

文章编号: 1004-7220(2022)05-0826-06

踝足矫形器人机耦合仿真刚度对步态生物力学影响的评价方法

陈亚茹^a, 王家兴^a, 梁洪宇^a, 刘蓉^{a*}, 刘海斌^{b*}

(大连理工大学 a. 生物医学工程学院, 辽宁省集成电路与生物医学电子系统重点实验室; b. 体育与健康学院, 辽宁 大连 116024)

摘要:目的 为更好评价踝足矫形器(ankle-foot orthosis, AFO)的人机工效,提出一种 AFO 人机耦合仿真刚度对步态生物力学影响的评价方法。方法 首先,评测两种 AFO 的力学特性并量化其刚度;其次,采集 30 名受试者在正常与穿戴两种不同刚度 AFO 行走条件下的运动学及动力学数据;最后,通过仿真计算,定量对比分析 AFO 刚度对行走中下肢关节角度、关节力矩与肌肉力的影响。结果 在穿戴两种刚度 AFO 情况下,支撑相踝关节背屈峰值角度、膝关节屈曲峰值角度和髋关节伸展峰值角度均显著增加($P<0.05$),比目鱼肌与腓肠肌峰值肌肉力呈现增加趋势。踝关节跖屈峰值角度、髋关节屈曲峰值角度与髋关节屈曲峰值力矩均显著降低($P<0.05$)。结论 本文所提出的 AFO 人机耦合仿真方法可以有效实现不同刚度对步态生物力学影响的定量评估,该方法同样也适用于评估和优化其他辅助器具的人机工效,可以为 AFO 的选配、适配、优化设计提供方法指导。

关键词: 人机耦合; 踝足矫形器; 刚度; 步态生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.05.009

A Human-Machine Coupled Simulation Method for Evaluating the Impact of Ankle-Foot Orthosis Stiffness on Gait Biomechanics

CHEN Yaru^a, WANG Jiaying^a, LIANG Hongyu^a, LIU Rong^{a*}, LIU Haibin^{b*}

(a. Liaoning Key Laboratory of Integrated Circuit and Biomedical Electronic System, School of Biomedical Engineering; b. School of Kinesiology and Health Promotion, Dalian University of Technology, Dalian 116024, Liaoning, China)

Abstract: Objective To better evaluate the ergonomics of an ankle-foot orthosis (AFO), this study proposed a method for evaluating the impact of AFO stiffness on gait biomechanics based on human-machine coupling model. **Methods** Firstly, mechanical properties for two kinds of AFO were evaluated, and AFO stiffnesses were quantified. Next, kinetics and kinematics parameters from lower limb joints of 30 subjects were collected during normal walking and walking with two kinds of AFO stiffness. Finally, the impact of AFO stiffness on joint angle, joint torque, and muscle force of lower limbs during walking were quantitatively analyzed by simulation. **Results** Under the circumstance of two different AFO stiffness, the peak ankle dorsiflexion angle, peak knee flexion angle, and hip extension angle significantly increased ($P<0.05$). The peak muscle force of soleus and gastrocnemius also showed an increasing trend. The peak ankle plantarflexion angle, hip flexion angle and peak

收稿日期: 2021-11-12; 修回日期: 2021-12-07

基金项目: 国家自然科学基金项目(81728009), 辽宁省科技厅联合开放基金机器人学国家重点实验室开放基金资助项目(2020-KF-12-04), 中央高校基本业务经费(DUT21JC19)

通信作者: 刘蓉, 副教授, 博士生导师, E-mail: rliu@dlut.edu.cn; 刘海斌, 副教授, 硕士生导师, E-mail: liuhaibin@dlut.edu.cn

* 为共同通信作者

moment of hip flexion obviously decreased ($P < 0.05$). **Conclusions** The AFO human-machine coupling simulation method can effectively realize the quantitative evaluation of the AFO stiffness effect on gait biomechanics. It can also be applied to assess and optimize the ergonomics of other assistive devices. These results provide theoretical guidance for the selection, adaptation, and optimization design of AFO.

Key words: human-machine coupling; ankle-foot orthosis (AFO); stiffness; gait biomechanics

踝足矫形器(ankle-foot orthosis, AFO)作为一种重要的人体外部辅助康复设备,普遍用于改善异常步态、肌腱炎、肌无力、痉挛等症状^[1-2]。刚度是AFO最关键的力学性能指标之一,用于描述AFO抵抗踝关节运动旋转力的程度,并可以用踝关节处扭矩-角度关系曲线的斜率进行量化^[3]。要想达到最优的步态矫正效果,需要AFO刚度与踝关节之间实现最佳的匹配关系^[4-5]。不合适的AFO刚度不仅会影响用户的体验感,还难以达到理想的治疗效果。因此,AFO刚度需要适应用户的个性化需求,从而更好地促进用户运动功能的恢复。

目前,传统确定个性化AFO刚度的方法主要为试验法,由医师依靠专业知识和临床经验进行判断,不断试错、比较和调整,最终确定优化的AFO刚度。显然,这样的过程繁琐复杂且费时费力,故非常有必要寻找一种科学有效且能快速确定个性化AFO刚度的方法。而找到这种方法的前提在于明确AFO和人体肌肉骨骼系统之间的交互作用。

随着康复工程、人机工程学和生物力学等学科的发展,研究者借助计算机建模和仿真方法不断探索AFO的人机工效。Crabtree等^[6]模拟矫形器力学特性对人体步态的影响,发现穿戴刚性AFO会造成胫骨前肌兴奋性降低,而对比目鱼肌兴奋性的影响较小。该方法对复杂的肌肉骨骼系统进行假设和简化,难以完全捕捉辅助设备-人体交互的整个过程。近年来,基于肌肉骨骼模型的仿真技术为探索AFO的人机工效提供了更为便捷的科学研究平台。其中,美国斯坦福大学研发的OpenSim肌肉骨骼仿真软件,正日益发展成为生物力学领域广泛应用的仿真平台之一,对理解神经肌肉机制、改进和完善康复手段等发挥重要作用^[7]。Choi等^[8]结合超声和OpenSim肌肉骨骼仿真技术量化不同刚度AFO对健康成年人慢速与正常速行走时跟腱和腓肠肌功能的影响。Yamamoto

等^[9]基于OpenSim建立肌肉骨骼和AFO模型,仿真获取1位偏瘫患者穿戴不同刚度AFO行走时步态支撑相运动学和动力学参数的变化。现有研究多数侧重于探讨AFO刚度对步态运动学与动力学参数的影响,而有关AFO刚度对下肢肌肉力影响的研究鲜有报道,不利于全面理解AFO的人机工效和临床适配^[10-11]。

生物力学特征是进行康复辅具性能评价、优化设计和评估康复治疗效果的重要依据^[12-13]。行走中的运动学、动力学及下肢肌肉激活信息等指标均是进行AFO优化设计的理论基础。本文提出一种基于AFO人机耦合仿真探究刚度对步态生物力学影响的评价方法,基于OpenSim平台建立AFO三维人机耦合模型,结合量化的AFO刚度与健康成年人行走运动学、动力学数据进行仿真研究,定量分析AFO刚度对常速行走时步态生物力学的影响。

1 方法

1.1 AFO人机耦合模型的构建

在现有OpenSim中Gait 2392_simbody和ToyLanding_Model_AFO模型的基础上,本文创建了AFO人机耦合模型[见图1(a)],AFO模型由足板和袖带两部分构成[见图1(b)],两者通过铰链点相连并固定在左侧胫骨和跟骨[见图1(c)]。在Gait 2392模型中进行AFO刚度参数的定义,以实现AFO的可视化和刚度调控。

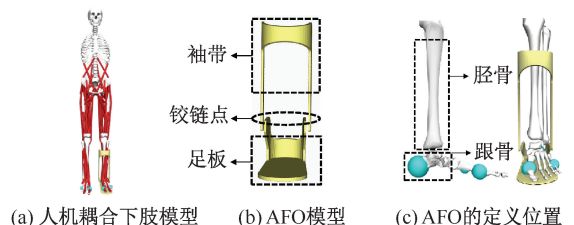


图1 人机耦合模型

Fig.1 Human-machine coupled musculoskeletal model

(a) Human-machine coupling lower limb model, (b) AFO model, (c) Definition location of AFO

1.2 AFO 刚度的量化

本课题组自主研发的矫形器力学评测装置可以实时记录踝关节处扭矩、角度与足底压力等信息,用于计算分析 AFO 的刚度^[14][见图 2(a)]。选取两种临床常用的矫形器(AFO1、AFO2)进行刚度测试,两种 AFO 的制作材质均为聚丙烯,但设计外观参数有所差异[见图 2(b)]。在测试中,首先选取能覆盖大多数脑卒中患者踝关节活动的角度范围,即限定踝关节背屈 10°到跖屈 10°之间^[15]。测试人员在计算机操作台上完成限制角度、运行次数等参数的设置后点击运行;其次,评测装置记录测试 100 个周期内的扭矩、角度、压力数据,测试结束后更换 AFO 重复以上测试;最后,采用 Origin 2018 将预处理后踝关节处的扭矩与角度数据绘制成滞回曲线,计算得到曲线上切线斜率的平均值作为 AFO 刚度[见图 2(c)]。计算 AFO1、AFO2 刚度分别为(1.16±0.94)、(2.01±1.13) N·m/°,将两种实测 AFO 的平均刚度用于人机耦合仿真。

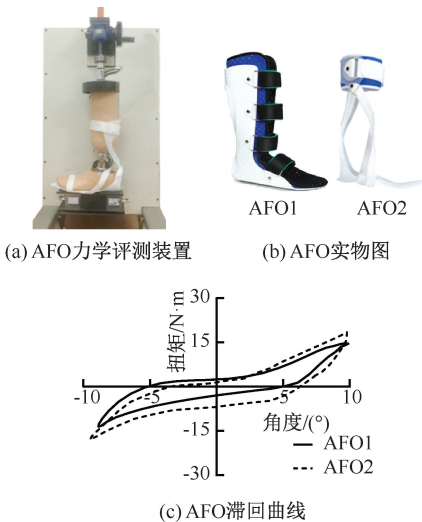


图2 AFO 刚度量化

Fig. 2 Quantification of AFO stiffness (a) Mechanical evaluation device of AFO, (b) AFO pictures, (c) Hysteresis curve of AFO

1.3 人体步态测试

招募 30 名健康成年人[年龄:(21.35±0.24)岁;身高:(171.38±5.34)cm;体重:(65.37±8.34)kg]进行步态测试,均无任何下肢畸形或损伤及足部异常。测试前,受试者在了解实验目的、方法、要求与步骤后,签署相关知情同意书。本研究已获得大连

理工大学生物与医学伦理委员会批准。

实验采用 Vicon 三维红外动作捕捉与分析系统(Oxford Metrics 公司,英国)采集受试者行走的运动学数据,采样频率为 100 Hz;采用 AMTI 三维测力平台(AMTI 公司,美国)收集受试者行走中的动力学数据,采样频率为 1 kHz。测试具体方案如下:

(1) 由同一测试人员对测试空间进行标定,测量受试者的身高、体重等形态学参数信息;

(2) 测试人员将 39 个反光球(直径 14 mm)分别粘贴在受试者双侧脚踝、膝盖、骨盆、肩峰、小腿、大腿、躯干等位置。其中,在采集穿戴 AFO 行走的动态数据时,需要将小腿、踝关节、足跟位置的标记点粘贴在 AFO 上;

(3) 采集受试者 4 s 静态数据,用以确定下肢关节解剖位置、关节中心,并用于后期仿真研究;

(4) 采集受试者以自己舒适的速度在正常、穿戴 AFO1 及 AFO2 共 3 种不同情况下行走的运动学及动力学数据,每种情况各重复测试 5 次。受试者的 AFO 均佩戴在左侧下肢,测试结束后由同一测试人员为其更换矫形器。为了保证实验数据的有效性,测试中受试者行走中左右脚需分别踩到不同的测力台上。

1.4 AFO 刚度对步态影响的人机耦合仿真

如图 3 所示,采集 1 个步态周期的运动学及动力学数据用于人机耦合仿真模拟,运动仿真时间设置为 1 个步态周期所需要的时间,即受试者行走中从左脚跟着地到左侧足跟再次着地所用时间。在仿真中,设置 AFO 刚度为 0,用于模拟正常行走;设置 AFO1、AFO2 刚度分别为 1.16、2.01 N·m/°,用于模拟穿戴不同刚度 AFO 行走对人体步态生物力学的影响。然后,依次进行模型缩放(Scale)、逆向运动学(inverse kinematics, IK)、残差缩减(reduce residual algorithm, RRA)、静态优化(static optimization, SO),最终完整流畅地再现实行走动作并优化了下肢肌肉在行走过程中的激活表现。

1.5 数据处理与统计学分析

采用 MathWorks Matlab R2018a 软件设计的 4 阶 Butterworth 低通滤波器对 1 个步态周期内的运动学和动力学数据进行去噪和曲线平滑,截止频率分别设定为 6、20 Hz。为了消除受试者个体差异的影响,对步态周期、关节力矩、肌肉力进行标准化处

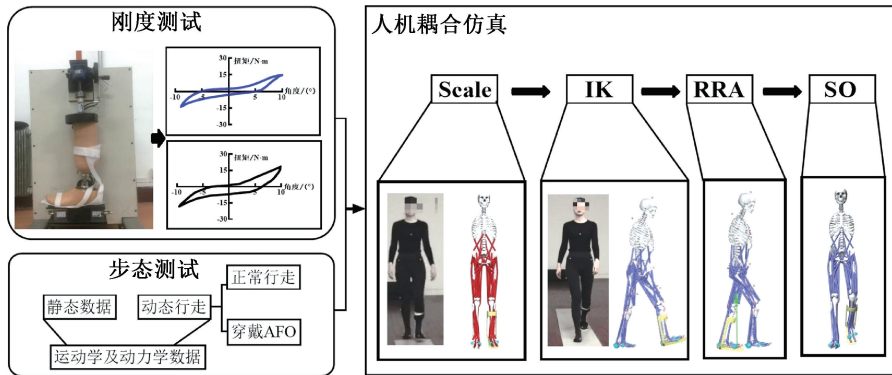


图3 AFO 人机耦合仿真流程图

Fig. 3 Flow chart of AFO human-machine coupled simulation

理。采用单因素方差分析和 Tukey 法进行多重比较以检验不同 AFO 刚度间对步态生物力学特征差异,显著性水平 $\alpha = 0.05$,所有统计分析应用 SPSS 19.0 完成。

2 结果

2.1 仿真结果准确性验证

本文得到的下肢平均关节活动范围和变化趋势与正常青年人关节变化基本一致^[16],不同刚度 AFO 对下肢关节角度影响的变化趋势和 Choi 等^[8]研究结果较为一致。以上结果均进一步证实本文仿真结果真实可靠,具有一定的研究和参考价值。

2.2 运动学参数

研究表明,AFO 刚度主要对支撑相髌、膝和踝关节产生重要影响^[17]。本文侧重分析 AFO 刚度对支撑相下肢运动学和动力学参数的影响(见表 1)。与不穿戴 AFO 正常行走相比,穿戴 AFO1 行走时支撑相踝关节背屈峰值角度($17.14^\circ \pm 3.30^\circ$)、膝关节屈曲峰值角度($74.29^\circ \pm 5.50^\circ$)以及髌关节伸展峰值角度($-34.30^\circ \pm 5.95^\circ$)均显著增加,而支撑相髌关节屈曲峰值角度($8.57^\circ \pm 4.98^\circ$)、踝关节跖屈峰值角度($-2.87^\circ \pm 3.15^\circ$)显著减小。穿戴 AFO2 行走时,支撑相踝关节背屈峰值角度($22.08^\circ \pm 3.03^\circ$)、膝关节屈曲峰值角度($73.79^\circ \pm 4.30^\circ$)和髌关节伸展峰值角度($-36.65^\circ \pm 7.02^\circ$)均显著增加,而支撑相髌关节屈曲峰值角度($5.14^\circ \pm 6.95^\circ$)、膝关节伸展峰值角度($9.28^\circ \pm 1.22^\circ$)、踝关节跖屈峰值角度($-1.39^\circ \pm 3.06^\circ$)显著减小。与穿戴 AFO1 相比,穿戴 AFO2

时支撑相踝关节背屈峰值角度($22.08^\circ \pm 3.03^\circ$)均显著增加,而膝关节伸展峰值角度($9.28^\circ \pm 1.22^\circ$)显著减小[见表 1、图 4(a)]。

表 1 不同 AFO 刚度下步态支撑相下肢关节运动学参数比较

Tab. 1 Comparison of lower limb joint kinematics parameters under different AFO stiffness during stance phase of gait

峰值角度/($^\circ$)	正常	AFO1	AFO2
踝关节背屈	13.68 \pm 2.67 ^{ab}	17.14 \pm 3.30 ^c	22.08 \pm 3.03
踝关节跖屈	-8.88 \pm 4.09 ^{ab}	-2.87 \pm 3.15	-1.39 \pm 3.06
膝关节屈曲	64.26 \pm 4.00 ^{ab}	74.29 \pm 5.50	73.79 \pm 4.30
膝关节伸展	-0.92 \pm 2.30 ^b	-0.37 \pm 4.77 ^c	9.28 \pm 1.22
髌关节屈曲	18.24 \pm 8.20 ^{ab}	8.57 \pm 4.98	5.14 \pm 6.95
髌关节伸展	-26.07 \pm 5.82 ^{ab}	-34.30 \pm 5.95	-36.65 \pm 7.02

注: ^a 正常和穿戴 AFO1, ^b 正常和穿戴 AFO2, ^c AFO1 和 AFO 比较, $P < 0.05$ 。

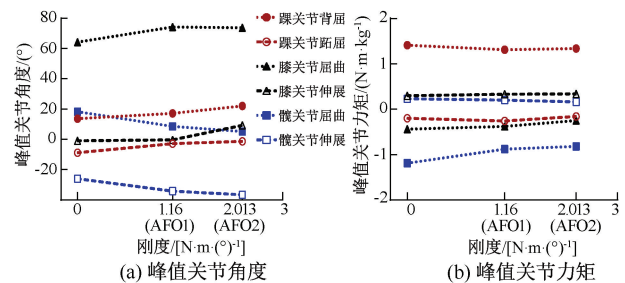


图 4 不同 AFO 刚度水平下行走时支撑相下肢关节峰值角度与力矩变化曲线

Fig. 4 Curves of angle and moment in limb joints under different AFO stiffness during stance phase of gait

(a) Peak joint angle, (b) Peak joint moment

2.3 动力学参数

分析不同 AFO 刚度对支撑相踝、膝与髌关节力矩的影响发现,与不穿戴 AFO 正常行走相比,穿戴 AFO1 行走时,髌关节屈曲峰值力矩 [$(-0.88 \pm$

0.24) $\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg}$]显著减小;穿戴 AFO2 行走时,支撑相膝关节屈曲峰值力矩 $[(-0.25\pm 0.16)\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg}]$ 、髌关节屈曲峰值力矩 $[(-0.82\pm 0.24)\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg}]$ 均显著减小。与穿戴 AFO1 相比,穿戴 AFO2 行走时膝关节屈曲峰值力矩 $[(-0.25\pm 0.16)\text{N}\cdot\text{m}/\text{kg}]$ 显著减小[见表 2、图 4(b)]。

2.4 肌肉力参数

随着 AFO 刚度的增加,胫骨前肌肌肉力峰值降低[见图 5(a)]。当足跟离地时,比目鱼肌和腓肠肌肌肉力增高,且在支撑相末期比目鱼肌肌肉力达到峰值[见图 5(b)、(c)]。

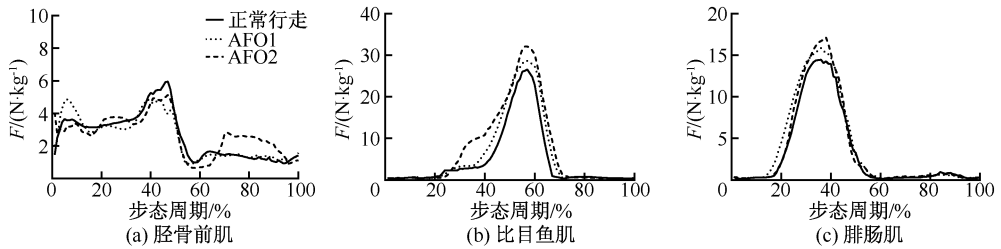


图 5 AFO 刚度对踝关节周围肌肉力的影响

Fig. 5 Effects of AFO stiffness on muscle force of the ankle (a) Tibialis anterior muscle, (b) Soleus, (c) Gastrocnemius

3 讨论

本文运动学特征结果表明,穿戴 AFO1 和 AFO2 行走时,踝关节跖屈峰值角度均显著减小,而踝关节背屈峰值角度均显著增加。AFO 刚度主要在支撑相早期和末期发挥作用,可以防止支撑相末期踝关节的过度跖屈。当 AFO 刚度增加时,受试者为了抵抗踝关节处的 AFO 旋转必须产生更大的力,进而会导致踝关节活动范围减小,跖屈峰值角度降低,这一结果与文献[17]的结果一致。其次,当 AFO 刚度增加时,支撑相髌关节屈曲峰值角度显著减少,伸展峰值角度显著增加。目前,多数研究只关注 AFO 刚度对踝、膝关节的影响。而 Totah 等^[3]研究发现,AFO 刚度对髌关节运动的影响较小。

本文动力学特征结果表明,穿戴不同刚度 AFO 行走时,踝关节背屈、跖屈峰值力矩的影响并无明显变化,推测原因是所选的研究对象为健康成年人,其步行能力和身体机能处于正常范围,AFO 对步态的改善作用并不明显。这一结果与多数研究的结果一致,即随着 AFO 刚度增加,踝关节跖屈峰

表 2 不同 AFO 刚度下步态支撑相下肢关节动力学参数比较

Tab. 2 Comparison of lower limb joint kinetics parameters under different AFO stiffness during stance phase of gait

峰值力矩/ ($\text{N}\cdot\text{m}\cdot\text{kg}^{-1}$)	正常	AFO1	AFO2
踝关节跖屈	-0.20 ± 0.09	-0.26 ± 0.12	-0.16 ± 0.07
踝关节背屈	1.41 ± 0.23	1.31 ± 0.22	1.34 ± 0.29
膝关节屈曲	-0.44 ± 0.12^b	-0.38 ± 0.13^c	-0.25 ± 0.16
膝关节伸展	0.30 ± 0.19	0.33 ± 0.25	0.34 ± 0.16
髌关节屈曲	-1.19 ± 0.20^{ab}	-0.88 ± 0.24	-0.82 ± 0.24
髌关节伸展	0.23 ± 0.12	0.20 ± 0.10	0.16 ± 0.08

注:^a 正常和穿戴 AFO1,^b 正常和穿戴 AFO2,^c AFO1 和 AFO 比较, $P<0.05$ 。

值力矩会减小或不发生明显改变^[9,19]。与不穿戴 AFO 相比,只有在 AFO2 刚度情况下,支撑相膝关节屈曲峰值力矩显著性降低。Kobayashi 等^[20]研究表明,过大的 AFO 刚度会降低支撑相膝关节的屈曲力矩,这与本文研究结果一致。AFO 刚度增加会使髌关节屈曲峰值力矩显著减小,伸展峰值力矩呈现降低趋势,但并无显著差异。当 AFO 刚度增加时,整个步态周期内胫骨前肌肌肉力变化不明显,比目鱼肌和腓肠肌峰值肌肉力在支撑相均有所增加。现有研究关于 AFO 刚度对比目鱼肌和腓肠肌影响的结论并不一致,这可能与受试者个体差异、力量差异和其他因素等有关。Choi 等^[8]研究发现,AFO 刚度对于健康人腓肠肌活性的影响也并不一致,即随着 AFO 刚度增加,一些受试者腓肠肌活性呈现增加趋势,而部分受试者腓肠肌活性降低,这种差异也反映了穿戴不同刚度 AFO 行走时,人体采用的适应性运动控制策略有所不同。

本文的对比分析结果表明,本研究得到的穿戴不同刚度 AFO 对行走时下肢关节运动学、动力学与肌肉力的影响规律与前人研究结果相似。尽管本

文选取的受试者为健康成年人,尚未纳入如脑卒中等患者,但AFO刚度对健康成年人步态的影响是后续探讨AFO刚度对异常步态影响的重要基础。此外,本文部分结果与文献[10,18]的部分结果相似,该评价方法同样可以用来评估AFO刚度对异常步态的影响。Yamamoto等^[10]研究AFO刚度对4名慢性中风患者步态的影响,发现随着AFO刚度的增加,踝关节初始着地角度、支撑相背屈峰值角度均增加,跖屈峰值角度减小。Kobayashi等^[18]研究不同AFO跖屈阻力对5名中风患者膝关节的影响,结果发现,AFO跖屈阻力的增大将导致踝关节跖屈峰值角度减小。目前,由于脑卒中等患者的神经肌肉特性具有较强的复杂性与异质性,采用传统方法确定用户适配的最佳AFO刚度极具挑战性。本文提出的AFO人机耦合模型仿真刚度对步态生物力学影响的评价方法,可以有效地定量获取受试者在穿戴不同AFO刚度行走时的生物力学指标变化,通过对比一系列目标参数(如步态对称性、能量消耗等)以及用户使用感受,可实现AFO性能优化和最佳AFO刚度的精准确定,提高临床医生选配AFO的效率,促进个性化的精准治疗。

4 结论

康复辅具的最优化设计是一个亟待解决的难题,将肌肉骨骼生物力学仿真和临床试验相结合,对于实现面向病人的个性化辅具优化颇有裨益。本文提出一种AFO人机耦合仿真刚度对步态影响的评价方法,定量分析不同AFO刚度对步态下肢关节运动学、动力学及下肢主要肌肉力的影响规律,为评估AFO刚度的合理性提供借鉴思路。本研究结果为AFO的选配、适配、性能评估与个性化设计提供方法指导,对于科学评估和优化其他康复辅具的性能也具有重要参考价值。然而,本文设计中侧重选取健康成年人作为研究对象,评价两种AFO刚度对步态生物力学的影响,样本量存在一定的局限性。在后续研究中,可基于大样本的AFO刚度数据库,将仿真与实验结合,揭示多种刚度AFO对不同年龄阶段受试者步态影响的变化规律,建立两者之间的映射关系,实现快速、精准的AFO个性化适配。同时,具体分析AFO刚度对异常步态影响的短期与长期效应,为AFO在临床的合理应用提供理论依据。

参考文献:

- [1] BARTONEK A, ERIKSSON M, GUTIERREZ-FAREWIK EM. Effects of carbon fibre spring orthoses on gait in ambulatory children with motor disorders and plantarflexor weakness [J]. *Dev Med Child Neurol*, 2010, 49(8): 615-620.
- [2] CAKAR E, DURMUS O, TEKIN L, et al. The ankle-foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients [J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2010, 46(3): 363.
- [3] TOTAH D, MENON M, JONES-HERSHINOW C, et al. The impact of ankle-foot orthosis stiffness on gait: A systematic literature review [J]. *Gait Posture*, 2019, 69: 101-111.
- [4] BREGMAN DJJ, DE GROOT V, DIGGELE P, et al. Polypropylene ankle foot orthoses to overcome drop-foot gait in central neurological patients: A mechanical and functional evaluation [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2010, 34(3): 293-304.
- [5] HARLAAR J, BREHM M, BECHER JG, et al. Studies examining the efficacy of ankle foot orthoses should report activity level and mechanical evidence [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2010, 34(3): 327-335.
- [6] CRABTEE CA, HIGGINSON JS. Modeling neuromuscular effects of ankle foot orthoses (AFOs) in computer simulations of gait [J]. *Gait Posture*, 2009, 29(1): 65-70.
- [7] UTA B, HS C, RB A, et al. Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim [J]. *J Biomech*, 2019, 86: 55-63.
- [8] CHOI H, PETERS KM, MACCONNELL M, et al. Impact of ankle foot orthosis stiffness on Achilles tendon and gastrocnemius function during unimpaired gait [J]. *J Biomech*, 2017, 64(7): 145-152.
- [9] YAMAMOTO M, SHIMATANI K, HASEGAWA M, et al. Effect of an ankle-foot orthosis on gait kinematics and kinetics: Case study of post-stroke gait using a musculoskeletal model and an orthosis model [J]. *Robomech J*, 2019, 6(1): 1-7.
- [10] YAMAMOTO S, TOMOKIYO N, YASUI T, et al. Effects of plantar flexion resistive moment generated by an ankle-foot orthosis with an oil damper on the gait of stroke patients: A pilot study [J]. *Prosthet Orthot Int*, 2013, 37(3): 212-221.
- [11] TOSHIKI K, ORENDURFF MS, GRACE H, et al. The effects of an articulated ankle-foot orthosis with resistance-