



鞍座高度对女性休闲骑行中下肢肌肉协调及踏板力的影响

Effects of Saddle Heights on Women's Lower Extremity Muscle Coordination Pattern and Pedal Force during Recreational Cycling

王 勇^{1,2}, 梁雷超³, 汤运启⁴, 黄灵燕², 伍 颢², 刘 宇^{2*}

WANG Yong^{1,2}, LIANG Leichao³, TANG Yunqi⁴, HUANG Lingyan²,
WU Xie², LIU Yu^{2*}

摘要:目的:通过设置骑行时不同鞍座高度,以了解鞍座高度变化对骑行时下肢肌肉活动、肌群间协调关系以及踏板输出力的影响。方法:10名受试者以随机顺序完成3种(自选高度座高,P;较低高度座高,L;较高高度座高,H)鞍座高度下的骑行,采用Delsys无线表面肌电测试系统、三维脚踏测力台和三维红外动作捕捉系统,同步采集下肢肌肉肌电数据、踏板反作用力和下肢运动学;使用三维分析软件、Matlab软件计算分析连续10个踩踏周期的运动学、动力学和肌电指标。结果:鞍座高度对臀大肌、股内侧肌和股二头肌等肌肉活动强度产生了影响($P<0.05$);采用最高鞍座骑行时臀大肌、半腱肌和股二头肌活动持续时间增加($P<0.05$),股直肌/臀大肌具有最小的共激活($P<0.05$);股二头肌/股内侧肌、腓肠肌内侧/股内侧肌共激活随座高的增加而增加($P<0.05$),腓肠肌内侧/胫骨前肌共激活没有受到座高影响($P>0.05$);踏板力随座高的增加而减小($P<0.05$),有效力没有受到座高影响($P>0.05$)。结论:恒定功率骑行时,较高的鞍座高度引起下肢部分肌肉活动强度增加,活动持续时间增加,但导致股内侧肌活动强度和跨过髌关节的拮抗肌共激活降低,同时踏板力降低。因此,不建议采用过高的鞍座高度骑行。

关键词: 骑行;鞍座高度;协调;共激活

Abstract: Objective: The purpose of this study was to evaluate the effects of different saddle heights on the pedal force and muscle coordination pattern of lower limbs during cycling. Methods: 10 healthy subjects, serving as self-control, performed a cycling task with the saddle set at three different heights (low saddle height, L; preferred saddle height, P; high saddle height, H). Data across the three different saddle heights were collected by using 3D Kinematics, pedal reaction force and electromyographic (EMG). The dependent variables were root mean square (RMS), EMG signal onset and offset times, and antagonist muscle coactivation. Results: Results from the MANOVA test showed an overall significant difference attributable to saddle height ($P<0.05$). The changed saddle height affected the RMS of gluteus maximus (GMax), vastus medialis (VM), biceps femoris (BF) etc ($P<0.05$); compared with saddle height L, the duration of activity increased ($P<0.05$) for the EMG signal of GMax, ST and BF cycling with saddle height H; RF/GMax had the smallest coactivation cycling with saddle height H; the coactivation of BF/VM, GM/VM medialis increased with the increase of saddle height, and the coactivation of GM/TA coactivation was not affected by seat height ($P>0.05$); pedal force decreased with seat height increasing ($P<0.05$), and effective force was not affected by saddle height ($P>0.05$). Conclusions: The intensity and duration of some lower limbs muscle activity increased cycling with the high saddle heights at constant power, which lead to the decrease of VM activity and the coactivation of RF/Gmax, and which may be the reason of the decreased pedal force. Thus, it is not recommended to cycling with over high saddle height.

Keywords: cycling; saddle height; coordination; coactivation

中图分类号:G804.6 **文献标识码:**A

基金项目:

国家自然科学基金项目(11932013);
国家重点研发计划“科技冬奥”重点专项(2018YFF0300501);教育部人文社会科学研究规划基金项目(21YJAZH092)

第一作者简介:

王勇(1980-),男,副教授,博士,主要研究方向为运动生物力学, E-mail: bihai_zhixin@163.com.

*通信作者简介:

刘宇(1959-),男,教授,博士,主要研究方向为运动生物力学、体育工程, E-mail: yuliu@sus.edu.cn.

作者单位:

- 1.聊城大学,山东 聊城 252000;
 - 2.上海体育学院,上海 200438;
 - 3.上海健康医学院,上海 201318;
 - 4.陕西科技大学,陕西 西安 710021
1. Liaocheng University, Liaocheng 252000, China;
2. Shanghai University of sport, Shanghai 200438, China;
3. Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201318, China;
4. Shaanxi University of Science & Technology, Xi'an 710021, China.

骑行是一种典型的多关节闭链运动,其动力直接来自人体对踏板的作用力,依赖于下肢肌群的协调性收缩(Bini et al., 2009; Fregly et al., 1996)。肌肉协调指的是产生给定的关节合力矩所需的各肌肉活动的配比关系(Zajac, 2002)。在骑行中表现为某些肌群产生功率时,另一些肌群则以有序的协调方式工作来确保能量在环节间的传递,并最终有效地传递至踏板(Raymond et al., 2005)。人体对骑行动作的控制是协调下肢肌群活动的强度(Turpin et al., 2017)、时序(Baum et al., 2003)以及拮抗肌间的共激活(Buddhadev et al., 2018),以确保能量由肌肉传递至踏板。

肌肉协调模式受踩踏频率、负荷、输出功率等因素的影响(Hug et al., 2013),其中鞍座高度不仅是实际骑行的一个重要设置参数,也是研究骑行中下肢肌肉协调的一个关键要素(Bini et al., 2009)。根据希尔模型,肌肉力学性能主要受到收缩长度与速度的影响。研究发现,鞍座高度可影响下肢肌肉的长度(Gregor et al., 1987),一定范围内,肌肉收缩长度随鞍座高度的增加而伸长,超过一定范围后,肌肉可能被过度拉伸而导致收缩力下降,此时若要保持恒定的功率输出则需要募集更多的肌纤维参与工作,因此可能会导致肌肉活动增强(Sanderson et al., 2009)。在骑行速度恒定的条件下,有研究显示,鞍座高度的改变因影响下肢的关节活动范围而改变关节角速度(Bini et al., 2014),进而影响肌肉的收缩速度。根据 Neptune 等(1999)的研究,骑行速度的改变可以影响肌肉活动时序,因此,鞍座高度也能够影响肌肉活动的时序。单关节肌与其双关节拮抗肌共激活的增加,对于保证能量在环节间的传递以及保持力的传导方向起着至关重要的作用(Zajac, 2002),对于理解肌肉协调对踏板力的影响具有重要作用,但鞍座高度对下肢哪些肌群会产生影响以及会产生怎样的影响,特别是对肌群之间的协调会产生怎样的影响,目前尚不明确。

通常在恒速骑行时,人体需克服恒定的阻力。以往的研究较多关注的是鞍座高度对局部关节或肌群活动的影响,较少有研究关注下肢肌群是如何克服恒定阻力的。骑行表现直接取决于踩踏的有效力(垂直于曲柄的力)(Bini et al., 2014)。Ericson 等(1988)研究发现,恒定功率骑行时,升高鞍座高度可以降低踏板力,然而,Bini 等(2014)的研究则认为,鞍座高度对于踏板力没有影响,只有在最高座高与最低之间的有效力上有差异。因此,目前关于鞍座高度对踏板力或有效力的影响还存在争议。

鞍座高度调整不合理会影响骑行效率(Peveler et al., 2011),鞍座过高或者过低可能导致过度使用损伤(Johnston, 2007)。目前,鞍座高度的设计都是模块化生产,尚未实现个性化定制,虽然鞍座高度可以调整,然而普通休闲人群没有专业的骑行知识,对于如何科学设置鞍座高

度并不清楚。本研究团队前期调查发现,采用共享单车出行的人群多数没有调整鞍座高度,存在较多潜在的损伤风险。因此,本研究旨在通过设置不同鞍座高度下的骑行,以了解鞍座高度变化对骑行时下肢肌肉活动、肌群间协调关系以及踏板输出力的影响。

1 研究对象与方法

1.1 研究对象

选取 10 名上海体育学院体育教育训练学专业学生(女,年龄 25.2 ± 1.3 岁,身高 162.0 ± 2.8 cm,体质量 56.1 ± 3.8 kg,无骑行训练背景,每天骑行时间不小于 1 h)作为研究对象。所有受试者实验前 24 h 内未从事剧烈运动,下肢三关节半年内无明显损伤,解剖结构和机能正常,身体状况以及运动能力良好,右腿为优势腿(王勇等, 2018)。所有受试者均理解本实验意图并签署同意书。

1.2 数据采集

骑行实验在本团队自主研发的骑行平台上完成(改装自 MONARK, 828E)(王勇等, 2018)。肌电测试采用 16 通道信号的 Delsys 无线表面肌电测试系统,采样频率为 2 000 Hz。动力学数据采用定制的脚踏测力台采集(Kistler, 9016B)。统一采集右侧下肢(优势腿)的动力学数据,采样频率 1 000 Hz,测力台安装在右脚踏板上,左脚踏板进行了配重。使用 Vicon 红外高速运动捕捉系统和 T40 型号摄像机进行运动学采集,采样频率 200 Hz。

本研究中表面肌电极所放置的肌肉有:臀大肌(gluteus maximus, GMax)、股直肌(rectus femoris, RF)、股外侧肌(vastus lateralis, VL)、股内侧肌(vastus medialis, VM)、股二头肌长头腱(long head of biceps tendinitis, BF)、半腱肌(semi-tendinosus, ST)、胫骨前肌(tibialis anterior, TA)、腓肠肌外侧头(gastrocnemius lateralis, GL)、腓肠肌内侧头(gastrocnemius medialis, GM)和比目鱼肌(soleus, SOL)。将电极置于受试者右侧腿,沿各肌纤维的走向贴于肌腹最隆起处。

运动学、动力学以及肌电数据采集采用外部触发的同步采集器实现三者的同步采集。

1.3 实验方案

信息采集与热身:正式实验前采集受试者的身高、体重等信息。受试者到实验室后进行较低负荷自选高度的骑行,热身 15 min。

粘贴肌电块:按照实验要求处理皮肤,粘贴电极,最后用医用敷料进行固定。

鞍座高度设置:本研究采用膝关节角度法设置了 3 种鞍座高度(Bini et al., 2014),分别为:1)自选高度座高(preferred, P),受试者自己选择的座高;2)较低高度座高(low, L),自选高度时的膝关节角度增加 15° ;3)较高高度座高(high, H),自选高度时的膝关节角度减小 15° 。

3种座高的采集顺序是随机的。采用角度器测量踏板位于下死点时,大转子、膝关节外侧髁、外踝三点连线的角度,此角度为膝关节角度(Tamborindeguy et al., 2011)。

正式实验:正式实验为固定踩踏频率(60 rpm)、负荷(1 kg)、3种座高的骑行。每种座高受试者骑行3 min,当受试者进入稳定状态后[踩踏频率固定在60 rpm(Lowe et al., 2004)],采集稳定状态下10个连续踩踏周期的数据。

1.4 数据处理

1.4.1 下肢各肌肉活动强度、持续时间

肌电信号按照该肌肉在所有测试条件下肌电均方根振幅(root mean square, RMS)的最大值进行标准化处理(Ryan et al., 1992)。本研究中各肌肉激活开始和结束时刻的截取标准是测试条件下肌肉激活达到该条件下激活最大值的10%,如10%不适用时,则调整为20%(Baum et al., 2003),并以此计算得到各肌肉活动持续时间。

1.4.2 下肢单关节与其双关节拮抗肌共激活

选取股直肌/臀大肌、股二头肌/股内侧肌、腓肠肌内侧/股内侧肌和腓肠肌内侧/胫骨前肌分别代表跨过髋、膝和踝关节的四对拮抗肌(O'Bryan et al., 2014),拮抗肌共激活计算方法(Silva et al., 2015):

$$\text{拮抗肌共激活} = \frac{RMS_{\text{拮抗肌}}}{RMS_{\text{拮抗肌}} + RMS_{\text{主动肌}}} \times 100\%$$

1.4.3 踏板力和有效力

本研究中对踏板力(pedal force, PF)、有效力(effective force, EF)、踩踏期与提拉期定义如图1所示,有效力为踏板力在垂直于踏板轴方向的分力,TDC(top dead center)为上死点,BDC(bottom dead center)为下死点,从TDC到BDC这段骑行周期定义为踩踏期,从BDC到TDC这段骑行周期定义为提拉期。

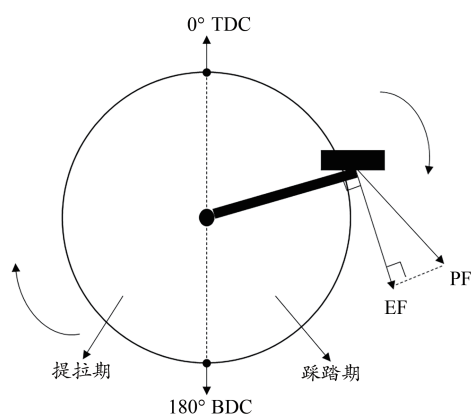


图1 踏板力和有效力以及骑行周期定义图

Figure 1. Diagram of One Complete Cycle and Definition of Pedal Force and Effective Force

采用Visua3D TM(Visual3D v5)对Vicon运动学数据、Kistler测力脚踏三维力学数据进行处理,实现脚踏测力台坐标系转换,获取踏板力,并通过三角函数获取有效

力。原始的运动学与动力学信号采用Butter-worth四阶数字低通滤波器滤波,运动学截止频率为6 Hz,动力学截止频率为50 Hz(Bini et al., 2010)。

1.5 统计方法

各样本数据的正态分布用Shapiro-Wilk进行检验,采用Levene's检验各样本方差齐性。采用单因素重复测量多元方差分析(One-way repeated measures of ANOVA)观察座高对关节角度、踏板力以及肌电活动各因变量的影响,若Wilks' Lambda多重检验具有显著性,则采用ANOVA(One-way repeated measures of ANOVA)进行事后比较,并采用LSD post-hoc检验进行事后两两比较,以此确定差异具体来自哪两种水平。统计显著性水平设为 $P < 0.05$,本研究数据全部采用统计软件SPSS 21.0(IBM, NY, USA)进行处理。各指标均采用均值±标准差($M \pm SD$)表示。

2 研究结果

多元方差分析检验显示,Wilks' Lambda < 0.001 , $F_{(36,2)} = 70.36$, $P < 0.001$,表示鞍座高度变化对下肢运动学及各肌肉肌电RMS等参数的影响具有显著性。从图2 EMG曲线随座高变化看,座高对肌肉活动具有影响,尤其是采用较高高度座高骑行时,肌肉活动明显区别于其他两种座高,部分肌肉肌电振幅明显增加,胫骨前肌的活动模式发生了改变,在骑行的踩踏期出现了激活。

2.1 3种鞍座高度骑行时下肢各肌肉RMS

单因素重复测量方差分析显示,鞍座高度变化影响了臀大肌 [$F_{(1.24, 11.23)} = 11.68$, $P = 0.004$]、半腱肌 [$F_{(2, 18)} = 6.29$, $P = 0.009$]、股二头肌长头腱 [$F_{(2, 18)} = 5.76$, $P = 0.012$]、股内侧肌 [$F_{(2, 18)} = 4.36$, $P = 0.029$]、腓肠肌外侧头 [$F_{(2, 18)} = 9.11$, $P = 0.002$]、腓肠肌内侧头 [$F_{(2, 18)} = 8.87$, $P = 0.002$]、比目鱼肌 [$F_{(1.25, 18)} = 4.296$, $P = 0.034$]和胫骨前肌 [$F_{(2, 18)} = 7.36$, $P = 0.005$]的RMS。鞍座高度变化没有影响股直肌 [$F_{(2, 18)} = 0.93$, $P = 0.411$]与股外侧肌 [$F_{(2, 18)} = 0.77$, $P = 0.475$]的RMS(表1)。

LSD post-hoc检验显示,较低高度座高与自选高度座高间股内侧肌、比目鱼肌的RMS差异均具有显著性($P < 0.05$),其他肌肉的RMS差异不具有显著性($P > 0.05$);较低高度座高与较高高度座高间的臀大肌、半腱肌、股二头肌长头腱、股内侧肌、腓肠肌外侧头、腓肠肌内侧头和胫骨前肌差异均具有显著性($P < 0.05$),其他肌肉的RMS差异不具有显著性($P > 0.05$);自选高度座高与较高高度座高间的臀大肌、股二头肌长头腱、股内侧肌、腓肠肌外侧头、腓肠肌内侧头和胫骨前肌差异均具有显著性($P < 0.05$),其他肌肉的RMS差异不具有显著性($P > 0.05$)。

2.2 3种鞍座高度骑行时下肢各肌肉活动起止时间

单因素重复测量方差分析显示,鞍座高度对臀大肌 [$F_{(2, 18)} = 6.35$, $P = 0.008$]、半腱肌 [$F_{(2, 18)} = 6.18$, $P = 0.010$]、股直肌 [$F_{(2, 18)} = 5.10$, $P = 0.018$]、股内侧肌 [$F_{(2, 18)} = 4.19$, $P =$

0.031]、腓肠肌内侧头 [$F_{(1.53, 13.73)}=5.80, P=0.011$]、腓肠肌外侧头 [$F_{(2, 18)}=4.21, P=0.031$] 和比目鱼肌 [$F_{(1.53, 13.73)}=7.25, P=0.005$] 的激活时刻产生了影响。但对股二头肌长头腱 [$F_{(2, 18)}=0.58, P=0.570$]、股外侧肌 [$F_{(2, 18)}=0.37, P=0.692$] 和胫骨前肌 [$F_{(2, 18)}=0.51, P=0.613$] 没有影响。LSD

post-hoc 检验显示, 较低高度座高与自选高度座高间的肌肉激活时刻无显著性差异 ($P>0.05$), 较高高度座高与其他两种座高间的臀大肌、半腱肌、腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头、比目鱼肌的激活时刻具有显著性差异 ($P<0.05$, 图 3)。

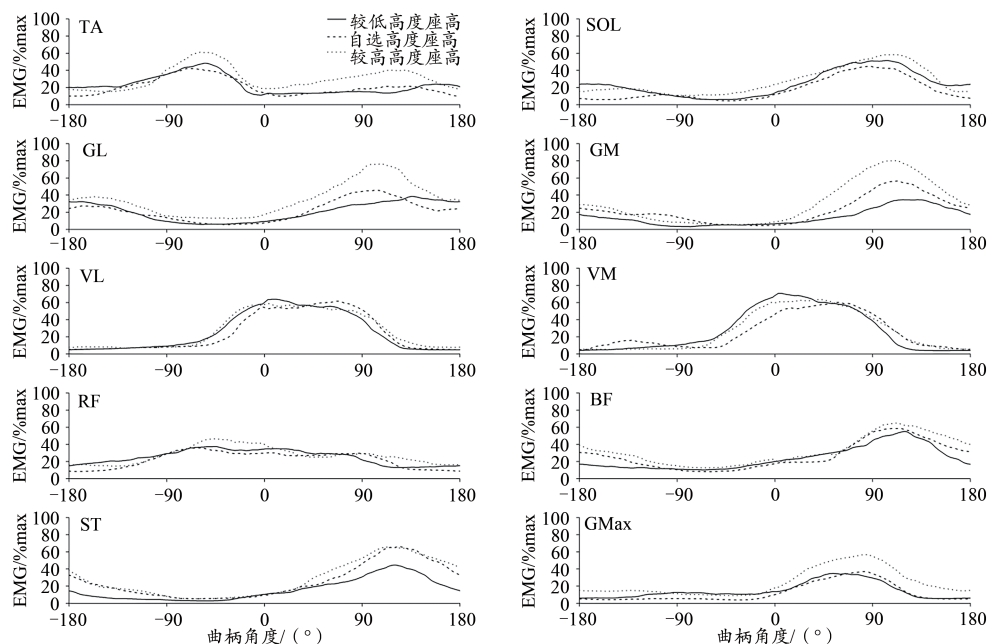


图 2 3 种座高骑行时下肢肌肉肌电振幅曲线

Figure 2. EMG Amplitude Curves in the Three Saddle Heights during Cycling

表 1 3 种座高骑行时下肢肌肉肌电均方根振幅

Table 1 RMS of Lower Extremity EMG in the Three Saddle Heights during Cycling

肌肉	较低高度座高	自选高度座高	较高高度座高	F	P
臀大肌	21.97±8.25	17.55±5.62	33.85±10.59 ^{ab}	11.68	0.004
半腱肌	23.09±6.28	29.37±9.89	35.91±6.30 ^a	6.29	0.009
股二头肌长头腱	27.09±8.64	30.87±7.70	41.24±9.90 ^{ab}	5.76	0.012
股直肌	29.05±7.55	25.09±7.21	30.42±5.91	0.93	0.411
股外侧肌	35.77±4.02	32.50±7.65	32.39±9.60	0.77	0.475
股内侧肌	41.33±6.57	31.90±5.64 ^a	25.73±6.78 ^{ab}	4.36	0.029
腓肠肌内侧头	22.35±11.35	29.40±9.02	38.33±5.31 ^{ab}	8.87	0.002
腓肠肌外侧头	29.80±9.93	26.04±6.47	39.30±5.07 ^{ab}	9.11	0.002
比目鱼肌	35.24±7.12	23.99±6.65 ^a	29.94±9.43	4.09	0.034
胫骨前肌	26.87±4.75	25.54±6.85	36.12±8.78 ^{ab}	7.36	0.005

注:^a表示与较低高度座高对比差异具有显著性;^b表示与自选高度座高对比差异具有显著性, $P<0.05$ 。

在肌肉活动去激活时刻, 臀大肌 [$F_{(2, 18)}=5.71, P=0.012$]、半腱肌 [$F_{(2, 18)}=16.25, P<0.001$]、股二头肌长头腱 [$F_{(2, 18)}=14.87, P<0.001$]、股直肌 [$F_{(2, 18)}=3.96, P=0.038$]、比目鱼肌 [$F_{(2, 18)}=5.06, P=0.018$] 受到座高影响, 但股内侧肌 [$F_{(2, 18)}=1.55, P=0.240$]、股外侧肌 [$F_{(2, 18)}=0.67, P=0.52$]、腓肠肌内侧头 [$F_{(2, 18)}=0.74, P=0.49$]、腓肠肌外侧头 [$F_{(2, 18)}=0.69, P=0.51$]、胫骨前肌 [$F_{(2, 18)}=2.66, P=0.10$] 没有受到影响。较低高度座高与自选高度座高间的臀大肌、半腱肌、股二头肌长头腱、股直肌、股内侧肌的活动去

激活时刻具有显著性差异 ($P<0.05$), 较高高度座高与其他两种座高间的臀大肌、半腱肌、比目鱼肌的活动去激活时刻具有显著性差异 ($P<0.05$)。

臀大肌 [$F_{(2, 18)}=7.94, P=0.003$]、半腱肌 [$F_{(2, 18)}=11.91, P=0.001$]、股二头肌长头腱 [$F_{(2, 18)}=10.67, P=0.001$]、股直肌 [$F_{(2, 18)}=3.73, P=0.043$]、腓肠肌内侧头 [$F_{(2, 18)}=6.60, P=0.007$] 和比目鱼肌 [$F_{(2, 18)}=3.80, P=0.042$] 的活动持续时间受到座高影响, 但股内侧肌 [$F_{(2, 18)}=1.40, P=0.272$]、股外侧肌 [$F_{(2, 18)}=1.83, P=0.182$]、腓肠肌外侧头 [$F_{(2, 18)}=2.66,$

$P=0.091$]和胫骨前肌 $[F_{(2,18)}=0.55, P=0.593]$ 的活动时间没有受到座高的影响。较低高度座高与自选高度座高间的臀大肌、半腱肌、股二头肌长头腱、股直肌、比目鱼肌的活动持续时间具有显著性差异($P<0.05$),较高高度座高与其他两种座高间的臀大肌、半腱肌、腓肠肌内侧面、比目鱼肌等肌肉的活动持续时间具有显著性差异($P<0.05$)。

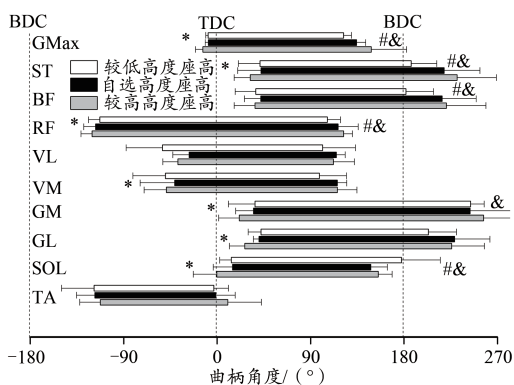


图3 3种鞍座高度骑行时下肢肌肉激活、去激活以及活动持续时间
Figure 3. Mean Onset, Offset, and Duration of Lower Extremity EMG in the Three Saddle Height during Cycling

注:*表示座高对肌肉激活时刻差异具有显著性,#表示座高对肌肉去激活时刻差异具有显著性,&表示座高对肌肉活动持续时间差异具有显著性, $P<0.05$ 。

2.3 不同鞍座高度骑行时下肢拮抗肌共激活情况

研究结果显示,股二头肌长头腱/股内侧肌 $[F_{(2,18)}=12.93, P=0.001]$ 和腓肠肌内侧面/股内侧肌 $[F_{(2,18)}=18.13, P<0.001]$ 的共激活水平随座高的增加而增加(图4)。较高高度鞍座骑行时,股直肌/臀大肌具有最小的共激活($P<0.05$)。鞍座高度变化没有影响腓肠肌内侧面/胫骨前肌的共激活($P>0.05$)。

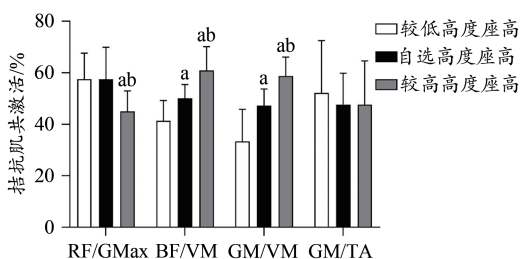


图4 3种鞍座高度骑行时下肢拮抗肌共激活情况
Figure 4. Coactivation of Lower Extremity in the Three Saddle Heights during Cycling

注:a表示与较低高度座高对比差异具有显著性,b表示与自选高度座高对比差异具有显著性, $P<0.05$,下同。

2.4 不同鞍座高度骑行时踏板力、有效力值

研究结果显示,鞍座高度变化影响了踏板力最大值 $[F_{(2,18)}=6.66, P=0.007]$ 。3种座高间的踏板力极值差异均具有显著性($P<0.05$)。鞍座高度变化对有效力没有影响 $[F_{(2,18)}=2.46, P=0.113]$ (图5)。

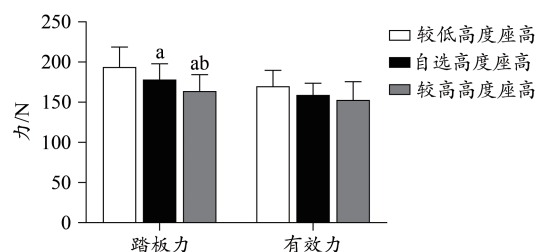


图5 3种鞍座高度骑行时的踏板力和有效力
Figure 5. Pedal Force and Effective Force in the Three Saddle Heights during Cycling

3 讨论

3.1 鞍座高度对下肢单关节肌与双关节肌RMS的影响

本研究发现,在较高的鞍座高度下骑行才会导致下肢主要肌群,如臀大肌的活动增大,较低的鞍座高度改变则不会影响肌肉活动。肌肉活动没有随鞍座高度的增加而线性增强,这可能与鞍座高度仅影响部分肌肉长度有关。当从较低的鞍座高度开始升高时,部分肌肉逐渐被拉长,通过肌肉力-长度曲线可知,部分肌肉力先增大后减小,表现在本研究中由较低高度座高升高到自选高度座高时,部分肌肉活动没有受到影响,但当继续升高时,部分肌肉活动强度增加,可能意味着更多肌纤维的募集。

本研究发现,股内侧肌活动随着座高的增加而减小,股外侧肌与股直肌没有变化。Zajac(2002)的研究发现,臀大肌与股四头肌活动是骑行能量的主要来源,因此,为完成给定任务(恒定功率),座高增加引起的股四头肌活动的下降可能通过臀大肌活动的加强来代偿。此外,有研究发现,股四头肌活动的减弱与膝关节屈肌活动的加强有关(Takaishi et al., 1998)。双关节半腱肌和股二头肌长头腱的肌电活动受到座高的影响,研究发现在骑行中,膝关节在最大伸展转为屈曲阶段,股二头肌活动最剧烈,因此,股二头肌在被拉长时活动更加剧烈(Verma et al., 2016)。单关节比目鱼肌与胫骨前肌肌肉活动也受到座高的影响,但这两块肌肉活动并不随着座高的增加而线性增加,而是先下降后增加。Sanderson等(2006)指出,腓肠肌在肌肉长度较短情况下较少的招募,因此,比目鱼肌会被招募用以平衡维持踝关节力矩所需的肌肉力,这可以解释为何比目鱼肌在较低高度座高时活动要强于自选高度座高。

股外侧肌没有受到座高变化的影响,这可能是由于骑行中股外侧肌的主要功能是作为协同肌协助股直肌固定关节,维持力的传递方向(Watanabe et al., 2009)。

3.2 鞍座高度对下肢肌肉激活、去激活以及持续时间的的影响

结果显示,升高鞍座高度臀大肌、半腱肌以及股二头肌长头腱等肌肉活动持续时间增加。Neptune等(1999)研究发现,骑行速度的增加可以引起部分肌肉激活时间提前,其目的是保障在骑行的特定区域产生力。Bennett

等(1992)研究发现,技能动作越熟练,肌肉活动的幅度与持续时间会降低。因此,本研究中鞍座高度由较低高度座高升高到自选高度座高时,下肢部分肌肉的激活、去激活以及持续时间变化较小,应与采用自选高度座高骑行时动作最熟练有关,但继续升高鞍座高度后,由于动作不熟练,导致大部分下肢肌肉的激活时间提前,去激活时间延后,肌肉活动的持续时间变长。

本研究发现,鞍座高度对跨过髋关节肌肉活动时序的影响较大,尤其是采用较高高度座高骑行时肌肉活动时序变化最大。通常臀大肌活动范围从上死点附近开始到大约 130° 结束(Dorel et al., 2008),这与本研究一致。采用较高高度座高骑行时,髋关节活动范围增大,臀大肌作为伸髋的主要肌肉必然会延长收缩时间,以保证髋关节伸展到所需要的范围,因此其去激活以及持续时间增加。

本研究中鞍座高度对股四头肌活动时序的影响仅见于股直肌,且仅改变了股直肌活动的开始时间。Dorel等(2008)发现,股直肌活动从 270° 开始到 $120^\circ\sim 130^\circ$ 结束,与本研究一致。股直肌在提拉期激活与其双关节肌可以屈髋功能有关(Da Silva et al., 2016)。股内侧肌与股外侧肌活动时序没有受到座高的影响,这可能与仅跨过膝关节,座高变化对这两块肌肉长度的影响被髋关节与踝关节活动所代偿有关。鞍座高度对跨过踝关节的肌肉活动时序的影响也较大。座高升高后,腓肠肌内侧头、腓肠肌外侧头和比目鱼肌活动的开始时间都提前,这与座高的增加引起踝关节活动范围增加,三块肌肉积极跖屈有关(Sanderson et al., 2009)。此外,本研究发现,采用较高高度座高骑行时,部分受试者胫骨前肌在骑行的踩踏期出现激活。袁鹏等(2008)的研究发现,随着踩踏频率的增加,腓肠肌活动的持续时间显著增加主要目的是保证高效的能量传递。而胫骨前肌在踩踏期出现激活主要是协调腓肠肌的传递机制,同时与防止膝关节过伸有关(Suzukia et al., 1982)。

3.3 鞍座高度对下肢拮抗肌共激活的影响

结果显示,升高鞍座高度股二头肌长头腱/股内侧肌和腓肠肌内侧头/股内侧肌的共激活线性增加,股直肌/臀大肌的共激活在较高高度座高骑行时最小,腓肠肌内侧头/胫骨前肌的共激活没有受到座高的影响。

O'Bryan等(2014)对10名非专业骑行者骑行中的肌肉共激活研究发现,股直肌/臀大肌、股二头肌长头腱/股内侧肌、腓肠肌内侧头/股内侧肌以及腓肠肌内侧头/胫骨前肌的共激活水平经过力竭性冲刺后都不同程度地下降,虽然其研究目的与本研究不同,但其对拮抗肌共激活在力竭前的水平与本研究结果基本一致。本研究发现,股直肌/臀大肌的共激活在较高高度座高骑行时最小,这与座高增加后臀大肌活动加强而股直肌没有变化有关。Hug等(2009)认为,共激活水平的降低不能说明骑行效率

的增加,相反本研究认为,采用较高高度座高骑行,股直肌/臀大肌共激活的降低会导致髋关节能量传递下降。

Li(2004)发现,膝关节伸肌与屈肌的共激活主要作用是保证力的传递。Aagaard等(2000)指出,膝关节拮抗肌间的共激活对于固定膝关节具有重要作用。王勇等(2018)的研究发现,随着鞍座高度的增加膝关节间压力减小。这说明本研究中股二头肌长头腱/股内侧肌、腓肠肌内侧头/股内侧肌共激活随座高的增加而增加有助于稳定关节、减小关节压力,同时为了代偿由于股内侧肌活动减弱、股直肌/臀大肌的共激活降低导致传递能量能力的下降,对于维持恒定功率输出起到重要作用。

踝关节的作用是将髋、膝关节产生的力传递到踏板,在这种情况下,踝关节在通过上死点后由于受到踏板反作用力的作用,必须要保持一定的刚度或者积极的跖屈确保力的传递(Sanderson et al., 2009)。腓肠肌内侧头/胫骨前肌的共激活能够在必要时增加对膝关节屈曲的控制,使其能够在提拉期将踏板控制在水平位置,这是保持踝关节刚度的一种策略,目的通常是控制力的传导方向(Sanderson et al., 2009; Zajac, 2002)。因此,本研究中腓肠肌内侧头/胫骨前肌的共激活没有受到座高的影响,应与其保持一定刚度控制力的传导方向有关。

3.4 鞍座高度对踏板力及有效力的影响

本研究发现,升高鞍座高度踏板力线性减小,但没有影响有效力。这一发现与Ericson等(1988)和Bini等(2014)的研究相似。

有研究认为,踏板力的变化与肌肉(肌肉力)和非肌肉成分(惯性力)变化有关(Fregly et al., 1996),但在本研究中骑行频率固定,因此,这种变化主要来自于肌肉(Bini et al., 2014)。Zajac(2002)发现,股四头肌活动与踏板力变化有直接关系,而臀大肌活动主要是加速腿部活动,对踏板力影响很小(Kautz et al., 2002)。据此,鞍座高度升高时,踏板力的降低应与股四头肌活动减弱有关。

本研究发现,固定功率骑行时,有效力没有受到座高的影响。Zajac(2002)的研究发现,对有效力贡献最大的肌肉为比目鱼肌与腓肠肌,比目鱼肌与腓肠肌的协同收缩保证了臀大肌与股肌产生的能量能够顺利地传递到曲柄上。有效力方向是垂直于曲柄轴的,座高改变后下肢关节角度的变化对踏板力的方向影响很大(Kautz et al., 2002)。因此,腓肠肌内侧头与胫骨前肌的共激活更多的是保证力的传导方向,以维持恒定功率。

4 结论与展望

4.1 结论

恒定功率骑行时,鞍座高度影响了下肢肌肉活动,踏板力随着座高增加而减小,与股四头肌活动随着座高的增加而减小有关,腓肠肌内侧与胫骨前肌的共激活对于保证力的传导方向、维持恒定功率骑行起着重要作用。

采用过高的座高骑行可能增加下肢部分肌肉活动的持续时间。因此,不建议采用过高的座高进行长距离骑行。

4.2 展望

尽管本研究探讨了肌肉协调与踏板力之间的关系,但是采用的某些判定肌肉协调的指标与踏板力抑或是有效力之间的关系并不是完全的因果关系,因此,踏板力变化的原因还有待进一步探讨。此外,本研究采用的表面肌电测量的肌肉肌电活动,对于深层肌肉的活动无法得到。针对上述两个问题,今后应使用更加先进的肌电测试仪器或者利用人体仿真学的知识更加系统地分析肌肉协调对踏板力的影响。

参考文献:

- 王勇,梁雷超,王东海,等,2018.鞍座高度对骑行时髌股关节力学特征影响的研究[J].*体育科学*,38(6):60-66.
- 袁鹏,刘伟民,吴翠娥,等,2008.场地自行车运动员踏蹬动作肌电研究[J].*体育与科学*,29(6):15-18.
- AAGAARD P, SIMONSEN E B, ANDERSEN J L, et al., 2000. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension[J]. *Scand J Med Sci Sports*, 10(2): 58-67.
- BAUM B S, LI L, 2003. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(2): 181-190.
- BENNETT D J, HOLLERBACH J M, XU Y, et al., 1992. Time-varying stiffness of human elbow joint during cyclic voluntary movement[J]. *Exp Brain Res*, 88(2): 433-442.
- BINI R R, DIEFENTHAELER F, 2009. Mechanical work and coordinative pattern of cycling aliterature review[J]. *Kinesiology*, 41(1): 25-39.
- BINI R R, HUME P A, KILDING A E, 2014. Saddle height effects on pedal forces, joint mechanical work and kinematics of cyclists and triathletes[J]. *Eur J Sport Sci*, 14(1): 44-52.
- BINI R R, TAMBORINDEGUY A C, MOTA C B, 2010. Effects of saddle height, pedaling cadence, and workload on joint kinetics and kinematics during cycling[J]. *J Sport Rehabil*, 19(3): 301-314.
- BUDDHADEV H H, MARTIN P E, 2018. Effects of age, power output, and cadence on energy expenditure and lower limb antagonist muscle coactivation during cycling[J]. *J Aging Phys Act*, doi: 10.1123/japa.2017-0400.
- DA SILVA J C, TARASSOVA O, EKBLOM M M, et al., 2016. Quadriceps and hamstring muscle activity during cycling as measured with intramuscular electromyography[J]. *Eur J Appl Physiol*, 116(9): 1807-1817.
- DOREL S, COUTURIER A, HUG F, 2008. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(5): 857-865.
- ERICSON M O, NISELL R, 1988. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling[J]. *Int J Sports Med*, 9: 118-122.
- FREGLY B J, ZAJAC F E, 1996. A state-space analysis of mechanical energy generation, absorption, and transfer during pedaling[J]. *J Biomech*, 29(1): 89-90.
- GREGOR R J, RUGG S G, 1987. The effect of seat height on muscle lengths, velocities and moment arm lengths during cycling[J]. *J Biomech*, 20(9): 899.
- HUG F, BOUMIER F, DOREL S, 2013. Altered muscle coordination when pedaling with independent cranks[J]. *Front Physiol*, doi:

10.3389/fphys.2013.00232.

- HUG F, DOREL S, 2009. Electromyographic analysis of pedaling: A review[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2): 182-198.
- JOHNSTON T E, 2007. Biomechanical considerations for cycling interventions in rehabilitation[J]. *Phys Ther Sport*, 87(9): 1243-1252.
- KAUTZ S A, NEPTUNE R R, 2002. Biomechanical determinants of pedaling energetics internal and external work are not independent [J]. *American College Sports Med*, 30(4): 159-165.
- LI L, 2004. Neuromuscular control and coordination during cycling [J]. *Res Q Exerc Sport*, 75(1): 16-22.
- LOWE B D, SCHRADER S M, BREITENSTEIN M J, 2004. Effect of bicycle saddle designs on the pressure to the perineum of the bicyclist[J]. *Med Sci Sports Exer*, 36(6): 1055-1062.
- NEPTUNE R R, HERZOG W, 1999. The association between negative muscle work and pedaling rate[J]. *J Biomech*, 32(10): 1021-1026.
- O'BRYAN S J, BROWN N A, BILLAUT F, et al., 2014. Changes in muscle coordination and power output during sprint cycling[J]. *Neurosci Lett*, 576: 11-16.
- PEVELER W, GREEN J M, 2011. Effects of saddle height on economy and anaerobic power in well trained cyclists[J]. *J Strength Cond Res*, 25(3): 629-633.
- RAYMOND C H S, JOSEPH K F N, GABRIEL Y F N, 2005. Muscle recruitment pattern in cycling: A review[J]. *Phys Ther Sport*, 6(2): 89-96.
- RYAN M M, GREGOR R J, 1992. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2(2): 69-80.
- SANDERSON D J, AMOROSO A T, 2009. The influence of seat height on the mechanical function of the triceps surae muscles during steady-rate cycling[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6): 465-471.
- SANDERSON D J, MARTIN P E, HONEYMAN G, et al., 2006. Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(6): 642-649.
- SILVA A, SOUSA A S, SILVA C, et al., 2015. Ankle antagonist coactivation in the double-support phase of walking: Stroke vs. healthy subjects[J]. *Somatosens Mot Res*, 32(3): 153-157.
- SUZUKIA S, WATANABEA S, HOMMAB S, 1982. EMG Activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities[J]. *Brain Res*, 240(2): 245-258.
- TAKAISHI T, YASUDA Y, MORITANI T, 1998. Neuromuscular fatigue during prolonged pedalling exercise at different pedalling rates [J]. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 69(2): 154-158.
- TAMBORINDEGUY A C, BINI R R, 2011. Does saddle height affect patellofemoral and tibiofemoral forces during bicycling for rehabilitation?[J]. *J Bodyw Mov Ther*, 15(2): 186-191.
- TURPIN N A, COSTES A, MORETTO P, et al., 2017. Can muscle coordination explain the advantage of using the standing position during intense cycling?[J]. *J Sci Med Sport*, 20(6): 611-616.
- VERMA R, HANSEN E A, DE ZEE M, et al., 2016. Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 27: 78-86.
- WATANABE K, KATAYAMA K, ISHIDA K, et al., 2009. Electromyographic analysis of hip adductor muscles during incremental fatiguing pedaling exercise[J]. *Eur J Appl Physiol*, 106(6): 815-825.
- ZAJAC F E, 2002. Understanding muscle coordination of the human leg with dynamical simulations[J]. *J Biomech*, 35(8): 1011-1018.

(收稿日期:2020-05-18; 修订日期:2021-07-20; 编辑:马婧)