

文章编号:1004-7220(2013)03-0326-07

健身车转速与阻力对踩踏力量与下肢肌电的影响

张铮璿, 李尹鑫, 相子元

(台湾师范大学 运动科学研究所, 台北 11600)

摘要: 目的 比较骑车运动中以不同踩踏频率进行不同负荷强度运动时对于踩踏力量与下肢作用肌激发模式的影响。方法 12名健康成年男性在实验第1阶段以渐增负荷法测得各受试者的踏车运动最大稳定输出功率(power output at VO_2 max, POV), 实验第2阶段以平衡次序法进行3种不同运动强度(50%, 65%, 80% POV)与3种踩踏频率(60, 75, 90 r/min)的踏车运动测验, 并分别记录9种实验情境中踩踏力量与下肢肌电图的变化。结果 不同运动测验中, 踩踏力量的负功随着踩踏频率的增加而上升, 当曲柄角度在 270° 的位置时, 踩踏合力随回转速的上升平均会增加1.84倍, 且踩踏切线作用力峰值明显提前; 整体而言, 下肢肌群激活率会随踩踏频率的增加而上升。结论 在未受自行车训练者中, 踩踏频率为影响踩踏力量以及肌电结果的主要因素, 踩踏作用力的作用趋势会随着踩踏频率的增加而前移, 亦会随着踩踏频率的增加使力量输出曲线平滑化, 且3种运动强度的结果相近。以整体踩踏效益而言, 未受训练者较佳的踩踏回转速为60 r/min。

关键词: 最大稳定输出功率; 肌电图; 踩踏效益; 负荷

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Effect of exercise bicycle cadence and loads on pedaling force and lower extremity EMG

CHANG Cheng-shuan, LEE Yin-shin, SHIANG Tzyy-yuang (*Graduate Institute of Exercise and Sport Science, National Taiwan Normal University, Taipei 11600, China*)

Abstract: Objective To compare the pedaling force and lower extremity electromyography (EMG) with different cadences (60, 75, 90 r/min) and diverse cycling intensities (50%, 65%, 80% POV) and study the different influence on exercisers pedaling force and lower extremity EMG. **Methods** Twelve healthy males participated in this study, and underwent two stages. In stage 1 the power output test at VO_2 max (POV) was got by cycle ergometer. In stage 2, nine conditions (3 kinds of intensities \times 3 kinds of cadences) were completed respectively by using counter-balance design to record the changes for their pedaling force and lower extremity EMG. **Results**

The negative pedaling work was significantly increased with the cadence increasing, and the appearing time of the peak pedaling force was significantly shifted forward in the cycle. When the crank angle was at 270° , the average increase of the pedaling force with the cadence increasing could obtain 1.84 times higher. In general, the firing rate of lower extremity muscular activation would be increased with the cadence increasing. **Conclusions** The cadence has greater effect on the pedaling force and lower extremity EMG. The tendency of pedaling force was shifted forward and the pattern of pedaling force became smoother with the cadence increasing. There are no significant differences among the diverse intensities. Based on the pedaling efficiency in this study, the optimal cadence for untrained people should be 60 r/min.

Key words: Power output at VO_2 max (POV); Electromyography (EMG); Pedaling efficiency; Load

从事自行车运动过程中,骑乘负荷与踩踏频率的选择是影响表现的两大原因,且会互相影响。较低的踩踏频率可能是受过大的踩踏负荷影响^[1],即使踩踏频率低也可能导致疲劳提早发生;相反,过高的踩踏频率搭配较轻的踩踏负荷也可能因肌肉激活反复次数过高而引发提早疲劳。有时不当的运动观念让使用者认为相同车速下踩踏频率越慢会越省力,故往往选择了过大的踩踏负荷量,使得疲劳加速且运动效果有限。因此,在骑乘自行车过程中找出踩踏回转速与踩踏力量的最佳化曲线十分必要。先前研究^[2-3]以自行车选手为对象,指出 90 r/min 的曲柄回转速为较有效率的踩踏频率,且身体的协调度亦较优异。即对自行车选手而言,与其他回转速相比且不额外增加能量损耗前提下,采用 90 r/min 的回转速有可能产生较大的踩踏力量让行车速度更快。反观一般大众在从事自行车运动或休闲时所采用的踩踏频率往往远低于研究结果的建议,两者间存在着一种矛盾。

目前相关研究在各种骑乘状态、环境、甚至在器材方面观察人体的反应并且寻找最有效率的骑乘方式^[4-6]。虽然已经证实骑乘负荷量与运动强度对于自行车运动在运动节奏、踩踏技术上有影响,但多数研究集中在分析身体位置与下肢肌电、或是踩踏频率与肌电的关联性,且历来关于自行车运动的研究中大部分研究对象是以自行车选手为主,目的在于分析、获知动作过程结果,并增进其运动表现,故实验设计大多是以选手为目标,测试条件对于一般大众而言过于严苛,研究成果难以应用。因此,本文以非竞技取向的自行车使用者为研究对象,比较不同回转速(60,75,90 r/min)以及不同负荷(50%,65%,80%最大稳定输出功率,POV)对下肢肌群在肌电学与踩踏力量的影响及其原因,以期为一般大众在开始接触这项运动时提供一些参考的依据。

1 材料和方法

1.1 实验对象

共招募 12 位健康大专男性(年龄:(24.5 ± 0.9)岁,身高:(174.3 ± 4.4)cm,体重(73.0 ± 8.4)kg,100% POV(257.5 ± 22.0)W),近 1 年内无下肢骨骼、肌肉伤害等相关病症史。

1.2 实验设计

设计 3 种踩踏回转速(60,75,90 r/min),配合 3 种踏车运动负荷量(50%,65%,80% POV)等共 9 种实验情境。踏车运动测功仪座垫位置与高度设定参考 MacAuley^[7]的设定。实验共分为两阶段:

第 1 阶段为以渐增强度方式^[8],测试受试者在个人最大摄氧量下的踏车运动输出功率,并以时间与运动强度的线性关系,回归计算出个人最大的 POV 数值,推算不同受试者的标准化运动强度。

第 2 阶段在第 1 阶段完成后休息 1 周进行,受试者经 5 min、50 W 热身后,以受试者 50% (easy, E)、65% (middle, M)、80% (hard, H) POV 设定为实验中的 3 种运动强度情境,分别进行 3 种踩踏回转速 60、75、90 r/min 共 9 种情境的踩踏(60E, 60M, 60H, 75E, 75M, 75H, 90E, 90M, 90H),各执行 1 次,当达到稳定状态,功率输出达到设定功率,踩踏频率稳定,变化小于 ± 2 r/min,开始进行 35 s 的数据搜集,每组情境之间休息 3 min,不同实验情境的测试顺序以平衡次序法决定,35 s 数据中采集 10 个连续且稳定的踩踏进行数据分析。

1.3 实验设备

使用三维影像分析系统(Oxford Metrics Limited, 英国),采集频率为 250 Hz;肌电信号以 Biopac 多功能信号纪录系统(MP150 BIOPAC, 美国)配合 AcqKnowledge 3.8.1 软件进行肌肉活动电位信号的数据收集,采集频率为 1 kHz,采集左脚股内侧肌(vastus medialis, VM)、股外侧肌(vastus lateralis, VL)、股直肌(rectus femoris, RF)、股二头肌(biceps femoris, BF)、胫前肌(tibialis anterior, TA)、内腓肠肌(gastrocnemius medialis, GM)、外腓肠肌(gastrocnemius lateralis, GL)等 7 处作用肌的肌电信号;踏板力量以 ATI 六轴测力计(660-60 ATI, 美国)进行搜集,采集频率为 1 kHz,记录踩踏过程中的力量变化;最大摄氧量以气体代谢分析系统(Vmax 29 SensorMedics, 美国)进行测量;踏车运动输出功率以踏车运动测功仪(Groningen Lode BV, 荷兰)进行输出功率的控制并提供回转速的回馈。

1.4 数据处理

1.4.1 踩踏力量数据处理

(1) 相对于实验坐标的垂直踩踏力量与水平踩踏力量。由 VICON 系统中汇出黏贴于踏板上的两

点反光球位置,计算出踏板与实验坐标之夹角。透过反函数将测力计所采集的Z轴、Y轴原始数据计算为相对于实验坐标的垂直与水平方向力。

(2) 曲柄旋转的脚踏切线作用力(TF)与法线作用力(NF)。将第1阶段处理所得的垂直与水平方向力,比对VICON所汇出的踏板在曲柄旋转轨迹中的位置,计算当曲柄处于不同位置时所产生的切线力与法线力(见图1)。将切线作用力与法线作用力以毕氏定理计算取得踩踏合力。

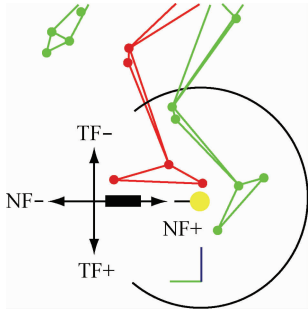


图1 曲柄切线力与法线力坐标方向

Fig. 1 The coordinate system of pedaling force

1.4.2 肌电图数据处理 肌电图所测得的原始数据,其中取连续10次踩踏周期的数据,取平均值作

为分析之用,最后呈现为经平均后的一次回圈数据。并与肌肉最大自主收缩(maximal voluntary contraction, MVC)的肌电信号进行标准化,以供分析。

进行肌电数据的滤波、修匀等步骤,以均方根(root mean square, RMS)方式呈现并进行统计处理。带通滤波频域设为:低频10 Hz、高频500 Hz^[9-10]。

1.5 统计方法

以SPSS 17.0版本软件进行统计分析,显著水准定为 $\alpha = 0.05$ 。使用重复测量双因素方差分析(repeated measures two-way ANOVA),比较受试者进行60、75、90 r/min 3种回转速(A因子)时,与50%、65%、80% POV 3种负荷量下(B因子),在曲柄位置0°、90°、180°、270° 4处位置踩踏力量的改变情况,以及下肢作用肌肌电反应与踩踏力量周期的改变情况。当统计上达到显著水准的差异时,再以LSD法进行事后比较。

2 结果

2.1 不同运动情境的踩踏力量

单一受试者在不同运动情境的踩踏切/法线力量趋势图如图2所示,踩踏合力图如图3所示。

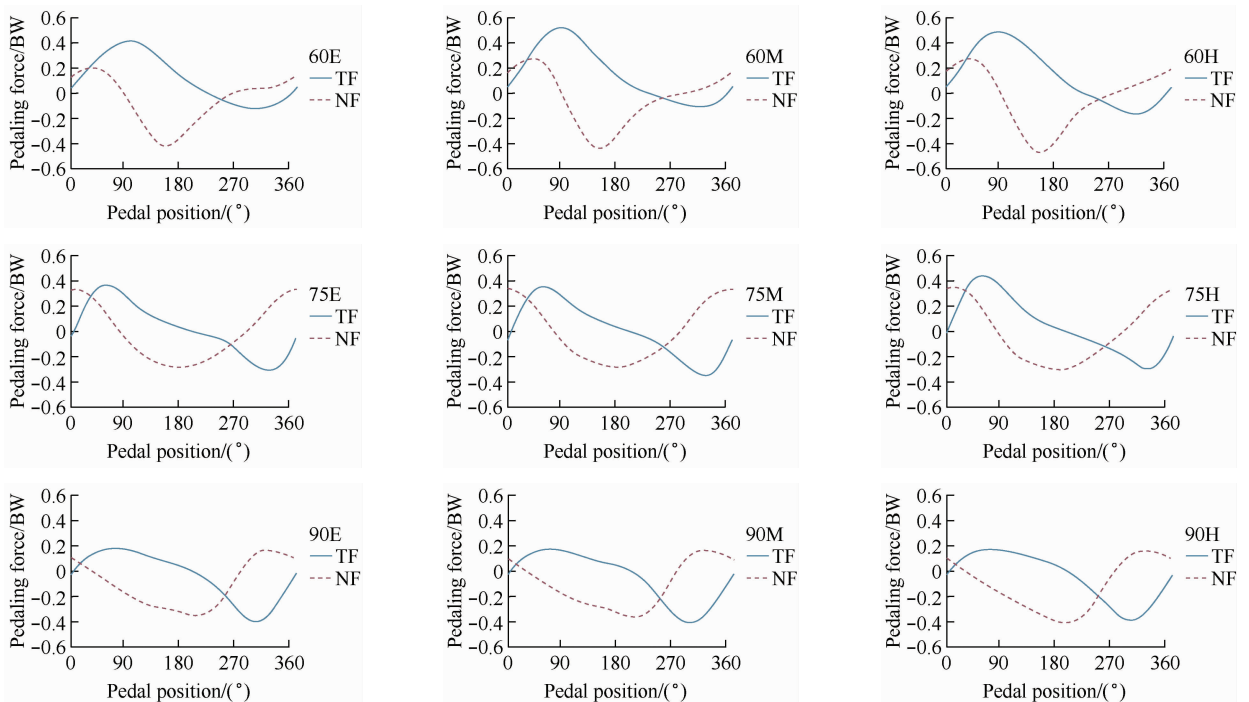


图2 单一受试者在不同运动情境踩踏切/法线力量趋势图

Fig. 2 Patterns of pedaling force for single participant in all conditions

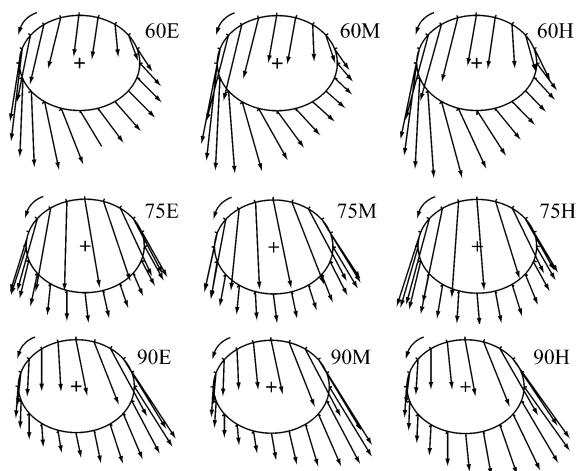


图3 单一受试者在不同运动情境中的踩踏合力图

Fig.3 Resultant force of pedaling for single participant in all conditions

实验中踩踏力量将依踏板位置自上死点分为: 0° 、 90° 、 180° 、 270° 共4处分别进行踩踏合力值的比较,结果如表1所示。

表1 不同曲柄位置的踩踏力量合力(单位:%BW)

Tab.1 Resultant force of pedaling at different crank angles

曲柄位置	回转速/ ($r \cdot \min^{-1}$)	50% POV (E)	65% POV (M)	80% POV (H)
0°	60	21.3 ± 6.4^{ab}	24.6 ± 9.7^a	26.6 ± 9.9^a
	75	47.0 ± 5.9^b	48.2 ± 9.4^b	49.5 ± 11.0^b
	90	29.6 ± 5.6^a	28.7 ± 3.3^a	29.8 ± 9.6^a
90°	60	40.5 ± 11.2^{abAB}	50.7 ± 4.3^{ab}	48.3 ± 8.2^{ab}
	75	26.5 ± 7.9^{bb}	25.1 ± 5.3^b	34.6 ± 6.8^b
	90	16.1 ± 3.8^a	15.1 ± 2.8^a	16.0 ± 4.3^a
180°	60	23.8 ± 8.9^{ab}	21.1 ± 11.0^{abB}	26.1 ± 8.1^{aA}
	75	15.3 ± 5.2	14.8 ± 4.3^B	16.6 ± 4.9^A
	90	13.0 ± 4.6^B	13.6 ± 4.3^B	20.0 ± 9.3^A
270°	60	14.5 ± 4.0^{abA}	11.0 ± 2.3^{abB}	16.0 ± 6.1^{bA}
	75	19.8 ± 3.8^{bA}	24.3 ± 9.0^{bb}	18.6 ± 7.6^{bA}
	90	35.7 ± 5.6^{aA}	41.0 ± 9.1^a	38.7 ± 9.4^a

注:a与75 r/min相比达显著差异($P < 0.05$), b与90 r/min相比达显著差异($P < 0.05$), A与65% POV相比达显著差异($P < 0.05$), B与80% POV相比达显著差异($P < 0.05$), $n = 12$

当曲柄位于 0° 位置时,交互作用未达显著差异($F = 0.45, P > 0.05$),主要效果回转速达显著差异,3种回转速间皆达显著差异,在3种不同强度中皆

发现75 r/min时的踩踏合力显著高于60、90 r/min,仅在低强度中(50% POV)90 r/min时的合力显著高于60 r/min。

当曲柄位于 90° 位置时,交互作用达显著差异($F = 6.84, P < 0.05$),在不同回转速间的比较,踩踏合力随回转速上升而下降,在3种不同强度中皆发现60 r/min时的踩踏力量合力显著大于75、90 r/min,75 r/min亦显著大于90 r/min;在不同强度间的比较,低强度与高强度间达显著差异,在60、75 r/min时高强度的踩踏力量显著大于低强度。

当曲柄位于 180° 位置时,交互作用未达显著差异($F = 1.097, P > 0.05$),主要效果回转速与强度达显著差异,在不同回转速间的比较,踩踏合力随着回转速上升而下降,在低、中强度中(50%、65% POV)60 r/min时的踩踏合力皆显著大于75、90 r/min,于高强度中(80% POV)仅60 r/min显著大于75 r/min;在不同强度间的比较,中、高强度间达显著差异,在60 r/min时高强度的踩踏力量显著大于低、中强度,在75、90 r/min时高强度的踩踏力量显著大于中强度。

当曲柄位于 270° 位置时,交互作用达显著差异($F = 5.479, P < 0.05$),在不同回转速间的比较,踩踏合力随着回转速上升而上升,3种强度间平均增加1.84倍,在低、中强度中(50%、65% POV)90 r/min时的踩踏合力皆显著大于75、60 r/min,并75 r/min时亦显著大于60 r/min,于高强度中(80% POV)90 r/min时的踩踏合力显著大于75及60 r/min;在不同强度间的比较,在60 r/min时中强度的踩踏力量显著小于低、高强度,在75 r/min时中强度的踩踏力量显著大于高强度,在90 r/min时中强度的踩踏力量显著大于低强度。

2.2 不同运动情境的作用肌激活率

本研究共采集下肢VM、RF、VL、BF、TA、GM、GL等7处肌肉电位信号,于不同运动情境中其平均肌电振幅如表2所示,单一受试者在相同强度、不同踩踏频率各肌群的肌肉激活程度如图4所示。

交互作用达显著差异的肌肉有BF、RF、VL、TA、GL等,交互作用未达显著差异的肌肉有VM、GM等;主要效果在回转速间有显著差异的肌肉有RF、TA、GM等;大腿前侧肌群(股直、内、外肌)仅于低强度(50% POV)中75 r/min时的平均肌电振幅明

表2 不同运动情境、不同肌群踩踏平均肌电振幅(单位:%MVC)

Tab.2 Mean normalized EMG signal of different leg muscles in different conditions

肌群	回转速/ ($r \cdot \min^{-1}$)	50%	65%	80%
		POV(E)	POV(M)	POV(H)
股内侧肌 (VM)	60	29.2 ± 7.2	33.8 ± 7.6	34.6 ± 8.9
	75	33.9 ± 5.6 ^b	33.6 ± 8.5	30.4 ± 9.8
	90	27.3 ± 8.4 ^a	30.4 ± 8.6	33.0 ± 11.0
股直肌 (RF)	60	9.3 ± 4.0	12.5 ± 5.1	12.1 ± 5.0
	75	10.9 ± 5.1 ^b	11.0 ± 5.0	10.3 ± 4.3
	90	7.2 ± 3.8 ^a	8.9 ± 5.7	8.9 ± 4.0
股外侧肌 (VL)	60	28.1 ± 9.6	32.1 ± 10.1	33.7 ± 11.2
	75	33.0 ± 10.5 ^b	32.0 ± 10.9	29.2 ± 12.6
	90	24.5 ± 9.8 ^a	27.8 ± 12.2	29.8 ± 12.4
股二头肌 (BF)	60	8.4 ± 2.0 ^B	9.5 ± 2.2	12.1 ± 3.2 ^a
	75	8.1 ± 2.4	8.8 ± 1.4	8.1 ± 3.0
	90	9.4 ± 2.8	9.8 ± 3.0	9.9 ± 2.9
胫前肌 (TA)	60	7.3 ± 1.8 ^{ab}	8.2 ± 1.7 ^{ab}	8.8 ± 1.6 ^b
	75	11.3 ± 2.2	11.0 ± 3.2	8.2 ± 2.9 ^b
	90	12.5 ± 3.1	13.3 ± 4.3	14.9 ± 3.9
内侧腓肠 肌(GM)	60	16.2 ± 7.8 ^b	17.1 ± 8.2	18.4 ± 7.2
	75	22.5 ± 9.6	23.4 ± 9.2	22.8 ± 10.6
	90	25.3 ± 13.7	25.9 ± 15.0	26.5 ± 15.1
外侧腓肠 肌(GL)	60	22.2 ± 9.2	21.4 ± 9.3	21.9 ± 9.6
	75	22.9 ± 9.9	24.5 ± 9.9	25.2 ± 11.8
	90	26.5 ± 11.6	22.9 ± 11.8	23.4 ± 13.7

注:a与75 r/min相比达显著差异($P < 0.05$), b与90 r/min相比达显著差异($P < 0.05$), A与65% POV相比达显著差异($P < 0.05$), B与80% POV达显著差异($P < 0.05$), $n = 12$

显大于90 r/min,其他运动情境间并未达显著差异;大腿后侧股二头肌于踩踏中激发程度大多低于10% MVC,仅于较高强度中(80% POV)60 r/min时明显大于75 r/min;小腿前侧胫前肌于低、中强度中(50%,65% POV)90、75 r/min时的平均肌电振幅皆显著大于60 r/min,于高强度中(80% POV)90 r/min时的平均肌电振幅显著大于60、75 r/min;小腿后侧肌群(内、外侧腓肠肌)与各运动情境间平均肌电振幅并无显著差异,但与内侧腓肠肌中各运动强度皆可观察到平均肌电振幅随着回转速增加而上升。

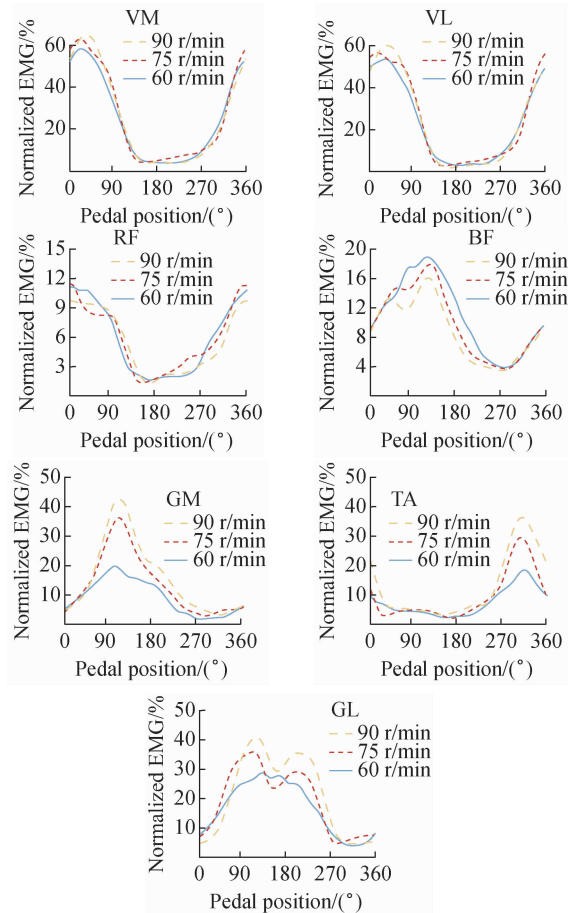


图4 单一受试者在相同强度、不同回转速时各肌群的肌肉激活程度
Fig.4 EMG patterns of seven muscles for single participant in different cadences

3 讨论

3.1 不同运动情境遇对踩踏力量的影响

由图2结果可以发现,不同的回转速有不同的力量曲线,而相同回转速中不同运动强度的力量曲线并无明显的差别,显示影响踩踏作用力趋势的主因之一源自踩踏频率的改变,而运动强度的影响较不明显。Hasson等^[11]对于踩踏流畅度的研究指出,踩踏的总合力方向线越趋近于曲柄切线对于维持踩踏效率是有帮助的,在踏板下踩过程时切线力峰值发生的时间越接近90°,此刻的曲柄施力臂最长,对于扭矩的产生最有利。由结果发现,当回转速为60 r/min时切线力量峰值发生于接近90°,而较高回转速时(75,90 r/min)峰值发生的时间有往前移动的现象发生,约提前至65°~70°。另外在90 r/min

时可以观察到,切线力的峰值明显较低且较平滑;在踏板上行的过程中,过大的负向切线力会影响回流的流畅以及效率。当曲柄在 270° 时,可以观察到较低的回转速($60, 75 \text{ r/min}$)有较小的负向切线力,而 90 r/min 时明显有较大的负向切线力。在高回转速的踩踏中,当上行程侧脚的拉提速度慢于下行程侧(对侧)脚的踩踏速度时,会对装置测力计的上行程侧脚产生推压作用。综上所述,较高的踩踏频率对于未受训练者而言是较不流畅且效率较差的。

3.2 不同运动测验情境对作用肌激活率的影响

踩踏频率为作用肌激活率的主要影响因素^[12],强度对作用肌激活率的影响大多都未达显著差异,推论与受试者间差异较大有关,而踩踏频率对大腿与小腿作用肌激活率有不同的影响。大腿作用肌激活率在相同的强度下会随着回转速上升而下降,原因可能是在固定输出功率的环境下,回转速与曲柄所产生的力矩为一定值,当回转速上升,相对的曲柄所必须产生的力矩就会变小,对于大腿的负担相对变小,故激活率有下降的现象发生;在小腿的肌群可以更明显地观察到随着回转速的增加,肌群的激活率也随之上升。该现象可能受到动作速度以及因踏频增加而增加的转动惯量影响^[13],除了被动收缩之外,在踩踏频率升高的同时为了维持小腿股段与脚掌踩踏的动作稳定度,胫前肌需作用来帮助维持动作,亦是使胫前肌在曲柄上行程间活化率增高的原因^[14]。另外可以在外侧腓肠肌发现不同于内侧腓肠肌的肌肉激活趋势,相较于内侧的单一峰值,外侧在较高的回转速中($75, 90 \text{ r/min}$),当曲柄位置通过下死点时,肌电信号会产生第2个峰值(见图4),与之前研究有类似的结果^[15],推测可能是受试者在踏板上行的过程中,上行脚在踏板的推挤下所造成的肌肉激活峰值。

3.3 不同运动测验情境下肢踩踏效率

就踩踏力量趋势而言,较低的回转速(60 r/min)有较好的运动经济性,此结果与其他以自行车选手为对象的文献结果不尽相同^[16-17],推断该差异主要是由于踩踏技术所造成的。从本研究中踩踏力量的结果可以发现,较高的回转速时,踩踏力量的峰值出现在较不恰当的曲柄角度时;Chapman等^[15]指出,在下肢肌电图的曲线中,作用肌在当次踩踏所产生峰值与下次踩踏所产生峰值间的时期,

自行车选手有较小的肌肉激活率,表示经训练的选手可以更有效率、有技巧地徵召肌肉,且在长时间骑行过程中肌肉收缩以及招募机制可以通过训练改善肌肉及神经的适应能力,使动作过程变流畅,故最适当的踩踏频率会因人而异。

3.4 结论与建议

本研究发现,在未受训练者中踩踏频率为主要的因素,踩踏作用力的作用趋势会随着踩踏频率的增加而提前,同时作用力曲线亦随着踩踏频率增加而平滑化。在不同的运动强度中, 60 r/min 的回转速有较适当的踩踏力量趋势以及较低的肌肉激活率,故未受训练者或刚接触该项运动的人在进行自行车运动时,建议以 60 r/min 的踩踏频率来进行;最适当的踩踏频率因人而异,主要受个人踩踏技巧所影响,而个人踩踏技巧可通过踩踏作用力值曲线以及肌电信号判断,故未来可搭配人体运动生物力学模型的建立与电脑模拟^[18]提供增进运动表现方面更多且具体的信息。

参考文献:

- [1] Neptune RR, Kautz SA, Hull ML. The effect of pedaling rate on coordination in cycling [J]. *J Biomech*, 1997, 30(10): 1051-1058.
- [2] Hansen EA, Jorgensen LV, Jensen K, et al. Crank inertial load affects freely chosen pedal rate during cycling [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 277-285.
- [3] Bieuzen F, Lepers R, Vercauysen F, et al. Muscle activation during cycling at different cadences: Effect of maximal strength capacity [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2007, 17(6): 731-738.
- [4] Disley B, Li FX. The effect of Q Factor on gross mechanical efficiency and muscular activation in cycling [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 2012; Epub ahead of print.
- [5] Hansen EA, Waldeland H, Hallén J. Seated-standing transition intensity in uphill cycling [J]. *J Biomech*, 2007, 40: S193.
- [6] Almudehi F, Girard O, Grantham J, et al. Hot ambient conditions do not alter intermittent cycling sprint performance [J]. *J Sci Med Sport*, 2011, 15(2): 148-157.
- [7] MacAuley D. A guide to cycling injuries: Prevention & treatment [M]. San Francisco: Fountain Press, 1995: 8.
- [8] Brooks GA, Fahey TD, Baldwin KM. Exercise physiology: Human bioenergetics and its applications (4th ED.) [M]. Columbus: McGraw-hill Higher Education, 2005: 698-701.

- [9] 唐刚, 张希安, 季文婷, 等. 坡面步行中青年女性下肢关节角及肌肉激活度[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 158-162.
Tang G, Zhang XA, Ji WT, *et al.* Joint angles and muscle activations in the lower limb of young women during slope walking [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 158-162.
- [10] 刘强, 杨雯雯, 王子玮, 等. 局部低频振动刺激对手部运动功能的瞬时影响[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 310-314.
Liu Q, Yang WW, Wang ZW, *et al.* Acute effect of local vibration stimulus with low frequency on hand motor function [J]. J Med Biomech, 2011, 26(4): 310-314.
- [11] Hasson CJ, Caldwell GE, Emmerik REV. Changes in muscle and joint coordination in learning to direct forces [J]. Hum Movement Sci, 2008, 27(4): 590-609.
- [12] Sanderson DJ, Martin PE, Honeyman G, *et al.* Gastrocnemius and soleus muscle length, velocity, and EMG responses to changes in pedalling cadence [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2006, 16(6): 642-649.
- [13] Baum BS, Li L. Lower extremity muscle activities during cycling are influenced by load and frequency [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2003, 13(2): 181-190.
- [14] Dorel S, Couturier A, Hug F. Intra-session repeatability of lower limb muscles activation pattern during pedaling [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(5): 857-865.
- [15] Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, *et al.* Patterns of leg muscle recruitment vary between novice and highly trained cyclists [J]. J Electromyogr Kinesiol, 2008, 18(3): 359-371.
- [16] Lucia AS, Juan AF, Montilla M, *et al.* In professional road cyclists, low pedaling cadences are less efficient [J]. Med Sci Sports Exerc, 2004, 36(6): 1048-1054.
- [17] Takaishi T, Yasuda Y, Ono T, *et al.* Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue cyclists [J]. Med Sci Sports Exerc, 1996, 28(12): 1492-1497.
- [18] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 97-104.
Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 97-104.

本刊顾问吴望一教授去世

本刊第1、2届编委及第3届编委会顾问,北京大学工学院吴望一教授因病医治无效,于2013年6月9日上午10时35分在北京逝世,享年80岁。

吴望一教授1933年6月8日出生于浙江省宁波市。吴望一教授是我国著名的流体力学和生物力学专家,在生物力学和计算流体力学方面做出了重要贡献。他是我国生物力学的奠基者之一,培养了一批优秀人才。为了表彰他对我国生物力学的贡献,北京大学工学院于2011年设立了“吴望一生物力学杰出贡献奖”。

本刊编辑部