

文章编号: 1004-7220(2020)02-0259-06

# 基于影像学构建个体化 OpenSim 下肢肌骨模型的生物力学研究应用进展

梅齐昌<sup>1,2</sup>, 顾耀东<sup>1,2</sup>, 孙冬<sup>1</sup>, 李建设<sup>1</sup>, Justin FERNANDEZ<sup>1a,2</sup>

(1. 宁波大学 a.大健康研究院, b.体育学院, 浙江 宁波 315211; 2. Auckland Bioengineering Institute, University of Auckland, Auckland 1010, New Zealand)

**摘要:**由于 OpenSim 肌骨系统模拟平台开源性,近年来快速发展且被大量研究使用。个体化 OpenSim 肌骨模型可计算基础的运动学与动力学数据,揭示神经肌肉控制、肌肉力量和几何学变化及关节接触力等信息;结合影像学建模分析病理步态的神经肌肉控制及辅具的人机工效学评估等研究均表明其应用的可靠性与可行性,但存在耗时及足踝关节模拟的局限性。构建个体化病理肌骨模型,能提升临床生物力学及医学工程研究的精准性和多样性,揭示不同病理特点,并为制定精准的诊断与康复方案、健康监测与评估状况及外部装置的工效学定制与测评提供科学依据,以及为未来该领域研究提供启示与方向。

**关键词:** OpenSim 肌骨模型; 医学影像; 个体化; 病理步态

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2020.02.021

## Progress on Biomechanical Research of Image-Based Subject-Specific OpenSim Lower Extremity Musculoskeletal Model

MEI Qichang<sup>1,2</sup>, GU Yaodong<sup>1,2</sup>, SUN Dong<sup>1</sup>, LI Jianshe<sup>1</sup>, Justin FERNANDEZ<sup>1a,2</sup>

(1.a. Research Academy of Grand Health Interdisciplinary, b. Faculty of Sports Science, Ningbo University, Ningbo 315211, Zhejiang, China; 2. Auckland Bioengineering Institute, University of Auckland, Auckland 1010, New Zealand)

**Abstract:** OpenSim musculoskeletal modelling has developed rapidly and been widely utilized due to its open-source. Apart from calculation of the basic kinematic and kinetic data, subject-specific OpenSim model could reveal information of neuromuscular control, muscle forces and geometry, and contact forces. Image-based modelling of the neuromuscular control in pathological gait and ergonomic evaluation of the prostheses confirmed the reliability and feasibility, but limitations in time-consumption and foot-ankle modelling also existed. The subject-specific modelling of pathological gait could improve the accuracy and diversity of clinical biomechanics and medical engineering research. It could also reveal the pathological features, and provide scientific evidence to design specific and accurate protocols of motor function diagnosis and rehabilitation, health monitoring and evaluation, and ergonomic customization and assessment of devices, as well as future directions and implications in the research field.

**Key words:** OpenSim musculoskeletal model; medical images; subject-specific; pathological gait

收稿日期: 2019-01-08; 修回日期: 2019-02-25

基金项目: 国家自然科学基金项目(81772423), 中新政府博士研究生奖学金项目

通信作者: 顾耀东, 教授, 博士生导师, E-mail: guyaodong@hotmail.com

OpenSim 是对人体肌肉骨骼系统(简称肌骨系统)进行可视化模拟分析的开源软件<sup>[1]</sup>,由美国斯坦福大学生物工程研究团队开发,通过 <https://simtk.org> 网站升级维护及相关拓展应用的共享,自2007年8月9日发布1.0版本,至今已更新至4.0版本。在该肌骨系统模型中,用户可通过 OpenSim 模拟分析关节运动学和动力学变化,肌肉激活度、肌肉力量和肌肉-肌腱单位的几何学及性能变化对关节接触力和力矩的影响<sup>[2-4]</sup>,与其功能相似的软件平台有 AnyBody<sup>®</sup>和 Life MOD<sup>™</sup>等。鉴于其免费、开源与共享等特征,OpenSim 通过插件架构鼓励用户自行开发个体化肌骨及关节模型、控制器及分析程序,以扩充 OpenSim 的功能及运用。SimTK 网站统计数据显示,截至2019年2月约有26.2万下载量。开源 OpenSim 模拟仿真软件旨在为医学工程研究学者开发、共享及延伸肌骨模型提供合作共享的工具和平台。

OpenSim 模拟分析可获取神经肌肉激活模式、肌肉力量和几何学变化、外界反作用力及实验室测试观察获得的机体运动模式之间的量化及因果关系等信息,通过揭示人体正常运动时肌肉协调控制的功能原理,探究异常动作的变化机理,结合模型预测潜在的变化,以提供相关防治和康复方案。目前已有大量研究揭示了走、跑及跳等基础动作的特征,随着医学与工程学交叉研究的紧密结合,基于影像学的个体化肌骨模型构建和研究不断开展,已运用到肥胖、糖尿病、偏瘫、髌膝踝关节异常、假肢及人工关节等异常步态机理分析与康复器具的人机工学评估等研究。本文对国内外应用超声、X光片、CT及MRI等影像于 OpenSim 个体化建模的研究进行检索,总结基于影像学个体化建模的原理及步骤,分析特殊步态下肢生物力学的表现及病理机制,揭示 OpenSim 在当前国际相关领域的研究应用情况,并评价该方法的优缺点,为个体化肌骨模型在临床生物力学和医学工程学的实践与应用研究提供理论背景与指导启示。

## 1 文献检索方法及删选标准

本文采用:①英文关键词——(Medical) Images (imaging)/OpenSim/Walking (walk)/Running (run)/Jumping (jump)/Gait 及 (Medical) Images

(imaging)、OpenSim、Hip/Knee/Ankle/Lower Extremity (Limb) 组合对 Web of Science、PubMed、Scopus 及 Google Scholar 等外文数据库进行检索;②中文关键词——(医学)影像并含 OpenSim 并含走(步行/行走)或含跑(跑步)或含跳(跳跃/纵跳)或含步态及(医学)影像并含 OpenSim 并含髌(关节)或含膝(关节)或含踝(关节)或含下肢(关节)组合对 CNKI、维普期刊及超星期刊等中文数据库进行检索;③检索包含在标题、关键词或摘要中的上述关键词;④时间范围——2007年1月1日~2018年10月31日。

文献资料依据下述标准进行剔除:①会议论文及综述论文;②写作语言非中文或英文的论文;③关于 OpenSim 数理模型验证或对比模型精准性类的研究论文;④需要明确指出所采用的模型,如 Opensim Gait 23dof92mta,指23个活动度(degree of freedom, DOF)及92个肌肉-肌腱单位(muscle-tendon actuators, mta)、Opensim Gait23dof54mta、19dof92mta等;⑤非结合影像学数据对走、跑、跳动作及下肢髌、膝、踝关节的应用研究论文;⑥模型数据需有实验数据进行对比验证,如模型获得的肌肉活动数据需有实验表面肌电数据作验证。依照文献检索及删选标准,获得论文20篇。

## 2 讨论

构建正常人群的肌骨模型,模拟分析基础动作的运动学、动力学、肌肉力学及几何学等变化并揭示肌肉活动的特异性及明确性,为异常动作模式的分析奠定基准和标杆。传统生物力学方法构建特殊个体的肌骨模型具一定的挑战性,因其较难明确不同特殊人群的生理解剖结构特征,如肌肉-肌腱单位几何学、肌肉起止点和力臂等个体化数据,及其表现出功能异常的动力学和肌肉活动特征和状况<sup>[1]</sup>。随着交叉学科研究的兴起,医学影像学为构建特殊个体化的肌骨模型提供了可行性和可靠性。下肢整体模型的构建包含下述步骤;①结合下肢MRI及CT影像数据运用 Mimics 或开源 Stradwin 等软件逆向构建下肢骨骼三维模型及基于肌肉的生理横截面积(physiological cross-sectional area, PCSA)确定肌肉走向和起止点;②运用开源 NMSBuilder 软件将个体化的三维骨骼(含标记的肌

肉起止点)转换成 OpenSim 兼容的骨骼几何学文件;③ 将转换后的几何学文件读入 OpenSim 可视化平台作为新建的个体化肌骨模型;④ 完成后续逆向运动学、逆向动力学、静态优化、残余缩减及计算肌肉控制等算法,获得基于个体化模型的关节运动学、动力学、肌肉激活水平及力量等数据。亦可结合超声影像数据或 X 光片对局部进行个性化重建,如结合超声影像获得肌肉羽状角及肌肉-肌腱单位的起止点,或采用 X 光片获得髋关节髋颈角度或膝关节内外侧接触点位置,通过上述局部调整构建个体化模型。

个体化 OpenSim 肌骨模型运用至运动机能异常和关节功能障碍的特殊人群,如糖尿病和偏瘫人群、肥胖及髋关节发育不良和膝、踝关节炎等,分析特殊人群异常动作模式的神经肌肉控制特点或关节负荷特征。

## 2.1 神经肌肉功能异常的研究应用

运动机能由神经肌肉系统协同作用完成,即由神经系统接收大脑信号传递至相关肌肉带动骨骼及关节运动。由于神经系统功能的障碍引起运动机能异常,称作“神经肌肉系统异常”,如糖尿病神经病变及脑性偏瘫。数据表明,全球约有 4 亿人口患糖尿病,到 2035 年将翻倍;糖尿病神经病变在糖尿病人群中多达 50%,伴随末端血管疾病,如足部溃烂,改变足部姿态和功能,影响下肢及全身运动系统机能。个体化肌骨模型分析正常及糖尿病人群的步态生物力学和肌肉功能,正常组胫骨后肌、比目鱼肌、拇趾屈肌、趾屈肌及趾伸肌的作用更强等;糖尿病组踝关节活动度(range of motion, ROM)降低且踝背屈肌群活动减弱;上述研究结果对制定提升关节 ROM 和肌力的针对性训练方案具有重要价值<sup>[5]</sup>。脑功能发育异常会导致神经肌肉系统出现运动功能障碍,如脑性偏瘫人群常呈现出“Duchenne”步态,即躯干向发育不良侧倾并保持骨盆平稳或在单支撑期提高摆动侧肢体;临床上解释为髋关节外展肌群的降阻代偿机制。通过构建个体化的三维肌骨模型,探究躯干侧倾对髋关节冠状面关节力矩及功率,发现躯干腰椎段在冠状面 ROM 比正常组大且显著降低髋关节力矩,而腰椎段力矩及功率均显著高于正常组,表明偏瘫组需代偿性地提高躯干肌群的功能和作用<sup>[6]</sup>。

由神经末端疾病等因素致下肢截肢的状况在临床中较为常见,为恢复截肢人群的运动能力,在截肢的末端配置具有能量储存及回弹功能的假肢;在假肢器具设计及评估时,由于人机工学及运动机能代偿等因素,常出现双侧下肢受力不对称、不同能耗及疼痛,产生下腰疼痛、对侧膝关节及髋关节炎等风险<sup>[7]</sup>。人机工学评估受模型影响,传统双环节 plug-in-gait 模型与六环节模型计算的运动学、动力学及肌肉活动有较大差异,且假肢的形态参数对于生物力学表现影响较大,对假肢的人机工学研究需结合假肢自身特点及身体模型,获得精准可靠的数据<sup>[8]</sup>。上述研究综述了末端神经功能异常的糖尿病及脑性偏瘫的肌骨系统控制和生物力学表现特征,为临床诊断及康复治疗提供科学依据及参考指南;然而,作者认为采用个体化 OpenSim 肌骨系统模拟神经肌肉异常的病理分析需考虑神经信号传导及肌肉控制,从而进一步深入揭示神经肌肉功能异常的特点,肌电信号(electromyography, EMG)和逆向运动学驱动的 OpenSim 肌骨系统模拟可克服该局限性,提高神经肌肉功能模拟的准确性。

## 2.2 肥胖症运动功能的研究应用

肥胖与许多疾病相关,是造成下肢关节退行性病变的一个可预防的风险因素。中等强度步行运动常作为减重的一项锻炼方式。研究表明,身体质量(body weight, BW)增加 5 kg,膝关节炎机率增加 35%<sup>[9]</sup>。运用肌骨模型对比计算正常与肥胖人群下肢关节的运动学、动力学和肌肉力学特点,探究股胫关节面接触力与潜在关节炎产生风险。不同步速及坡度行走时,肥胖组的股胫接触力高于正常组,且肥胖组膝关节弯曲较小,采用直腿行走策略,股四头肌肌力与正常组相似。慢速上坡行走时,落地期肥胖组股胫接触力降低 23%,正常组降低 35%;蹬离期表现出更大的股胫接触力(约 2.9 kN)。鉴于慢速上坡行走时较小的落地股胫接触力和负载率,该模式可能适合成年肥胖人群进行减重的运动,但存在膝关节疼痛的风险<sup>[9]</sup>。

生长发育阶段的肥胖儿童肌骨系统表现出代偿性结构变化,如双侧下肢髋、膝关节不对称,以及不同于普通正常人群的下肢负荷,均会引起关节的退行性变化。通过 X 光片确定髋和膝关节的几何

学,运用至个体化建模,发现肥胖儿童髌关节负荷显著增大,有较高的股骨颈轴向压缩力与垂直于轴向和内外向的剪切力及负荷增长率,在支撑期内髌关节伸的幅度降低<sup>[10]</sup>。膝模型发现股胫内侧接触力显著增长(17% BW),且肥胖组增长率为正常组的1.78倍,体脂含量的百分比与股胫内侧负荷呈高度线性相关,外侧无较大差异<sup>[11]</sup>。关于肥胖儿童髌与膝关节负荷的研究,对诊断肥胖儿童下肢运动机能病变、制定有效精准的身体活动方案具有重要理论参照及实践指导价值与意义;然而,不足之处在于相关评估均在特定干预前后,未来研究可开展实时监测反馈以实现动态干预。

### 2.3 髌、膝及踝关节功能异常的研究应用

髌关节的病变,如髌关节发育不良,引起股骨头及髌骨关节窝形态变化,而导致髌关节疼痛及周围组织的退行性变化,常表现出代偿性的步态变化。通过构建个体化的髌关节肌骨模型,与正常人群的对比研究发现,行走时髌关节伸的活动减少,髌关节外展及外旋和踝关节内旋力矩增大,髌关节前侧及外侧肌群活动减弱,后侧肌群活动增加,且髌关节接触力向后内侧转移<sup>[12-13]</sup>。临床上常对病变的髌关节开展前外侧、后外侧、前端重建或全关节面置换重建等治疗方案,对不同方案追踪研究发现术后执行台阶运动的髌关节负荷均低于参照人群,且表现出适应性的运动模式改变,但不同重建方案间未表现出显著差异<sup>[14]</sup>。长期代偿性运动也是导致关节退行性病变的病理因素之一,其中膝关节炎较为常见,步态测试对揭示关节炎生物力学变化具有重要价值。构建不同病变程度及时期的膝关节炎肌骨模型,早期膝关节炎的膝接触力与正常及确诊的膝关节炎无较大差异,需结合膝关节的内收力矩及屈力矩评估膝关节致病机理<sup>[15]</sup>;落地即刻膝关节接触力不受病变程度或时期影响,表明膝关节炎不采用降低最大接触力为代偿策略,而缩短步态支撑期内高强度负荷的时间是一种潜在策略<sup>[16]</sup>。计算膝关节内收力矩受模型运动轴的影响,如解剖(股骨上髌轴)和负重及非负重条件下功能运动轴的旋转,发现内收力矩因模型运动轴而不同;鉴于关节韧带松弛等因素对膝关节炎负荷的计算需考虑采用负重条件下的功能运动轴,从而解释负重条件下膝关节不稳<sup>[17]</sup>。股胫关节的内外侧接触点呈

动态变化,Zeighami等<sup>[18]</sup>结合内外及前后方向的静态下蹲膝关节X光片构建动态膝关节内外接触点的轨迹,并基于该动态轨迹计算内外侧接触力,与现有的线性接触轨迹及球状体接触轨迹进行对比,发现个体化的动态接触点轨迹对接触力影响较大,且受膝关节运动学制约。

常规的有氧运动在临床上为诊治膝关节炎的一项有效方案,能减缓膝关节疼痛并提升运动机能,而对于是否采用持续或间断性有氧步行干预尚无一致意见。通过开展持续45 min及3个15 min间断有氧步行运动测试,监测有氧运动时的强度(心率/min),并记录主观膝关节疼痛感指数和客观膝接触力数据,发现持续运动增大支撑期第1个膝接触力峰值22%~25% BW,导致主管疼痛感增加;相反,相同强度的间断有氧运动未增加膝关节疼痛感及接触力。研究表明,若进行30 min以上有氧运动时,建议开展相同强度的间断干预,从而降低膝关节疼痛感<sup>[19]</sup>。另一种治疗方案是采取全膝置换手术,以缓解疼痛及提升功能,而运动机能出现代偿反应常会使肢体运动和负重不对称,表现在膝和髌关节周围肌肉和运动功能变化,加大髌外旋和减小屈膝;股四头肌和髌外展肌群在下台阶、顺时针和逆时针步行时肌力减小,运动代偿策略均为降低股四头肌作用,防止全膝置换后的关节不稳或关节炎期间所形成主动缓解膝痛的策略<sup>[20]</sup>。个性化足踝矫正器行走功效分析发现,其能代偿下肢比目鱼肌功能的障碍并在支撑中后期提供主动的跖屈肌群作用<sup>[21]</sup>。

Passmore等<sup>[22]</sup>针对多环节肌骨系统异常的机理及生物力学表现开展研究,同步采集内外及前后影像学数据快速工程建模,获得个体化下肢模型,并与通用模型对比。结果发现,个体化模型更能精确揭示下肢力学表现,如髌关节及股髌关节接触力显著增大等信息,为临床治疗及康复管理提供依据。该研究综述了OpenSim肌骨模型在研究髌关节及膝关节病变的机理与相关康复治疗干预前后的变化,较为全面地揭示了髌膝关节相关肌肉控制、关节力矩及接触力等负荷的变化,有可靠的实验数据作为验证。然而,上述相关研究均耗时较久且需工程建模等知识背景,建议临床工作者开展跨学科合作研究以解决相关科学问题;特定病理刺

激会使关节的骨骼形态和肌肉功能出现适应性,结合相关影像数据三维建模进行主成分分析实现多维变量降维,找出共性变量,在临床应用时直接考虑主成分变量对病理的影响,可提高临床应用的时效性;且随着大量医学影像资料和工程技术的结合应用,个体化肌骨系统建模的流程也会发展地更加快捷、便利且科学。

少年特发性关节炎是常出现在儿童青少年人群中的肌骨系统疾病,会影响膝踝等关节的结构与功能,引起关节炎或软骨病变,严重会导致残疾。结合 MRI 影像数据重建个体化的髌膝踝关节,对比 4 种不同方案计算最大等长肌力及髌膝踝关节的接触力的差异,发现肌肉-肌腱作线性缩放及肌肉力-长度-速度关系能较好地预测膝关节接触力<sup>[23]</sup>。个体化的足踝肌骨模型,定义踝关节运动轴及跟腱、胫骨前/后肌、腓骨长/短肌、拇长屈/伸肌及指长屈/伸肌等起止点以加载负荷;对比基于 MRI 的踝关节运动轴与临床步态分析的运动轴对踝关节作用力的影响,发现肌肉及跟腱止点位置对踝关节作用力存在差异;表明模型可靠性对特殊病理人群研究结果的准确性具有较大影响,对于特殊人群需构建特定的个体化肌骨模型以开展可靠的科学研究<sup>[24]</sup>。OpenSim 的足踝关节具有较大局限性,常被定义为单轴旋转关节,模拟的肌肉活动具有局限性,该部分需结合多环节的足模型(如牛津足模型)进行优化。

### 3 结论

本文综述了基于影像学个体化 OpenSim 肌骨建模在神经肌肉控制及髌膝踝关节功能异常生物力学表现与机制的研究应用。现阶段基于影像学的足踝有限元研究中已有广泛应用<sup>[25-26]</sup>,相比传统生物力学研究方法,开源 OpenSim 个体化肌骨模型具有明显的优缺点。优点在于能够降低不同个体间生理解剖结构差异而产生的力学病理表现,可精准地应用至特定病理机制分析,并制定运动机能诊断与康复方案、监测与评估健康状况及外部鞋具、假体或植入装置的人机工效学定制与测评;缺点在于需多学科背景知识且个体化建模及后续分析过程较复杂,时效性不够。鉴于个体化肌骨模型对病理机制研究的可靠性与可行性,未来研究需探究简

化、快捷、便利且可靠的研究工作流程,如对膝关节炎关节几何学进行主成分分析降维,获得主要变量,临床应用时主要集中对主要变量干预的功效;对多环节足踝模型的研究与验证,如踝关节的内外翻及跖趾关节屈伸等。

### 参考文献:

- [1] DELP SL, ANDERSON FC, ARNOLD AS, et al. OpenSim: Open source to create and analyse dynamic simulations of movement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(11): 1940-1950.
- [2] ARNOLD EM, WARD SR, LIEBER RL, et al. A model of the lower limb for analysis of human movement [J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(2): 269-279.
- [3] PANDY MG, ANDRIACCHI TP. Muscle and joint function in human locomotion [J]. Annu Rev Biomed Eng, 2010, 12(1): 401-433.
- [4] RAJAGOPAL A, DEMBIA CL, DEMERS MS, et al. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2016, 63(10): 2068-2079.
- [5] SCARTON A, JONKERS I, GUIOTTO A, et al. Comparison of lower limb muscle strength between diabetic neuropathic and healthy subjects using OpenSim [J]. Gait Posture, 2017, 58(1): 194-200.
- [6] SALAMI F, NIKLASCH M, KRAUTWURST BK, et al. What is the price for the duchenne gait pattern in patients with cerebral palsy [J]. Gait Posture, 2017, 58(1): 453-456.
- [7] KARIMI MT, SALAMI F, ESRAFILIAN A, et al. Wolf, sound side joint contact forces in below knee amputee gait with an ESAR prosthetic foot [J]. Gait Posture, 2017, 58(1): 246-251.
- [8] RIGNEY SM, SIMMONS A, KARK L. A prosthesis-specific multi-link segment model of lower-limb amputee sprinting [J]. J Biomech, 2016, 49(14): 3185-3193.
- [9] HAIGHT DJ, LERNER ZF, BOARD WJ, et al. A comparison of slow, uphill and fast, level walking on lower extremity biomechanics and tibiofemoral joint loading in obese and nonobese adults [J]. J Orthop Res, 2014, 32(2): 324-330.
- [10] LERNER ZF, BROWNING RC. Compressive and shear hip joint contact forces are affected by pediatric obesity during walking [J]. J Biomech, 2016, 49(9): 1547-1553.
- [11] LERNER ZF, BOARD WJ, BROWNING RC. Pediatric obesity and walking duration increase medial tibiofemoral compartment contact forces [J]. J Orthop Res, 2016, 34

- (1): 97-105.
- [12] SKALSHØI O, IVERSEN CH, NIELSEN DB, *et al.* Walking patterns and hip contact forces in patients with hip dysplasia [J]. *Gait Posture*, 2015, 42(4): 529-533.
- [13] HARRIS MD, MACWILLIAMS BA, BO FOREMAN K, *et al.* Higher medially-directed joint reaction forces are a characteristic of dysplastic hips: A comparative study using subject-specific musculoskeletal models [J]. *J Biomech*, 2017, 54(1): 80-87.
- [14] WESSELING M, MEYER C, CORTEN K, *et al.* Does surgical approach or prosthesis type affect hip joint loading one year after surgery [J]. *Gait Posture*, 2016, 44(1): 74-82.
- [15] MEIRELES S, DE GROOTE F, REEVES ND, *et al.* Knee contact forces are not altered in early knee osteoarthritis [J]. *Gait Posture*, 2016, 45(1): 115-120.
- [16] RICHARDS C, HIGGINSON JS, Knee contact force in subjects with symmetrical OA grades: Differences between OA severities [J]. *J Biomech*, 2010, 43(13): 2595-2600.
- [17] MEIRELES S, DE GROOTE F, VAN ROSSOM S, *et al.* Differences in knee adduction moment between healthy subjects and patients with osteoarthritis depend on the knee axis definition [J]. *Gait Posture*, 2017, 53(1): 104-109.
- [18] ZEIGHAMI A, AISSAOUI R, Dumas R. Knee medial and lateral contact forces in a musculoskeletal model with subject-specific contact point trajectories [J]. *J Biomech*, 2018, 69(1): 138-145.
- [19] FARROKHI S, JAYABALAN P, GUSTAFSON JA, *et al.* The influence of continuous versus interval walking exercise on knee joint loading and pain in patients with knee osteoarthritis [J]. *Gait Posture*, 2017, 56(1): 129-133.
- [20] GAFFNEY BM, HARRIS MD, DAVIDSON BS, *et al.* Multi-Joint compensatory effects of unilateral total knee arthroplasty during high-demand tasks [J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(8): 2529-2541.
- [21] ARCH ES, STANHOPE SJ, HIGGINSON JS. Passive-dynamic ankle-foot orthosis replicates soleus but not gastrocnemius muscle function during stance in gait: Insights for orthosis prescription [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2016, 40(5): 606-616.
- [22] PASSMORE E, GRAHAM HK, PANDY MG, *et al.* Hip- and patellofemoral-joint loading during gait are increased in children with idiopathic torsional deformities [J]. *Gait Posture*, 2018, 63(1): 228-235.
- [23] MODENESE L, MONTEFIORI E, WANG A, *et al.* Investigation of the dependence of joint contact forces on musculotendon parameters using a codified workflow for image-based modelling [J]. *J Biomech*, 2018, 73(1): 108-118.
- [24] PRINOLD JAI, MAZZA C, DI MARCO R, *et al.* A patient-specific foot model for the estimate of ankle joint forces in patients with juvenile idiopathic arthritis [J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(1): 247-257.
- [25] 章浩伟, 李磊, 刘颖, 等. 个性化足跟痛缓冲鞋垫的生物力学研究 [J]. *医用生物力学*, 2018, 33(1): 30-36.
- ZHANG H, Li L, LIU Y, *et al.* Biomechanical study of personalized buffer insoles for heel pain [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(1): 30-36.
- [26] 章浩伟, 孙洋洋, 刘颖, 等. 基于三维膝-踝-足有限元模型的足跟痛足底压力生物力学分析 [J]. *医用生物力学*, 2017, 32(5): 436-441.
- ZHANG H, SUN Y, LIU Y, *et al.* Biomechanical analysis of plantar pressure of heel pain based on 3D knee-ankle-foot finite element model [J]. *J Med Biomech*, 2017, 32(5): 436-441.