

基于 OpenSim 预测青少年跖屈肌无力的下肢生物力学行为

付恩洪, 杨行, 梁成, 张小刚, 张亚丽, 靳忠民

<https://doi.org/10.12307/2025.139>

投稿日期: 2023-12-12

采用日期: 2024-02-22

修回日期: 2024-03-08

在线日期: 2024-03-29

中图分类号:

R459.9; R318; R685

文章编号:

2095-4344(2025)09-01789-07

文献标识码: A

文章快速阅读: 跖屈肌无力单因素作用对下肢生物力学行为的影响

文章特点:

基于 OpenSim Moco 建立人体运动预测模拟框架, 该框架可以在缺乏步态数据的情况下, 预测人体在目标函数与约束控制下的最优步态; 进行跖屈肌无力建模, 研究在不同程度跖屈肌无力作用时下肢步态的变化。

健康青少年骨骼肌肉模型建立:

- (1) 获取健康青少年的步态数据;
- (2) 利用步态数据(静态 trc 数据)将通用模型缩放成青少年骨肌模型;
- (3) 根据“体质量-身高-肌肉体积”缩放法进行肌肉强度缩放。

预测模拟框架的建立与验证:

- (1) 基于 Moco 建立预测模拟框架;
- (2) 预测正常受试者步行中下肢关节角与肌肉激活情况, 将模拟结果与步态数据的逆动力学对比, 以验证框架的准确性。

跖屈肌无力与异常步态间的关系:

- (1) 跖屈肌无力导致跖屈力矩变小, 引发“脚跟背屈”步幅减小且轻微蹲伏的步态;
- (2) 跖屈无力会使肌肉能量消耗增加, 且肌肉激活度上升, 这可能致使患者行走更易疲劳。

跖屈肌无力建模与步态预测:

- (1) 削弱跖屈肌最大等距肌肉力(20%-80%)进行跖屈肌无力建模;
- (2) 预测不同程度跖屈肌无力对下肢关节角、步态时空参数、关节力矩与肌肉能量消耗的影响。

文题释义:

跖屈肌无力: 由于神经肌肉间信号传递障碍导致跖屈肌肌张力低下, 处于过度松弛状态。跖屈肌主要包括小腿三头肌(浅层的腓肠肌内外侧头、深层的比目鱼肌)、趾长屈肌、拇长屈肌和胫骨后肌, 此次研究仅关注跖屈运动过程中起主要作用的腓肠肌和比目鱼肌两块肌肉。
生物力学预测: 基于步态数据的逆动力学方法能够用于解析步态数据背后的生物力学信息(特指与骨骼肌肉相关的生物力学参数, 如“关节角”“关节力矩”“肌肉激活”等), 而基于最优控制理论的预测模拟是求解受约束的一个或多个目标函数最小化(或最大化)来实现步态预测; 该方法可以在不依赖实验数据时, 探索肌肉骨骼缺陷与异常步态间的因果关系, 已被用于预测在人体不同场景下的步态适应性和假体优化设计。

摘要

背景: 跖屈肌无力是痉挛型脑瘫和腓骨肌萎缩症患者的常见肌肉缺陷, 临床上会表现出异常步态, 而跖屈肌无力与异常步态间的关系尚不明晰。

目的: 探讨跖屈肌无力单因素作用时对下肢生物力学行为的影响, 以揭示跖屈肌无力诱发异常步态的机制, 为跖屈肌无力患者康复训练提供指导。

方法: 基于 OpenSim Moco 建立矢状面内骨肌多体动力学预测框架, 预测正常受试者下肢关节角和肌肉激活变化, 结合实验数据逆运动学和肌电图激活时间, 验证框架有效性。减小等距肌肉力进行跖屈肌无力建模并将预测得到的下肢关节角、关节力矩和肌肉能量消耗, 与正常受试者对比, 以分析跖屈肌无力对下肢生物力学的影响。

结果与结论: ①基于 Moco 的预测框架较真实地预测了正常受试者步行过程中的下肢生物力学变化(关节角归一化相关系数 ≥ 0.73 , 均方根误差 $\leq 7.10^\circ$); ②跖屈肌无力时模型采用小步幅且支撑相上升的“脚跟行走”步态, 当跖屈肌无力达到 80% 时, 肌肉能量消耗为 $5.691 \text{ J}/(\text{kg}\cdot\text{m})$, 腓肠肌和比目鱼肌激活度最大分别为 0.72, 0.53, 可能致使跖屈肌无力患者步行时更易疲劳; ③当跖屈肌无力超过 40% 时, 肌肉能量消耗显著升高; 跖屈肌无力超过 60% 时, 下肢关节角和关节力矩出现较明显恶化, 说明跖屈肌无力对步态的影响可能存在“阈值”, 这或许对应于医护人员进行临床干预的时间点。

关键词: 下肢; 跖屈肌无力; 生物力学; 步态; 预测; 肌肉能量消耗; 肌肉激活; OpenSim Moco

OpenSim-based prediction of lower-limb biomechanical behavior in adolescents with plantarflexor weakness

Fu Enhong, Yang Hang, Liang Cheng, Zhang Xiaogang, Zhang Yali, Jin Zhongmin

School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, Sichuan Province, China

Fu Enhong, Master candidate, School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, Sichuan Province, China

Corresponding author: Zhang Xiaogang, MD, Associate professor, School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, Sichuan Province, China

Abstract

BACKGROUND: The plantarflexor weakness is a common muscle defect in patients with spastic cerebral palsy and Charcot-Marie-Tooth, which clinically manifests abnormal gaits, and the relationship between plantarflexor weakness and abnormal gaits is unclear.

OBJECTIVE: To explore the biomechanical behavior of the lower limb under the action of a single factor of plantarflexor weakness to reveal the mechanism of abnormal gait induced by plantarflexor weakness and to provide guidance for the rehabilitation training of patients with plantarflexor weakness.

西南交通大学, 机械工程学院, 四川省成都市 610031

第一作者: 付恩洪, 男, 1998 年生, 四川省自贡市人, 汉族, 西南交通大学在读硕士, 主要从事骨骼肌肉系统多体动力学研究。**通讯作者:** 张小刚, 博士, 副教授, 西南交通大学, 机械工程学院, 四川省成都市 610031<https://orcid.org/0009-0008-2849-6980> (付恩洪)**基金资助:** 国家自然科学基金委员会面上项目 (52375207), 项目负责人: 张小刚; 国家自然科学基金委员会重点项目 (52035012),

项目负责人: 靳忠民; 中央高校基本科研业务费 (2682023ZTPY052), 项目负责人: 张亚丽

引用本文: 付恩洪, 杨行, 梁成, 张小刚, 张亚丽, 靳忠民. 基于 OpenSim 预测青少年跖屈肌无力的下肢生物力学行为 [J]. 中国组织工程研究, 2025, 29(9):1789-1795.

METHODS: A predictive framework of musculoskeletal multibody dynamics in the sagittal plane was established based on OpenSim Moco to predict lower limb joint angles and muscle activation changes during walking in normal subjects. The validity of the framework was verified by combining the inverse kinematics and electromyogram activation time of the experimental data. Reduced isometric muscle forces were used to model plantarflexor weakness and to compare predicted lower extremity joint angles, joint moments, and muscle energy expenditure with normal subjects to analyze the effects of plantarflexor weakness on lower extremity biomechanics.

RESULTS AND CONCLUSION: (1) The Moco-based prediction framework realistically predicted the biomechanical changes of the lower limbs during walking in normal subjects (joint angles: normalized correlation coefficient ≥ 0.73 , root mean square error $\leq 7.10^\circ$). (2) The musculoskeletal model used a small stride support phase to increase the “heel-walking” gait during plantarflexor weakness. When the plantarflexor weakness reached 80%, the muscle energy expenditure was 5.691 4 J/kg/m, and the maximum activation levels of the gastrocnemius and soleus muscles were 0.72 and 0.53, which might cause the plantarflexor weakness patients to be more prone to fatigue when walking. (3) Muscle energy expenditure was significantly higher when the weakness of plantarflexors exceeded 40%, and the joint angles and moments of the lower limbs deteriorated significantly when the weakness of plantarflexors exceeded 60%, suggesting that there may be a “threshold” for the effect of plantarflexor weakness on gait, which may correspond to the point at which health care professionals should intervene in the clinical setting.

Key words: lower extremity; plantarflexor weakness; biomechanics; gait; prediction; muscle energy expenditure; muscle activation; OpenSim Moco

Funding: General Project of National Natural Science Foundation of China, No. 52375207 (to ZXG); Key Project of National Natural Science Foundation of China, No. 52035012 (to JZM); Basic Research Business Fees for Central Universities, No. 2682023ZTPY052 (to ZYL)

How to cite this article: FU EH, YANG H, LIANG C, ZHANG XG, ZHANG YL, JIN ZM. OpenSim-based prediction of lower-limb biomechanical behavior in adolescents with plantarflexor weakness. *Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu*. 2025;29(9):1789-1795.

0 引言 Introduction

跖屈肌在支撑躯干及维持正常行走方面具有重要作用^[1], 跖屈肌无力是青少年痉挛型脑瘫(占脑瘫60%–70%)和腓骨肌萎缩症患者(多发于青少年)的常见并发症^[2-4]。患者在临床上呈现出异常步态, 严重影响了青少年身心健康和生活质量。因此研究跖屈肌无力对下肢步态的影响, 进而探讨跖屈肌无力与病理步态间的关系, 最终为跖屈肌无力患者临床治疗与康复训练提供依据就显得尤为必要。

目前研究跖屈肌无力以及对下肢步态的影响, 主要有基于临床实验和骨肌模型的计算机模拟两方面。实验方面, NOBEL等^[5]使用核磁共振对19例痉挛型脑瘫患者肌肉体积测量, 结果显示患者平均肌肉体积减少达27.9%, 且远端肌肉(比目鱼肌、腓肠肌)体积减少显著高于近端, 而肌肉体积下降是肌无力的重要诱因之一^[6]。SUTHERLAND等^[7]利用神经阻滞方法研究单侧跖屈肌无力对步态的影响, 结果表明患者在站立相末期将体质量从患侧转移至正常侧的能力减弱且伴随单腿站立时间缩短, 该实验建立了跖屈肌无力与病理步态间的关系, 但仅限于对步态的分析而未深入研究步态背后关节力矩和肌肉力变化, 并且神经阻滞方法对人体具有入侵性。基于步态数据的骨肌模拟方面, STEELE等^[8]收集3个正常发育和6个痉挛型脑瘫儿童步态数据, 利用OpenSim模拟人体步态受肌肉无力的影响, 结果表明步态受髋、膝关节伸肌无力的影响小, 而受跖屈肌、髌关节外展肌无力的影响大并且有助于蹲伏步态的产生, 该研究模拟了下肢主要肌群无力对步态的影响, 但缺少对下肢肌肉激活和能量消耗的分析。FOX等^[9]收集10个正常儿童的步态数据并削减最大等距肌肉力建模跖屈肌、背屈肌无力骨肌模型, 利用OpenSim逆动力学研究肌肉无力对儿童实现正常步态的影响, 研究发现肌无力引发的肌肉代偿是提高该肌肉的激活水平, 该模拟虽然得到跖屈肌/背屈肌无力对肌肉的影响, 但是

步态数据来源于正常儿童。上述研究一定程度上揭示了跖屈肌无力对下肢生物力学的影响, 但基于步态数据的逆向动力学模拟无法单独评估跖屈肌无力对下肢生物力学的影响, 因为逆向动力学本质是通过步态数据来解算数据背后的生物力学信息, 但上述研究中无论是健康人还是痉挛型脑瘫步态均不能代表仅在跖屈肌无力影响下的步态。

基于最优控制理论的预测模拟方法可以在不依赖步态数据的情况下得到满足目标函数和约束的最优步态轨迹, 已用于预测人体在不同场景下的步态运动^[10-11]。FEBRER-NAFRÍA等^[12]综述报道, 在骨肌模拟中对肌肉受损建模的常用方法是在正常受试者基础上削弱相应的肌肉物理参数来模拟, 避免从神经出发建模肌肉缺陷而引入的参数。ONG等^[13]分别通过减少最大等距肌肉力和肌腱静息长度来建模跖屈肌无力和挛缩, 利用GEIJTENBEEK^[14]预测成年人跖屈肌无力和挛缩时步态的适应性, 结果表明重度跖屈肌无力与挛缩模型分别采用较慢的“脚跟行走”和“脚尖行走”步态。上述研究发现跖屈肌无力和挛缩有助于观察到痉挛型脑瘫步态特征, 而此次研究仅模拟跖屈肌无力程度大于75%, ELDER等^[15]研究发现双瘫型脑瘫患者跖屈肌力量为正常发育同龄人的40%–60%, 并且未从青少年这一患者主体和肌肉能量角度分析跖屈肌无力对步态的影响。

此文利用OpenSim对通用模型进行个性化缩放, 削弱跖屈肌最大等距肌肉力进行肌肉无力建模得到青少年跖屈肌无力模型; 在OpenSim (Musculoskeletal Optimal Control, Moco)1.0.0中建立并求解人体步态的预测模拟^[16]。分析预测模拟得到的步态运动学、动力学和肌肉能量消耗结果, 验证跖屈肌无力能否有助于观察到痉挛性脑瘫步态中典型特征, 并评估跖屈肌无力程度增加对下肢步态的影响, 进而为跖屈肌无力患者的步态改善、辅具设计提供指导依据。

1 材料和方法 Materials and methods

1.1 设计 骨肌系统生物力学预测模拟。

1.2 时间及地点 实验于 2014 年在洛杉矶儿童医院完成^[17]。

1.3 材料 此文所用步态数据是 LEE 等^[18] 公开在 OpenSim 官网上的数据集，该数据集包含 16 名正常发育青少年，年龄 7-14 岁，身高 1.2-1.6 m，体质量 21.4-87.8 kg，受试者信息见表 1。数据集中还包含受试者的逆运动学和动力学等数据，用于后续模拟结果的对比分析。

表 1 | 16 名正常发育的青少年受试者信息

Table 1 | Information on 16 normally developing adolescent subjects

受试者	年龄 (岁)	身高 (cm)	体质量 (kg)	体质量指数 (kg/m ²)
T1	14	155.3	87.8	36.4
T2	10	151.8	54.2	23.5
T3	7	120.0	22.8	15.8
T4	13	145.3	45.1	21.3
T5	8	117.8	21.4	15.4
T6	10	132.0	33.7	19.3
T7	9	128.8	25.8	15.5
T8	14	164.0	53.0	19.7
T9	10	138.7	30.2	15.6
T10	13	146.7	63.3	29.4
T11	8	126.9	29.6	18.3
T12	7	120.1	26.5	18.3
T13	11	135.4	39.5	21.5
T14	11	159.5	56.1	22.0
T15	13	150.5	35.8	18.8
T16	13	148.0	34.0	15.5

1.4 方法

1.4.1 通用骨骼肌肉模型 此文仅对青少年跖屈肌无力下肢矢状面内的生物力学行为进行预测，因此采用 Delp 提供的 gait10dof18muscle 二维通用骨肌模型^[19]，该模型有 12 个体节 (包括骨盆、股骨、胫骨、距骨、跟骨和脚趾)、10 个自由度 (髌膝关节仅在矢状面内屈伸、踝关节仅跖背屈，骨盆与地面间有 3 个自由度，腰椎关节屈伸)，由 18 块肌肉-肌腱单元驱动 (包括：双关节腓绳肌、臀大肌、股二头肌短头、髂腰肌、股直肌、股肌、腓肠肌、比目鱼肌和胫骨前肌)，肌肉-肌腱单元采用 Hill-type 模型^[20]，该模型将肌肉建模为并联的主动收缩单元和被动弹性单元来近似模拟肌纤维，同时为模拟肌腱引入一个串联的弹性单元。将通用骨肌模型中的 Millard 2012 Equilibrium 肌肉替换为 DeGrootefregly 2016 肌肉^[16]。

1.4.2 骨肌模型个性化缩放 OpenSim 软件的缩放原理是将通用骨肌模型上的虚拟标记点和受试者身上的 Marker 点匹配来得到受试者骨肌模型^[19]。此文基于 LEE 等^[18] 收集的 16 个健康青少年个体数据集，根据 WHO 公布的青少年体质量指数评价指标，选择符合要求的 T14 受试者作为此次研究的正常受试者来缩放通用骨肌模型，见表 1。然后根据 HANDSFIELD 等^[6] 提出的“体质量-身高-肌肉体积”缩放法完成最大等距肌肉力 F_0^M 缩放，即：

$$V_{total} = 47mh + 1285 \tag{1}$$

$$F_0^M = \sigma_0^M \frac{\varphi^m V_{total}}{l_0^M} \tag{2}$$

式中： V_{total} 是单侧下肢肌肉体积 (cm³)； σ_0^M 是峰值等距应力，取 60 N/cm²^[21]； l_0^M 是缩放后的肌肉最优纤维长度 (m)； φ^m 是肌肉体积分数^[6]； F_0^M 是缩放后的等距肌肉力 (N)。参数数值见表 2。

表 2 | 下肢肌肉主要参数

Table 2 | Main parameters of lower limb muscles

肌肉名称	体积分数 φ^m (%)	OpenSim 缩放后 l_0^M (m)	缩放后 F_0^M (N)
腓绳肌	8.98	0.106	2 790.85
股二头肌短头	1.40	0.102	452.16
臀大肌	11.93	0.141	2 787.32
髂腰肌	6.28	0.096	2 155.03
股直肌	3.79	0.085	1 468.88
股肌	21.56	0.083	8 557.30
腓肠肌	5.73	0.062	3 044.59
比目鱼肌	6.21	0.052	3 934.18
胫骨前肌	3.35	0.078	1 414.87

1.4.3 跖屈肌无力建模 为研究不同程度跖屈肌无力对下肢步态运动的影响，此文通过减少跖屈肌最大等距肌肉力 F_0^M 的 20%，40%，60%，80% 进行跖屈肌无力建模^[9]。肌肉无力建模后比目鱼肌和腓肠肌 F_0^M ，如表 3 所示。

表 3 | 跖屈肌无力模型的最大等距肌肉力

Table 3 | Maximum isometric muscle force of the plantarflexor weakness model

F_0^M 减少量 (%)	比目鱼肌 F_0^M	腓肠肌 F_0^M
0	3 934.18	3 044.59
20	3 147.34	2 435.67
40	2 360.51	1 826.75
60	1 573.67	1 217.84
80	786.84	608.92

1.4.4 预测模拟框架 此文的最优控制问题在 OpenSim 开源软件工具包 Moco 1.0.0 中建立并求解^[16]，最优控制问题流程图，如图 1 所示。骨肌模型和自定义约束分别引入系统动力学方程与其他约束方程。目标函数是步态周期上的积分，总目标函数为单个目标函数的加权和。CasADi 利用直接配点法将最优控制问题转录为非线性规划问题^[22]。IPOPT 求解器采用内点优化算法求解非线性规划问题^[23]。

1.4.5 目标函数与约束 预测模拟是通过优化计算得到使目标函数最优并满足约束条件的状态变量和控制变量，进而产生人体预测步态。此文目标函数如下^[24]：

$$J_{pre} = \frac{\sum_{i=1}^{18} \int_{t_0}^{t_f} w_i * |e_i(t)|^p dt}{q_{pelvis}(t_f) - q_{pelvis}(t_0)} \tag{3}$$

式中： $q_{pelvis}(t_f)$ 步态结束时骨盆水平位置； $q_{pelvis}(t_0)$ 步态初始时骨盆水平位置； $e_i(t)$ 肌肉活性； w_i 为肌肉活性权重；指数 $p=2$ 。

对步态添加约束，如步态平均速度约束，并由下式表示：

$$x_{pelvis}(t_f) = x_{pelvis}(t_0) + vT \tag{4}$$

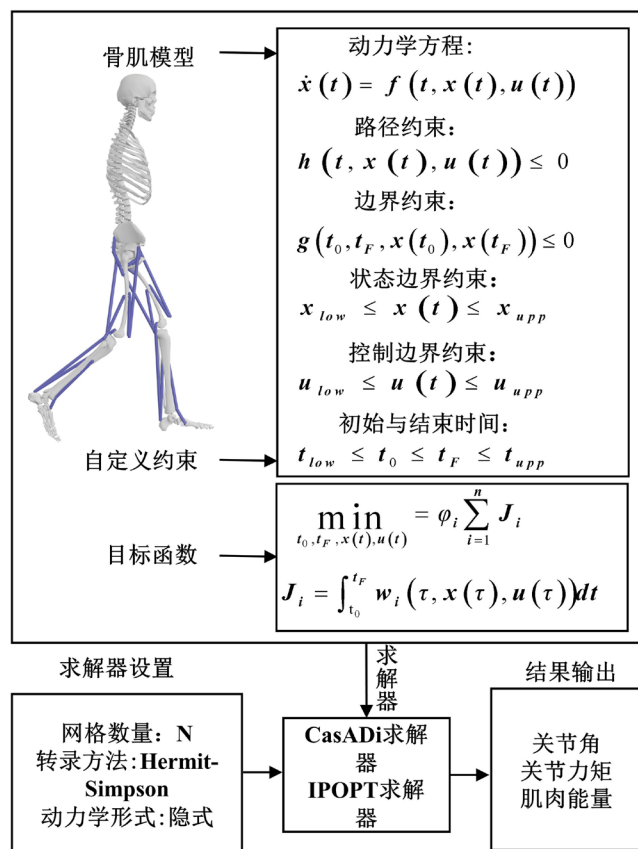


图 1 | OpenSim Moco 中最优控制问题流程图
 Figure 1 | Flow chart of the optimal control problem in OpenSim Moco

添加状态变量、控制变量的边界约束，由下式表示：

$$q_l(t) \leq q(t) \leq q_u(t) \quad (5)$$

$$u_l(t) \leq u(t) \leq u_u(t) \quad (6)$$

$$0.001 \leq a(t) \leq 1 \quad (7)$$

$$0.001 \leq e(t) \leq 1 \quad (8)$$

式中： $q_l(t)$ 、 $q_u(t)$ 、 $u_l(t)$ 、 $u_u(t)$ 分别代表模型关节角和关节速度的边界约束，关节角边界参考步态实验数据确定，如表 4 所示。

添加周期性约束，即状态变量和控制变量在步态周期开始与结束时相等，由下式表示：

$$q(t_f) = q(t_0) \quad (9)$$

$$u(t_f) = u(t_0) \quad (10)$$

$$a(t_f) = a(t_0) \quad (11)$$

$$e(t_f) = e(t_0) \quad (12)$$

表 4 | 骨肌模型关节运动范围
 Table 4 | Joint angle limits of the musculoskeletal model

关节名称	关节运动范围
髋关节 [伸 (-)/ 屈 (+)]	(-20°, 45°)
膝关节 [伸 (-)/ 屈 (+)]	(0°, 75°)
踝关节 [跖屈 (-)/ 背屈 (+)]	(-15°, 25°)
腰椎关节 [屈 (-)/ 伸 (+)]	(-5°, 5°)
骨盆 - 地面 [前 (-)/ 后 (+)]	(-10°, 10°)
骨盆 - 地面 (x 方向)	(0 m, 2 m)
骨盆 - 地面 (y 方向)	(0.75 m, 1.25 m)

1.4.6 肌肉能量消耗 在预测模拟基础上，采用 BHARGAVA 等^[25]报道的模型计算肌肉能量消耗，即：

$$\dot{E} = \dot{B} + \sum_{i=1}^{18} (\dot{A} + \dot{M} + \dot{S} + \dot{W}) \quad (13)$$

式中： \dot{E} 为肌肉能量消耗速率 (W)； \dot{B} 表示基础热速率 (W)； \dot{A} 表示活化热速率 (W)； \dot{M} 表示维持热速率 (W)； \dot{S} 表示收缩热速率 (W)； \dot{W} 表示机械功率 (W)。

1.5 主要观察指标

1.5.1 运动学指标 包括下肢髋膝踝关节角、步态参数以及步态参数。

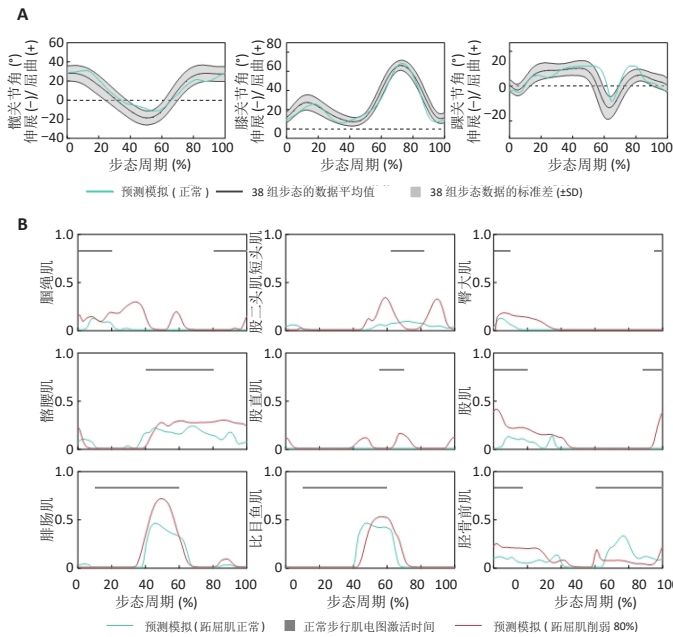
1.5.2 动力学指标 包括下肢髋膝踝关节力矩、肌肉激活以及肌肉能量消耗。

2 结果 Results

2.1 正常步态预测及框架验证 利用预测框架模拟正常受试者 (在 1.23 m/s 步速下) 得到下肢关节角、肌肉激活情况。将下肢关节角与 LEE 等^[18]收集的步态实验数据的逆运动学结果对比，结果见图 2A，步态可视化结果见图 3。结果显示，模拟的下肢关节角与实验数据具有相似变化趋势，其中预测模拟的关节角与实验步态平均值间的归一化相关系数分别为：髋关节 0.96，膝关节 0.98，踝关节 0.73，模拟的髋关节和膝关节轨迹匹配良好；均方根误差分别为：髋关节 5.52°，膝关节 5.03°，踝关节 7.10°。摆动相末期的踝关节跖屈角小于实验数据的逆动力学结果，见图 3A，B 灰色圆圈。髋关节屈曲角摆动相中期 (步态周期 80%) 小于实验步态，见图 3A，B 灰色方框。将模拟的下肢肌肉激活与 JACQUELIN 等^[26]实验中的肌电图对比，结果见图 2B。结果显示，模拟得到的下肢肌肉激活能反映步行过程中肌肉的激活特点，从脚跟着地到站立早期腓绳肌与臀大肌激活以承重维持膝关节稳定；在站立相后期腓肠肌与比目鱼肌激活，跖屈力矩增大为前进提供推力；胫骨前肌在站立相前期与整个摆动相激活使足产生背屈。综上结论，该预测框架能在缺乏步态数据时较准确地预测人体正常步行步态。

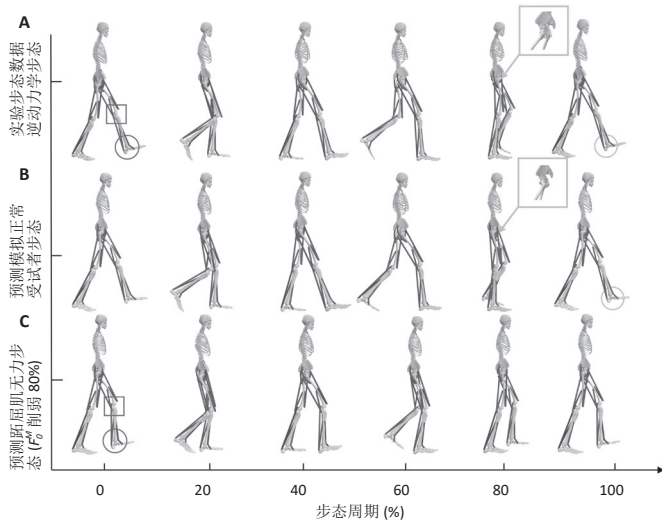
2.2 跖屈肌无力对下肢生物力学的影响 通过减少跖屈肌 F_o^M 进行肌肉无力建模，并利用 Moco 预测跖屈肌无力对下肢关节角、关节力矩和肌肉能量消耗的影响。选择跖屈肌 F_o^M 削减 80% 的步态 (图 3C) 与正常受试者步态数据的逆动力学 (图 3A) 进行对比。由图发现，跖屈肌 F_o^M 削弱 80% 时，模型出现脚踝背屈 (图 3C 黑色圆圈) 的“脚跟行走”步态 (整个步态周期均处于背屈状态，这与文献 [13] 模拟结果类似)，且站立相早期呈现膝关节屈曲 (图 3C 黑色方框)。

正常受试者步态数据与跖屈肌无力预测得到的步态时空参数如表 5 所示。由表可知，跖屈肌无力患者步态周期和步幅较正常受试者缩短，当跖屈肌无力最严重时，步态周期和步幅为 0.58 s 与 0.72 m。支撑相占比随跖屈肌



图注：图 A 为髌膝踝关节角；B 为下肢肌肉激活。
图 2 | 正常步态预测

Figure 2 | Normal gait prediction



图注：图 A 为实验步态；B 为预测正常受试者步态；C 为跖屈肌无力步态。
图 3 | 正常步态与跖屈肌无力步态

Figure 3 | Normal gait and plantarflexor weakness gait

表 5 | 正常受试者与不同程度跖屈肌无力患者的步态时空参数

Table 5 | Spatio-temporal parameters of gait in normal subject and patients with different degrees of plantarflexor weakness

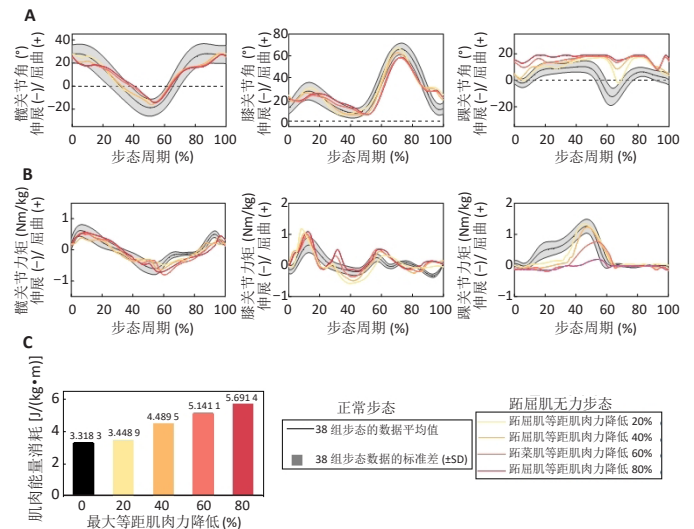
步态参数	正常受试者	跖屈肌无力			
		F_0^M 削弱 20%	F_0^M 削弱 40%	F_0^M 削弱 60%	F_0^M 削弱 80%
步态周期 (s)	1.03	0.94	0.77	0.68	0.58
步幅 (左脚)(m)	1.28	1.15	0.96	0.84	0.72
支撑相占比 (左脚)(%)	65.14	65.70	67.39	68.30	66.34

无力的增加先增加后下降 (跖屈肌 F_0^M 削弱 60% 时占比为 68.30%)。预测得到的下肢运动学结果如图 4A 所示。由图可知，在支撑相初期髌关节屈曲角随肌无力增加而下降，最小屈曲角 25.74°，摆动相时不同跖屈肌无力间未呈现出明显差异。膝关节在支撑相早期屈曲角增大，最大屈曲角

为 24.02°；摆动相中期 (步态 70%) 时膝关节屈曲角随肌无力增加而下降。踝关节角在支撑相早期均处于背屈状态，且背屈角随跖屈肌无力的增加而增加，最大跖屈角为 16.09°；当跖屈肌无力达到 40% 时，支撑相末期踝关节没有出现跖屈现象，而当跖屈肌无力达到 60% 时，整个步态周期背屈角波动较小且步态后期背屈角存在一个突增。

下肢动力学结果如图 4B 所示。由图可知，髌关节力矩在不同程度的跖屈肌无力间未表现出明显差异，在支撑相早期和摆动相末期髌关节屈曲力矩较正常受试者减小。膝关节屈曲力矩在支撑相前期达到最大值 1.330 20 Nm/kg (跖屈肌无力为 20%)，且跖屈肌无力预测模拟得到膝关节屈曲力矩较正常受试者增大。在步态周期为 20%–35% 时，膝关节力矩存在突增现象，且膝关节屈曲角在同时刻较正常受试者增大。踝关节力矩在支撑相末期随跖屈肌无力程度的增加而下降 (由跖屈肌 F_0^M 削弱 20% 时的 1.321 Nm/kg 减少到跖屈肌 F_0^M 削弱 80% 时的 0.192 6 Nm/kg)，特别是当跖屈肌无力超过 60% 时，跖屈力矩下降较快，这与 WATERVAL 等 [27] 的模拟结果相似。

跖屈肌无力时肌肉能量消耗如图 4C 所示。由图可知，肌肉能量消耗随跖屈肌无力程度的增加而增加，由跖屈肌正常的 3.318 3 J/(kg·m) 上升到跖屈肌 F_0^M 削弱 80% 的 5.691 4 J/(kg·m)。下肢肌肉激活 (跖屈肌无力 80%) 如图 2B。由图可知，跖屈肌无力的下肢肌肉激活时间与跖屈肌正常时的激活时间相近，其中腓肠肌与比目鱼肌较正常时激活度增加，最大激活分别为 0.72 与 0.53。



图注：图 A 为关节角；B 为关节力矩 (除以受试者体质量)；C 为肌肉能量消耗。

图 4 | 跖屈肌无力下肢运动学和动力学变化

Figure 4 | Changes in kinematics and kinetics of the lower extremity in plantarflexor weakness

3 讨论 Discussion

基于 OpenSim Moco 建立的预测模拟框架能在缺乏步态数据时通过优化方法得到人体步态，该方法能回答步

态实验中由于共同缺陷(神经、肌肉缺陷共存)而难以回答的问题,“如跖屈肌无力对异常步态的贡献”。此文首先预测正常青少年步态与实验数据逆动力学对比,来验证框架的有效性;然后进行跖屈肌无力建模和求解,通过比较肌无力患者与正常受试者下肢生物力学信息,揭示跖屈肌无力对下肢生物力学的影响,为跖屈肌无力患者康复训练和踝关节助力器械使用和设计提供依据。

此文预测模拟正常受试者步行过程中的下肢生物力学变化,模拟得到的下肢关节角和肌肉活性能够与实验数据较好地匹配。踝关节角与实验数据逆动力学匹配略差,主要原因是踝关节在支撑相末期到摆动相中期跖屈角过小,这可能因为目标函数选择的是最小化肌肉激活量,造成腓肠肌与比目鱼肌激活较晚(图2B),因此提供的跖屈力矩较小。髂腰肌激活时间相较于实验肌电图更长,主要区别是摆动相后期激活,这可能是由于模型缺乏产生髋关节屈曲力矩肌肉,如缝匠肌和长收肌,与NIKOO等^[28]的跟踪模拟结果变化相符。股直肌在摆动相前期未激活,这可能是由于步态速度过小。腓绳肌摆动相末期未激活,造成膝关节屈曲力矩下降,解释了图2A摆动相末期膝关节屈曲角较正常受试者减小。

此文通过跖屈肌无力建模得到青少年跖屈肌无力模型,然后通过预测模拟得到跖屈肌无力患者的下肢生物力学参数。通过步态可视化(图3C)和步态参数(表5)发现跖屈肌无力时,模型采用“脚跟触地”且步幅减小的步态,这与NIEUWENHUYS等^[29]报道的痉挛型病理步态相似。出现上述步态的主要原因是跖屈肌无力时提供的跖屈力矩减小(图4B),导致踝关节异常背屈;同时跖屈力矩作为步行推力的主要来源,跖屈力矩下降造成步幅减小^[30]。预测模拟得到跖屈肌无力模型支撑相占比提高,这与跖屈肌无力患者(如腓骨肌萎缩症^[31]、痉挛型脑瘫^[32])支撑相时间增加相符,但此文只研究跖屈肌无力因素并控制步速为1.23 m/s,因此没有观察到步态周期的延长。当跖屈肌 F_0^M 削弱超过60%时,髋膝关节在站立相中后期(步态周期20%~45%)屈曲角较正常受试者增大(图4A),呈现出轻微的蹲伏步态,而STEELE等^[8]研究发现中度或重度跖屈肌和髋关节外展肌无力能够观察到较为明显的蹲伏步态,说明肌肉无力可能仅为蹲伏步态的促成因素。踝关节在整个步态周期中均处于过度背屈状态,这在跖屈肌无力患者中并不常见^[33],这可能是由于OpenSim中主动肌肉力与被动肌肉力是耦合的,而PETROVIC等^[34]报道病理因素对被动肌肉力的影响需要单独进行建模考虑。

从肌肉激活来看(图2B),跖屈肌无力时会伴随着腓肠肌与比目鱼肌激活水平提高,这与FOX等^[9]的模拟结果相同,而WATERVAL等^[27]的预测模拟却得到了相反的结论,一方面可能是该研究在骨肌建模时将腓肠肌与比

目鱼肌的最大收缩速度设为15,而此文采用的是10;另一方面可能是该文献在预测时未进行步态速度约束。股肌激活水平在支撑相早期显著升高可能是因为此时膝关节屈曲角增加,加之地反力对膝关节肌肉的间接影响。

从能量消耗角度看(图4C),肌肉能量消耗随跖屈肌无力的增加而增加,这与BRUNNER^[35]在脑瘫患者步态改善的研究中发现步行过程中能量消耗较正常同龄人偏大的结果一致。肌肉能量消耗的增加可能与下肢肌肉激活度上升有关,因为这提高了肌肉的活化热速率和收缩热速率^[36]。从不同程度的跖屈肌无力对肌肉能量消耗的情况来看,当跖屈肌 F_0^M 削弱超过40%时,肌肉能量消耗会显著上升,这可能导致跖屈肌无力会加剧行走过程中的肌肉疲劳^[37]。

此文使用的是二维骨肌模型,缺乏髋关节外展、踝关节内外旋等自由度,并不能研究跖屈肌无力对其他平面关节运动造成的影响;同时目标函数单一,不能完全反映人体实际步态,造成预测模拟精确度下降。因此,今后可采用个性化的三维骨肌模型在原有预测框架上引入多目标函数来准确预测跖屈肌无力对踝关节内外翻和步态的影响。

此文基于OpenSim Moco建立了矢状面骨肌系统预测模拟框架,预测跖屈肌无力对下肢步态运动学、动力学以及肌肉能量消耗的影响,得到以下结论:①跖屈肌无力的预测模拟结果显示骨肌模型采用小步幅、轻微蹲伏且支撑相上升的“脚跟行走”步态模式,模拟步态与痉挛型脑瘫患者临床典型步态特征相似;②肌肉能量消耗随跖屈肌无力程度的增加而增加,且在跖屈肌无力时下肢肌肉激活度提高,这可能导致跖屈肌无力患者步行时更易疲劳;③从肌肉能量消耗来看,跖屈肌削弱40%以上时肌肉能量消耗上升较快;而从预测模拟得到的下肢关节角、关节力矩数据发现,当跖屈肌削弱60%以上时跖屈肌对下肢步态的影响会进一步显现;说明跖屈肌无力对步态与肌肉能量消耗的影响存在某一“阈值”,这可能对应于医护人员进行临床干预的时间点。

作者贡献: 付恩洪负责仿真验证与数据处理、撰写论文;杨行负责仿真框架搭建;张小刚负责论文审阅;梁成、张亚丽和新忠民提供论文修改的宝贵意见。

利益冲突: 文章的全部作者声明,在课题研究和文章撰写过程中不存在利益冲突。

开放获取声明: 这是一篇开放获取文章,根据《知识共享许可协议》“署名-非商业性使用-相同方式共享4.0”条款,在合理引用的情况下,允许他人以非商业性目的基于原文内容编辑、调整和扩展,同时允许任何用户阅读、下载、拷贝、传递、打印、检索、超级链接该文献,并为之建立索引,用作软件的输入数据或其它任何合法用途。

版权转让: 文章出版前全体作者与编辑部签署了文章版权转让协议。

出版规范: 该文章撰写遵守了国际医学期刊编辑委员会《学术研究实验与报告和医学期刊编辑与发表的推荐规范》。文章出版前已经过专

业反剽窃文献检测系统进行3次文字和图表查重,文章经小同行外审专家双盲审稿,同行评议认为文章符合期刊发稿宗旨。

4 参考文献 References

- [1] WATERVAL NFJ, VAN DER KROGT MM, VEERKAMP K, et al. The interaction between muscle pathophysiology, body mass, walking speed and ankle foot orthosis stiffness on walking energy cost: A predictive simulation study. *J Neuro Eng Rehabil.* 2023;20(1):117.
- [2] 王正义, 俞光荣, 张建中, 等. 腓骨肌萎缩症外科治疗专家共识 [J]. *中华骨与关节外科杂志*, 2022,15(9):641-651.
- [3] 穆晓红, 李筱叶. 痉挛型脑性瘫痪外科治疗专家共识 [J]. *中国矫形外科杂志*, 2020,28(1):77-81.
- [4] KUSKA EC, MEHRABI N, SCHWARTZ MH, et al. Number of synergies impacts sensitivity of gait to weakness and contracture. *J Biomech.* 2022;134:111012.
- [5] NOBLE JJ, FRY NR, LEWIS AP, et al. Lower limb muscle volumes in bilateral spastic cerebral palsy. *Brain Dev.* 2014;36(4):294-300.
- [6] HANDSFIELD GG, MEYER CH, HART JM, et al. Relationships of 35 lower limb muscles to height and body mass quantified using MRI. *J Biomech.* 2014;47(3):631-638.
- [7] SUTHERLAND DH, COOPER L, DANIEL D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *JBSJ.* 1980;62(3):354-363.
- [8] STEELE KM, VAN DER KROGT MM, SCHWARTZ MH, et al. How much muscle strength is required to walk in a crouch gait? *J Biomech.* 2012; 45(15):2564-2569.
- [9] FOX AS, CARTY CP, MODENESE L, et al. Simulating the effect of muscle weakness and contracture on neuromuscular control of normal gait in children. *Gait Posture.* 2018;61:169-175.
- [10] HANDFORD ML, SRINIVASAN M. Robotic lower limb prosthesis design through simultaneous computer optimizations of human and prosthesis costs. *Sci Rep.* 2016;6(1):19983.
- [11] SONG S, GEYER H. Predictive neuromechanical simulations indicate why walking performance declines with ageing. *J Physiol.* 2018;596(7): 1199-1210.
- [12] FEBRER-NAFRÍA M, NASR A, EZATI M, et al. Predictive multibody dynamic simulation of human neuromusculoskeletal systems: A review. *Multibody Sys Dyn.* 2022;58(3-4):299-339.
- [13] ONG CF, GEIJTENBEEK T, HICKS JL, et al. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations. *PLoS Comput Biol.* 2019;15(10): e1006993.
- [14] GEIJTENBEEK T. Scone: Open source software for predictive simulation of biological motion. *J Open Source Softw.* 2019;4(38):11421.
- [15] ELDER GCB, KIRK J, STEWART G, et al. Contributing factors to muscle weakness in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2003; 45(8):542-550.
- [16] DEMBIA CL, BIANCO NA, FALISSE A, et al. Opensim moco: Musculoskeletal optimal control. *PLoS Comput Biol.* 2020;16(12):e1008493.
- [17] HORENSTEIN RE, SHEFELBINE SJ, MUESKE NM, et al. An approach for determining quantitative measures for bone volume and bone mass in the pediatric spina bifida population. *Clin Biomech.* 2015;30(7): 748-754.
- [18] LEE MR, HICKS JL, WREN TAL, et al. Independently ambulatory children with spina bifida experience near-typical knee and ankle joint moments and forces during walking. *Gait Posture.* 2023;99:1-8.
- [19] DELP SL, ANDERSON FC, ARNOLD AS, et al. Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(11):1940-1950.
- [20] BUCHANAN TS, LLOYD DG, MANAL K, et al. Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech.* 2004;20(4):367-395.
- [21] RAJAGOPAL A, DEMBIA CL, DEMERS MS, et al. Full-body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2016;63(10):2068-2079.
- [22] KELLY M. An introduction to trajectory optimization: How to do your own direct collocation. *Siam Rev.* 2017;59(4):849-904.
- [23] SABIR Z. Neuron analysis through the swarming procedures for the singular two-point boundary value problems arising in the theory of thermal explosion. *Eur Phys J Plus.* 2022;137(5): 638.
- [24] VEERKAMP K, WATERVAL NFJ, GEIJTENBEEK T, et al. Evaluating cost function criteria in predicting healthy gait. *J Biomech.* 2021;123: 110530.
- [25] BHARGAVA LJ, PANDY MG, ANDERSON FC. A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction. *J Biomech.* 2004;37(1): 81-88.
- [26] JACQUELIN JM, PERRY M. Gait analysis: Normal and pathological function. New Jersey: SLACK. 2010;29(4):137-138.
- [27] WATERVAL NFJ, VEERKAMP K, GEIJTENBEEK T, et al. Validation of forward simulations to predict the effects of bilateral plantarflexor weakness on gait. *Gait Posture.* 2021;87:33-42.
- [28] NIKOO A, UCHIDA TK. Be careful what you wish for: Cost function sensitivity in predictive simulations for assistive device design. *Symmetry-Basel.* 2022;14(12):2534.
- [29] NIEUWENHUYNS A, OUNPUU S, VAN CAMPENHOUT A, et al. Identification of joint patterns during gait in children with cerebral palsy: A delphi consensus study. *Dev Med Child Neurol.* 2016;58(3): 306-313.
- [30] AWAD LN, HSIAO H, BINDER-MACLEOD SA. Central drive to the paretic ankle plantarflexors affects the relationship between propulsion and walking speed after stroke. *J Neurol Phys Ther.* 2020;44(1):42-48.
- [31] FERRARO F, CALAFIORE D, CURCI C, et al. Effects of intensive rehabilitation on functioning in patients with mild and moderate charcot-marie-tooth disease: A real-practice retrospective study. *Neurol Sci.* 2023;45(1):289-297.
- [32] 张杰, 徐意涵, 林思渝, 等. 痉挛型脑瘫患者功能性选择性脊神经后根切断术前后的三维步态特征分析 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5):712-717.
- [33] WATERVAL NFJ, BREHM MA, PLOEGER HE, et al. Compensations in lower limb joint work during walking in response to unilateral calf muscle weakness. *Gait Posture.* 2018;66:38-44.
- [34] PETROVIC M, MAGANARIS CN, DESCHAMPS K, et al. Altered achilles tendon function during walking in people with diabetic neuropathy: Implications for metabolic energy saving. *J Appl Physiol.* 2018;124(5): 1333-1340.
- [35] BRUNNER R. Measures to improve gait in patients with cerebral palsy. *Der Orthopäde.* 2010;39(1):15-22.
- [36] VAN DEN HECKE A, MALGHEM C, RENDERS A, et al. Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop.* 2007;27(6):643-647.
- [37] HUANG TWP, SHORTER KA, ADAMCZYK PG, et al. Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *J Exp Biol.* 2015;218(22):3541-3550.

(责任编辑: GD, ZN, QY, LIY)