



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20190085

数字出版日期: 2020-05-19; 数字出版网址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/12.1355.N.20200519.1148.001.html>

不同路况对人体下肢肌肉特征参数的影响

刘琪, 苏子懿, 张峻霞

(天津市轻工与食品工程机械装备集成设计与在线监控重点实验室, 天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 提高医疗康复辅具的智能化水平能够明显改善老年人等弱势群体的运动步态及肢体运动能力, 以及增强他们的自理能力、社会参与能力。因此, 有效地获取人体在不同运动模式下的步态信息并将其应用在智能动作辅助系统控制系统的设计上是目前需要解决的重要问题。肌电信号能够很好地反映人体在运动时的肌肉活动状态和功能状态, 本文针对不同路况下人体下肢肌肉的表面肌电信号进行一系列实验研究。通过比较人体下肢主要肌肉群的特征参数, 得出人体下肢存在优势侧和非优势侧的结论, 且不同路况下的这种差别是不同的。此外, 本研究还通过分析不同路况下行走时人体下肢4组主要肌肉群(股内侧肌(VMO)、胫骨前肌(TIB)、半腱肌(SEM)和腓肠内肌(MED))的特征参数变化, 得知双下肢的肌肉特征参数随路况的变化而变化的具体参数特点。本研究揭示了在不同路况下行走时人体下肢主要肌群的活动状态和变化特征, 可为有行走功能障碍的患者及老年人的医疗诊断、康复训练及康复评定提供依据, 同时也为双足机器人/智能助行器的优化设计奠定了基础。

关键词: 路况; 表面肌电信号; 下肢肌群; 特征参数

中图分类号: R318.01

文献标志码: A

文章编号: 1672-6510(2020)05-0066-08

Effects of Different Terrains on the Characteristic Parameters of Lower Limb Muscles

LIU Qi, SU Ziyi, ZHANG Junxia

(Tianjin Key Laboratory of Integrated Design and On-line Monitoring for Light Industry & Food Machinery and Equipment, College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: The development of intelligence level of medical rehabilitation devices can help old people improve their gait and limb movement, self-care and social participation. Therefore, it is necessary to obtain information about human gait in different moving patterns and apply the information to the design of the controlling system of intelligence movement aid systems. Electromyography signals can effectively reflect the muscle activity and functional status during body movement, based on which, a series of studies of the surface electromyography signals (surface-EMG) of human lower limbs during walking in different terrains was conducted in this research. The characteristic parameters of four muscle groups (vastus medialis, tibialis anterior, semitendinosus and medial gastrocnemius) of the lower limbs were compared, which demonstrated that the four EMG muscle group parameters of the lower limbs varied on different terrains. These results revealed the specific variation features of lower muscle groups of healthy people on different terrains, which may be utilized to facilitate the design of rehabilitation assistant devices and provide some rehabilitation training guidance for walking disabled patients and old people.

Key words: terrains; surface-EMG; lower limb muscle groups; characteristic parameter

动作辅助系统是康复辅助设备的核心模块, 其智能化水平的提高能够明显改善老年人等有行走功能障碍群体的康复训练效果。其中, 有效地获取人体在

不同运动模式下的步态信息并将其应用在智能动作辅助系统、控制系统的设计上是辅助设备智能化水平提高的重要一环。

收稿日期: 2019-03-06; 修回日期: 2019-06-11

基金项目: 国家级大学生创新创业训练计划资助项目(2018110057186); 高等学校博士学科点专项科研基金资助项目(20131208110005)

作者简介: 刘琪(1994—), 女, 天津人, 硕士研究生; 通信作者: 张峻霞, 教授, zjx@tust.edu.cn

路况是影响步态的重要因素^[1]。楼梯是日常生活中常见的行走地形,在楼梯行走时,有受重伤的高风险性^[2-4]。楼梯行走要求行走者身体的质心(COM)必须在垂直和水平方向上移动,并与下肢关节运动、肌肉力量和心血管系统相协调^[4]。因此,楼梯行走被认为是最具挑战性的步态任务^[5]。除楼梯行走外,在建筑和自然环境中也常会遇到倾斜表面,在斜坡行走时消耗的体能也比平地行走时大^[6]。人体在斜坡行走时,特别是在坡度较大的斜坡行走时,其行走姿势的生物力学要求较平地行走时发生了改变,要求下肢肌肉,例如臀部肌腱、上斜肌和股直肌以及股外肌有更强的活动能力。

国内外已有对于路况与人体特征参数相关性的研究,Bovi等^[7]定性分析了人体脚趾行走、脚跟行走和上楼梯和下楼梯时的下肢运动学特性,动力学特性以及肌肉活性,但其仅研究针对不同行走任务的表面肌电信号(EMG)包络解剖图。黄立男等^[8]和金德闻等^[9]通过提取人体下肢肌肉肌电信号的特征参数来识别不同的行走路况,如水平地面行走、障碍物跨越、上坡和下坡、上楼梯和下楼梯。Ma等^[10]分析了人体在4种不同路况下行走时胫骨前肌肌电信号的变化,包括正常行走、障碍跨越、上楼梯和下楼梯。然而,目前很少有系统分析不同路况对股内侧肌(VMO)、胫骨前肌(TIB)、半腱肌(SEM)和腓肠内肌(MED)等不同肌肉肌电信号的影响。

因此,本文通过分析人体在5种不同路况(平地、上坡、下坡、上楼、下楼)下行走时4组肌群(VMO、TIB、SEM和MED)的表面肌电信号特征参数,其中包括肌电振幅(AMP)、肌电积分(IEMG),以及频域特征参数平均频率(MPF)、中位频率(MF),这些参数最能体现肌肉群运动时的机制特点,由此可以探究人体在不同路况行走时双下肢主要肌群的运动机制,本文的研究结果可为地形自适应辅助设备的设计和改进行提供基本理论支持。

1 材料与方法

1.1 研究对象

本实验的目的是找到不同下肢动作过程与肌肉表面肌电信号之间的内在联系,由于人类的双下肢行走有着较为一致的特征,因此为方便实验开展,本文招募了16名自愿参加本研究的健康青年(年龄 (24.5 ± 0.5) 岁,身高 (163.7 ± 2.2) cm,体质量

(51.3 ± 2.3) kg)作为研究对象。要求受试者下肢健康,排除运动异常和下肢肌肉骨骼疾病的参与者;所有参与者均不是敏感性皮肤,并且在测试前48h没有进行剧烈运动。

1.2 实验环境与设备

本实验中,水平路况的距离为10m,坡度路况是通过坡度为 15° 的步态实验平台完成的,楼梯行走是通过宽度、高度和深度分别为900mm、180mm和280mm的定制楼梯来完成的。

本实验的测试设备主要由VICON T40-S型三维光学运动捕捉系统(英国VICON公司)、AMTI-BP400600型三维测力台(美国AMTI公司)、Telemetry 2400 DTS型无线表面肌电遥测仪(美国Noraxon公司)、步态行走实验台以及随行保护装置组成。测力台尺寸为 $464\text{mm}\times 508\text{mm}$,实验中设置其采集频率为1000Hz。实验分析所用软件采用的是Telemetry 2400 DTS型无线表面肌电遥测仪自带的分析软件MyoResearch XP Master Edition,以及SPSS 19.0统计分析软件,信号数据采集频率设定为1.5kHz,运用这套分析软件可以对原始表面肌电信号进行预处理,其中包括整流和平滑。

1.3 实验方案

让受试者充分暴露双下肢待测肌群,实验人员去除毛发之后,用细砂纸打磨以清除皮肤表面角质,用医用酒精棉球充分擦拭局部皮肤脱脂。待酒精挥发后,贴好一次性心电电极,每块测试肌肉贴两个电极片,中心间距为2cm,与测试肌肉纤维的长轴方向平行;1个参考电极(粘贴前要激活)粘贴在测试电极外侧10cm范围内,其与测试电极之间的连线要保持平整,不要扭曲折叠^[11-12]。待测肌群分别为:左、右股内侧肌(LVMO/RVMO),左、右胫骨前肌(LTIB/RTIB),左、右半腱肌(LSEM/RSEM)和左、右腓肠内肌(LMED/RMED),如图1所示。传感器放置程序遵循文献[13]中的标准说明。

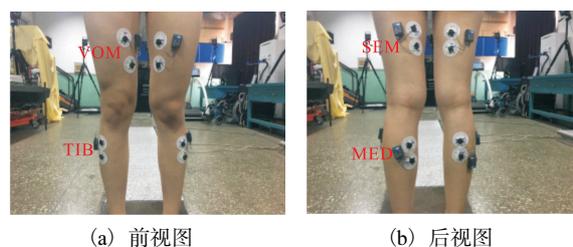


图1 肌肉的选择和电极的位置

Fig. 1 Selection of muscles and the position of electrodes

在实验开始前,实验人员向受试者详细介绍实验

过程,并在收集任何数据之前已征得受试者同意.对 VICON 系统进行调试,使表面肌电采集系统和足底压力采集系统与其同步,并在系统中标定和建立实验环境,然后让受试者穿上实验用标准短裤并连接表面肌电传感器后开始实验.实验过程如下:①所有受试者以自我选择的速度直接在 5 个不同的路况(包括平地、上坡、下坡、上楼梯和下楼梯)下行走,路况的顺序是随机的.②每个受试者都以右肢开始行走.③每个受试者在同一种路况中重复行走 7 次,在每次行走测试间给受试者提供适当的组间休息,其中前两次行走作为适应性行走不包括在正式数据分析中.

1.4 数据处理

本文实验数据的导出及分析按以下步骤进行:

(1)利用 VICON 系统自带软件对数据精确地划分步态事件.在 VICON 系统中对每次实验运行动态模板后,VICON 系统将自动标记出步态周期中足跟着地、足趾离地等步态点,根据标记点可得到步态事件发生的精确时刻.分析时将跨步时间标准化为步态周期,即 0%对应一侧足首次足跟触地,100%对应同侧足再次足跟触地.同时,对站立相时间进行标准化,0%代表足跟着地,60%代表足趾离地^[14],这样就可实现不同组别的对比分析.

(2)在 MyoResearch XP Master Edition 软件中导出原始表面肌电图,表面肌电信号测试系统与 VICON 动作捕捉系统配套使用可以同步 VICON 系统中划分好的步态周期以及步态事件.

(3)在 MyoResearch XP Master Edition 软件中对实验过程中采集到的原始表面肌电信号进行频谱/疲

劳(Frequency/Fatigue)分析,导出各频域参数(平均频率和中位频率),频谱/疲劳报告分析按每 1 s 为一节段进行标记分析.

(4)在 MyoResearch XP Master Edition 软件中对原始表面肌电信号进行预处理(Signal Processing).预处理包括全波整流(Rectification)和平滑(Smoothing),平滑采用移动平均(Mean)计算,时间窗设置为 50 ms,然后对处理过的表面肌电信号进行标准振幅(Standard Amplitude)分析,导出各时域参数(平均肌电振幅和肌电积分值).标准振幅报告分析取每次步行数据中左腓肠内肌中间的 5 次肌肉活动,以每次活动为一节段进行手动打标(Marker).

(5)应用 SPSS 19.0 统计分析软件对不同路况下各受试肌群的各项参数进行单因素方差分析,检验各肌群表面肌电各参数在各路况下的变化情况,显著性检验标准为 $P < 0.05$ ^[15]. *表示 $P < 0.05$ 为显著性差异,**表示 $P < 0.01$ 为极显著性差异,均有统计学意义.

2 结果与分析

2.1 不同路况下人体下肢肌群特征参数分析结果

本研究对受试者在不同路况下行走时 4 组肌群的表面肌电信号特征参数的平均值、标准差进行整理分析,见表 1—表 4.其中:路况 LG 表示水平地面、路况 UH 表示上坡、路况 DH 表示下坡、路况 US 表示上楼梯、路况 DS 表示下楼梯;AMP 表示肌电振幅(μV)、IEMG 表示肌电积分($\mu V \cdot s$)、MPF 表示平均频率(Hz)、MF 表示中位频率(Hz).

表 1 16 名受试者不同路况下行走时各肌群肌电振幅
Tab.1 AMP of all muscles of 16 subjects on different terrains

路况	AMP/ μV							
	RVMO	LVMO	RTIB	LTIB	RSEM	LSEM	RMED	LMED
LG	20.50 ± 3.47**	24.94 ± 1.66**	29.78 ± 1.38	26.85 ± 4.48	36.32 ± 3.07	37.07 ± 4.60	24.48 ± 1.63**	20.30 ± 1.81**
UH	30.23 ± 3.40**	35.63 ± 1.96**	29.43 ± 2.76	29.88 ± 1.75	55.23 ± 4.66	62.42 ± 3.68	36.60 ± 3.78*	28.15 ± 1.94*
DH	29.03 ± 1.94**	38.03 ± 2.66**	21.10 ± 3.75	22.68 ± 1.89	25.73 ± 2.57*	34.20 ± 2.62*	21.81 ± 2.48**	15.85 ± 1.58**
US	33.68 ± 6.92	33.48 ± 4.03	24.06 ± 5.14	26.91 ± 2.77	38.44 ± 4.18**	51.71 ± 4.98**	25.03 ± 0.57*	22.69 ± 1.00*
DS	27.20 ± 6.92	30.87 ± 5.13	16.91 ± 2.35	16.02 ± 0.68	18.80 ± 5.59**	31.62 ± 5.02**	19.65 ± 2.01	18.62 ± 1.83

表 2 16 名受试者不同路况下行走时各肌群肌电积分
Tab.2 IEMG of all muscles of 16 subjects on different terrains

路 况	IEMG/ $(\mu V \cdot s)$							
	RVMO	LVMO	RTIB	LTIB	RSEM	LSEM	RMED	LMED
LG	10.63 ± 2.22**	13.58 ± 1.26**	15.41 ± 0.78	14.14 ± 1.99	18.11 ± 1.35	18.55 ± 2.74	13.61 ± 2.09*	10.65 ± 1.38*
UH	15.73 ± 1.56**	18.31 ± 0.77**	14.99 ± 1.43	15.17 ± 0.95	31.17 ± 2.10	27.72 ± 2.32	18.69 ± 2.66*	14.55 ± 1.31*
DH	14.94 ± 0.99**	19.46 ± 1.31**	11.73 ± 3.53	12.66 ± 3.15	13.45 ± 1.13*	17.20 ± 1.88*	11.17 ± 1.40**	8.26 ± 1.02**
US	17.19 ± 3.25	17.16 ± 1.99	12.75 ± 2.22*	14.57 ± 1.44*	19.28 ± 2.23	24.27 ± 4.82	12.75 ± 0.75*	11.64 ± 0.93*
DS	14.53 ± 3.35	15.90 ± 2.82	8.90 ± 1.15	9.09 ± 0.88	10.11 ± 3.16**	16.25 ± 2.76**	10.60 ± 1.19	10.57 ± 1.30

表3 16名受试者不同路况下行走时各肌群平均频率
Tab.3 MPF of all muscles of 16 subjects on different terrains

路况	MPF/Hz							
	RVMO	LVMO	RTIB	LTIB	RSEM	LSEM	RMED	LMED
LG	46.93 ± 16.32	43.17 ± 17.83	49.78 ± 9.83**	68.62 ± 9.72**	87.1 ± 11.17	84.82 ± 5.42	69.68 ± 10.32	76.91 ± 8.59
UH	62.39 ± 5.02	51.84 ± 10.49	55.97 ± 19.46	79.27 ± 10.54	91.1 ± 14.11	88.0 ± 11.65	61.55 ± 13.62*	72.49 ± 8.43*
DH	59.47 ± 5.01	59.85 ± 8.18	54.33 ± 11.32	64.02 ± 14.85	74.63 ± 9.11	67.5 ± 13.75	64.37 ± 10.87	81.16 ± 15.05
US	57.87 ± 26.08	58.67 ± 23.8	54.20 ± 11.82	69.48 ± 15.31	90.6 ± 13.21	80.49 ± 22.9	85.42 ± 30.85	78.49 ± 26.71
DS	66.42 ± 11.63*	88.62 ± 18.95*	68.60 ± 14.49	72.09 ± 6.10	88.3 ± 20.20	76.7 ± 24.29	85.45 ± 18.55*	99.61 ± 15.59*

表4 16名受试者不同路况下行走时各肌群中位频率
Tab.4 MF of all muscles of 16 subjects walking under different road conditions

路况	MF/Hz							
	RVMO	LVMO	RTIB	LTIB	RSEM	LSEM	RMED	LMED
LG	35.66 ± 20.29	33.40 ± 19.98	47.67 ± 6.45**	57.89 ± 5.50**	35.66 ± 7.09	33.4 ± 10.20	44.41 ± 10.69*	58.20 ± 9.10*
UH	49.08 ± 11.11	40.66 ± 11.25	59.45 ± 7.40	71.39 ± 8.55	49.08 ± 8.25	40.7 ± 14.71	52.14 ± 9.04	62.21 ± 14.80
DH	49.79 ± 9.53	46.76 ± 9.06	46.42 ± 6.53**	57.86 ± 8.06**	57.57 ± 8.00	46.4 ± 15.40	44.03 ± 7.36	57.67 ± 12.97
US	45.78 ± 7.68	54.99 ± 14.89	41.57 ± 7.00*	61.15 ± 11.70*	68.0 ± 11.04	69.39 ± 9.53	67.78 ± 16.97	66.95 ± 18.52
DS	56.53 ± 15.81	67.17 ± 18.18	33.15 ± 7.21*	54.03 ± 12.02*	55.60 ± 7.89	50.74 ± 9.76	64.48 ± 25.17	77.33 ± 15.16

由表1—表4可知:对于VMO,平地、上下坡时的AMP左右下肢有极显著性差异,表现为双侧VMO的AMP优势侧的均值小于非优势侧(由平均值可判断,以下同);对于SEM,下坡、上下楼时AMP左右下肢有显著性差异,表现为双侧SEM的AMP优势侧的均值小于非优势侧,在上下楼时差异更显著;对于MED,平地、上下坡及上楼时AMP左右下肢有显著性差异,表现为双侧腓肠内肌的AMP优势侧的均值小于非优势侧,在平地、下坡时差异更显著。双下肢各肌群在各路况下的IEMG左右侧对比分析结果与各路况下AMP左右侧对比分析结果基本一致,只是在个别路况下稍有差别,如上楼时双侧TIB的IEMG值左右下肢有显著性差异,表现为双侧TIB的IEMG值优势侧的均值小于非优势侧,上楼时双侧SEM的IEMG值左右下肢无差异。

对于VMO,下楼时MPF值左右下肢有显著性差异,表现为双侧VMO的MPF优势侧的均值小于非优势侧;对于TIB,平地时MPF左右下肢有极显著性差异,表现为双侧TIB的MPF优势侧的均值小于非优势侧;对于MED,上坡、下楼时MPF左右下肢有显著性差异,表现为双侧MED的MPF优势侧的均值小于非优势侧。平地、下坡、上下楼时TIB左右下肢的MF有显著性差异,表现为双侧TIB的MF优势侧的均值小于非优势侧;平地时MED的MF左右下肢有显著性差异,表现为优势侧的MF小于非优势侧的中位频率。

此外,受试者双下肢4个肌群的面肌电信号特征参数在不同路况中的变化表现不同,并且在不同路

况下行走时,同一肌群的做功量不同。在不同路况下行走时,同一组肌群的AMP、EMG、MPF和MF等特征值会随之发生变化。对于右下肢,在上坡行走期间,SEM和MED的AMP和IEMG与在水平地面行走时相比显著增加;在上楼行走期间,VMO的AMP和IEMG与在水平地面行走时相比显著增加。对于左下肢,在上坡行走期间,VMO,SEM和MED的AMP和IEMG与水平地面行走时相比显著增加。在上楼行走期间,VMO和SEM的AMP和IEMG与在水平地面行走时相比显著增加。

综上所述,AMP和IEMG比MPF和MF更能够反映不同路况行走时所有肌群的变化情况。此外,AMP和IEMG的变化相似,但AMP可以更全面地反映不同路况行走中所有肌群的变化情况。

2.2 不同路况下人体下肢关节肌肉力分析结果

平地时各受试肌群一个步态周期内的AMP变化如图2所示。各受试肌表面肌电信号在支撑期(一个完整步态周期的0~60%)均表现活跃。

支撑期主要是支撑身体、保持平衡及提供行走动力的过程。足跟着地时,外力的作用是使髋、膝关节屈曲,因此SEM和VMO此时均强烈收缩,使髋、膝伸展,防止屈曲,防止跌倒,从而维持身体前后方向的稳定;而此时外力对踝关节的作用是使其跖屈,为使踝关节的跖屈运动得到控制,TIB收缩,对抗外力使踝背屈,以使全足平稳着地。支撑中期(一个完整步态周期的15%~45%)、末期(一个完整步态周期的45%~60%),MED强烈收缩,使足跖屈运动,产生前进的推力,使人向前迈步。摆动末期(一个完整步态

周期的 90%~100%) SEM 肌电出现一个较大的峰值, 由于摆腿阶段要将观测腿抬离地面, 主要完成的是膝关节的屈曲, 因此, 其主要收缩肌肉 SEM 兴奋.

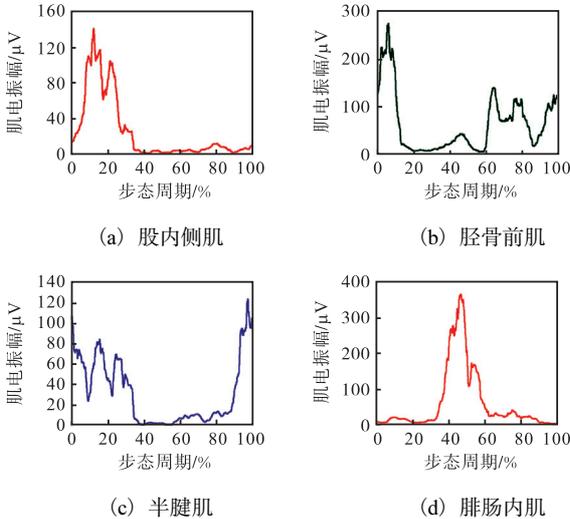


图 2 平地时各受试肌群一个步态周期内的肌电振幅变化
Fig. 2 AMP changes of all muscles in one gait cycle during level walking

上坡时各受试肌群一个步态周期内的 AMP 变化如图 3 所示. 上坡时各受试肌群在一个步态周期上的 AMP 变化与平地变化趋势类似, 但由于上坡时要克服重力做功, 肌电振幅普遍比平地时要大.

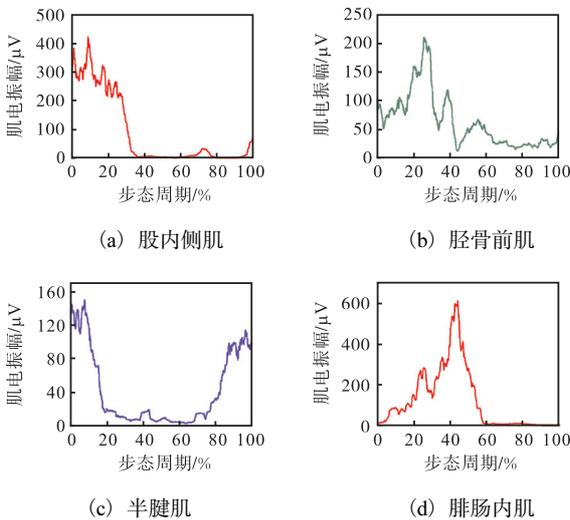


图 3 上坡时各受试肌群一个步态周期内的肌电振幅变化
Fig. 3 AMP changes of all muscles in one gait cycle going up-slope

下坡时各受试肌群一个步态周期内的 AMP 变化如图 4 所示. 下坡时, VMO、TIB、MED 在支撑期均有一定的活动, SEM 基本不活动; 摆动末期, VMO、TIB、SEM 均出现一个活动高峰; MED 在摆动期基本不活动.

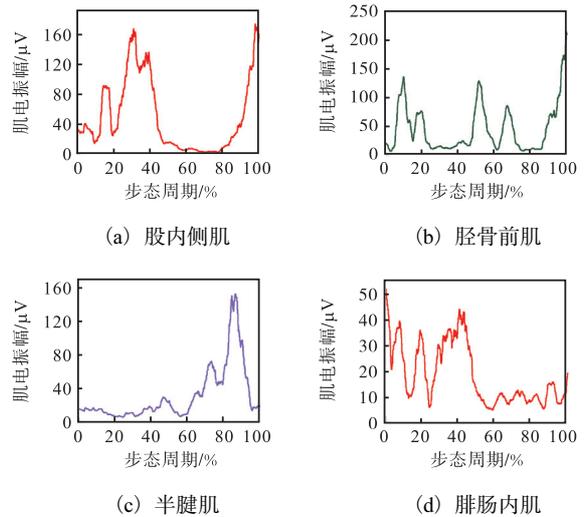


图 4 下坡时各受试肌群一个步态周期内的肌电振幅变化
Fig. 4 AMP changes of all muscles in one gait cycle going down-slope

上楼时各受试肌群一个步态周期内的 AMP 变化如图 5 所示. 各受试肌表面肌电在一个步态周期内的变化规律与平地时类似. 支撑期观测腿负责完成向上提升身体的任务, 在其足跟着地时, VMO 和 SEM 强烈收缩, 使髋、膝伸展; TIB 强烈收缩, 使踝关节的跖屈运动得到控制. 支撑中、末期, MED 强烈收缩, 使足跖屈. 由于该过程需要克服重力做功, 上述肌肉的兴奋时间和兴奋程度均大于平地行走时支撑阶段各肌群的表现. 摆动前期(一个完整步态周期的 60%~70%)、末期 SEM 的肌电均出现了一个较大的峰值, 这可能是由于上楼时腿部抬高高度比平地时大.

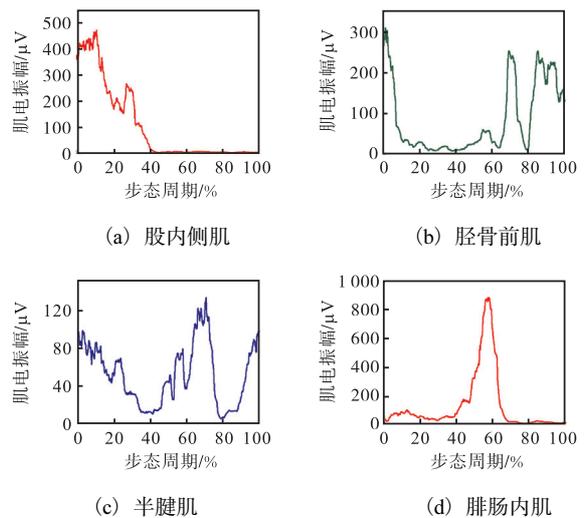


图 5 上楼时各受试肌群一个步态周期内的肌电振幅变化
Fig. 5 AMP changes of all muscles in one gait cycle going upstairs

下楼时各受试肌群一个步态周期内的 AMP 变化如图 6 所示.

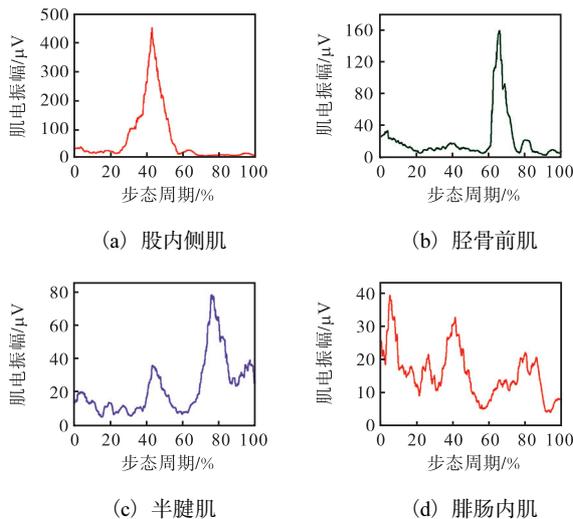


图6 下楼时各受试肌群一个步态周期内的肌电振幅变化
Fig. 6 AMP changes of all muscles in one gait cycle going downstairs

下楼时, VMO 在支撑中、末期有一个较大的峰值, 其他时刻均为静止状态; SEM 在支撑末期有一定的活动, 在摆动中期(一个完整步态周期的 70%~90%) 出现一个较大的峰值; MED 在整个步态周期内均有活动, 在支撑前期(一个完整步态周期的 0~15%) 活动最大. 支撑期踝关节做跖屈运动, MED 对其作用力增强, 因此在支撑期一直处于活跃状态; 其他两个关节在支撑前期基本没有活动, 在支撑中、末期主要做屈曲动作, VMO、SEM 因此活动活跃. TIB 在摆动前期有一个较大的峰值, 其他时刻均为静止状态.

3 讨论

本研究表明健康青年人的左右下肢存在优势侧和非优势侧, 与李青青等^[14]在对正常人平地行走(10 m)时小腿前侧肌群 TIB、后侧肌群 MED 的表面肌电信号的研究中得出的结论一致. 造成健康青年人左右下肢之间的 AMP 和 IEMG 存在差异的原因, 可能是中国大多数健康成年人右侧肢体为优势侧, 在完成功耗相等的步行运动时, 优势侧只需要募集较少的运动单位, 运动单位数量少, 则放电小, 导致平均肌电振幅、肌电积分小; 但是, 对于同一肌肉、不同路况条件下所得出的对比分析结果不一致, 这可能是因为在完成某一动作时双下肢肌群均需要募集较多的运动单位, 而将本身存在的差异性掩盖了.

本研究还表明, 双下肢同一肌群的肌电信号特征参数在不同的路况下有所不同. 在不同路况下行走

时, 同一肌群的 MPF 和 MF 的变化可能是由于慢肌纤维(STF)和快肌纤维(FTF)比例的变化造成的. 当完成一个动作时, STF 比例的增加和 FTF 比例的减小会导致 MPF 和 MF 的减小, 相反 STF 比例的减小和 FTF 比例的增加将导致 MPF 和 MF 的增大. 在完成上坡和上楼行走时与在平地行走时相比, 人体需要克服重力做功, 此时参加工作的运动单位的数量增多、放电增加, 导致特征参数的增加, 人体在上坡时大腿及小腿后侧肌群克服重力做功明显, 上楼时大腿肌群克服重力做功明显, 因此 AMP 和 IEMG 增加. 此外, 上坡时大腿和小腿后肌群明显地做功克服了重力, 导致 SEM 和 MED 的 AMP 和 IEMG 与平地行走时相比显著增加. 在上楼梯时, 大腿前肌群为克服重力做功明显, 导致 VMO 的 AMP 和 IEMG 与水平地面行走时相比显著增加. 下坡及下楼时 VMO 和 TIB 的 AMP 和 IEMG 较平地行走时显著减小, 上坡、下坡、上楼及下楼的特征参数均有明显区别.

根据本研究结论提出的下肢辅助系统控制策略如下:

平地行走时, 在支撑前期主要是髋关节、膝关节的伸展, 以及踝关节的背屈, 对应人体 SEM、VMO、TIB 的活动增强, 因此在系统的控制系统设计时, 在其步态周期 0~15% 的时间上述三处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力, 以确保系统前后方向的稳定以及使其足平稳着地: 在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动髋关节伸展; 在大腿前内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节伸展; 在小腿前外侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈. 支撑中末期, 主要是踝关节的跖屈运动, 对应人体 MED 的强烈收缩, 因此在系统的控制系统设计时, 在其步态周期 15%~60% 的时间应该在腓肠内肌对应人体解剖学的位置施加控制力, 以产生前进的推力, 使其向前迈步: 在小腿后内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节跖屈. 摆动期主要动作是膝关节的屈曲, 对应 SEM 肌电活动活跃, 因此在系统的控制系统设计时, 在其步态周期 60%~100% 的时间应该在 SEM 对应人体解剖学的位置施加控制力, 以使其摆动腿抬离地面: 在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节屈曲.

上坡时, 与平地控制策略类似, 但由于上坡时要克服重力做功, 上坡时的驱动力应该比平地时要大. 在其步态周期 0~15% 的时间(支撑前期) SEM、VMO、TIB 三处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力, 以确保系统前后方向的稳定以及使其足平稳着

地:在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动髌关节伸展;在大腿前内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节伸展;在小腿前外侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈;在其步态周期 15%~60%的时间(支撑中、末期)MED 对应人体解剖学的位置施加控制力,以产生前进的推力,使其向前迈步;在小腿后内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节跖屈.在其步态周期 60%~100%的时间(摆动期)SEM 对应人体解剖学的位置施加控制力,以使其摆动腿抬离地面;在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节屈曲.

下坡时,在其步态周期 0~15%的时间(支撑前期),膝关节一直处于屈曲状态,踝关节一直处于跖屈状态,导致 MED 表面肌电活跃,因此在系统设计时应该在此处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力,以确保系统前后方向的稳定以及使其足平稳着地;在小腿后内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节跖屈;在其步态周期 15%~60%的时间(支撑中、末期)VMO、TIB 对应人体解剖学的位置施加控制力,以产生前进的推力,使其向前迈步;在大腿前内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节伸展;在小腿前内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈.在其步态周期 60%~100%的时间(摆动期)SEM 对应人体解剖学的位置施加控制力,以使其摆动腿抬离地面;在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节屈曲.

上楼时,在其步态周期 0~15%的时间(支撑前期)SEM、VMO、TIB 三处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力,以确保系统前后方向的稳定以及使其足平稳着地;在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动髌关节伸展;在大腿前内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节伸展;在小腿前外侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈.在其步态周期 15%~60%的时间(支撑中、末期),对应人体 MED 强烈收缩,因此在系统的控制系统设计时,应该在 MED 对应人体解剖学的位置施加控制力,以产生前进的推力,使其向上迈步并使身体重心向上移动;在小腿后内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节跖屈.在其步态周期 60%~100%的时间(摆动期),主要动作是膝关节的屈曲以及踝关节的背屈,对应 SEM、TIB 肌电活动活跃,因此在系统的控制系统设计时,在其步态周期 60%~100%的时间应该在上述两处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力,以使其摆动腿向上接触目标台阶;在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节屈曲;在小腿前内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈.

下楼时,在其步态周期 0~15%的时间(支撑前期)MED 对应人体解剖学的位置施加控制力,以确保系统前后方向的稳定以及使其足平稳着地;在小腿后内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节跖屈.在其步态周期 15%~60%的时间(支撑中、末期),对应人体 VMO 强烈收缩,因此在系统的控制系统设计时,应该在 VMO 对应人体解剖学的位置施加控制力,以产生前进的推力,使其向下迈步并使身体重心向下移动;在大腿前内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节伸展.在其步态周期 60%~100%的时间(摆动期),主要动作是膝关节的屈曲以及踝关节的背屈,对应 SEM、TIB 肌电活动活跃,因此在系统的控制系统设计时,在其步态周期 60%~100%的时间应该在上述两处肌群对应人体解剖学的位置施加控制力,以使其摆动腿向下接触目标台阶;在大腿后内侧的位置施加驱动力以驱动膝关节屈曲;在小腿前内侧的位置施加驱动力以驱动踝关节背屈.

4 结 语

本文对健康青年受试者在不同路况下行走时 4 组主要肌群(VMO、TIB、SEM、MED)的表面肌电信号变化情况进行了测试和记录,并运用统计学方法对各肌肉群表面肌电信号的特征参数进行分析,结果表明:健康青年人的左右下肢存在优势侧和非优势侧,平地行走及上下坡时,RVMO 的 AMP、IEMG 小于左侧;平地行走、下坡及上下楼梯时,RTIB 的 MPF、MF 小于左侧;下坡及上下楼时,RSEM 的 AMP、IEMG 小于左侧;平地、上下坡及上楼时,RMED 的 AMP、IEMG 小于左侧,平地、上坡及下楼时,其 MPF、MF 小于左侧.双下肢同一肌群的肌电信号特征参数在不同的路况下有所不同,双侧受试肌群在不同路况下的 AMP 和 IEMG 变化规律具有相似性,AMP 较 IEMG 能更全面地反映肌群各路况下的变化情况.MPF 和 MF 没有较多的变化,MF 较 MPF 能更全面地反映肌群各路况下的变化情况,不同路况下的特征参数区分明显:人体在上坡时大小腿后侧肌群克服重力做功明显,上楼时大腿前侧肌群克服重力做功明显,上坡、下坡、上楼及下楼的特征参数之间均有明显区别.

由于肌电信号可以控制肌肉的收缩,且收缩力的大小与参与运动单位的数量和每个运动单位的神经冲动的接收频率有关,因此可以根据各路况下主要肌

群的表面肌电信号特征值的区别,将某一路况同其他路况区别开来,为下肢智能动作辅助系统的设计策略以及双足机器人/智能助行器的优化设计提供参考。

参考文献:

- [1] Huang H, Kuiken T A, Lipschutz R D. A strategy for identifying locomotion modes using surface electromyography[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2009, 56(1): 65-73.
- [2] 李庆玲. 基于 sEMG 信号的外骨骼式机器人上肢康复系统研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2009.
- [3] Williamson J D, Fried L P. Characterization of older adults who attribute functional decrements to "old age"[J]. Journal of the American Geriatrics Society, 1996, 44(12): 1429-1434.
- [4] Jeffers J R, Auyang A G, Grabowski A M. The correlation between metabolic and individual leg mechanical power during walking at different slopes and velocities[J]. Journal of Biomechanics, 2015, 48(11): 2919-2924.
- [5] 穆景颂, 倪朝民. 下背痛表面肌电的应用研究[J]. 安徽医学, 2010, 31(3): 287-289.
- [6] Jiménez M A, Gonzalez de Santos P. Terrain-adaptive gait for walking machines[J]. The International Journal of Robotics Research, 1997, 16(3): 320-339.
- [7] Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, et al. A multiple-task gait analysis approach: Kinematic, kinetic and EMG reference data for healthy young and adult subjects[J]. Gait & Posture, 2011, 33(1): 6-13.
- [8] 黄立男, 陈宏伟, 叶晓勤, 等. 经皮电神经刺激在机器人辅助上肢运动训练中对表面肌电信号的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2010, 25(10): 963-969.
- [9] 金德闻, 张瑞红, 王人成, 等. 具有路况识别功能的智能膝上假肢的研究[J]. 中国康复理论与实践, 2004, 10(5): 261-263.
- [10] Ma L, Yang Y, Chen N, et al. Effect of different terrains on onset timing, duration and amplitude of tibialis anterior activation[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2015, 19: 115-121.
- [11] 王静, 吴效明. 基于表面肌电的步态分析[J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(26): 4834-4840.
- [12] Clarys J P. Electromyography in sports and occupational settings: An update of its limits and possibilities[J]. Ergonomics, 2000, 43(10): 1750-1762.
- [13] 李青青, 吴宗耀. 正常步态 10 m 自由步行胫前后肌群的 SEMG 研究[J]. 中国康复, 2006, 21(4): 239-241.
- [14] 李洋, 张峻霞, 司莹. 基于足底压力和步态参数分析的水平行走遇滑失稳的自适应平衡反应研究[J]. 生物医学工程学杂志, 2015(6): 1217-1222.
- [15] 王人成, 黄昌华, 杨年峰, 等. 表面肌电信号测试分析系统的研制[J]. 中国医疗器械杂志, 1998, 22(3): 129-132.

责任编辑: 周建军