

骑行运动中女性腿部表面肌电反应

李月, 赵欲晓*, 李鑫

(北京服装学院 服装艺术与工程学院, 北京 100029)

摘要:表面肌电指标定量可以反映女性腿部骑行过程对肌肉活动状态和功能状态的影响程度。选取10名年龄在18~25岁之间,专业或体育训练不低于两年的女性为实验对象,完成静止、热身运动、正常运动(负荷为40,60,80,100,120和140 W的6个阶段)、放松运动、静止共计10个阶段的测试,同时采集臀大肌、股直肌、股内侧肌、股外侧肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌、比目鱼肌等8块肌肉群的肌电信号;通过时域法和频域法探讨女性腿部在整个骑行运动过程肌肉的发力程度和疲劳程度,为女性骑行裤在运动实践的设计应用提供理论依据。

关键词:女性腿部表面肌电;疲劳度;骑行裤

中图分类号:TS 941.17 **文献标志码:**A **文章编号:**2096-1928(2017)05-0377-06

Electromyographic Response of Female Legs Muscles During Cycling

LI Yue, ZHAO Yuxiao*, LIXin

(School of Fashion Art and Engineering, Beijing Institute of Fashion Technology, Beijing 100029, China)

Abstract: The surface electromyographic (EMG) quantity reflects the influence of riding process of female leg to muscle activity and functional status. Based on the 10 females whose age are between 18 to 25 years and are professional sports trained or experimental objected not less than two years, ten stages of testing including complete stillness, warm-up exercise, the normal exercise (load for 40, 60, 80, 100, 120, 140 W six stages), relaxation exercise, stillness were carried out. EMG of eight muscle groups including gluteus maximus, rectus femoris, vastus medialis, vastus lateralis, unit two biceps and anterior tibial muscle and gastrocnemius were collected. The time domain method and frequency domain method were adopted to explore the muscle force and fatigue degree of female leg during the riding process to provide a theoretical basis for the design and application of female riding pants for sports practice.

Key words: sEMG of female leg, fatigue degree, riding pants

骑行作为健康、时尚、绿色的户外健身运动已得到越来越多女性骑行爱好者的青睐。在骑行运动过程中下肢为主要运动部分,上肢起到支撑身体的作用。长时间运动会使腰臀部、腿部疼痛产生不适,因此在骑行服设计中骑行裤的设计尤其重要^[1-2]。人体的运动系统是由肌肉收缩带动骨骼关节转动,因此在一定程度上可以认为,肌肉收缩是人体活动的动力来源^[3]。表面肌电信号是神经肌肉系统的生物电信号变化在皮肤表面加以引导、放大,记录和显示所得到的一维时间序列信号,它能

在非损伤状态下实时、准确反映肌肉活动和功能的规律状态。骑行时肌肉的规律状态很重要,可以使车手们以最小的肌力维持运动^[4-5]。目前,国内关于骑行裤的研究主要集中在骑行服的结构设计和美观性等方面,并未从人体骑行运动时的肌肉劳损符合人体工学的角度出发探讨如何设计骑行裤。文中旨在运用表面肌电图(sEMG)技术,探索女性腿部在整个骑行运动过程肌肉的发力程度和疲劳程度,进而为女性骑行裤能够在固定肌肉、舒缓疲劳、降低肌肉损伤、提高运动表现等方面提供设计

收稿日期:2017-05-24; 修订日期:2017-08-10。

基金项目:北京市教委科技计划项目(AJ2016-13);北京服装学院研究生科研创新项目(X2017-030)。

作者简介:李月(1991—),女,硕士研究生。

*通信作者:赵欲晓(1971—),女,副教授,硕士生导师。主要研究方向为服装设计与工程。Email:fzyzyx@bift.edu.cn

参考依据。

1 实验方法

通常业余骑行运动时间都比较长,而实验模拟很难操作,所以文中选择功率车的加阻骑行,使测试在较短的运动时间内,生理表征指数达到长时间的骑行效果。

文中对骑行运动中人体下肢肌肉表面肌电信号进行采集,通过数据分析得出女性在骑行运动中腿部表面肌电反应,了解女性腿部各肌肉的发力程度和疲劳程度。

1.1 测试对象

选取 10 名身体健康的女性,年龄在 18 ~ 25 岁之间,身高 165 ± 5 cm,体质量 55 ± 5 kg,骑行专业优先(或距今体育训练不低于两年)。

1.2 实验设备

Mini Wave Plus 型表面肌电测试仪,意大利 Cometa 公司制造;XC1000 型下肢功率车,德国 Firma Erosana 制造。

1.3 实验设计

1.3.1 实验测量点的设置 通过查阅相关文献资料,分析女性的臀部及腿部的肌肉分布情况。选取主要参与骑行运动且易于监测的 8 块肌肉,即:臀大肌、股直肌、股内侧肌、股外侧肌、股二头肌、胫骨前肌、腓肠肌和比目鱼肌,且所有点均在右下肢,测试点位置如图 1 所示。

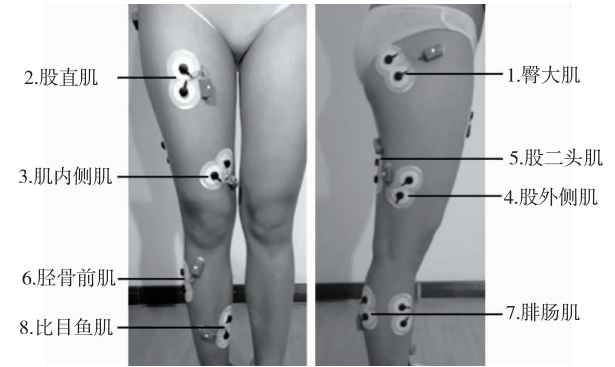


图 1 测试点位置
Fig. 1 Location of test points

1.3.2 实验注意事项 由于 sEMG 是一种非常复杂的信号,信号本身非常微弱,稳定性较差,随机性很强^[6]。因此,信号采集时要注意以下事项:①电极位置,检测电极应置于肌腹的中间,尽量远离其他肌肉,电极对的方向应与肌梭方向平行;②电极对的距离,监测电极对之间的距离应在 2 ~ 3 cm;③皮肤阻抗,人体皮肤阻抗高达 10 ~ 100 cm² 变化范围很大,皮肤-电极界面的阻抗越大,sEMG 的基

线就越不稳定,运动时测得的 sEMG 就越不精确,因此测量时应预先对皮肤进行处理,如去死皮和油脂^[7];④电磁干扰,注意避开手机电脑充电器及日光灯所产生的交流电信号的干扰。

1.3.3 实验步骤 受试者进入气候控制室,控制室的温度控制在 20 ± 2 °C,湿度保持 $(50 \pm 2)\%$ 。此后受试者在实验员的帮助下上功率车调整功率车座位高度,实验共计 10 个阶段,用时 37 min。先静止 2 min;再进入适应阶段(热身运动),以 0 负荷、70 r/min 踏频适应 2 min;接着进入正常运动以 80 r/min 踏频,分别以 40,60,80,100,120 和 140 W 负荷的顺序进行骑行,每个阶段骑行 4 min;然后进入放松运动,以踏频 70 r/min、功率 60 W,骑行 4 min;最后静止 5 min。在骑行过程中一人进行视频拍摄和数据保存,一人监控功率车,直到实验结束,具体实验步骤见表 1。

表 1 实验步骤				
Tab. 1 Experimental procedure				
阶 段	状 态	负荷/W	时间/min	踏频/(r/min)
1	静止	0	2	0
2	热身运动	0	2	70
3	正常运动	40	4	80
4		60		
5		80		
6		100		
7		120		
8		140		
9	放松运动	60	4	70
10	静止	0	5	0

2 结果与讨论

文中实验主要是为了获取骑行运动中主要参与运动的肌肉部位及肌肉的激活顺序、肌肉在运动过程中产生的疲劳度,因此选择表面肌电信号(sEMG)特征值的提取方法,包括时域法和频域法。在反映肌肉疲劳度方面,频域指标要优于时域指标,而时域指标在反映肌肉功能活动上更为理想^[8-9]。时域法主要包括积分肌电值(iEMG)和均方根值(RMS),频域法主要包括平均功率频率(Mean Power Frequency,MPF)和中位频率(Median Frequency,MF)。实验前 2 min 的静止阶段是受试者平复心情为骑行运动做准备的阶段,数值为 0,因此实验数据采集从适应阶段到静止共为 9 个阶段。

2.1 sEMG 采集

由于采集过程中有交流电的干扰,并且人体肌肉神经信号集中在 40 ~ 400 Hz 之间,所以对表面肌

电信号进行降噪和滤波处理,高通滤波选择 40 Hz 值,低通滤波选 400 Hz。同时去掉 50 Hz 及其整数倍数的交流电信号。骑行过程是腿部不断踏蹬的周期性运动,得到 sEMG 信号虽然复杂但具有周期性,因此选取适应阶段的前 5 s 和余下各阶段的前 30 s 表面肌电信号进行分析,具体测试结果如图2 ~ 图 10 所示。

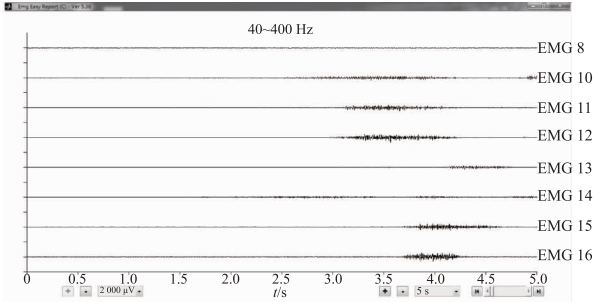


图 2 适应阶段
Fig.2 Adaptation phase

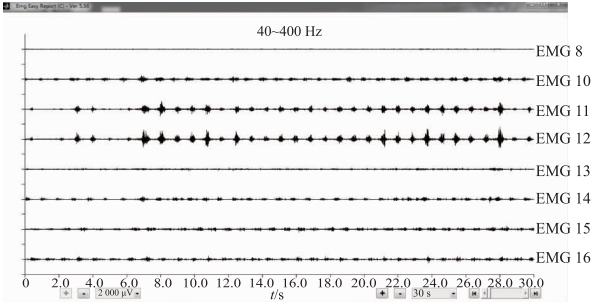


图 3 骑行负荷 40 W 阶段
Fig.3 Riding phase with 40 W load

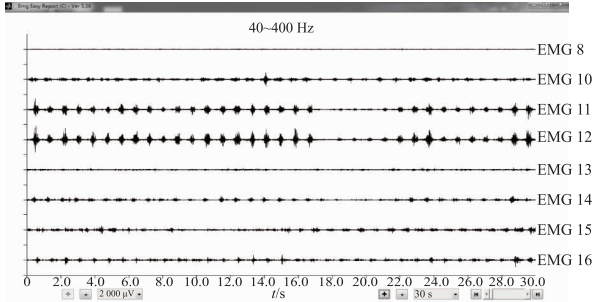


图 4 骑行负荷 60 W 阶段
Fig.4 Riding phase with 60 W load

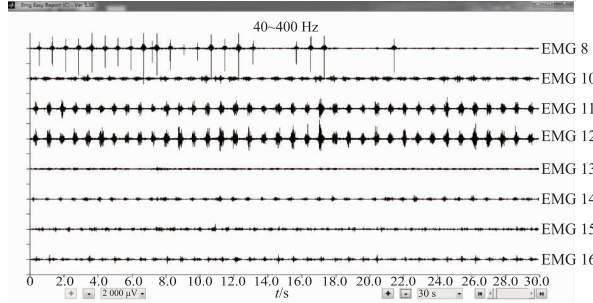


图 5 骑行负荷 80 W 阶段
Fig.5 Riding phase with 80 W load

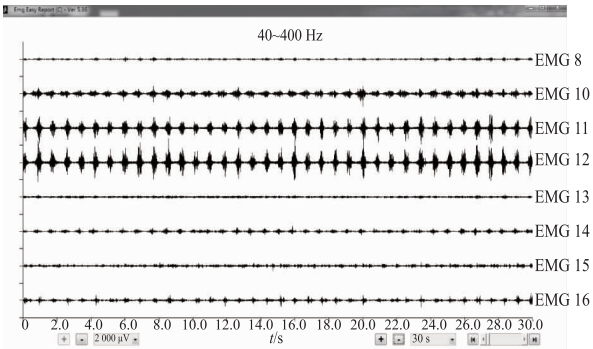


图 6 骑行负荷 100 W 阶段
Fig.6 Riding phase with 100 W load

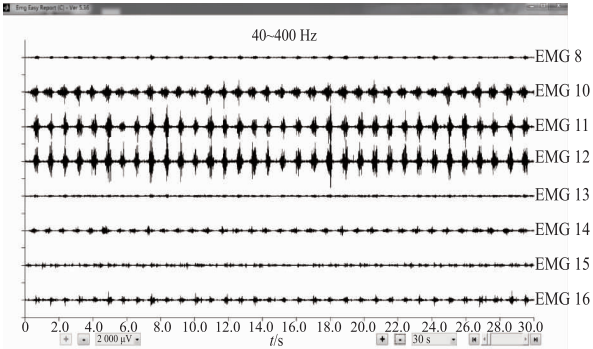


图 7 骑行负荷 120 W 阶段
Fig.7 Riding phase with 120 W load

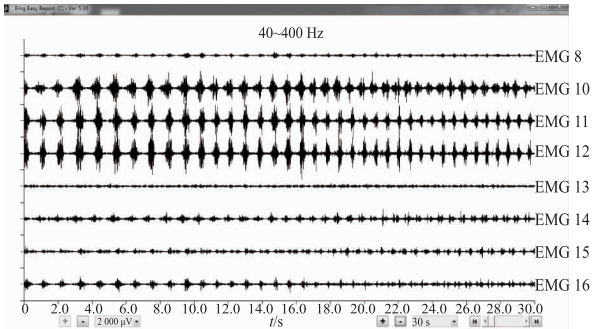


图 8 骑行负荷 140 W 阶段
Fig.8 Riding phase with 140 W load

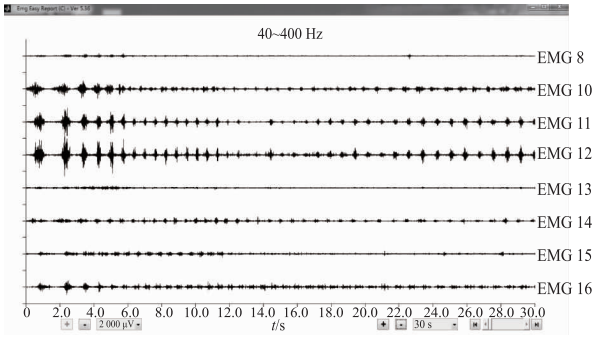


图 9 骑行降到 60 W 阶段
Fig.9 Riding stage down to 60 W

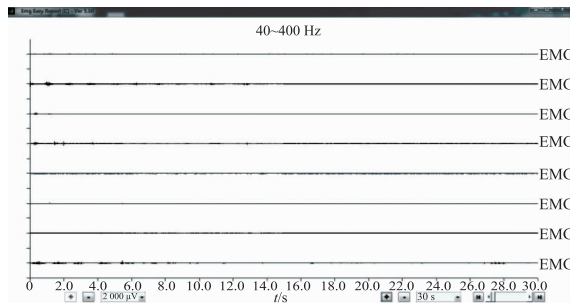


图 10 静止阶段

Fig. 10 Stationary phase

由图 2 可以看出,在骑行运动中肌肉的激活顺序依次是臀大肌,股直侧肌,比目鱼肌,股外侧肌,股内侧肌,腓肠肌,股二头肌,胫骨前肌。由图 3 ~ 图 10 可以看出,整个运动过程中大腿部分主要肌肉是股外侧肌、股内侧肌和股直肌,小腿部分主要是腓肠肌和比目鱼肌。

表面肌电信号只能总体了解肌肉的活动状态,以下从 sEMG 的特征值出发,通过时域分析法和频域分析法进一步了解骑行过程中肌肉的活动状态和疲劳程度。由于表面肌电的数据采集是连续性的,所以利用软件每 120 s 提取一次数据,得到整个骑行过程中 10 位受试者的 iEMG, RMS, MPF, MF 值。因为在骑行过程中采集设备有掉落的情况,所以会出现因个别设备脱落导致数据的突然变化,通过软件采集的实验全过程视频找出这些数据并剔除。

2.2 时域分析

积分肌电是指单位时间内肌肉放电量的总和,可以反映肌电信号随时间进行的强弱变化。积分肌电值与肌肉活动强度成正相关^[9],故积分肌电值能说明在运动过程中哪块肌肉为主要发力肌肉。

均方根振幅用以描述一段时间内肌电的平均变化特征,为此段时间内所有振幅的均方根值。一般认为与运动单位募集和兴奋节律的同步化有关。由于受试者的全过程积分肌电、均方根振幅值变化趋势相似,故取平均值得到骑行过程中的平均积分肌电变化趋势和平均均方根值变化趋势,具体如图 11 和图 12 所示。

由图 11 和图 12 可以看出,随着骑行负荷逐渐增加,各肌肉的积分肌电值 (iEMG) 和均方根振幅 (RMS) 都不断增加;随着负荷的下降,iEMG 和 RMS 值也都下降;静止时,各肌肉 iEMG 和 RMS 值基本相同。

股外侧肌和股直肌的 iEMG 和 RMS 值在各阶段均明显高于其他肌肉,其中股外侧肌的 iEMG 和 RMS 值最高。股内侧肌的 iEMG 和 RMS 值在热身阶段及静止阶段偏低,而在正常运动阶段则都高于

除股外侧肌的其他肌肉。腓肠肌、比目鱼肌在骑行的热身阶段的 iEMG 值都高于除股外侧肌之外的其他肌肉,说明在骑行的热身阶段腓肠肌和比目鱼肌也是主要发力肌肉。

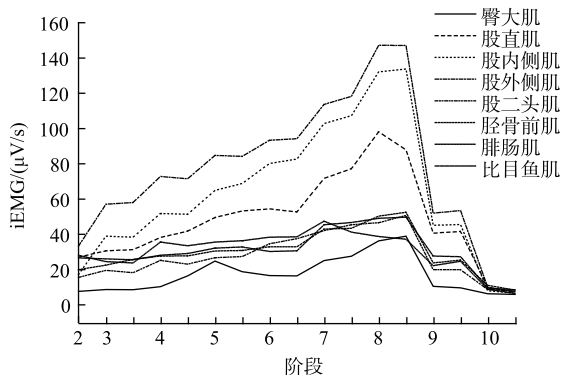


图 11 积分肌电平均变化趋势

Fig. 11 Average variation of integrated EMG

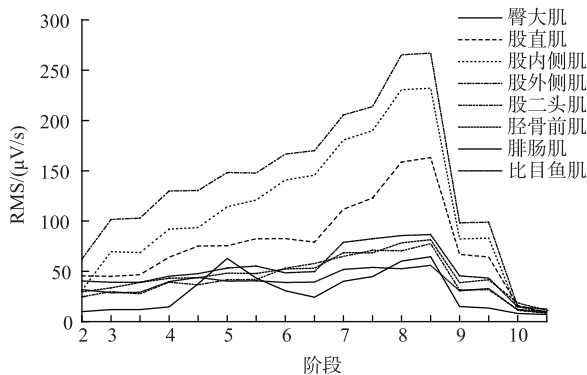


图 12 均方根振幅值平均变化趋势

Fig. 12 Average variation of RMS amplitude

通过以上分析可以了解到,骑行热身阶段股外侧肌、腓肠肌和比目鱼肌为主要发力肌肉;随着骑行负荷的不断增加,股外侧肌、股内侧肌和股直肌上升成为主要的发力肌肉。

2.3 频域分析

对受试者在骑行过程中每 2 min 取一个平均功率频率的值,得到 10 位受试者的骑行全过程平均功率频率及平均功率频率变化率。由于 10 位受试者在实验过程中平均功率频率变化趋势及变化率基本一致,故取平均值,得到受试者的平均的 MPF 的变化曲线和 MPF 变化率曲线,具体如图 13 和图 14 所示。

由图 13 可以看出,在阶段 2 到阶段 4,各个肌肉的 MPF 值均有一个下降又有短暂上升的过程,说明在刚开始骑行时肌肉会有一个短暂的疲劳阶段,随着骑行的进行,肌肉的疲劳感消失。

由图 14 可以看出,臀大肌、腓肠肌、比目鱼肌、股内侧肌和股直肌在整个骑行过程中的变化率均

为负值,且臀大肌、股内侧肌和股直肌在阶段 8 达到变化率绝对值最大,说明在骑行时这些肌肉容易感到疲劳。其中,臀大肌变化率绝对值最大为 26.86%。结合 iEMG 和 RMS 值可以推测应该与骑行姿势有关,长时间的坐姿会使臀部感到疲劳。其次,股内侧肌和股直肌是疲劳度较大的肌肉,应该在设计骑行服时对这两处肌肉增加压感以得到保护,减缓疲劳的感觉。腓肠肌、比目鱼肌在阶段 4 时便达到了负变化率绝对值的最大值。结合前面 sEMG 的分析,得出在骑行刚开始的阶段 3,腓肠肌和比目鱼肌是主要的用力肌肉,随着骑行负荷的不断增加,主要用力肌肉变化,腓肠肌和比目鱼肌的疲劳度有所缓解,但在骑行的最后阶段,其余肌肉的疲劳度均得到减轻,但是腓肠肌和比目鱼肌依旧处于疲劳的状态,说明这两处肌肉的疲劳比较难以恢复。

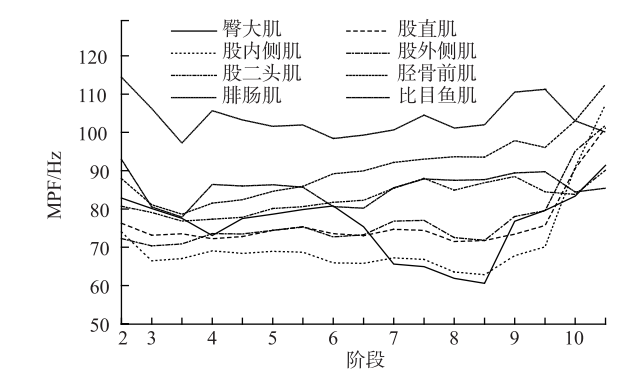


图 13 平均功率频率
Fig. 13 Average power frequency

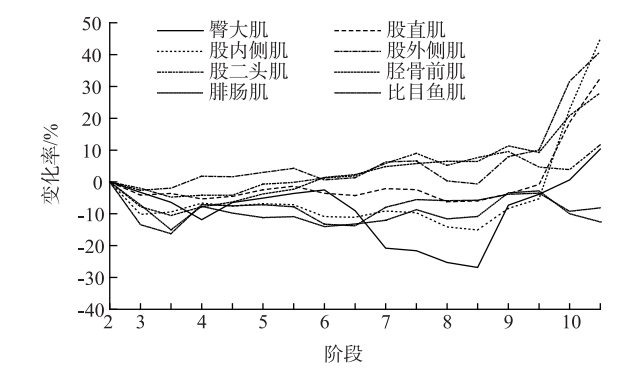


图 14 平均功率频率变化率
Fig. 14 Average power frequency change rate

股外侧肌在整个骑行过程中都是最主要的用力肌肉,由图 13 和图 14 可以发现,股外侧肌肉的 MPF 值在骑行过程中(不包括静止阶段)的变化并不大,均在 10% 以内,但这并不能说明股外侧肌不会疲劳,应该是因为股外侧肌在腿部肌肉中比较发达,实验制定的骑行负荷还没有使股外侧肌感受到

明显的疲劳。从最后的静止阶段 10,股外侧肌的 MPF 值明显增大,也可说明此处肌肉比较发达,疲劳感比较容易恢复。从另一个角度分析,股内侧肌的变化规律和股外侧肌基本相同,说明在骑行过程中股内侧肌和股外侧肌每个阶段的用力方式相同,只是由于股内侧肌并不如股外侧肌发达,更容易疲劳。

在骑行过程中,女性腿部肌肉疲劳度规律:在实验中设定的骑行强度下,整个骑行阶段肌肉会有一个短暂的疲劳阶段,随着骑行的进行,肌肉的疲劳感消失。其中,表现最明显的是臀大肌;股内侧肌和股直肌在骑行过程中疲劳度较明显,骑行结束后恢复比较快;腓肠肌和比目鱼肌在骑行过程中不容易感到疲劳,但是在骑行后期疲劳度会增加且在骑行结束后疲劳感依旧无法恢复;股外侧肌在骑行的全过程中疲劳度的变化不大,主要是实验强度较小以及股外侧肌在腿部肌肉中比较发达两方面原因造成的。

3 结 语

骑行裤一般为流线型的紧身服,这样可减少风阻还可以对身体产生一定的压力。设计紧身运动服装压力对处于运动状态的人体有积极的作用^[10-11],所以在骑行裤的设计中一般会做一些压力处理。

1)在骑行过程中,女性下肢肌肉的激活顺序是臀大肌、股直侧肌、比目鱼肌、股外侧肌、股内侧肌、腓肠肌、股二头肌、胫骨前肌。按此激活顺序,在骑行裤设计时重点给臀大肌、股直侧肌、比目鱼肌、股外侧肌等部位按照肌肉走势加入压力带设计。这样在运动的初始阶段,可以唤醒肌肉潜能,从而刺激肌肉爆发力,提高运动的表现。

2)根据女性腿部肌肉疲劳度规律以及车手的运动强度和运动时间,设计适合车手不同需求的骑行裤。在骑行运动中臀部肌肉、股内侧肌和股直肌最容易感到疲劳,对于中强度的骑行裤的分割设计上需要对肌肉施加压力,起到固定的作用,减少肌肉损伤延缓疲劳。腓肠肌和比目鱼肌在运动的初期和后期会产生明显的疲劳,虽然不是主要的发力肌肉,仍需在高强度的骑行服设计上进行适当的加压处理,辅助车手恢复体能。虽然实验结果显示股外侧肌疲劳度变化较少,由于它是骑行过程中最主要的发力肌肉,还需在高性能骑行裤的设计上给予大强度的压力支撑。

3)通过分析骑行女性腿部的表面肌电信号,可

以看出女性腿部各肌肉的发力程度和疲劳程度,为骑行裤的功能设计提供了理论指导。在结构、面料上进行压力设计,外观设计则依据人体肌肉走势分割等综合设计使骑行裤起到固定肌肉、舒缓疲劳、降低肌肉损伤等作用。只有使运动服装符合人体工学,才能提高运动表现,达到健康舒适的运动效果。

参考文献:

[1] 赵锦. 功能性骑行服设计研究[J]. 轻纺工业与技术, 2011, 40(2): 31- 42.
ZHAO Jin. Design research of functional cycling suit[J]. Light and Textile Industry and Technology, 2011, 40(2): 31- 42. (in Chinese)

[2] 刘娜, 王永进, 史丽敏, 等. 骑行裤发展现状分析[J]. 纺织科技进展. 2016(3): 32-34.
LIU Na, WANG Yongjin, SHI Limin, et al. Analysis of development status of riding pants[J]. Progress in Textile Science and Technology, 2016(3): 32-34. (in Chinese)

[3] 诺伊曼. 骨骼肌肉功能解剖学[M]. 刘颖, 师玉涛, 闫琪, 译. 北京: 人民军医出版社, 2014: 4.

[4] 王敏, 钱竞光, 王斌, 等. 不同频率下场地自行车运动员肌电指标与输出功率的对比研究[J]. 南京体育学院学报(自然科学版), 2012, 11 (5): 5-10.
WANG Min, QIAN Jingguang, WANG Bin, et al. Under different frequency bikes athletes muscle electric index and output power of the comparative study[J]. Journal of Nanjing Institute of Physical Education (Natural Science), 2012, 11(5): 5-10. (in Chinese)

[5] 赵晓瑞. 自行车踏蹬频率对下肢肌肉机能状态和能量消耗的影响[D]. 北京:北京体育大学, 2016.

[6] 邱青菊. 表面肌电信号的特征提取与模式分类研究[D]. 上海: 上海交通大学, 2009.

[7] Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG force relationship and new approaches [J]. Clinical Biomechanics, 2009, 24(3): 225-235.

[8] 吴洪, 冉春风. 表面肌电图在运动训练中的应用[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12 (39): 7739-7743.
WU Hong, RAN Chunfeng. Application of surface electromyography during muscle trainings [J]. Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research, 2008, 12(39): 7739-7743. (in Chinese)

[9] 王国祥, 黄何平. 等速运动过程中肌放电量与肌氧含量的变化特征[J]. 体育学刊, 2005, 12(1): 53-55.
WANG Guoxiang, HUANG Heping. Varying characteristics of myoelectric discharge and muscle oxygen content during constant speed movement[J]. Journal of Physical Education, 2005, 12(1): 53-55. (in Chinese)

[10] Faulkner J A, Gleason D, McLaren J, et al. Effect of lower-limb compression clothing on 400 m sprint performance [J]. Journal of Strength and Conditioning Research, 2013, 27(3): 669- 676.

[11] Samuel Beliard, Michel Chauveau, Timothée Moscatiello, et al. Compression garments and exercise: no influence of pressure applied[J]. Journal of Sports Sciences and Medicine, 2015, 14(1): 75-83.

(责任编辑:邢宝妹)