

DOI: 10.13382/j.jemi.B2306377

被动踝足外骨骼对平地行走时运动表现的影响*

孟琳¹ 宋钊熙¹ 董洪涛¹ 徐瑞² 明东¹

(1. 天津大学医学工程与转化医学研究院 天津 300072; 2. 天津大学精密仪器与光电子工程学院生物医学工程系 天津 300072)

摘要: 被动踝关节外骨骼 (unpowered-ankle exoskeleton) 可实现人体步态行走良好辅助作用, 但对其助行增强效果研究多局限于跑步机行走范式, 现少有在平地行走下穿戴外骨骼对穿戴者运动生物力学影响的研究。本研究设计组装了一款低成本模块化的被动踝关节外骨骼, 首次研究了平地行走下穿戴被动踝关节外骨骼对健康年轻穿戴者肌肉激活与运动表现的影响。实验招募5名穿戴者, 在无外骨骼、仅穿戴外骨骼框架和穿戴外骨骼3种实验条件下完成直线行走任务, 过程中同步采集人体下肢主要肌群的肌电和关节运动轨迹。提取了肌电激活特征和关节角度特征, 采用双因素方差分析方法揭示了不同外骨骼穿戴状态对相关特征的影响。结果表明, 外骨骼框架会对人体提供支撑, 降低站立阶段腓肠肌内侧肌肉激活。而穿戴外骨骼在站立阶段使腓肠肌内侧的平均肌肉激活显著降低20%, 也显著降低了踝关节的峰值力矩及功率。外骨骼会使髌膝关节的运动学和动力学表现发生变化, 这可能与下肢关节间的能量交换有关。因此, 被动踝关节外骨骼可在平地行走下对踝关节实现支撑相和推离阶段有效辅助, 但穿戴者同时也会适应外骨骼穿戴而改变其步态。

关键词: 踝足外骨骼; 人体增强; 无动力外骨骼

中图分类号: TP242; TN99 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 416.6

Effects of a passive ankle-foot exoskeleton on motion performance during overground walking

Meng Lin¹ Song Zhaoxi¹ Dong Hongtao¹ Xu Rui² Ming Dong¹

(1. The Academy of Medical Engineering and Translational Medicine, Tianjin University, Tianjin 300072, China;

2. The Department of Biomedical Engineering, School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: The passive ankle exoskeleton can provide an efficient assistance at ankle push-off. However, current research mainly focused on its assistance effects during treadmill walking, the actual motion performance during overground walking has not been explored. In this study, we developed a low-cost passive ankle exoskeleton, and firstly investigated its effects on muscle activations and joint kinematics during overground walking. Five healthy young subjects were enrolled in our experiment where they were required to perform overground walking under three wearing conditions: normal walking, wearing an exoskeleton, and wearing an exoskeleton with zero torque assistance. The joint kinematics and electromyography (EMG) signals of the major muscle groups of both lower limbs were collected simultaneously. Features of muscle activation and joint angles were extracted. A two-way analysis of variance (Two-way ANOVA) was employed to investigate the effect of wearing condition on these features. The results showed that the mechanical frame can support the human body resulting in reduced muscle activation of medial gastrocnemius (MG) during the stance phase. Compared to normal walking, the exoskeleton significantly decreased the peak torque and power of the ankle joint while the average activation of the MG was decreased by 20% during the stance phase. Additionally, the exoskeleton may change the hip and knee joints' kinematics. The study demonstrated that the passive ankle exoskeleton effectively assisted the ankle joint during the stance but the wearer may alter gait performance for adapting exoskeleton.

收稿日期: 2023-03-28 Received Date: 2023-03-28

* 基金项目: 国家重点研发项目 (2022YFF1202500, 2022YFF1202503)、国家自然科学基金项目 (82001921) 资助

Keywords: ankle-foot exoskeleton; human augmentation; unpowered exoskeleton

0 引言

外骨骼机器人作为一种能为穿戴者提供保护、支撑及辅助功能的设备,已经广泛应用于军事、医疗及日常生活中^[1-4]。踝关节在推进人体前进的过程中承担了非常重要的角色,在正常行走时,其会产生相较于髌、膝关节约3~4倍的峰值力矩与峰值功率^[5-6],是设计外骨骼时的重要研究对象之一。但目前对于踝关节外骨骼运动增强效果研究绝大多数是基于跑步机行走范式的,穿戴外骨骼在实际平地行走中的运动生物力学表现研究可更好的指导未来外骨骼机构设计的发展,具有重要意义。

外骨骼根据结构主要可分为柔性结构与刚性结构。柔性结构材质较薄,可穿在衣服内部但会发生变形吸收部分辅助的能量^[7-8]。而刚性结构可以提供矫形与支撑^[9]。根据驱动方式可分为主动驱动和被动驱动^[10-11]。主动驱动可为穿戴者行走时提供精准的辅助力矩。但需搭载电机与电源等,导致整体质量较重。研究表明在足部附近增加相同的重量所导致的代谢增加是腰部的4倍^[12-13]。Wang等^[14]研究一款质量为7 kg的主动驱动踝关节外骨骼,在不启动驱动时,比目鱼肌激活相较正常行走增加13.9%,启动驱动后其肌肉激活仅下降5.2%,可见外骨骼重量会极大程度降低辅助的经济性,甚至增加穿戴者代谢。

被动外骨骼的优势在于不无需电源,因此不受环境的限制,能更好地应用于日常环境的步态行走辅助。但被动外骨骼的力矩提供的时机与大小由弹性元件和机械离合器设计所决定。另外在摆动阶段干扰踝关节的背屈运动^[15-17]是较为常见的技术难题,这会导致胫骨前肌的肌肉激活增加^[18]。Yandell等^[19]通过将离合器集成到鞋垫解决了这个问题,但存在外骨骼会因出汗下滑降低辅助效果的问题,Collins等^[20]通过使用刚性结构与棘轮离合器降低了对踝关节背屈运动的影响,但需针对每位穿戴者定制碳纤维材料外壳,成本较高且制造周期较长。

目前对于外骨骼的研究大多为穿戴者在跑步机上以舒适的步速行走,并采集行走过程中的步态数据。随后通过划分步态,计算比目鱼肌肌肉激活平均值或踝关节力矩作为外骨骼辅助的评估标准^[15-16,21-23]。

以上外骨骼相关运动生物力学评估均针对踝关节本身。然而步行是整个下肢多个关节耦合运动,踝关节外骨骼可能会连带改变穿戴者髌、膝关节的运动学和动力学状态。而且,目前实验研究绝大多数是基于跑步机。事实上,穿戴者在跑步机和地面行走时具有不同的生物力学特征^[24]。穿戴者在跑步机以舒适速度行走虽然会

获得更小的步态变异性,但会比在地面消耗更多的能量^[25-26]。因此,探究被动外骨骼在平地上的表现更加有实际意义,本文更想关注健康人在平地上穿戴外骨骼行走时整个下肢的生物力学改变。本文针对踝关节外骨骼的平地行走环境研究空白的问题,开发了一种刚性结构与被动驱动相结合的新型被动踝关节外骨骼机构,通过进行不同情况的平地行走穿戴实验,采用生物力学分析方法探究了外骨骼对健康穿戴者平地行走表现的影响。

1 方法

1.1 结构设计

踝关节外骨骼结构如图1所示。本研究采用医学摄影测量软件(reality-capture, capturing reality, USA)测量,对一位身高180 cm的成年男性的膝、小腿和踝足进行扫描并作为基准,根据不同人的小腿及踝足尺寸进行容错性的初步设计,确定了外骨骼框架尺寸。

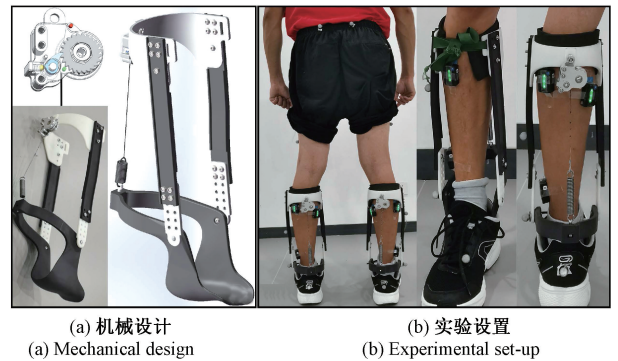


图1 踝关节外骨骼结构

Fig. 1 Ankle exoskeleton structure

外骨骼框架采用模块化设计,分为足部框架、支撑杆、小腿处弧形框3个部分,如图1所示。足部框架包含足托与足跟杠杆的一体化设计。足托被设计为穿戴在足部与鞋子之间,同时基于人体足底进行建模确保足底贴合。足跟杠杆为承重件,设定足够厚度以避免人体关节与外骨骼关节发生干涉并保证外骨骼结构的强度,其杠杆长度设计为150 mm以为弹簧提供足够长的杠杆臂。支撑杆采用工字截面以抵抗步态中承受的弯矩,同时保证长度可调以对齐不同身高人群,并保证穿戴舒适性。支撑杆与足部框架处使用铰接方式链接并涂有润滑脂,保证踝关节外骨骼背屈/跖屈运动的顺应性。小腿处弧形框架前侧通过一条非弹性布带固定在小腿接近膝盖的位置,即小腿软组织变形最小处,后侧通过螺钉螺母与离合器相连。参考Collins等^[20]研究设计了离合器及

关节旋转刚度:根据材料强度对内部尺寸进行修改,并对棘齿、棘爪进行了放大与表面氧化处理。对回程机构进行了重新设计,将圆柱销与拉簧集成在离合器滑轮内部,增大空间利用率的同时保证整体结构的可靠性。经计算,选用网络现售弹簧,刚度为 8.32 N/mm。因踝关节在全足着地到脚跟离地间的角度变化量约为 15° ,所以理论上弹簧所能提供的最大辅助力矩约为 49.0 Nm,但由于实际穿戴过程中外骨骼会存在一定形变会吸收一定力矩,所以实际外骨骼提供力矩会小于理论力矩值。在此选用 PA12 材料对外骨骼框架进行 3D 打印,离合器使用 6061 铝合金材料进行加工。外骨骼足跟杠杆的长度为 150 mm,弹簧刚度为,

外骨骼的工作原理如图 2 所示,在足跟着地时离合器闭合,在支撑阶段前中期小腿带动外骨骼拉动弹簧储能;在支撑相末期,弹簧反冲释放能量,对步态跖屈运动进行辅助;进入摆动阶段,离合器分离,不影响踝关节的背屈运动。

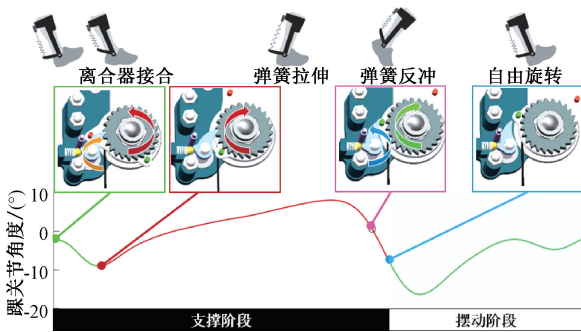


图 2 外骨骼的工作原理

Fig. 2 The working principle of exoskeleton

1.2 实验设计

本研究招募了 5 名健康年轻人参与实验,穿戴者的具体信息如表 1 所示。本实验经天津大学伦理委员会批准。如图 1(b)所示,穿戴者下肢穿戴 PiG (Plug-in-Gait) 反光标记点。肌电电极放置于双腿胫骨前肌、内侧腓肠肌、外侧腓肠肌、外侧比目鱼肌处。实验要求穿戴者在 3 种实验条件下分别进行 20 次直线行走:不穿戴外骨骼(正常行走)、穿戴无弹簧的外骨骼(零力矩模式)和穿戴外骨骼(辅助模式)。在正式实验前穿戴者会进行 30 min 的适应性行走训练,以适应外骨骼穿戴,并且在每种实验间休息 30 min,以消除疲劳的影响。此外,穿戴者行走时会受到节拍器提示,以确保穿戴者在 3 种实验下的步频一致。实验过程中采用红外运动捕捉系统 Vicon (Vicon motion systems Ltd., UK) 其采样率为 100 Hz;力学测量装置 AMTI (HPS400600, Watertown, USA) 其采样率为 100 Hz,分辨力为 100 g,量程为 F_x 方向 ± 2 kN, F_y 方向 ± 2 kN, F_z 方向 $-10 \sim 20$ kN;和无线肌电传感采集系

统 Delsys (Trigno, Delsys Incorporated, Natick, MA, USA) 采样率为 2 000 Hz。三者同步采集穿戴者运动轨迹、地反作用力和肌电信号的信息。

表 1 穿戴者基本信息

Table 1 Basic characteristics of participants

	穿戴者 1	穿戴者 2	穿戴者 3	穿戴者 4	穿戴者 5
体重/kg	48.8	71.2	50.2	65.9	64.6
身高/m	1.62	1.78	1.68	1.84	1.81
年龄	25	25	23	25	26
性别	女	男	男	男	男

2 数据处理与分析

首先通过 VICON NEXUS 软件获取下肢髋、膝、踝关节运动角度、力矩和功率信号,通过截止频率为 20 Hz 的三阶巴特沃斯低通滤波器进行滤波。并使用算法检测足跟标记相对于骶骨标记沿前进方向的峰值即为足跟触地事件^[27],以此为标准划分步态周期,并进行数据清洗,筛选掉超出平均值 $\pm 2.5 \times$ 标准差的异常数据样本。使用算法检测足跟与足尖标记沿垂直地面方向的差值,当其开始几乎不变时,即为全足着地事件,当其达到最大值时,即为脚跟离地事件,足尖标记相对于骶骨标记沿前进方向的最小值即为足尖离地事件^[27-28],并进一步划分步态阶段:承重反应阶段、站立阶段、推离阶段和摆动阶段,如图 3 与 4 所示。最后根据步态周期和各个步态阶段,提取最大、最小和平均关节角度、功率和力矩值特征。

肌电信号能通过四阶巴特沃斯带通滤波器(通带频率为 20~450 Hz),全波整流与低通滤波(截止频率为 6 Hz)平滑处理,随后基于步态周期和步态阶段进行分段特征提取与数据清洗。基于整段数据的肌电最大值对每块肌肉肌电进行归一化,通过固定阶段时间积分得到每个阶段的平均肌肉激活值和最大肌肉激活值。

采用双因素方差分析研究外骨骼对穿戴者生物力学步态表现的显著性影响。随机效应为 5 名穿戴者,固定效应为 3 种穿戴条件:正常行走、零力矩模式和辅助模式,显著性水平设定为 $P=0.05$ 。采用 q 检验对 3 种条件下以下的生物力学特征进行两两比较:髋、膝和踝关节的角度最大值、角度最小值、角度范围、力矩最大值、平均力矩、功率最大值和功率平均值和 4 块肌肉的平均肌肉激活与峰值肌肉激活。

3 结果

如表 2 所示,外骨骼穿戴情况对下肢关节运动变化具有显著性影响,在步频一定的情况下辅助模式相对于正常行走不会对步幅与步速产生影响。如图 3 和 4 所示,肌肉激活与步态曲线被全足着地 (FootFlat, FF)、脚

跟离地(Heel off, HO)和脚尖离地(Toe off, TO)划分为4个步态阶段,从左到右依次为承重反应阶段、站立阶段、推离阶段和摆动阶段。穿戴者在零力矩模式与辅助模式的步态表现差异主要体现在腓肠肌内外侧的站立阶段与

推离阶段及髌关节与踝关节的力矩和功率的变化。与零力矩模式相比,辅助模式在承重反应阶段胫骨前肌激活增加。

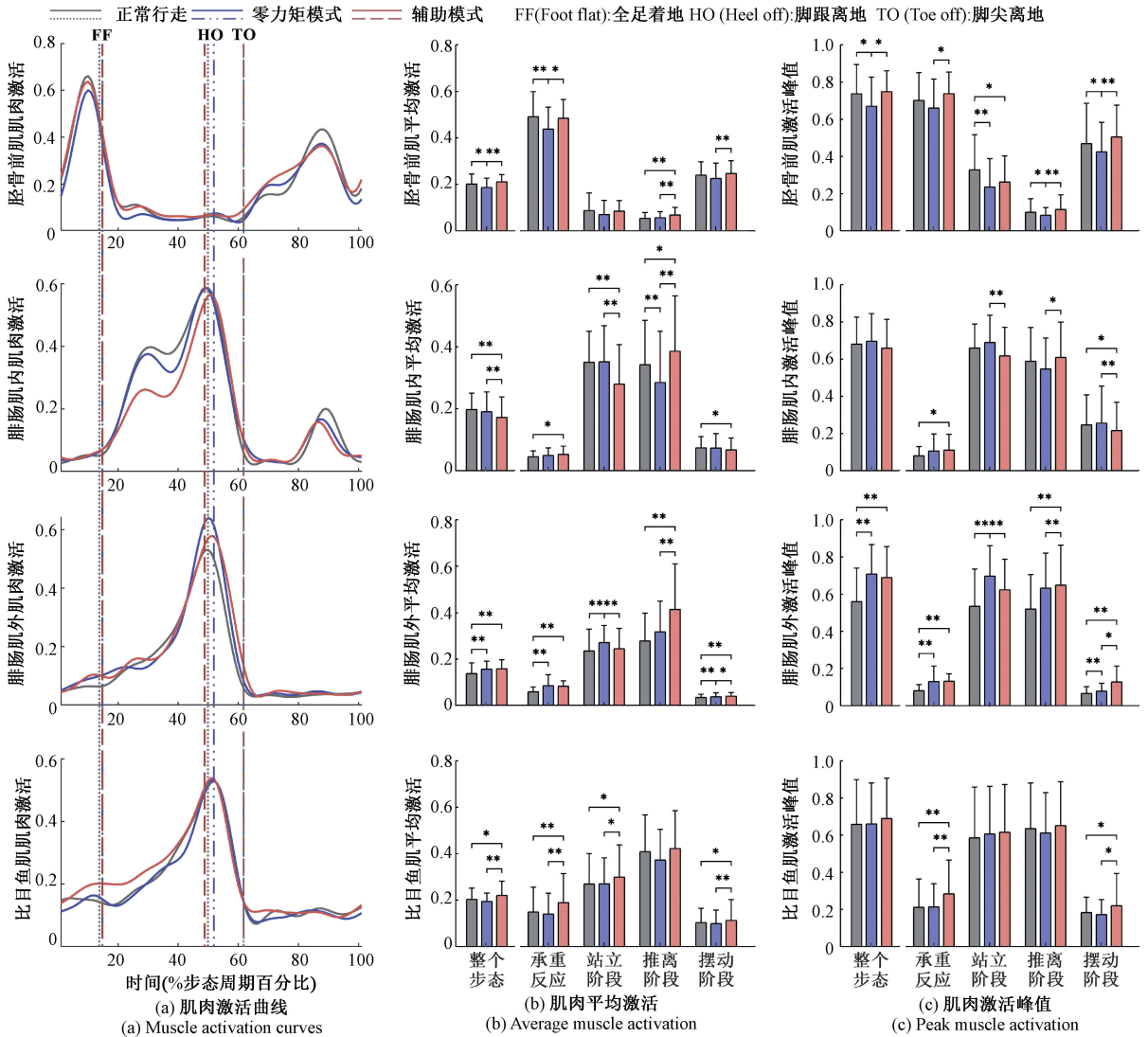


图3 基于步态周期的胫骨前肌、腓肠肌内侧、腓肠肌外侧和比目鱼肌的肌肉激活结果分析。(p<0.05*; p<0.01**)

Fig. 3 Analysis of muscle activation results of TA, MG, LG, LS based on gait cycle (p<0.05*; p<0.01**)

表2 下肢运动学特征单因素方差分析结果

Table 2 Results of single-factor ANOVA on lower limb kinematic characteristics

		角度/(°)			力矩/(N·m ⁻¹)		功率/(W·kg ⁻¹)	
		max	min	range	max	ave	max	ave
髌	F	2.046	0.94	6.048	0.637	5.049	1.975	6.94
	P	0.133	0.393	0.003	0.531	0.008	0.143	0.001
膝	F	3.231	1.078	4.237	1.039	1.033	0.569	0.494
	P	0.043	0.344	0.017	0.357	0.359	0.568	0.612
踝	F	6.713	1.679	13.403	72.361	41.682	53.697	13.999
	P	0.002	0.191	0.000	1.000	1.000	1.000	1.000

补充: 步长 F: 0.349; P: 0.706 步速 F: 1.667; P: 0.193

P-差异性显著的检验值 F-F 检验的统计量

在站立阶段,辅助模式下穿戴者的腓肠肌内侧和外侧平均肌肉激活显著下降(分别降低20%和10%),同时踝关节力矩和髌关节功率减少;在推离阶段,辅助模式下踝关节峰值角度、力矩、功率均显著性下降(表2),腓肠肌内侧、外侧与比目鱼肌平均肌肉激活出现上升趋势;在摆动阶段,辅助模式的髌关节力矩降低。

正常行走与辅助模式的差异主要体现在腓肠肌内外侧的站立阶段与推离阶段,膝、踝关节力矩与踝关节功率。与正常行走相比,辅助模式在承重反应阶段,比目鱼肌的平均肌肉激活显著上升,膝、踝关节角度增大;在站立阶段,腓肠肌内侧平均与峰值肌肉激活下降(降低

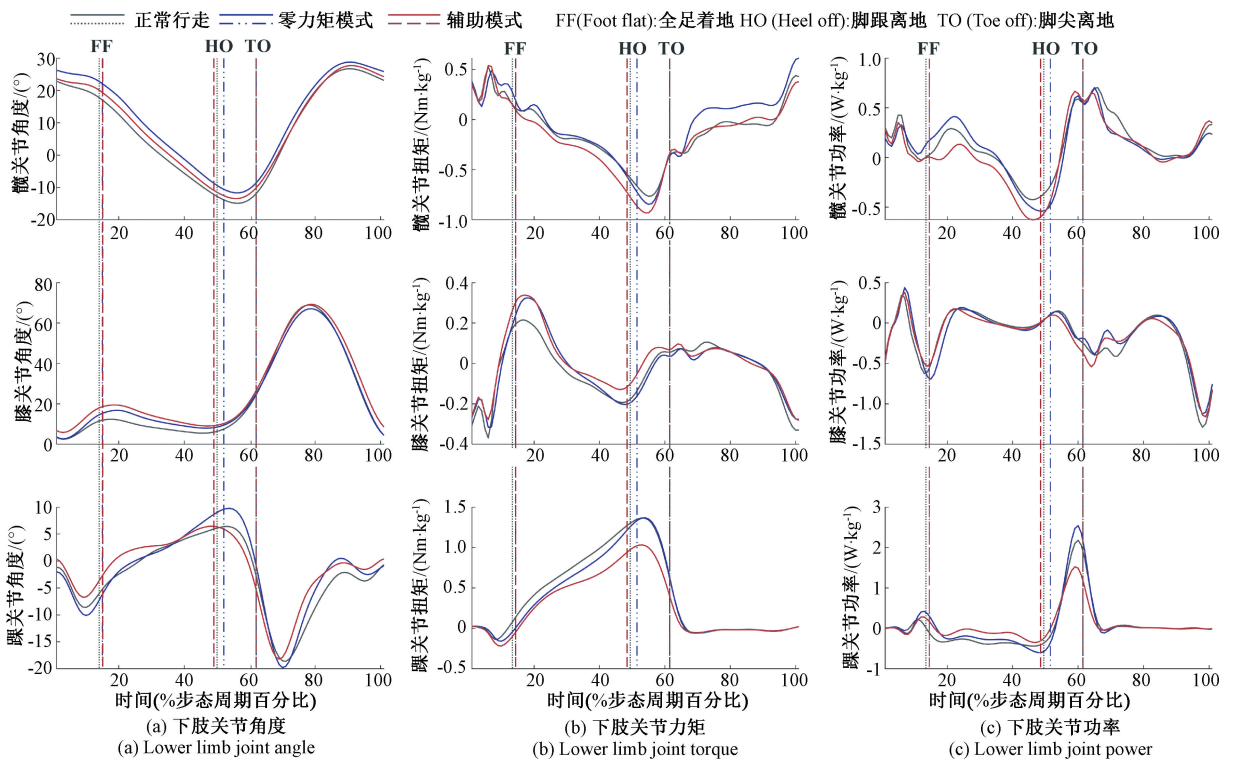


图 4 3种穿戴情况下的下肢关节角度、力矩与功率结果

Fig. 4 Results of lower limb joint angles, moments, and power under three different wearing conditions

20%和7%),髋关节力矩和功率降低,膝关节峰值力矩显著上升(表3);在推离阶段辅助模式腓肠肌内侧与外侧

平均肌肉激活显著上升,踝关节力矩和功率峰值下降(表3);在摆动阶段,踝关节角度增加。

表 3 3种穿戴情况下的下肢运动学特征事后检验分析结果

Table 3 Post test analysis of lower limb kinematic characteristics under three different wear conditions

		角度/(°)			力矩/(Nm·kg ⁻¹)		功率/(W·kg ⁻¹)	
		max	min	range	max	ave	max	ave
正常行走	髋	30.84±4.07	-13.00±5.15	43.85±3.43	0.72±0.22	-0.08±0.10	1.07±0.45	0.12±0.07
	膝	71.43±9.58	2.18±7.15	69.26±5.65	0.44±0.29	0.03±0.13	0.55±0.24	-0.15±0.05
	踝	8.47±5.12	-16.62±4.12	25.09±3.83	1.35±0.14	0.39±0.06	2.26±0.34	0.03±0.04
零力矩模式	髋	29.18±3.97	-12.84±4.36	42.02±2.05	0.67±0.25	-0.13±0.16	1.00±0.20	0.03±0.17
	膝	67.01±7.90	1.20±7.61	65.81±4.22	0.54±0.40	0.06±0.14	0.52±0.22	-0.13±0.05
	踝	11.42±4.21	-18.77±4.31	30.19±4.69	1.37±0.09	0.35±0.05	2.67±0.51	0.06±0.06
辅助模式	髋	29.55±4.20	-14.11±4.83	43.66±2.56	0.68±0.21	-0.17±0.14	1.15±0.37	-0.04±0.12
	膝	70.73±7.45	3.54±6.66	67.19±5.97	0.49±0.32	0.06±0.12	0.49±0.26	-0.14±0.48
	踝	8.03±4.08	-17.46±7.01	25.49±5.94	1.06±0.14	0.27±0.06	1.67±0.43	0.09±0.06

补充:步幅(m) 正常行走: 11.28±0.04; 零力矩模式: 11.29±0.05; 辅助模式: 11.29±0.07

步速(m/s) 正常行走: 11.02±0.04; 零力矩模式: 11.04±0.06; 辅助模式: 11.01±0.07

■正常行走 & 零力矩模式 ○正常行走 & 辅助模式 *零力矩模式 & 辅助模式 p<0.05; **p<0.01

4 讨论

本研究探究了穿戴外骨骼相对于穿戴外骨骼框架与正常行走在平地实验中的生物力学表现差异,结果显示外骨骼对于降低腓肠肌内侧的激活与踝关节的峰值力矩和功率有正向的作用。穿戴外骨骼后的步态相位相对正

常行走会发生变化。虽然前期研究采用步态周期划分进行生物力学分析^[17,19-20],但是不同穿戴情况对步态相位的影响没有被讨论过。本研究首次发现,辅助模式下脚跟离地事件相对正常行走的提前约2%的步态周期,原因可能是外骨骼的弹簧拉力会使得脚跟提前离地,而脚跟离地事件延迟约3%的步态周期,可能是由于外骨骼框架的支撑结构与踝关节轴的影响,使脚跟更晚的抬起。穿

戴情况(零力矩模式与辅助模式)对脚尖离地事件没有影响。

支撑阶段,辅助模式下肌肉激活出现一定程度的降低。因为在此阶段的正常行走时,小腿肌肉几乎等距收缩,以产生相当大的踝关节力矩维持步态稳定^[29-31]。而外骨骼框架对身体的支撑,降低了维持步态稳定性所需的一部分肌肉激活。同时,储能弹簧的拉伸提供的力矩一部分取代了腓肠肌内侧收缩所提供的力矩,这也是外骨骼的主要辅助作用。该结果发现与先前跑步机上的研究结论一致^[19-20,32]。

推离阶段,比目鱼肌在辅助模式的平均肌电相对于正常行走并未如预期显著降低肌肉激活^[19-20,32]。相较正常行走,辅助模式下腓肠肌内侧与比目鱼肌的平均肌肉激活升高,而零力矩模式下的肌肉激活降低。这可能是因为之前所提到的,3种情况的脚跟离地事件存在时间差异,从而导致在推离阶段,辅助模式的阶段时间最长,正常行走的次之,零力矩行走的最次;另一个原因是由跑步机与平地行走的差异导致的,平地行走会减弱外骨骼对跖屈的辅助效果。

在推离期阶段,辅助模式可降低踝关节的功率和力矩,但下肢关节会产生非实时的能量交换。这可能是下肢关节的耦合运动使关节间对产生代偿引起的。与大部分研究仅针对踝关节进行运动分析的研究^[15,17,19-20,32-33]不同的是,本研究选择了分析下肢髌膝踝多关节的运动学与动力学数据。步态运动是整个下肢多个关节耦合运动,其中一个关节运动状态发生改变,其他的关节均会受到影响。实验结果显示与正常行走相比辅助模式下踝关节力矩峰值降低了24.3%,功率峰值降低30%,但与此同时,髌膝关节力矩绝对值均增加,说明外骨骼在跖屈辅助的时候发挥了作用,但辅助模式下,下肢关节间存在一定的能量交换情况,虽然会降低踝关节的力矩和功率,但是可能会导致其他关节的能量和功率的增加。同时,这种能量交换可能并不是实时的,如辅助模式相对于正常行走,髌关节在站立阶段力矩与功率的绝对值增大,膝关节力矩在站立阶段初期增大。可见,踝关节外骨骼不仅对踝关节有正向作用,穿戴者会因穿戴外骨骼代偿影响其髌膝关节运动表现。

5 结 论

本文设计了一款经济的,可以适应不同身高情况的被动踝关节外骨骼,比较了5名穿戴者在3种穿戴情况下的生物力学表现。结果表明,刚性结构本身会为人体提供支撑,略微降低胫骨前肌和腓肠肌内侧肌肉激活。穿戴外骨骼会延后全足着地事件并提前脚跟离地事件。外骨骼会在支撑阶段显著降低腓肠肌内侧20%的平均肌

肉激活。在推离期,外骨骼的辅助作用主要体现在降低踝关节峰值力矩和功率,而非对肌肉激活的降低。穿戴外骨骼情况下外骨骼对穿戴者有辅助作用,但同时会改变穿戴者步态状态。

参考文献

- [1] DOLLAR A M, HERR H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Transactions on robotics, 2008, 24(1): 144-158.
- [2] SHI D, ZHANG W, ZHANG W, et al. A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2019, 32(1): 1-11.
- [3] MOONEY L M, HERR H M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton [J]. Journal of Neuroengineering & Rehabilitation, 2016, 13(1):1-12.
- [4] PINTO-FERNANDEZ D, TORRICELLI D, DEL CARMEN SANCHEZ-VILLAMANAN M, et al. Performance evaluation of lower limb exoskeletons: A systematic review [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2020, 28(7): 1573-1583.
- [5] CHESTER V L, TINGLEY M, BIDEN E N. Comparison of two normative paediatric gait databases[J]. Dynamic Medicine, 2007, 6(1): 1-7.
- [6] ZELIK K E, HONERT E C. Ankle and foot power in gait analysis: Implications for science, technology and clinical assessment[J]. Journal of Biomechanics, 2018, 75: 1-12.
- [7] YANDELL M B, QUINLIVAN B T, POPOV D, et al. Physical interface dynamics alter how robotic exosuits augment human movement: Implications for optimizing wearable assistive devices [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2017, 14(1): 1-11.
- [8] LI S, BAI H, SHEPHERD R F, et al. Bio - inspired design and additive manufacturing of soft materials, machines, robots, and haptic interfaces[J]. Angewandte Chemie International Edition, 2019, 58(33): 11182-11204.
- [9] SANCHEZ-VILLAMAÑAN M C, GONZALEZ-VARGAS J, TORRICELLI D, et al. Compliant lower limb exoskeletons: A comprehensive review on mechanical design principles [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2019, 16(1): 1-16.
- [10] MEIJNEKE C, VAN DIJK W, VAN DER KOOIJ H. Achilles: An autonomous lightweight ankle exoskeleton to provide push-off power [C]. 5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and

- Biomechatronics. IEEE, 2014; 918-923.
- [11] VAN DIJK W, MEIJNEKE C, VAN DER KOOIJ H. Evaluation of the achilles ankle exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 25(2): 151-160.
- [12] ARELLANO C J, MCREYNOLDS O B, THOMAS S A. A low-cost method for carrying loads during human walking[J]. Journal of Experimental Biology, 2020, 223(23): 216119.
- [13] MOONEY L M, HERR H M. Biomechanical walking mechanisms underlying the metabolic reduction caused by an autonomous exoskeleton [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2016, 13(1): 1-12.
- [14] WANG T, PEI X, HOU T, et al. An untethered cable-driven ankle exoskeleton with plantarflexion-dorsiflexion bidirectional movement assistance [J]. Frontiers of Information Technology & Electronic Engineering, 2020, 21(5): 723-739.
- [15] PARDOEL S, DOUMIT M. Development and testing of a passive ankle exoskeleton [J]. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2019, 39(3): 902-913.
- [16] WANG X, GUO S, QU H, et al. Design of a purely mechanical sensor-controller integrated system for walking assistance on an ankle-foot exoskeleton [J]. Sensors, 2019, 19(14): 3196.
- [17] WANG X, GUO S, QU B, et al. Design of a passive gait-based ankle-foot exoskeleton with self-adaptive capability [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2020, 33: 1-11.
- [18] LECLAIR J, PARDOEL S, HELAL A, et al. Development of an unpowered ankle exoskeleton for walking assist [J]. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 2018, 15: 1-13.
- [19] YANDELL M B, TACCA J R, ZELIK K E. Design of a low profile, unpowered ankle exoskeleton that fits under clothes: Overcoming practical barriers to widespread societal adoption [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2019, 27(4): 712-723.
- [20] COLLINS S H, WIGGIN M B, SAWICKI G S. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton[J]. Nature, 2015, 522(7555): 212-215.
- [21] YANDELL M B, QUINLIVAN B T, POPOV D, et al. Physical interface dynamics alter how robotic exosuits augment human movement: Implications for optimizing wearable assistive devices [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2017, 14(1): 1-11.
- [22] ASBECK A T, DE ROSSI S M M, HOLT K G, et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance[J]. The International Journal of Robotics Research, 2015, 34(6): 744-762.
- [23] GALLE S, MALCOLM P, COLLINS S H, et al. Reducing the metabolic cost of walking with an ankle exoskeleton: Interaction between actuation timing and power [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2017, 14(1): 1-16.
- [24] HOLLMAN J H, WATKINS M K, IMHOFF A C, et al. A comparison of variability in spatiotemporal gait parameters between treadmill and overground walking conditions[J]. Gait & Posture, 2016, 43: 204-209.
- [25] YANG F, KING G A. Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2016, 31: 81-87.
- [26] RIVA F, BISI M C, STAGNI R. Gait variability and stability measures: Minimum number of strides and within-session reliability [J]. Computers in Biology and Medicine, 2014, 50: 9-13.
- [27] ZENI JR J A, RICHARDS J G, HIGGINSON J S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data[J]. Gait & Posture, 2008, 27(4): 710-714.
- [28] ZHEN T, YAN L, YUAN P. Walking gait phase detection based on acceleration signals using LSTM-DNN algorithm[J]. Algorithms, 2019, 12(12): 253.
- [29] DAUNORAVICIENE K, ZIZIENE J, PAUK J, et al. EMG based analysis of gait symmetry in healthy children [J]. Sensors, 2021, 21(17): 5983.
- [30] ONG C F, GEIJTENBEEK T, HICKS J L, et al. Predicting gait adaptations due to ankle plantarflexor muscle weakness and contracture using physics-based musculoskeletal simulations [J]. PLoS Computational Biology, 2019, 15(10): e1006993.
- [31] CRONIN N J, AVELA J, FINNI T, et al. Differences in contractile behaviour between the soleus and medial gastrocnemius muscles during human walking [J]. Journal of Experimental Biology, 2013, 216(5): 909-914.
- [32] NUCKOLS R W. Effects of Elastic Ankle Exoskeleton Stiffness and Walking Speed on Human Locomotor Performance from Whole-Body Energetics to Individual Muscle Neuromechanics [M]. North Carolina State University, 2017.
- [33] SAWICKI G S, KHAN N S. A simple model to estimate plantarflexor muscle-tendon mechanics and energetics

during walking with elastic ankle exoskeletons[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 63(5): 914-923.

作者简介



孟琳, 2016年于英国格拉斯哥大学获得博士学位,并于2016~2018年在英国思克莱德大学从事博士后研究工作,现为天津大学医学工程与转化医学研究院副教授,主要研究方向为人体运动分析、神经运动控制机制、下肢助行康复机器人。

E-mail: linmeng@tju.edu.cn

Meng Lin received her Ph. D. degree from the University of Glasgow, United Kingdom in 2016 and conducted postdoctoral

research at the University of Strathclyde, United Kingdom from 2016 to 2018. Now she is an associate professor at the Academy of Medical Engineering, Tianjin University. Her main research interests include human motion analysis, neuro-motor control mechanism and lower limb assistance robots.



宋钊熙, 2020年于东北大学获得本科学位,现为天津大学硕士研究生,主要研究方向为踝关节外骨骼。

E-mail: 2020235015@tju.edu.cn

Song Zhaoxi received his B. Sc. degree from Northeastern University in 2020. He is currently a M. Sc. candidate at Tianjin University. His main research interest includes ankle exoskeleton design.