

DOI:10.11918/202505016

# 无源下肢助力机器人的结构设计和助力效果分析

王砚麟<sup>1,2</sup>, 吴生昊<sup>1,2</sup>, 王焱洲<sup>1,2</sup>, 贺 瑗<sup>1,2</sup>

(1. 兰州理工大学 机电工程学院, 兰州 730050; 2. 数字制造技术与应用教育部重点实验室(兰州理工大学), 兰州 730050)

**摘要:**为解决现有无源下肢助力机器人存在的辅助效果欠佳、自重较大,以及人机相容性不足等问题,提出了一种具备更优助力效果、更小自重和更佳人机相容性的无源下肢助力机器人。首先,通过对人体下肢开展逆运动学分析,结合 Lagrange 方程构建人体下肢动力学模型,为机器人设计提供生物力学依据。其次,结合下肢生物运动特性完成机械结构设计,其中髋关节采用三自由度结构以提升人机相容性,腿部采用镂空设计以减轻自重。然后,在 OpenSim 中建立人机融合模型进行仿真试验,验证无源下肢助力机器人的助力效果。结果显示:与未穿戴助力机器人相比,穿戴后髋关节、膝关节和踝关节力矩的平均值分别降低 19.64%、24.85% 和 15.39%; 人体的总代谢平均值降低 16.35%, 显著降低了穿戴者的能量消耗,有效减轻了穿戴者的肌肉负担。最后,研制无源下肢助力机器人样机并进行了样机实验。结果表明:与未穿戴助力机器人相比,穿戴后下肢主要肌肉的肌电信号降低率的均方根在 5.73% ~ 13.79% 之间,实验结果证实了所设计的无源下肢助力机器人在轻量化、高协同性和多场景适应性方面的优势,为下一步样机的优化奠定了基础。

**关键词:** 无源下肢助力机器人; 动力学; 结构设计; 实验分析; 代谢值; 肌电信号

中图分类号: TP242

文献标志码: A

文章编号: 0367-6234(2026)04-0223-14

## Structural design and assistance effect analysis of passive lower limb assistive robot

WANG Yanlin<sup>1,2</sup>, WU Shenghao<sup>1,2</sup>, WANG Yaозhou<sup>1,2</sup>, HE Yuan<sup>1,2</sup>

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China;

2. Key Laboratory of Digital Manufacturing Technology and Application, Ministry of Education of China

(Lanzhou University of Technology), Lanzhou 730050, China)

**Abstract:** To address the issues of poor assistance effect, heavy weight, and insufficient human-machine compatibility in existing passive lower limb assistive robots, this paper proposed a passive lower limb assistive robot with better assistance effect, lighter weight, and improved human-machine compatibility. Firstly, this paper conducted inverse kinematics analysis of the human lower limbs and constructed a dynamic model of the human lower limbs using the Lagrange equation to provide a biomechanical basis for the robot design. Secondly, the paper designed the mechanical structure by combining the biological movement characteristics of the lower limbs. Specifically, the hip joint adopted a three-degree-of-freedom structure to enhance human-machine compatibility, and the leg structure employed a hollow design to reduce the self-weight. Then, the paper established a human-machine fusion model in OpenSim for simulation experiments to verify the assistance effect of the passive lower limb assistive robot. The results show that compared with those in the unassisted state, the average torques of the hip, knee, and ankle joints after wearing the robot decrease by 19.64%, 24.85%, and 15.39%, respectively; the average total metabolism of the human body decreases by 16.35%. This significantly reduces the energy consumption of the wearer and effectively alleviates muscle burden. Finally, the paper develops a prototype of the passive lower limb assistive robot and conducts prototype experiments. The experimental results indicate that compared with that in the unassisted state, the root mean square of the reduction rate of electromyographic (EMG) signals of the main lower limb muscles ranges from 5.73% to 13.79% after wearing the robot. The experimental results confirm the advantages of the designed passive lower limb assistive robot in terms of light weight, high compatibility, and multi-scenario adaptability, laying the foundation for future optimization of the prototype.

**Keywords:** passive lower limb assistive robot; dynamics; structural design; experimental analysis; metabolic value; electromyographic signal

收稿日期: 2025-05-09; 录用日期: 2025-08-05; 网络首发日期: 2026-03-10

网络首发地址: <https://link.cnki.net/urlid/23.1235.T.20260309.1614.016>

基金项目: 国家自然科学基金(52565002); 企业委托研发项目(HX2024C50200003); 甘肃省自然科学基金(24JRRA962); 兰州理工大学青年博士科研项目(062206); 兰州理工大学青年教师学科交叉研究培育项目(LUTXKJC-26004)

作者简介: 王砚麟(1999—), 男, 副教授

通信作者: 王砚麟, wangyanlin@lut.edu.cn

随着全球人口老龄化趋势的加深和肢体运动损伤事件频发,肢体功能障碍患者群体不断扩大<sup>[1-3]</sup>,在这一背景下,用于人体行走的下肢助力机器人需求不断增大<sup>[4]</sup>。助力机器人是一种结合人工智能、机构学和能量转换的人机协同可穿戴设备<sup>[5-8]</sup>,具有降低人体代谢和提升人体负重能力等功能<sup>[9-10]</sup>。无源助力机器人通常由弹性元件和连接机构驱动,以提供人体行走的辅助力量<sup>[11-14]</sup>。无源助力机器人主要收集人体自身行走产生的能量,并利用弹性元件和传动机构实现即时收集、转化和释放能量的功能,从而为人体提供助力<sup>[15-18]</sup>。可在多种场景和复杂环境下使用,且不受续航的限制<sup>[19-20]</sup>。

无源助力机器人对行走过程中的助力辅助具有重要作用,吸引了许多研究团队对无源助力外骨骼进行了研究。清华大学<sup>[21]</sup>设计了一款名为 ES-EXO 的无源助行外骨骼机器人,在髋部两侧配备了由两条不同劲度系数弹簧组成的储能机构,可使髋部屈曲力矩降低 37.2%。渥太华大学<sup>[22]</sup>设计了一款下肢外骨骼机器人,由两个支撑腿和座椅支撑模块组成,可以产生 14.02% ~ 27.52% 的峰值支撑力。德黑兰大学<sup>[23]</sup>开发的无源髋关节助力机器人 UEFH,在行走中由弯曲的片簧提供髋关节伸展力矩,从而减少行走时的能量消耗。重庆牛油科技<sup>[24]</sup>推出的普力负重外骨骼系统,旨在减轻用户的身体负担,提高行动的效率 and 舒适性。北京航空航天大学<sup>[25]</sup>设计的一款髋-膝单侧下肢助力机器人样机,采用内置预紧力的拉伸弹簧和旋转齿轮结构,有助于减少穿戴者所需承受的力量。

但上述无源助力机器人存在辅助效果不佳、质量较大、臀部肌肉与机器人产生的反作用力会扰乱正常步态,以及较高的转矩并不适合具有康复需求的下肢功能障碍患者等问题,需要进一步完善相关的基础研究。

为解决上述问题,本文通过分析人体下肢的运动学和动力学,结合下肢运动特性,设计无源下肢助力机器人的机械结构。在髋关节处设计 3 个自由度,以提升无源下肢助力机器人的人机相容性;在腿部结构的设计中采用镂空设计降低无源下肢助力机器人的自重,以提升其助力效果。建立人机模型,进行人体动力学和肌肉代谢的仿真试验;并穿戴无源下肢助力机器人样机进行样机实验,验证无源下肢助力机器人的助力效果。

## 1 人体下肢的动力学建模

人体下肢的骨骼肌生物结构如图 1 所示,主要由盆骨、股骨、胫骨、腓骨、跖骨,以及下肢各肌肉组

成,下肢运动关节主要包括髋关节、膝关节和踝关节。将人体简化为多连杆机构模型,如图 2 所示,其中: $L_1$ 为躯干质心和髋关节之间的距离, $L_2$ 为股骨长度, $L_3$ 为胫骨长度。以人体质心为坐标原点,建立坐标系  $O_0 - x_0y_0$ ,对下肢进行逆运动学分析:已知人体躯干质心的运动轨迹为  $(x_0, y_0)$ ,踝关节的运动轨迹为  $(x_1, y_1)$ ,计算人体在行走过程中下肢各个关节的角度变化。

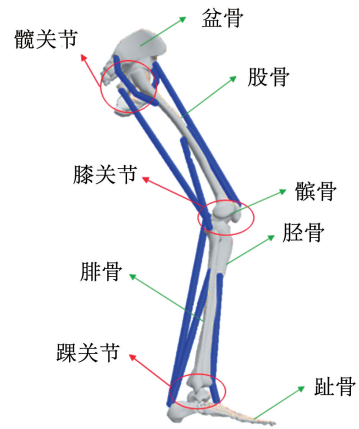


图 1 下肢骨骼肌结构图

Fig. 1 Diagram of lower limb skeletal muscle structure

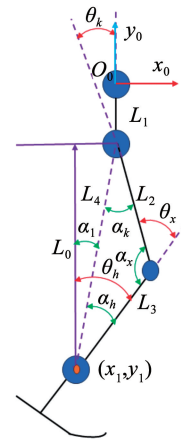


图 2 下肢骨骼机构模型

Fig. 2 Model of lower limb skeletal mechanism

### 1.1 人体下肢运动学分析

通过分析图 2 所示的下肢骨骼机构模型中骨骼及各关节角度关系,并通过计算得出以下结果。

髋关节至支撑腿踝关节垂直距离  $L_0$  为

$$L_0 = y_0 - y_1 - L_1 \quad (1)$$

髋关节至踝关节直线距离  $L_4$  为

$$L_4 = \sqrt{x_1^2 + L_0^2} \quad (2)$$

髋关节和踝关节的连线在垂直方向的角度  $\alpha_1$  为

$$\sin \alpha_1 = \frac{x_1}{L_4} \quad (3)$$

则大腿与小腿的夹角  $\alpha_x$  为

$$\alpha_x = \arccos\left(\frac{L_2^2 + L_3^2 - L_4^2}{2L_2L_3}\right) \quad (4)$$

髋关节和踝关节的连线与人体大腿的夹角  $\alpha_k$  为

$$\alpha_k = \arccos\left(\frac{L_4^2 + L_2^2 - L_3^2}{2L_4L_2}\right) \quad (5)$$

踝关节和髋关节的连线与人体小腿的夹角  $\alpha_h$  为

$$\alpha_h = \pi - \alpha_x - \alpha_k \quad (6)$$

通过式(1)~(6)可以得出,髋关节的变化角度为  $\theta_k = \pi - \alpha_x - \alpha_k$ ,膝关节的变化角度为  $\theta_x = \pi - \alpha_x$ ,踝关节角度变化为  $\theta_h = \alpha_1 + \alpha_h$ 。

## 1.2 人体下肢动力学分析

在分析人体下肢动力学时,Lagrange 能量函数可以表示为人体下肢的动能与势能之差:

$$L = K - P \quad (7)$$

式中: $K$  为人体下肢动能, $P$  为人体下肢势能。

则人体下肢的动力学方程表达式为

$$T_i = \frac{d}{dt}\left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\alpha}_i}\right) - \frac{\partial L}{\partial \alpha_i}, \quad i = 1, 2, 3, \dots, n \quad (8)$$

式中: $\alpha_i$  为势能和动能的坐标, $\dot{\alpha}$  为人体下肢相应部位的角速度, $T_i$  为在  $n$  个坐标上的力矩。 $n$  为由人体下肢简化而成的连杆机构的连杆数目。

则人体下肢的动能可表示为

$$K = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^7 [j_i \dot{\alpha}_i^2 + m_i (\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2)] \quad (9)$$

式中: $i = 1, 2, \dots, 7$ , 分别为人体的躯干、左右两侧的股骨、胫骨和踝关节的质心, $j_i$  为下肢相应部位绕其质心转动时的转动惯量, $\alpha_i$  为下肢部位的质心与竖直方向的夹角。

人体躯干的动能表达式为

$$E_p = \frac{1}{2} m_1 (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2} J_1 \alpha_1^2 \quad (10)$$

股骨的动能表达式为

$$E_{k1} = \frac{1}{2} m_1 [(\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2)] + \frac{1}{2} m_2 [(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + m_2 l_2 [(\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) \cdot (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) \cos(\alpha_2 + \gamma_2) + \frac{1}{2} J_2 \alpha_2^2] \quad (11)$$

人体下肢的势能表达式为

$$P = m_i g h_i \quad (12)$$

式中, $h$  为质心高度变化。

髋关节、膝关节,以及踝关节的角度变化的表达式为

$$\theta_i = \alpha_i - \alpha_{i-1} \quad (13)$$

通过式(7)~(13)可以得出,关节力矩表达式为

$$T = D(\theta) \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) \quad (14)$$

式中: $T$  为相应关节的力矩, $D(\theta) \ddot{\theta}$  为惯性矩阵,

$C(\theta, \dot{\theta})$  为该系统的离心力和哥氏力, $G(\theta)$  为重力项。

已知行走过程中髋、膝、踝关节的角度变化,以及关节力矩,则下肢关节的功率表达式为

$$P_k = T_k \times \dot{\theta}_k \quad (15)$$

式中: $P_k$  为髋、膝、踝关节功率, $\dot{\theta}_k$  为髋、膝、踝关节角度变化, $T_k$  为髋、膝、踝关节力矩。

则髋、膝、踝关节在行走过程中所做功的表达式为

$$W = P_k \times t_k \quad (16)$$

式中: $W$  为下肢关节在行走过程中做的功, $t_k$  为关节做功时间, $P_k$  为关节功率。

## 2 无源下肢助力机器人结构设计

设计无源下肢助力机器人的核心目标是在不影响人体正常行走的前提下降低人体代谢值,以实现高效的助力效果。

### 2.1 各个组成部分结构设计

#### 2.1.1 髋关节结构设计

髋关节是人体下肢运动的核心关节之一,负责支撑和传递躯干与下肢之间的力。为了确保机器人在行走过程中能够有效辅助穿戴者的运动,如图3所示,本文在髋关节处设计3个自由度,在关节连接部位采用旋转副的结构,使得髋关节能进行屈伸伸展、内旋外旋、外展内收运动,以提升无源下肢助力机器人的人机相容性。髋关节的下方为尺寸调节装置,能够根据不同身高的穿戴者进行0~10 cm的尺寸调节,髋关节右侧的结构具有一定的弧度,可以贴合腰部曲线,增加穿戴的舒适度。

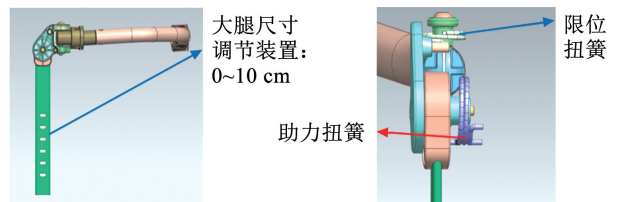


图3 髋关节结构示意图

Fig.3 Hip joint structure diagram

髋关节处扭簧的劲度系数的计算公式为

$$k_{\text{髋}} = \frac{T_{\text{髋}}}{\theta_{\text{髋}}} \times (1 - \delta_{\text{髋}}) \quad (17)$$

式中: $T_{\text{髋}}$  为髋关节处产生的最大扭矩,扭矩的值为  $65 \text{ N}\cdot\text{m}$ ;  $\theta_{\text{髋}}$  为髋关节的旋转角度,角度值为  $15^\circ$ ;  $\delta_{\text{髋}}$  为髋关节力矩降低百分比,假设其值为 20%。综上所述,可计算得到髋关节处的扭簧的劲度系数为  $k_{\text{髋}} = 198.47 (\text{N}\cdot\text{m})/\text{rad}$ ,为便于生产加工劲度系数取  $k_{\text{髋}} = 200.00 (\text{N}\cdot\text{m})/\text{rad}$ 。

髋关节扭簧的预紧力的计算公式为

$$F_{\text{髋}} = k_{\text{髋}} \times \theta_{\text{髋}0} \quad (18)$$

式中: $k_{\text{髌}}$ 为髌关节扭簧的劲度系数, $\theta_{\text{髌}0}$ 为扭簧的初始角度,角度值为 $5^\circ$ ;计算得到髌关节预紧力 $F_{\text{髌}}$ 为 $18.00\text{ N}$ 。

髌关节的三自由度设计使其能够更好地模拟人体髌关节的复杂运动,尤其是在行走、上下楼梯等动作中,能够提供更自然的助力效果。扭簧的设计通过仿真优化,确保了能量储存和释放的效率,而限位装置则有效防止了关节过度运动带来的潜在损伤。尺寸调节装置的引入使得机器人能够适应不同穿戴者的体型,提升了穿戴的舒适性和适用性。

### 2.1.2 膝关节结构设计

膝关节在行走过程中承受较大的力矩,因此其设计需要具备较高的强度和稳定性。如图 4 所示,在膝关节处采用旋转副的结构模拟人体膝关节,使得膝关节结构可进行屈曲运动,并连接大腿结构和小腿结构。在膝关节处采用了弹簧拉绳结构来实现助力效果,该结构由弹簧和拉绳组成,弹簧的劲度系数的计算公式为

$$k_{\text{膝}} = \frac{F_{\text{膝}}}{\Delta x} \quad (19)$$

式中: $F_{\text{膝}}$ 为膝关节弹簧所受的力,力的值为 $300\text{ N}$ ;  $\Delta x$ 为弹簧的形变量,其值为 $0.2\text{ m}$ ;计算得到膝关节处弹簧的劲度系数 $k_{\text{膝}} = 1\,500\text{ N/m}$ ,拉绳采用高强度尼龙材料,直径为 $5\text{ mm}$ ,抗拉强度为 $2\,000\text{ N}$ ,确保其在行走过程中不会断裂或过度磨损。

膝关节弹簧预紧力的计算公式为

$$F_{\text{膝}} = k_{\text{膝}} \times x_0 \quad (20)$$

式中: $k_{\text{膝}}$ 为膝关节弹簧的劲度系数; $x_0$ 为弹簧的初始伸长量,取 $0.02\text{ m}$ ;计算得到膝关节弹簧的预紧力 $F_{\text{膝}}$ 为 $30\text{ N}$ 。

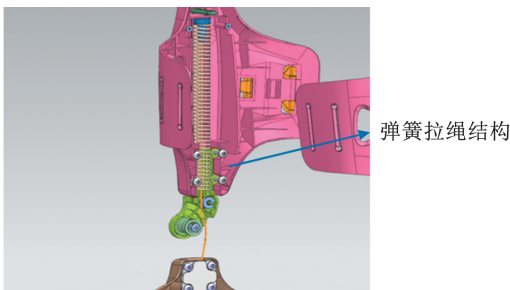


图 4 膝关节结构示意图

Fig. 4 Knee joint structure diagram

弹簧拉绳结构的设计使得膝关节在屈伸过程中能够有效储存和释放能量,能够显著减少穿戴者的膝关节力矩负担。弹簧采用高强度弹簧钢材料确保了其在长期使用中的耐久性,而尼龙拉绳的高抗拉强度则保证了结构的可靠性。该设计不仅提升了助力效果,还确保了穿戴者在行走过程中的安全性。

### 2.1.3 踝关节结构设计

踝关节在行走过程中负责支撑和传递下肢与地面之间的力。为了确保机器人在行走过程中能够有效辅助踝关节的运动,设计了如图 5 所示的踝关节结构,踝关节的上方为尺寸调节装置,能够根据不同身高的穿戴者进行 $0\sim 10\text{ cm}$ 的尺寸调节,脚底部分有一定的防滑设计,增加与地面的摩擦力,防止在行走过程中打滑。

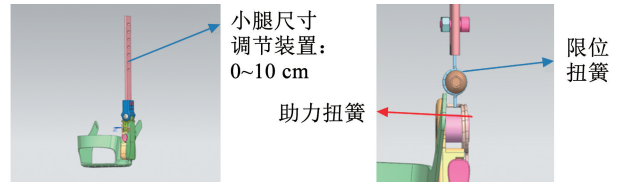


图 5 踝关节结构示意图

Fig. 5 Ankle joint structure diagram

踝关节处扭簧的劲度系数的计算公式为

$$k_{\text{踝}} = \frac{T_{\text{踝}}}{\theta_{\text{踝}}} \times (1 - \delta_{\text{踝}}) \quad (21)$$

式中: $T_{\text{踝}}$ 为踝关节处产生的最大扭矩,扭矩的值为 $30\text{ N}\cdot\text{m}$ ;  $\theta_{\text{踝}}$ 为踝关节的旋转角度,角度值为 $15^\circ$ ;  $\delta_{\text{踝}}$ 为踝关节力矩降低百分比,假设其值为 $15\%$ 。综上所述,可计算得到踝关节处的扭簧的劲度系数为 $k_{\text{踝}} = 113.02(\text{N}\cdot\text{m})/\text{rad}$ ,为便于生产加工劲度系数取 $k_{\text{踝}} = 120.00(\text{N}\cdot\text{m})/\text{rad}$ 。

踝关节扭簧的预紧力的计算公式为

$$F_{\text{踝}} = k_{\text{踝}} \times \theta_{\text{踝}0} \quad (22)$$

式中: $k_{\text{踝}}$ 为踝关节扭簧的劲度系数; $\theta_{\text{踝}0}$ 为扭簧的初始角度,角度值为 $5^\circ$ ;计算得到踝关节预紧力 $F_{\text{踝}}$ 为 $10.8\text{ N}$ 。

踝关节的扭簧设计通过优化劲度系数和预紧力,确保了在行走过程中能够有效辅助踝关节运动,能够有效降低穿戴者的踝关节力矩。限位装置的引入可以防止踝关节过度运动带来的潜在损伤,提升了穿戴的安全性。尺寸调节装置则使得助力机器人能够适应不同穿戴者的足部尺寸,增强了穿戴的舒适性和适用性。

### 2.1.4 腿部结构设计

大腿和小腿部件是机器人的主要支撑结构,负责传递髌关节、膝关节和踝关节之间的力。为了降低助力机器人自重并提升助力效果,如图 6 所示,本文在腿部结构的设计中采用镂空设计以降低无源下肢助力机器人的自重,以提升其助力效果。大腿结构通过尺寸调节装置与髌关节结构相连接,小腿结构通过尺寸调节装置与踝关节结构相连接。

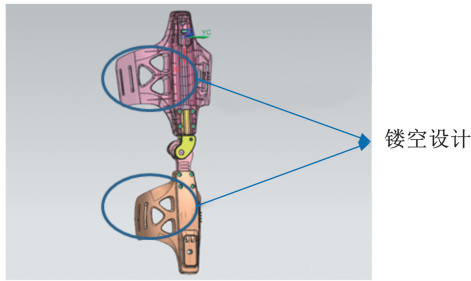


图6 腿部结构示意图

Fig. 6 Leg structure diagram

为了确保穿戴者的舒适性,大腿和小腿部件内侧设计了软质衬垫,材料为硅胶,具有良好的弹性和透气性,能够有效减少穿戴者在行走过程中的不适感。

## 2.2 整体结构设计

通过分析无源下肢助力机器人的设计元素及设计原则,结合人体下肢运动特性设计无源下肢助力机器人的整体结构,如图7所示,主要由髋关节、膝关节、踝关节、大腿部件、小腿部件,以及尺寸调节装置组成,左、右两侧髋关节和踝关节处各安装一个扭簧,负责能量的转化和传递,从而实现无源下肢助力机器人的协同工作,髋关节、膝关节和踝关节处均采用旋转副连接,进行力的传递和运动的调控。

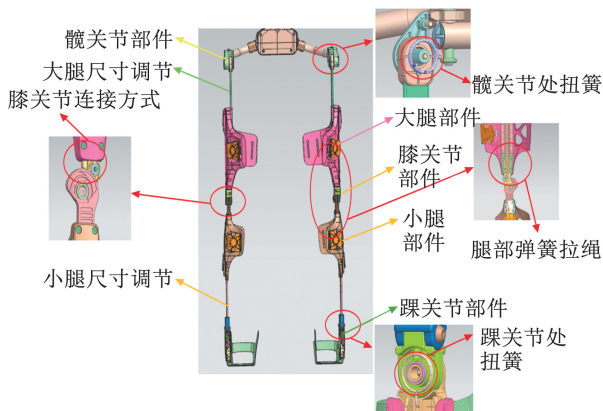


图7 助力机器人整体结构

Fig. 7 Overall structure of assistive robot

无源下肢助力机器人是一种利用机械结构和物理原理来增强人类下肢力量和行走稳定性的设备,其工作原理主要包括机械能量的储存与释放、力的传递与分配,以及运动的调控等几个方面。

### 2.2.1 行走过程中的助力机制

#### 2.2.1.1 储能阶段(支撑相)

穿戴者足部接触地面进入支撑相时,下肢关节的运动驱动弹性元件变形,将人体运动产生的部分动能转化为弹性势能储存。具体表现为:

1) 髋关节。在步态支撑相的中期至末期,人体髋关节由屈曲逐渐过渡到伸展状态,此时,髋关节扭簧由于人体运动受到拉伸,储存弹性势能。

2) 膝关节。在支撑相早期,膝关节屈曲以缓冲地面反作用力,此时,膝关节弹簧被拉伸,储存能量;在支撑相末期,膝关节逐渐伸展,膝关节弹簧进一步储能。

3) 踝关节。在足跟触地至全足着地阶段,踝关节运动压缩扭簧储存能量以备摆动相释放。

#### 2.2.1.2 释能阶段(摆动相)

当足部离地进入摆动相时,储存的弹性势能转化为机械能释放,辅助关节运动,降低肌肉主动做功需求。具体表现为:

1) 髋关节。摆动相初期,髋关节扭簧释放储存的弹性势能,转化为辅助髋关节屈曲运动的机械能,减少髂腰肌等肌群的激活程度。

2) 膝关节。膝关节弹簧在摆动相收缩,释放储存的势能辅助膝关节运动,降低股四头肌等肌肉的代谢负荷。

3) 踝关节。在摆动相末期至下一次足跟触地前,踝关节扭簧释放能量辅助踝关节运动,进而降低踝关节运动相关肌肉的能耗。

### 2.2.2 上、下楼梯过程中的助力机制

#### 2.2.2.1 上楼梯场景的助力机制

上楼梯时,下肢需克服重力做功,对髋关节和膝关节的屈曲力矩需求显著增加<sup>[26]</sup>。

1) 髋关节。①抬腿阶段(屈曲期)。当穿戴者抬腿迈上台阶时,人体髋关节屈曲带动机器人髋关节扭簧旋转压缩,储存能量。②蹬伸阶段(伸展期)。在蹬伸动作中,机器人扭簧释放储存的弹性势能,辅助人体髋关节伸展运动,提供额外助力。

2) 膝关节。①抬腿阶段(膝关节屈曲)。当穿戴者抬腿迈步时,膝关节屈曲会拉伸机器人膝关节弹簧,将人体动能转化为弹性势能储存。②蹬伸阶段(膝关节伸展)。在蹬伸动作中,机器人膝关节弹簧释放储存的弹性势能,为人体膝关节运动提供助力。

#### 2.2.2.2 下楼梯过程的助力机制

下楼梯时,下肢需吸收冲击能量并维持稳定性,膝关节和踝关节是关键助力节点<sup>[26]</sup>。

1) 膝关节。①触地缓冲阶段。足部接触台阶时,机器人膝关节屈曲拉伸弹簧,吸收冲击能量,有效降低冲击力。②支撑控制阶段。机器人膝关节弹簧释放能量,辅助人体膝关节运动,提供渐进式阻力,避免快速下蹲。

2) 踝关节。①足跟触地阶段。机器人踝关节背屈压缩扭簧,储存能量并缓冲垂直冲击。②离地推进阶段。机器人踝关节扭簧释放能量辅助人体踝关节运动,降低下肢肌肉负担。

### 3 实验及分析

#### 3.1 运动学和动力学数据采集

利用实时无线传感人体动作捕捉及力学评估系统 FAB 采集人体下肢运动数据,并利用傅里叶函数拟合后得到下肢各关节的运动函数关系,以此作为 OpenSim 软件中生物模型运动的驱动函数进行模拟仿真,数据采集原理如图 8 所示。下肢运动数据以及运动函数关系见本课题组研究成果<sup>[27]</sup>。

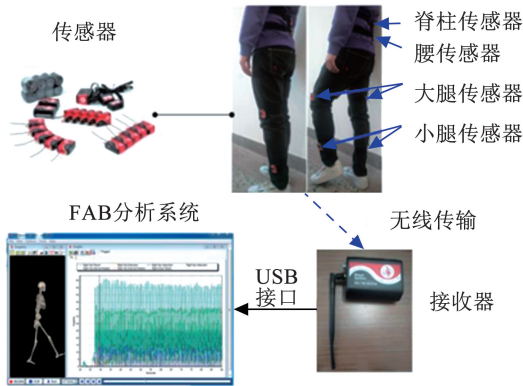


图 8 FAB 系统数据采集工作原理

Fig. 8 Working principle of FAB system data collection

#### 3.2 OpenSim 仿真试验及分析

将人体简化为多刚体模型,借助 OpenSim 软件构建人体骨骼肌模型,并将无源下肢助力机器人的 3D 模型导入 OpenSim 中,与人体骨骼肌模型建立对应的约束关系,构建的人机融合模型如图 9 所示。

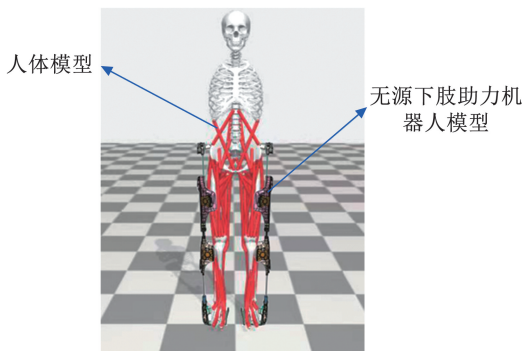


图 9 OpenSim 人机融合模型

Fig. 9 OpenSim human-machine fusion model

在 OpenSim 中进行仿真试验,分别得到穿戴无源下肢助力机器人和未穿戴时人体下肢的关节力矩和主要肌肉的代谢值,验证无源下肢助力机器人的助力效果。

##### 3.2.1 穿戴助力机器人前、后下肢关节力矩对比

通过 OpenSim 仿真得到的穿戴无源下肢助力机器人前、后穿戴者的下肢关节的力矩变化曲线,如图 10 所示。为便于分析数据,给出关节力矩变化率的计算公式为

$$x_i = \frac{x_1 - x_2}{x_2} \times 100\% \quad (23)$$

式中: $x_1$  为穿戴无源下肢助力机器人时的关节力矩, $x_2$  为未穿戴无源下肢助力机器人的关节力矩, $x_i$  为关节力矩变化率。

力矩变化率的平均值的计算公式为

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (24)$$

式中, $\bar{x}$  为力矩变化率的平均值。当  $\bar{x}$  为正时,关节力矩增加;当  $\bar{x}$  为负时,关节力矩降低。

力矩变化率的均方根的计算公式为

$$\Delta = \pm \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2}{n}} \quad (25)$$

式中, $\Delta$  为力矩变化率的均方根。当力矩变化率的平均值  $\bar{x}$  为正值时, $\Delta$  取正值;当  $\bar{x}$  为负值时, $\Delta$  取负值。

如图 10(a)、(b) 所示,在整个行走过程中髌关节力矩降低率的平均值为 19.64%,力矩降低率的均方根为 20.13%。1.2~1.8 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后髌关节力矩的平均值比未穿戴时增加约 16.38%,力矩增加率的均方根为 16.85%;在 1.8~2.5 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后髌关节力矩的平均值比未穿戴时降低约 34.12%,力矩降低率的均方根为 34.43%。

如图 10(c)、(d) 所示,在整个行走过程中髌关节力矩降低率的平均值为 24.85%,力矩降低率的均方根为 20.13%。1.2~1.8 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后膝关节力矩的平均值比未穿戴时增加约 25.64%,力矩增加率的均方根为 21.36%;在 1.8~2.5 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后膝关节力矩的平均值比未穿戴时减少约 36.37%,力矩降低率的均方根为 36.87%。

如图 10(e)、(f) 所示,在整个行走过程中髌关节力矩降低率的平均值为 15.39%,力矩降低率的均方根为 16.14%。1.2~1.8 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后踝关节力矩的平均值比未穿戴时增加约 18.81%,力矩增加率的均方根为 19.31%;在 1.8~2.5 s 内,穿戴无源下肢助力机器人后踝关节力矩的平均值比未穿戴时降低约 32.98%,力矩降低率的均方根为 33.87%。

在 1.2~1.8 s 内,由于穿戴者带动无源下肢助力机器人运动,从而为无源下肢助力机器人储存能量,故穿戴者的下肢关节力矩的平均值增加。在 1.8~2.5 s 内,无源下肢助力机器人释放储存的能量,为穿戴者提供助力,使得穿戴者的关节力矩的平均值降低。在整个行走过程中无源下肢助力机器人可以有效降低穿戴者下肢各关节的力矩,提高行走效率。

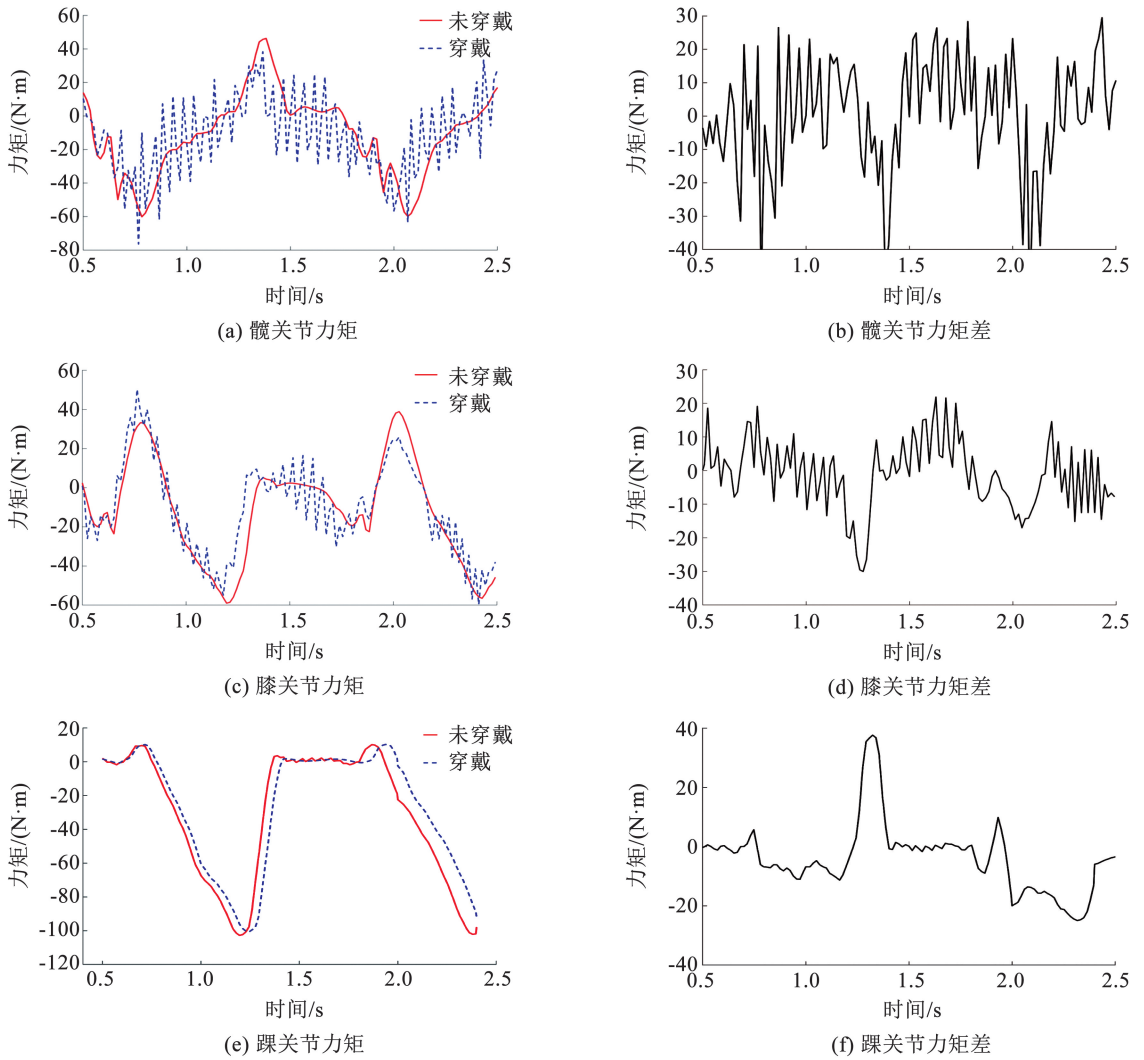


图 10 下肢关节力矩变化曲线

Fig. 10 Variation curves of lower limb joint torques

### 3.2.2 穿戴助力机器人前、后下肢肌肉代谢对比

通过 OpenSim 仿真得到了穿戴无源下肢助力机器人前、后穿戴者的下肢主要肌肉的代谢值的变化, 如图 11 所示。为便于分析数据, 给出下肢肌肉代谢值的变化率的计算公式为

$$y_i = \frac{y_1 - y_2}{y_2} \times 100\% \quad (26)$$

式中:  $y_1$  为穿戴无源下肢助力机器人时的肌肉代谢值,  $y_2$  为未穿戴无源下肢助力机器人时的肌肉代谢值,  $y_i$  为肌肉代谢值的变化率。

肌肉代谢值的变化率的平均值的计算公式为

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (27)$$

式中:  $\bar{y}$  为力矩变化率的平均值。当  $\bar{y}$  为正时, 肌肉代谢值增加; 当  $\bar{y}$  为负时, 肌肉代谢值降低。

肌肉代谢值的变化率的均方根的计算公式为

$$\nabla = \pm \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n y_i^2}{n}} \quad (28)$$

式中:  $\nabla$  为肌肉代谢值的变化率的均方根。当肌肉代谢值的变化率的平均值  $\bar{y}$  为正值时,  $\nabla$  取正值; 当  $\bar{y}$  为负值时,  $\nabla$  取负值。

从图 11 可以看出, 穿戴无源下肢助力机器人后, 在 0.5 ~ 2.5 s 内, 穿戴者的比目鱼肌、腓骨长肌、股四头肌、股直肌、胫骨后肌、胫骨前肌、髂肌、髂腰肌代谢的平均值比未穿戴时分别降低 13.79%、8.13%、17.12%、16.21%、14.91%、12.26%、15.43%、13.74%, 代谢值的降低率的均方根分别为 14.23%、8.67%、17.72%、17.21%、15.83%、12.98%、16.34%、15.01%; 下肢的总代谢的平均值降低 16.35%, 总代谢的降低率的均方根为 16.81%。

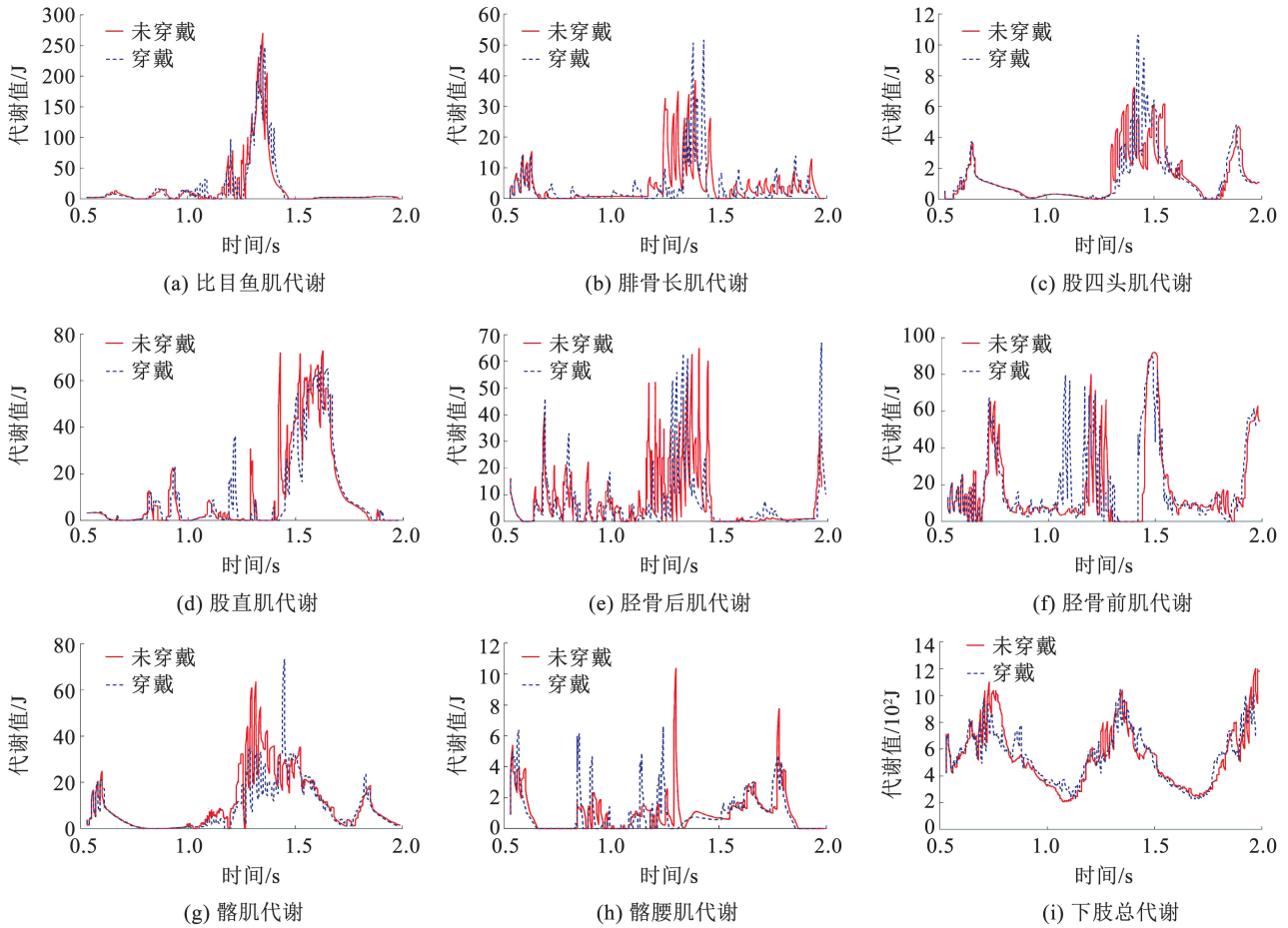


图 11 下肢肌肉代谢变化曲线

Fig. 11 Variation curves of lower limb muscle metabolism

因此,在穿戴无源下肢助力机器人行走的过程中,当无源下肢助力机器人储存能量时,即穿戴者的下肢带动助力机器人运动时,下肢肌肉代谢值增高;当无源下肢助力机器人释放能量时,无源下肢助力机器人协助穿戴者下肢进行运动,下肢肌肉代谢值降低。虽然其中一段时间内由于下肢肌肉带动无源下肢助力机器人运动,使得下肢代谢值增高,但综合一个完整的行走周期,下肢肌肉代谢值呈现降低现象。

由图 10、11 可以看出,无源下肢助力机器人在能量储存阶段时,人体下肢带动无源下肢助力机器人运动,穿戴者的关节力矩和肌肉代谢有所增加;当无源下肢助力机器人释放能量对穿戴者进行助力时,下肢关节力矩和肌肉代谢值相比未穿戴时有所减少。在一个完整的行走周期内,穿戴无源下肢助力机器人后,穿戴者的关节力矩和肌肉代谢都呈现下降现象。因此,无源下肢助力机器人能有效地降低关节力矩,减轻下肢肌肉的负担,降低人体代谢,对穿戴者产生良好的助力效果。

### 3.3 样机实验及分析

已通过仿真试验验证了所设计的无源下肢助力

机器人具有良好的助力效果,研制如图 12 所示的无源下肢助力机器人样机,主要由髋关节部件、膝关节部件、踝关节部件、大腿部件、小腿部件,以及足部部件组成。

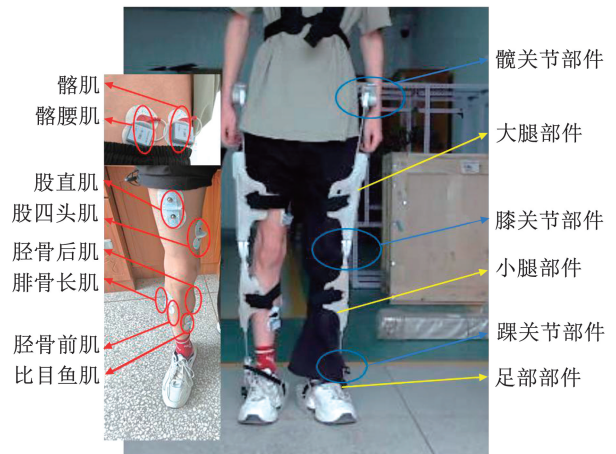


图 12 无源下肢助力机器人穿戴示意

Fig. 12 Schematic diagram of wearing passive lower limb assistive robot

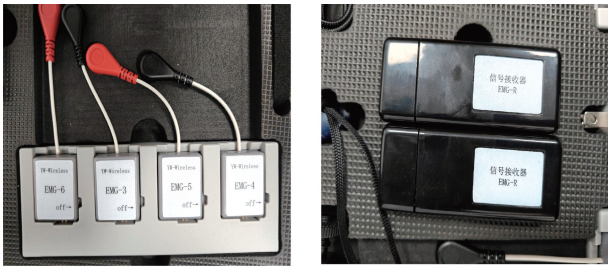
肌肉的肌电信号和代谢值存在线性关系,可以利用肌肉的肌电信号评估肌肉的代谢<sup>[28-29]</sup>,故本文采取用肌肉的肌电信号评估代谢值的方法。利用如

图 13 所示的 YW-Wireless 无线表面肌电测试系统采集穿戴无源下肢助力机器人前、后下肢主要肌肉的肌电信号。其主要由传感器(图 14(a))和信号接收器(图 14(b))组成。



图 13 YW-Wireless 无线表面肌电测试系统

Fig. 13 YW-Wireless surface electromyography testing system



(a) 传感器

(b) 信号接收器

图 14 传感器与信号接收器

Fig. 14 Sensors and signal receivers

选取 8 名成年、身体健康、无其他病史和手术史的男性(体重在 65 ~ 75 kg 之间,身高在 175 ~ 180 cm 之间)作为实验对象,在受试者穿戴外骨骼前,提前告知 8 名穿戴者实验详细流程和实验目的,让 8 名穿戴者分别穿戴外骨骼助力机器人后,分别进行无负载平地正常行走、负载 10 kg 平地正常行走、无负载上下楼梯,以及负载 10 kg 上下楼梯 4 种模式下进行样机实验,其中负载为背负式负载,由机器人背部受载,如图 15 所示。

在上述 4 种行走模式下,采集的 8 名穿戴者下肢主要肌肉肌电信号变化的平均值曲线如图 15 ~ 18 所示。在曲线变化中,肌电信号的数值越大,表示肌肉要消耗更多的能量;肌电数值越小,表示肌肉要消耗更少的能量。

### 3.3.1 无负载平地正常行走时下肢肌肉肌电信号对比

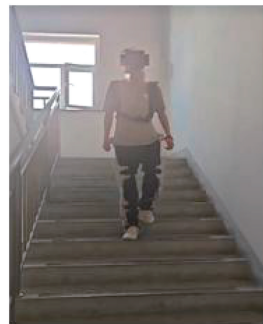
无负载平地正常行走时穿戴者下肢主要肌肉肌电信号的平均值变化如图 16 所示。由图 16 可以看出,和未穿戴无源下肢助力机器人相比,穿戴无源下肢助力机器人后,穿戴者的比目鱼肌、腓骨长肌、股四头肌、股直肌、胫骨后肌、胫骨前肌、髂肌、髂腰肌的肌电信号平均值分别降低 4.93%、3.85%、

9.64%、4.97%、5.51%、4.36%、7.29%、8.69%,肌电信号降低率的均方根分别为 5.21%、4.61%、10.72%、6.21%、6.83%、4.98%、7.34%、9.01%。

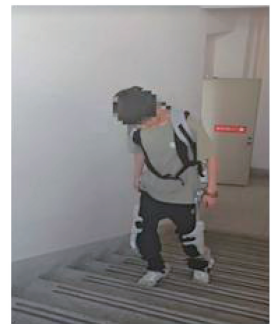


(a) 无负载平地正常行走

(b) 负载 10 kg 平地正常行走



(c) 无负载上下楼梯



(d) 负载 10 kg 上下楼梯

图 15 4 种行走模式下的样机实验示意

Fig. 15 Schematic diagram of prototype experiments under four walking modes

### 3.3.2 负载 10 kg 平地正常行走时下肢肌肉肌电信号对比

负载 10 kg 平地正常行走时穿戴者的下肢主要肌肉肌电信号的平均值变化如图 17 所示。由图 17 可以看出,和未穿戴无源下肢助力机器人相比,穿戴无源下肢助力机器人后,穿戴者的比目鱼肌、腓骨长肌、股四头肌、股直肌、胫骨后肌、胫骨前肌、髂肌、髂腰肌的肌电信号的平均值比未穿戴时分别降低 6.72%、5.17%、11.53%、6.46%、7.19%、5.71%、9.61%、10.17%,肌电信号的降低率的均方根分别为 6.95%、6.31%、12.47%、7.13%、7.93%、6.87%、10.58%、10.94%。

### 3.3.3 无负载上下楼梯时下肢肌肉肌电信号对比

无负载上下楼梯时穿戴者的下肢主要肌肉的肌电信号的平均值变化如图 18 所示。由图 18 可以看出,和未穿戴无源下肢助力机器人相比,穿戴无源下肢助力机器人后,穿戴者的比目鱼肌、腓骨长肌、股四头肌、股直肌、胫骨后肌、胫骨前肌、髂肌、髂腰肌的肌电信号的平均值比未穿戴时分别降低 5.17%、3.65%、10.34%、6.05%、6.41%、4.45%、8.67%、8.94%,肌电信号的降低率的均方根分别为 5.73%、5.04%、10.91%、6.57%、7.11%、4.87%、9.18%、9.53%。

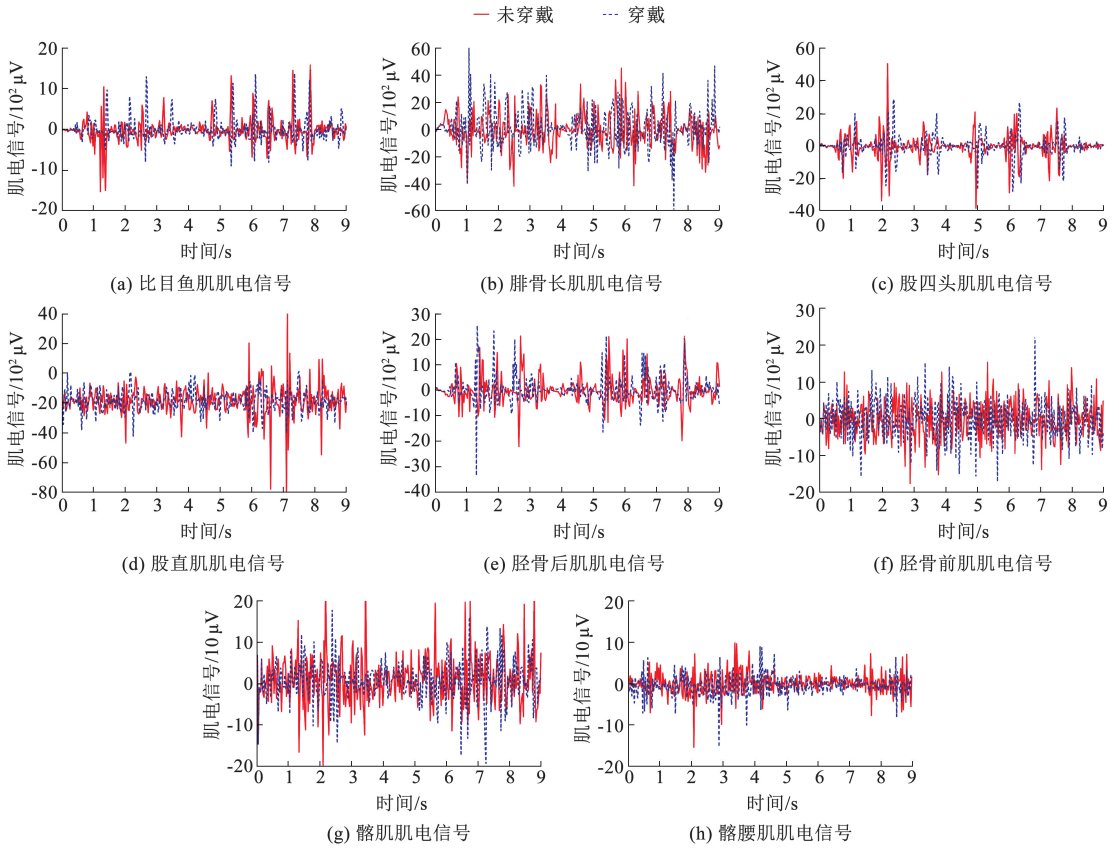


图 16 无负载平地正常行走时下肢肌肉肌电信号变化曲线

Fig. 16 Variation curves of lower limb muscle EMG signals during normal walking without load

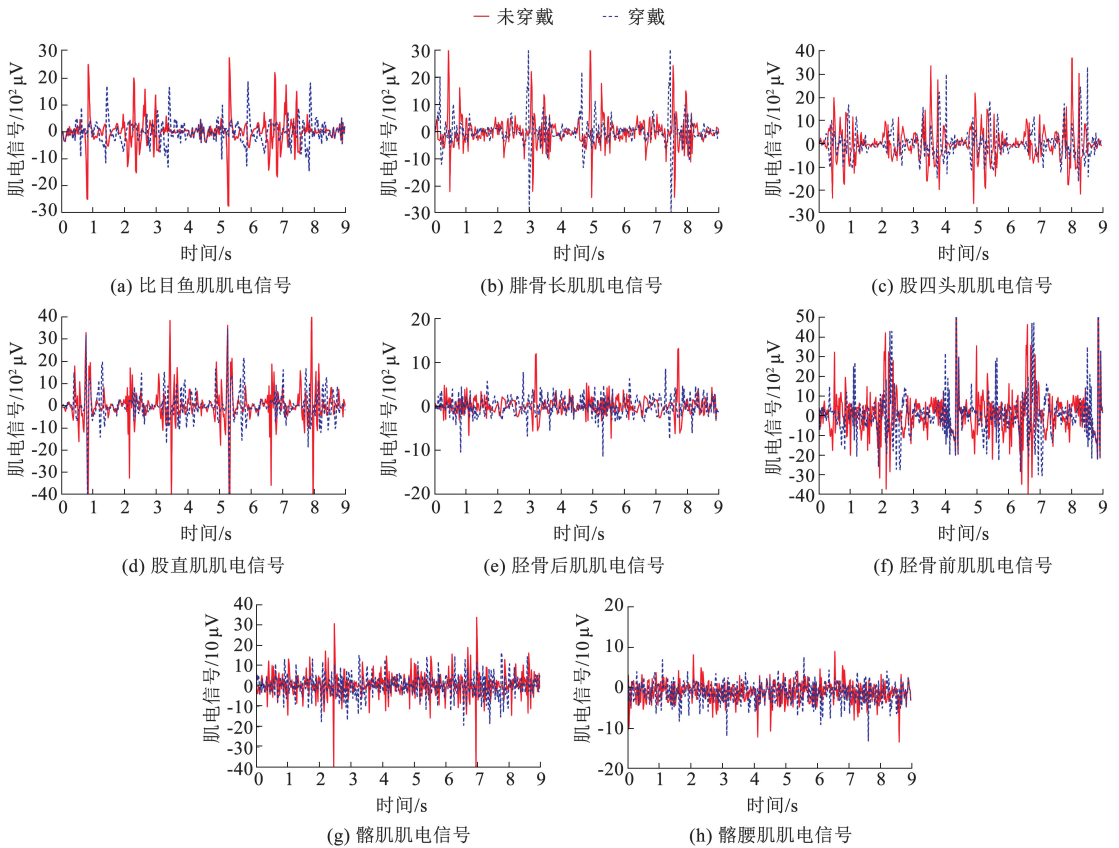


图 17 负载 10 kg 平地正常行走时下肢肌肉肌电信号变化

Fig. 17 Variation curves of lower limb muscle EMG signals during normal walking with 10 kg load

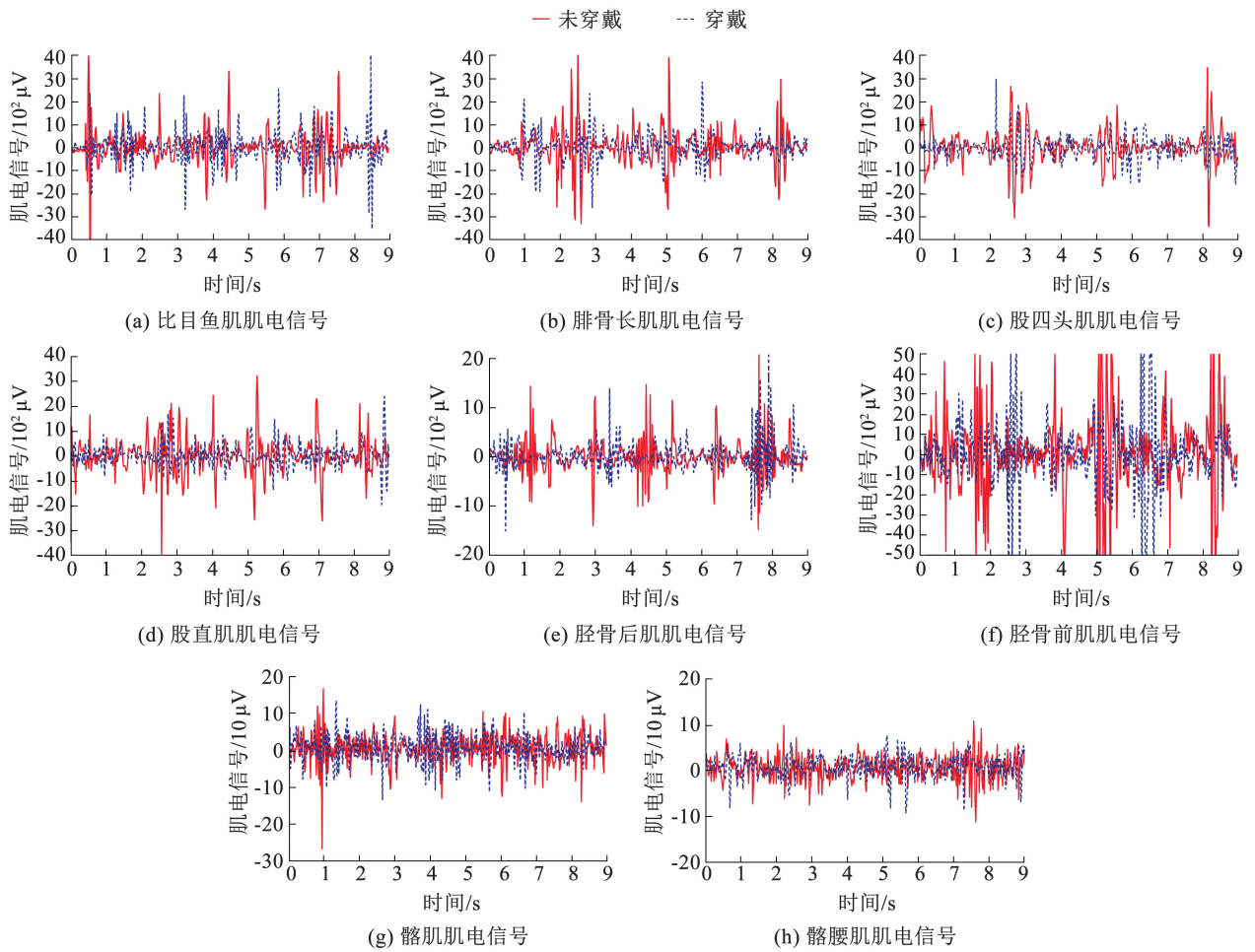


图 18 无负载上下楼梯时下肢肌肉肌电信号变化曲线

Fig. 18 Variation curves of lower limb muscle EMG signals during stair climbing and descending without load

### 3.3.4 负载 10 kg 上下楼梯时下肢肌肉肌电信号对比

负载 10 kg 上下楼梯时穿戴者的下肢主要肌肉的肌电信号的平均值变化如图 19 所示。由图 19 可以看出,和未穿戴无源下肢助力机器人相比,穿戴无源下肢助力机器人后,穿戴者的比目鱼肌、腓骨长肌、股四头肌、股直肌、胫骨后肌、胫骨前肌、髂肌、髂腰肌的肌电信号的平均值比未穿戴时分别降低 7.36%、5.44%、12.17%、8.18%、7.43%、5.65%、9.95%、10.27%,肌电信号的降低率的均方根分别为 7.92%、5.73%、13.06%、8.66%、8.04%、6.15%、10.61%、13.79%。

由图 16~19 可以看出,在穿戴无源下肢助力机器人进行人机实验的过程中,在一段时间内下肢肌肉的肌电信号值比未穿戴时有所增加,这可能是由于机器人自重增加了穿戴者的负荷,同时其关节处的弹性元件在储能阶段需要人体额外做功以克服弹性势能,导致下肢主要肌肉的肌电信号值增大,但在

整个运动过程中肌电信号值下降了 5.73%~13.79%。因此,无源下肢助力机器人能有效地降低下肢主要肌肉的肌电信号值,减少下肢肌肉消耗的能量,对穿戴者产生良好的助力效果。

综合仿真和样机实验结果可得出以下结论:

1) 负载时的助力效果优于无负载时的助力效果。

①平地行走。负载 10 kg 时,肌电信号降低幅度比无负载时提高 1.79%~2.49% (如股直肌从 4.97%→6.46%);

②上下楼梯。负载 10 kg 时,肌电信号降低幅度比无负载时提高 1.19%~2.13% (如股四头肌从 10.34%→12.17%)。

因此,无源下肢助力机器人在负载条件下助力效果更显著。由于负载增加下肢肌肉激活需求,无源下肢助力机器人承担更多负载,关节处的弹性元件储存更多的弹性势能,在需要助力时,也会释放更多的能量,从而降低穿戴者的能量消耗。

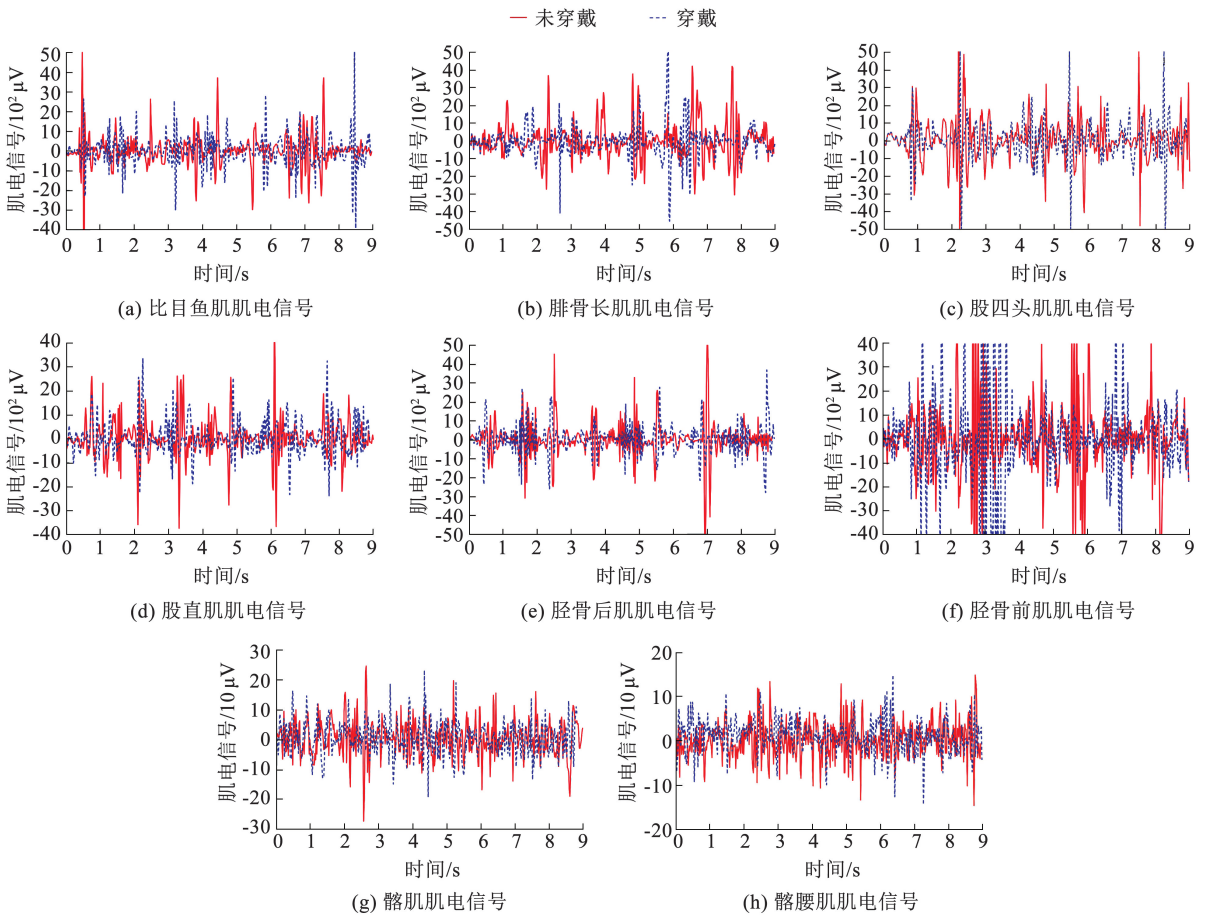


图 19 负载 10 kg 上下楼梯时下肢肌肉肌电信号变化曲线

Fig. 19 Variation curves of lower limb muscle EMG signals during stair climbing and descending with 10 kg load

2) 上下楼梯的助力效果优于平地行走。

① 无负载时。上下楼梯的肌电信号降低幅度比平地行走高 0.24% ~ 1.48% (如髂腰肌: 8.69% → 8.94%)。

② 负载时。上下楼梯的肌电信号降低幅度比平地行走高 0.78% ~ 1.64% (如股四头肌: 11.53% → 12.17%)。

因此,上下楼梯时助力效果优于平地行走。由于上下楼梯运动对关节力矩需求更高,即关节弯曲度比正常行走时更大,会使得关节处弹性元件的形变更大,储存更多的能量,在助力阶段也会释放更多的能量,从而降低穿戴者自身的能量消耗。

仿真试验结果和样机实验结果存在差异性,可能由以下原因导致:实验环境非理想环境、人体生理活动的复杂性、样机加工误差和样机与关节之间的摩擦等。但是,仿真试验结果和样机实验结果都表明,本文所设计的无源下肢助力机器人在整个行走过程中能够降低肌肉代谢值和肌电信号值,能够有效降低穿戴者的能量消耗,验证了所设计的无源下肢助力机器人的有效性。

3) 与同类无源助力外骨骼的对比。

为分析所设计的无源下肢助力机器人的特点与优势,现将清华大学、渥太华大学和德黑兰大学等机构研发的外骨骼产品,从结构质量、人机相容性、助力效果等维度进行综合比较,具体数据见表 1。

由表 1 可以看出,相较于现有研究,本文设计的无源下肢助力机器人通过三自由度髋关节结构和对腿部结构镂空设计,在保持较低结构质量的同时,实现了对复杂运动场景(如负载上下楼梯)的良好适应性。本文设计的无源下肢助力机器人的髋关节三自由度结构显著优于传统的单自由度助力外骨骼,更符合人体实际生物特性,具有更高的人机相容性。虽然清华大学设计的 ES-EXO 对力矩的降低较为显著,但是其仅为髋关节单自由度助力机器人,且质量较大,使用场景受限<sup>[21]</sup>。渥太华大学设计的 WAE 可产生较为显著的支撑力,但是其弹簧劲度系数较大,会使穿戴者产生不适<sup>[22]</sup>。德黑兰大学所设计的 UEFH 质量较小,但是只在特定的速度下才会降低人体代谢<sup>[23]</sup>。综上所述,本文所设计的无源下肢助力机器人在实现轻量化、高协同性,以及多运动模式助力方面具有显著优势,在整体性能方面,展现出了更好的实用价值。

表1 无源助力机器人多维度综合对比

Tab.1 Comprehensive comparison of passive assistive robots across multiple dimensions

型号	结构质量/kg	人机相容性	助力效果	综合评述
清华大学 ES-EXO	4.00	仅针对髋关节单一关节,且只有一个自由度	髋关节力矩降低 37.2%	专为髋关节高效储能设计,使用场景单一
渥太华大学 WAE	5.68	站立相锁定,可提升使用者膝关节稳定性,对使用者的步态规律性要求较高	可以产生基于穿戴者体重 9.41% ~ 26.18% 的支撑力	较大刚度系数的弹簧会让穿戴者感到不适
德黑兰大学 UEFH	1.80	直接将穿戴者两侧髋关节的片簧连接,连接部位与臀部肌肉产生反作用力	可在 2.5 m/s 速度下减少 8.0% ± 1.5% 的代谢值	仅在固定速度下有辅助效果
本文设计	4.00 (含背部背 负结构)	三自由度髋关节,符合人体实际生物特性	关节力矩降低 15.39% ~ 24.85%; EMG 降低 5.73% ~ 13.79%	轻量化 + 高协同性 + 多场景助力

## 4 结 论

1) 本文通过逆运动学分析与 Lagrange 方程建立人体下肢动力学模型,结合生物运动特性设计了无源下肢助力机器人;髋关节采用三自由度结构提升人机相容性,腿部采用镂空设计减轻自重。

2) 无源下肢助力机器人能够显著减轻穿戴者的腿部负担,提高行走效率。OpenSim 仿真结果表明,穿戴助力机器人之后,穿戴者的髋、膝,以及踝关节力矩的平均值分别降低 19.64%、24.85% 和 15.39%。穿戴者下肢主要肌肉代谢值的降低率的均方根在 8.67% ~ 17.72% 之间,总代谢的降低率的均方根为 16.81%。

3) 无源下肢助力机器人能够显著降低穿戴者肌肉的能量消耗。样机实验结果表明,穿戴无源下肢助力机器人后,无负载平地正常行走时下肢主要肌肉肌电信号的降低率的均方根在 4.61% ~ 10.72% 之间;负载 10 kg 平地正常行走时下肢主要肌肉肌电信号的降低率的均方根在 6.31% ~ 12.47% 之间;无负载上下楼梯时下肢主要肌肉肌电信号的降低率的均方根在 5.04% ~ 10.91% 之间;负载 10 kg 上下楼梯时下肢主要肌肉肌电信号的降低率的均方根在 5.73% ~ 13.79% 之间。

4) 与现有无源外骨骼在多维度的综合比较,该机器人在保持 4 kg 轻量化设计的同时,通过三自由度髋关节实现高人机协同性,且在多种运动模式下均能稳定助力,综合性能优于单一关节助力、场景受限或特定速度下有效的现有外骨骼,具备更高的实用价值。

## 参考文献

[1] 陈卫, 郭亚隆. 中国的人口负增长与人口老龄化[J]. 北京社会

科学, 2023(8): 101

CHEN Wei, GUO Yalong. Negative population growth and population ageing in China[J]. Social Sciences of Beijing, 2023(8): 101. DOI: 10.13262/j.bjshkxy.bjshkx.230810

[2] 谢灿, 姜好, 杨俊康. 基于数据建模分析的老龄化发展趋势分析[J]. 信息记录材料, 2021, 22(2): 231

XIE Can, JIANG Hao, YANG Junkang. Analysis of aging development trend based on data modeling analysis[J]. Information Recording Materials, 2021, 22(2): 231. DOI: 10.16009/j.cnki.cn13-1295/tq.2021.02.152

[3] 徐玲, 朱晓萍. 国外机器人康复训练改善脑卒中病人肢体功能障碍经济学评价研究的系统评价[J]. 循证护理, 2024, 10(11): 1920

XU Ling, ZHU Xiaoping. Systematic evaluation of foreign studies on the economic evaluation of robotic rehabilitation training to improve limb dysfunction in stroke patients[J]. Chinese Evidence-based Nursing, 2024, 10(11): 1920. DOI: 10.12102/j.issn.2095-8668.2024.11.004

[4] HE Guisong, HUANG Xuegong, LI Feng, et al. Review of power-assisted lower limb exoskeleton robot[J]. Journal of Shanghai Jiaotong University (Science), 2024, 29(1): 1. DOI: 10.1007/s12204-022-2489-3

[5] 郝士冲. 机械外骨骼研究现状及发展趋势[J]. 中国设备工程, 2018(24): 170

HAO Shichong. Research status and development trend of mechanical exoskeleton[J]. China Plant Engineering, 2018(24): 170. DOI: 10.3969/j.issn.1671-0711.2018.24.087

[6] KUDERNATSCH S, WOLFE C, FERDOWSI H, et al. A machine learning approach to hand-arm motion prediction for active upper extremity occupational exoskeleton devices[J]. Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting, 2020, 64(1): 890. DOI: 10.1177/1071181320641212

[7] 李根生, 倡国宁, 徐飞. 下肢外骨骼机器人控制策略研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2018, 33(12): 1488

LI Gensheng, CHANG Guoning, XU Fei. Research progress on control strategy of lower limb exoskeleton robot[J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2018, 33(12): 1488. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2018.12.025

[8] MOLINARO D D, KANG I, CAMARGO J, et al. Biological hip

- torque estimation using a robotic hip exoskeleton [C]//2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob). New York: IEEE, 2020: 791. DOI: 10.1109/BioRob49111.2020.9224334
- [9] 马柏林, 茅琨, 黄嘉昕, 等. 一种下肢气动无源助力携行外骨骼装置研究[J]. 机械设计, 2023, 40(12): 73  
MA Xianglin, MAO Kun, HUANG Jiabin, et al. Research on lower-limb exoskeleton device with pneumatic passively-assisted transport [J]. Journal of Machine Design, 2023, 40(12): 73. DOI: 10.13841/j.cnki.jxsj.2023.12.024
- [10] LI Xiang, WANG Keyi, YANG Ziyi. Design and analysis of a lower limb assistive exoskeleton robot[J]. Technology and Health Care, 2024, 32: 79. DOI:10.3233/the-248007
- [11] 牛怡珺. 自适应人体膝关节运动的外骨骼平面柔顺机构的设计[D]. 天津: 天津大学, 2018  
NIU Yijun. Design of a planar compliant exoskeleton mechanism for self-aligning human lower extremity movement [D]. Tianjin: Tianjin University, 2018. DOI:10.27356/d.cnki.gtjdu.2018.000257
- [12] KENNARD M, KADONE H, SHIMIZU Y, et al. Passive exoskeleton with gait-based knee joint support for individuals with cerebral palsy [J]. Sensors, 2022, 22(22): 8935. DOI: 10.3390/S22228935
- [13] HU Shuhai, CHEN Wenjie, XIONG Xiaoyu, et al. Design and analysis of a passive exoskeleton with its hip joint energy-storage [J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine, 2023, 237(9): 1039. DOI: 10.1177/09544119231188678
- [14] ZHOU Nengbing, LIU Yali, SONG Qiuzhi, et al. A compatible design of a passive exoskeleton to reduce the body-exoskeleton interaction force [J]. Machines, 2022, 10(5): 371. DOI: 10.3390/machines10050371
- [15] ARNOUX B, FARR A, BOCCARA V, et al. Evaluation of a passive upper limb exoskeleton in healthcare workers during a surgical instrument cleaning task [J]. International Journal of Environmental Research and Public Health, 2023, 20(4): 3153. DOI: 10.3390/ijerph20043153
- [16] CHITTAR O A, BARVE S B, KANTHALE V. Experimental investigations on waist supportive passive exoskeleton to improve human comfort [J]. Materials Today: Proceedings, 2023, 72: 884. DOI: 10.1016/j.matpr.2022.09.086
- [17] 周天成. 减少人体运动代谢能的下肢无动力外骨骼设计方法与实验研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2022  
ZHOU Tiancheng. Design method and experimental study on lower limb unpowered exoskeleton to reduce human exercise metabolic energy [D]. Wuhan: Huazhong University of Science and Technology, 2022. DOI: 10.27157/d.cnki.ghzku.2022.006195
- [18] LI Bo, YUAN Bo, TANG Shuai, et al. Biomechanical design analysis and experiments evaluation of a passive knee-assisting exoskeleton for weight-climbing [J]. Industrial Robot, 2018, 45(4): 436. DOI:10.1108/ir-11-2017-0207
- [19] WEI Wei, WANG Wei, QU Zhicheng, et al. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity and metabolic cost of energy [J]. Advanced Robotics, 2020, 34(1): 19. DOI: 10.1080/01691864.2019.1707708
- [20] 李辰晨, 邢子霖, 崔凤杰, 等. 无动力人体助力外骨骼椅的优化设计与制造[J]. 机械制造与自动化, 2022, 51(5): 167  
LI Chenchen, XING Zilin, CUI Fengjie, et al. Optimized design and manufacture of non-powered human body assisted exoskeleton chair [J]. Machine Building & Automation, 2022, 51(5): 167. DOI: 10.19344/j.cnki.issn1671-5276.2022.05.042
- [21] GUAN Xinyu, JI Linhong, WANG Rencheng, et al. Optimization of an unpowered energy-stored exoskeleton for patients with spinal cord injury [C]//2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando: IEEE, 2016: 5030. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591857
- [22] LOVRENOVIC Z, DOUMIT M. Development and testing of a passive walking assist exoskeleton [J]. Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2019, 39(4): 992. DOI: 10.1016/j.bbe.2019.01.002
- [23] NASIRI R, AHMADI A, AHMADABADI M N. Reducing the energy cost of human running using an unpowered exoskeleton [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(10): 2026. DOI: 10.1109/TNSRE.2018.2872889
- [24] 李强, 周加永, 赵文彬, 等. 无源被动外骨骼系统研究现状与关键技术分析[J]. 机床与液压, 2021, 49(5): 156  
LI Qiang, ZHOU Jiayong, ZHAO Wenbin, et al. Passive exoskeleton system research status and key technology analysis [J]. Machine Tool & Hydraulics, 2021, 49(5): 156. DOI: 10.3969/j.issn.1001-3881.2021.05.031
- [25] ZHOU Libo, CHEN Weihai, CHEN Wenjie, et al. Design of a passive lower limb exoskeleton for walking assistance with gravity compensation [J]. Mechanism and Machine Theory, 2020, 150: 103840. DOI: 10.1016/j.mechmachtheory.2020.103840
- [26] 时从斌. 下肢助力外骨骼机器人上下楼梯研究与实现 [D]. 成都: 电子科技大学, 2019  
SHI Congbin. Research and implementation of a lower-limb exoskeleton robot up and down stairs [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2019. DOI: 10.19697/j.cnki.1673-4599.2020.01.008
- [27] 王砚麟, 王克义, 章梓星, 等. 单侧膝行走步态对下肢力学、肌肉力和肌肉激活度的影响 [J]. 哈尔滨工程大学学报, 2021, 42(9): 1363  
WANG Yanlin, WANG Keyi, ZHANG Zixing, et al. Effects of single crouch walking gait on the kinetics, muscle force, and muscle activation of the lower extremities [J]. Journal of Harbin Engineering University, 2021, 42(9): 1363. DOI: 10.11990/jheu.202005030
- [28] BLAKE O M, WAKELING J M. Estimating changes in metabolic power from EMG [J]. SpringerPlus, 2013, 2(1): 229. DOI:10.1186/2193-1801-2-229
- [29] 王刚. 面向主动康复训练的下肢外骨骼结构设计与交互控制研究 [D]. 长春: 长春工业大学, 2024  
WANG Gang. Research on structural design and interaction control of lower limb exoskeleton for active rehabilitation training [D]. Changchun: Changchun University of Technology, 2024. DOI: 10.27805/d.cnki.gccgy.2024.001065