

文章编号:1004-7220(2017)06-0535-06

偏瘫患者步态特征的动力学仿真分析

束一铭¹, 钱竞光^{2a}, 戎科^{2b}, 冯雷^{2b}, 李兆霞¹

(1. 东南大学土木工程学院,南京 210096;2. 南京体育学院 a. 科研处,b. 健康系,南京 210014)

摘要: **目的** 研究偏瘫步态特征与下肢异常肌力之间的内在关系,阐明导致偏瘫步态的肌力原因并为临床治疗提供建议。**方法** 以偏瘫步态和正常步态为研究对象进行建模仿真,通过正常步态下仿真模型与实测数据对比验证模型有效性,对两种模型的运动学数据、地面反作用力(ground reaction force, GRF)及肌力等特征曲线进行差异分析。**结果** LifeMOD 仿真结果与测力台实测 GRF 曲线复相关系数为 0.922,动力学模型合理有效。偏瘫步态患者初始着地期胫前肌肌力小导致踝关节背屈不足,摆动前期腓肠肌肌力小,起不到蹬离推动作用。**结论** 胫前肌、腓肠肌软弱无力是偏瘫患者出现足下垂等偏瘫步态特征的主要原因,LifeMOD 建模仿真可协助诊断偏瘫患者的异常肌力。

关键词: 偏瘫步态; LifeMOD 软件; 多体动力学; 运动生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.009

Dynamic simulation analysis on gait features of hemiplegic patients

SHU Yi-ming¹, QIAN Jing-guang^{2a}, RONG Ke^{2b}, FENG Lei^{2b}, LI Zhao-xia¹ (1. School of Civil Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China; 2. a. Research Department, b. Department of Health, Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China)

Abstract: Objective To study the intrinsic relationship between hemiplegic gait features and abnormal muscle strength of lower limbs, so as to elucidate the muscle strength causes of hemiplegic gait and provide recommendations for its clinical treatment. **Methods** Models of hemiplegic gait and normal gait were established for simulation, and the validity of the models was verified by comparing the simulation model with measured data of the normal gait. The differences in kinetic data, ground reaction force (GRF) and muscle force between the two models were analyzed to explore the different dynamic characteristic of hemiplegic gait and normal gait. **Results** The complex correlation coefficient between LifeMOD simulation results and measured data was 0.922, indicating that the established dynamic model was reasonable and effective. Hemiplegic patient with low tibialis anterior muscle strength led to ankle dorsiflexion inadequacy during initial ground period, and low gastrocnemius muscle could not achieve the promoting effect from ground during preswing period. **Conclusions** The strength weakness of tibialis anterior muscle and gastrocnemius are the main reasons for foot drooping and other hemiplegic gait characteristics. LifeMOD modeling and simulation can assist the diagnosis of abnormal muscle strength in hemiplegia patients.

Key words: Hemiplegic gait; LifeMOD software; Multi-body dynamics; Sports biomechanics

脑卒中、脑瘫、小儿麻痹症等高发性疾病容易造成偏瘫,导致运动系统失去中枢神经调控,某个或某

几个肌群的收缩、抑制控制失常,引起偏瘫步态。步行过程中,偏瘫步态患者下肢伸肌和外展肌群肌张

收稿日期:2017-01-06; 修回日期:2017-05-14

基金项目:国家自然科学基金项目(31270998)。

通信作者:钱竞光,教授,E-mail:2867996025@qq.com。

力增高,步态表现以膝关节僵直^[1]、踝关节背屈不足、健侧代偿患侧以“拖拽”划圈前行为主要形式,患侧单支撑期占比小,步长、步速减小,步态周期显著增长及步态呈现不对称性^[2]。

步行是躯干和肢体共同参与的有节律的活动,正常的步态特征是神经指令、各环节平衡等因素协同控制的结果,神经控制以肌肉力的形式维持身体姿势和推动身体前进^[3]。从力学角度看偏瘫步态,不考虑关节、骨骼特性的影响,偏瘫患者的异常步态表现可认为是主动力肌群肌力的异常所导致,偏瘫患者患侧力量减弱或肌肉活动时出现差错,更多依赖健侧负重,增加了能量消耗及摔倒的危险,严重时久废失用,患侧肌肉萎缩丧失生活能力。因此,深入理解肌力与步态特征之间的关系,提出科学的肌力改善方式,为偏瘫步态的康复提供更加有效的治疗方案非常必要。

近年来,脑卒中的发病率呈现上升并年轻化的态势,偏瘫步态患者的增多使偏瘫步态的研究越来越受到国内外学者的重视。以运动学实验数据为基础,李青青等^[4]利用表面肌电图(surface electromyography, sEMG)分析正常步态和偏瘫步态的sEMG特征,验证了中枢神经系统损伤导致肌张力和运动控制的异常是导致偏瘫步态的主要原因,并分析胫前肌和腓肠肌在步行中的作用。以步态建模仿真为基础,Jansen等^[5]以正常步态为基础,通过调整肌肉长度和反馈速度模拟偏瘫步态的方式发现,肌肉长度和反馈速度的增加均会导致偏瘫步态。Knarr等^[6]通过对偏瘫步态患者康复训练的观察研究发现,跖屈肌功能的强化可有效改善偏瘫步态。钱竞光等^[7]建立偏瘫步态的肌肉骨骼模型,研究多通道电刺激下偏瘫患者治疗前后步长、步宽、最大关节角度的改变,探讨了多通道电刺激方法对偏瘫患者的治疗效果。

国内关于骨肌系统建模的研究始于上海交通大学王成焘教授“中国力学虚拟人”^[8]。目前,利用Vicon光学动态捕捉系统进行数据捕捉以及LifeMOD建模仿真计算的方法已较广泛应用于生物力学相关问题的研究中。郝卫亚等^[9-10]利用LifeMOD对体操中的跳马动作进行研究,获得跳马过程中的动力学特征及人体各关节受力情况。钱竞光等^[11-13]利用LifeMOD开创性建立了单杠后摆后空翻再握动作的

多刚体模型,并模拟5种常见步态下人体股骨的载荷工况,根据数值模拟结果为预防股骨颈骨折提出了合理的健康锻炼步态。

LifeMOD模型建立快速,以弹簧阻尼器定义肌肉的作用,以Gear刚性积分算法以及稀疏矩阵技术提高计算效率,通过闭环伺服系统寻找与运动数据最匹配的模型解^[14],根据标记点(marker)数据建模,获得人体关节力、肌肉力等动力学特征值。因此,本文通过LifeMOD建立模型进行仿真模拟,选择下肢重点肌群肌力作为研究关键,通过比较偏瘫患者和正常人步态周期内地面反作用力(ground reaction force, GRF)、关节力及肌力之间的差异,探究异常步态特征与下肢肌群肌力差异之间的关系,分析导致偏瘫异常步态的主要肌力原因。

1 基于LifeMOD的动力学仿真模拟

1.1 建模对象

选择南京体育学院1名大学生(年龄:21岁,身高:178 cm,体重:70kg)作为正常人步态的建模对象,步态表现正常,无内外翻现象;偏瘫步态样本选用1例2015年5月入住南京中大医院的脑梗死偏瘫患者(年龄:63岁,身高:173 cm,体重:81 kg),患者左腿肢体功能障碍,为首次脑卒中发病,发病6个月,在看护下能完成短距离步行且有足够的平衡能力。实验前将研究方案告知两位受试者,偏瘫步态和正常步态样本在实验前熟悉该步态实验步骤和要求。考虑到步态受试者的代表性及偏瘫步态导致的步态时空参数及肌肉力量的差异较大,忽略年龄因素的影响。

1.2 步态模型建立

建模过程主要包括Vicon步态数据捕捉、数据转换、LifeMOD参数化建模及调整,通过Vicon采集步态运动数据,以固定标记点的方式追踪人体35个部位标记点的运动学数据,并将数据转换为LifeMOD可用的slf文件,LifeMOD建立人体骨骼模型,任意两个环节之间由不同自由度的关节链接在一起,关节以弹簧阻尼器定义,软组织特性借助LifeMOD的参数库,通过生理横截面积(physiological cross-sectional area, PCSA)、最大组织应力来定义。

仿真中通过姿势调整及静平衡分析来缩小对应标记点动态捕捉与模型数据的差异,允许个别固定

标记点运动捕捉数据与模型数据解析之间的误差,以更好地维持模型的运动。逆向动力学中,通过微分控制器计算所需的力和力矩,一般设定 $D_{\text{gain}} = 0.01P_{\text{gain}}$ 。

1.3 模型验证

由于人体的特殊性,关节力及肌肉力难以直接测量,选择 GRF 和关节力来验证所建模型的合理性,对 LifeMOD 仿真结果及测力台实测垂直方向 GRF 数据进行复相关分析,并对比相关文献关于步行中关节力的研究结果,验证模型合理性。对 GRF 进行体重 (body weight, BW) 标准化以去除体重 G 的影响, $\lambda = F/G$ 。由于本文中的对比均为垂直方向力,故方向上不做定义。

1.3.1 支撑期竖直方向 GRF 对比 GRF 仿真结果与测力台实测数值曲线对比结果表明,两侧的趋势基本相同,峰值差异度小,步行时垂直 GRF 呈双峰型且步态中下肢负荷基本对称,初始着地期足跟落地后有一峰值,随足部放平,受力面积的增大使作用力减小,支撑后期足趾蹬离地面时出现另一峰值 (见图 1)。

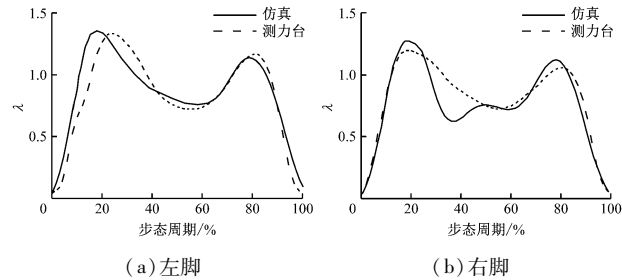


图 1 仿真结果与测力台实测数值对比
 Fig. 1 Comparison between simulation results and measured data from force platform (a) Left foot, (b) Right foot

结合于佳彬^[15] LifeMOD 模型有效性验证实验,采用复相关系数 (coefficient of multiple correlation, CMC) 评价仿真与实测结果动态变化的相关性:

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \frac{(x_{ij} - \bar{x}_j)^2}{n(m-1)}}{\sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n \frac{(x_{ij} - \bar{x})^2}{nm-1}}} \quad (1)$$

式中: m 为曲线的条数; n 为每条曲线中含有数据的个数; x_{ij} 为第 i 条曲线上的第 j 个数据; \bar{x}_j 为 m 条曲线的第 j 个数据的平均值; \bar{x} 为 m 条曲线 n 个数据的总体均值。CMC 越接近 1, 说明曲线的相似度越高。

左、右脚仿真与测力台实测垂直 GRF 的曲线 CMC 分别为 0.922 和 0.876, 仿真与测力台 GRF 峰值最大分别相差 28 N 和 70 N, 占测力台 GRF 峰值的 2.6% 和 6.5%, 到达峰值的时间平均相差 10 ms, 仿真结果在动态变化及特征时刻值上与测力台的结果高度一致, 说明本文模型用于计算 GRF 是合理的。

1.3.2 支撑期下肢关节力对比 人体下肢的肌肉骨骼系统具有缓冲减震的功能, 踝、膝、髋关节相比 GRF 峰值分别延迟 10、18、18 ms, 初始着地期足跟落地后 GRF 的峰值分别为 1.55 BW、2.14 BW 和 1.95 BW (见图 2)。文献 [16-17] 中研究获得日常生活中男性步行时最大关节接触力分别为 2.06 BW、2.18 BW; 本文正常步态志愿者体重 70 kg, 膝关节最大关节力 1.5 kN, 与文献 [16-17] 关节接触力的研究结果相差分别为 4% 和 3%, 故本文模型通过步态仿真获得的关节力也是合理的。

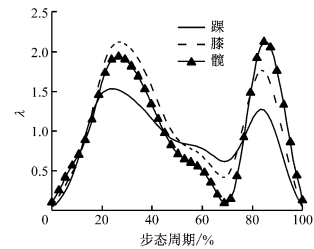


图 2 下肢各关节作用力曲线
 Fig. 2 Joint force curve of lower limbs

综上所述,从动力学研究角度方面。竖直 GRF 曲线和关节力峰值的比较结果表明,本文建立的 LifeMOD 步态仿真模型合理可用,可用于正常步态和偏瘫步态的动力学研究。

2 偏瘫与正常步态的差异分析

通过 LifeMOD 对正常步态和偏瘫步态的建立模型仿真模拟,比较偏瘫步态和正常步态下运动学数据及关节、重点肌群动力学特征的差异,研究异常肌力与偏瘫步态特性的关系。

2.1 运动学特征分析

偏瘫步态与正常步态步长、步速、步宽等数据的对比见表 1。其中,正常步态 A 为文献 [18] 中关于正常步态的研究数据。本文正常步态数据与文献 [18] 对正常人步态的研究数据相近。与正常步态

表1 偏瘫步态与正常步态的运动学数据

Tab.1 Kinematic data of hemiplegic gait and normal gait

受试侧	步长/m	步幅/m	步速/(m·s ⁻¹)	支撑相/%	摆动相/%	支撑时间/s	步宽/m
患者患侧	0.130	0.318	0.034	84.5	15.5	3.200	0.173
患者健侧	0.188	0.318	0.065	78.6	21.4	2.266	0.173
正常步态	0.750	1.497	1.347	60.5	39.5	0.660	0.129
正常步态 A	0.78 ± 0.09	1.57 ± 0.14	1.42 ± 0.11	61 ± 2	39 ± 2	0.67 ± 0.04	—

相比,偏瘫步态患者步长、步速较小,步宽、步态周期较长,患者两侧腿的支撑相占比均比正常人大,且双支撑相时间较长,患侧单支撑期明显小于正常步态。且偏瘫患者步宽较大,由于健患侧承载能力的差异,在步态周期内患者躯干摇摆,采用加大步宽的方式使身体站立的支撑面积增大,稳定躯干。

2.2 动力学特征分析

2.2.1 偏瘫与正常步态 GRF 对比

通过对表1偏瘫步态运动学数据的分析,结合图3发现,患者两侧承重能力下降,步速、步长减小,导致支撑阶段 GRF 减小。偏瘫步态竖直 GRF 曲线没有出现双峰型,尽管健患侧支撑时间差异不大,但患侧支撑中期及摆动前期时间长,患侧在足跟落地后大部分时间用于姿势调整,健侧摆动初期即患侧由支撑中期到足趾离地阶段,患侧力值变化大,且支撑不稳,患者更多地依赖健侧下肢承重,健侧在单支撑期内力值变化稳定,健侧足跟落地后 GRF 变化幅度大于正常步态,反映健侧足跟落地急促。

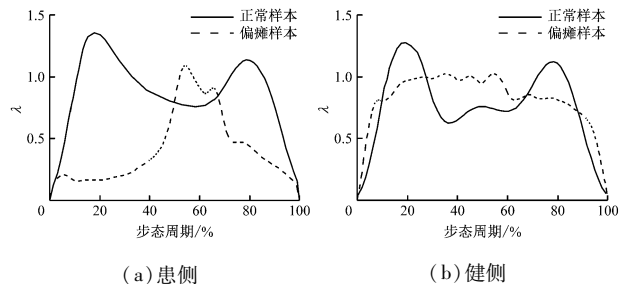


图3 偏瘫步态和正常步态竖直方向 GRF 时间曲线图

Fig.3 RGF-time curve between hemiplegic gait and normal gait in vertical direction (a) Affected side, (b) Healthy side

2.2.2 肌力差异分析

结合偏瘫步态的运动学步态数据和 GRF 的差异分析,选取偏瘫和正常步态之间有显著差异的肌群进行讨论,并结合相关文献分析对步态特征有显著影响的肌群。

(1) 足跟落地至支撑中期。从足跟落地至支撑中期阶段,对步态有较大影响的肌肉是股四头肌和胫前肌,偏瘫步态患者的股四头肌肌力小于正常人,且仅在接近支撑中期阶段作用,偏瘫步态股四头肌活动的时期有较大差异。对比胫前肌,偏瘫患者的胫前肌肌力小于正常人,且作用时间仅限于足跟落地的短时间内(见图4)。

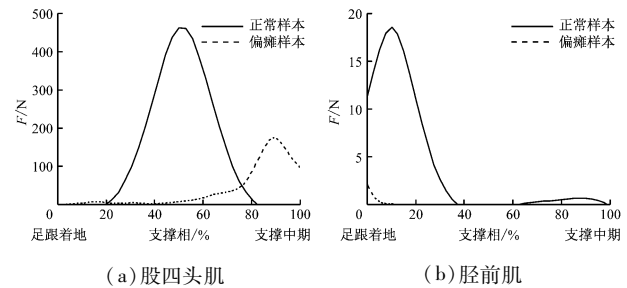


图4 足跟落地至支撑中期肌力曲线

Fig.4 Muscle strength curves during the period from heel-strike to mid-stance (a) Quadriceps femoris, (b) Tibialis anterior muscles

励建安等^[19]认为,首次落地异常是造成支撑相异常的最常见原因之一,结合相关文献表明的大脑卒中后患者常在站立期出现膝过伸现象^[20],在落地阶段膝关节弯曲时靠股四头肌离心性收缩来吸收 GRF,偏瘫患者股四头肌软弱无力,膝关节被动伸直处于过伸状态锁住关节,通过此方式增加步行的稳定性、维持患侧下肢的支撑,同时造成步长减小。胫前肌在足跟落地阶段起踝关节背屈的作用,偏瘫患者胫前肌肌力小,导致踝关节背屈不足,无法足跟先落地,被动“拖拽”划圈前行,说明胫前肌肌力过小及作用时间短是导致偏瘫患者足跟落地阶段步态异常的主要原因。

(2) 支撑中期至足趾离地。支撑中期至足趾离地阶段主要关注腓肠肌和比目鱼肌在摆动前期的蹬离作用。偏瘫患者的腓肠肌和比目鱼肌肌力均小于

正常人,腓肠肌活动时期与正常人相同,比目鱼肌作用未体现(见图5)。

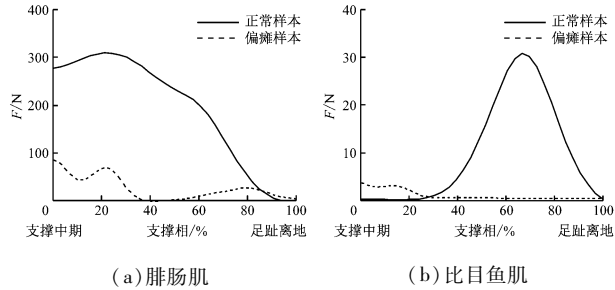


图5 支撑中期至足趾离地肌力曲线

Fig.5 Muscle strength curves during the period from mid-stance to toe-off (a) Gastrocnemius, (b) Soleus

在正常人支撑中期至足趾离地的步行中,依靠股四头肌的辅助伸膝,腓肠肌和比目鱼肌向心收缩使踝关节跖屈,腓肠肌占主导作用。偏瘫步态患者腓肠肌和比目鱼肌软弱无力,患者患侧跖屈不足,在摆动前期足趾离地前蹬离作用小。患者患侧腓肠肌无力是步行时无法向前蹬离,从而导致步态异常的原因。

(3) 足趾离地至足跟再次落地。足趾离地至足跟再次落地阶段,偏瘫患者髂腰肌肌力小,髂腰肌的作用未体现,偏瘫患者和正常人腓绳肌肌力差异不显著(见图6)。

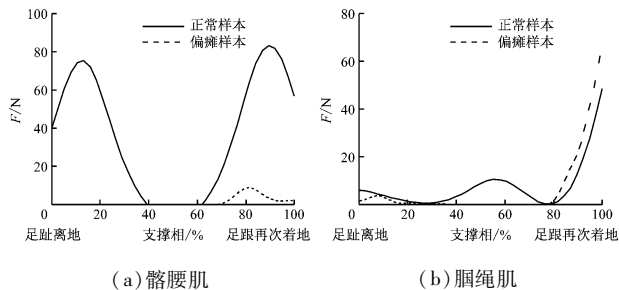


图6 足趾离地至足跟再次落地肌力对比

Fig.6 Muscle strength curves during the period from toe-off to heel-strike (a) Iliopsoas, (b) Hamstring muscles

在正常步态中,摆动期主要关注摆动初期足趾离地加速阶段,足跟再次落地前的减速作用,在摆动中期肌肉主要起保持继续向前行进的作用,正常人步态仿真结果符合这一趋势,偏瘫患者髂腰肌的肌力非常小,结合表1中该患侧步速小、患侧摆动过程中未体现加速过程,说明髂腰肌不足导致加速障碍。

3 结论

本文为探究导致偏瘫步态的肌力原因,结合偏瘫步态动力学研究的需要,建立步态的动力学模型,通过正常步态下 GRF 仿真结果与实测数据对比验证所建模型的合理性。对偏瘫步态和正常步态周期内运动学数据、GRF 及下肢重点肌群肌力进行差异分析,从步态的运动表现差异入手,分析导致偏瘫患者异常步态特征的肌力原因。研究表明,偏瘫患者的步态特征及其异常肌力间的关联为:

(1) 初始着地期,胫前肌肌力过小及作用时间短是导致偏瘫患者足跟落地阶段步态异常的主要原因;足跟落地至足部放平阶段,股四头肌软弱无力是造成膝关节过伸,影响步长。

(2) 支撑末期,足跟离地至足趾离地阶段,偏瘫步态患者腓肠肌无力是患侧蹬离作用无法体现的原因。

(3) 在摆动初期,患者腓绳肌肌力正常,髂腰肌过小是导致加速障碍,从而导致步速较小的原因。

综合偏瘫步态患者步态动力学仿真分析结果,改善该偏瘫患者异常步态的关键是在足跟落地期提升胫前肌肌力增加踝关节背屈,在支撑末期提升腓肠肌增加踝关节跖屈提高蹬离作用,使步态改善。后续研究将重点关注 LifeMOD 正向动力学仿真调整过程,借助偏瘫步态模型调整胫前肌和腓肠肌肌力以获得正常步态,探讨偏瘫步态患者异常肌力改善与步态特征改善之间的关系,模拟肌力改善对偏瘫步态康复、治疗的影响。

参考文献:

- [1] 王卫强,王卫平,荣湘江. 偏瘫步态的研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2003, 22(6): 630-633.
- [2] 王茂斌编. 偏瘫的现代评价与治疗[M]. 北京: 华夏出版社, 1990.
- [3] 沙姆韦·库克. 运动控制原理与实践[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2009.
- [4] 李青青, 吴宗耀. 步行中胫前后肌群的表面肌电图[J]. 神经损伤与功能重建, 2007, 2(2): 116-119.
- [5] JANSEN K, GROOTE FD, AERTS W, et al. Altering length and velocity feedback during a neuro-musculoskeletal simulation of normal gait contributes to hemiparetic gait characteristics [J]. J Neuroeng Rehabil, 2014, 11(1):

- 1-15.
- [6] KNARR BA, KESAR TM, REISMAN DS, *et al.* Changes in the activation and function of the ankle plantar flexor muscles due to gait retraining in chronic stroke survivors [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2013, 10(1): 1-8.
- [7] QIAN JG, RONG K, QIAN Z, *et al.* Effects of a multichannel dynamic functional electrical stimulation system on hemiplegic gait and muscle forces [J]. *J Phys Ther Sci*, 2015, 27(11): 3541-3544.
- [8] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. *医用生物力学*, 2006, 21(3): 172-178.
WANG CT. Mechanical virtual human of China [J]. *J Med Biomech*, 2006, 21(3): 172-178.
- [9] 吴成亮, 郝卫亚, 李旭鸿, 等. 体操跳马助跳板的动力学特征[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(6): 665-670.
WU CL, HAO WY, LI XH, *et al.* Kinetic characteristics of gymnastic vault springboard [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(6): 665-670.
- [10] 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.
- [11] 钱竞光, 宋雅伟, 叶强, 等. 步行动作的生物力学原理及其步态分析[J]. *南京体育学院学报(自然科学版)*, 2006, 5(4): 1-7.
- [12] 钱竞光, 苏超, 叶强. 人体平面运动动作多体系统动力学计算机模拟设计系统软件的研制[J]. *南京体育学院学报(自然科学版)*, 2006, 5(1): 1-4.
- [13] QIAN JG, LI ZX, ZHANG H, *et al.* Effectiveness of selected fitness exercises on stress of femoral neck using musculoskeletal dynamics simulations and finite element model [J]. *J Hum Kinet*, 2014, 41(1): 59-70.
- [14] 李旭鸿, 郝卫亚, 吴成亮, 等. 基于 LifeMOD 对跳马运动员推手动作用力学的仿真研究[J]. *中国体育科技*, 2014(6): 53-58.
- [15] 于佳彬. 对跳马落地动作的运动学分析及其动力学仿真研究[D]. 北京: 北京体育大学硕士学位论文, 2013.
- [16] 张洪. 常见步态下人体股骨力学特性的数值模拟及其分布规律研究[D]. 南京: 东南大学硕士学位论文, 2010.
- [17] 郑秀媛. 现代运动生物力学(精)[M]. 2版. 北京: 国防工业出版社, 2007.
- [18] 陈龙伟, 王珏, 高琳, 等. 正常青年人步态时空和运动学参数的可靠性分析[J]. *中国体育科技*, 2012, 48(2): 83-85.
- [19] 励建安, 孟殿怀. 临床步态分析基础[C]//首届实用康复医学论坛. 南京: [s. n.], 2006.
- [20] 石翠霞, 谢瑞娟, 和中月, 等. 脑卒中偏瘫膝过伸的原因分析及预防对策[J]. *医学研究与教育*, 2013, 30(1): 87-90.

“第三届全国生物力学青年学者学术研讨会”预告

(2018年5月11日—13日,重庆)

由国家自然科学基金委员会数理部力学处主办,中国科学院力学研究所承办的“第一届全国生物力学青年学者学术研讨会”于2014年10月在北京成功举办,东南大学和上海交通大学共同承办的“第二届全国生物力学青年学者学术研讨会”于2016年5月在江苏南京成功举办。该会议已被纳入专业委员会系列学术交流活动之一,每两年承办一次。该系列会议是按照国家自然科学基金委员会力学科学处的建议名单,采用邀请的方式参会。“第三届全国生物力学青年学者学术研讨会”将于2018年5月11日—13日在重庆举行,由重庆大学承办,吕永钢教授担任会议主席。本次会议拟邀请国内外知名学者介绍生物力学领域的前沿进展和科研经验;邀请40名左右国内生物力学领域活跃的青年学者与会,以邀请报告的形式介绍最新研究进展;并将以集中讨论和圆桌会议等多种形式进行研讨和交流,以期推动我国生物力学领域青年学者之间的学术交流和合作,促进青年学者成长,进一步推动我国生物力学学科的发展。

中国力学学会/中国生物医学工程学会生物力学专业委员会
暨中国生物物理学会生物力学与生物流变学专业委员会