, ZHANG G, WANG Y, et al. Effects of Workload and Saddle Height on Muscle Activation of the Lower Limb during Cycling[J]. BioMedical Engineering OnLine,2024,23(1):6.
- [21] NARUSE M, TRAPPE S, TRAPPE T A. Human Skeletal Muscle-Specific Atrophy with Aging: a Comprehensive Review[J].Journal of Applied Physiology,2023,134(4):900-914.
- [22] ROSARIO M V, SUTTON G P, PATEK S N, et al. Muscle-Spring Dynamics in Time-Limited, Elastic Movements[J].Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences,2016,283(1838):20161561.