

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2614849

无源下肢外骨骼助力机器人结构优化 与助力效能评估研究*

王砚麟^{1,2,3}, 吴生昊^{1,2,3}, 颌俊杰⁴, 王焱洲^{1,2,3}, 马 晓^{1,2,3}

(1. 兰州理工大学机电工程学院 兰州 730050; 2. 成套装备智能化集成技术教育部重点实验室 兰州 730050;
3. 有色冶金新装备教育部工程研究中心 兰州 730050; 4. 甘肃路桥建设集团有限公司 兰州 730050)

摘 要:针对无源下肢外骨骼助力机器人(PLEAR)自重较大和灵活性差等问题,对 PLEAR 的腿部结构和髋关节结构进行了系统优化。首先,应用基于变密度法的多工况拓扑优化方法,以 20% 为减重目标对短切碳纤维复合材料的腿部结构进行优化设计,显著降低了结构自重和摆动相的转动惯量。其次,为模拟人体髋关节的生物运动特性,在原有两自由度基础上增设外展/内收旋转副,将髋关节结构升级为三自由度,有效消除了非自主晃动并提升了人机相容性。通过 OpenSim 搭建了人机融合仿真平台,仿真结果表明,整体结构优化后,穿戴者髋、膝、踝关节力矩降低率的均方根分别达到 21.62%、24.11% 和 12.07%,下肢主要肌肉代谢值降低率的均方根在 11.14%~15.47%,助力效果得到显著提升。为进一步验证仿真结论,研制了 PLEAR 样机并招募 8 名受试者进行了负载 15 kg 平地行走及上下 20° 斜坡实验。样机实验结果表明,与未穿戴 PLEAR 相比,穿戴优化后的 PLEAR 进行平地行走时,下肢主要肌肉肌电信号降低率的均方根在 6.73%~12.84%;上下斜坡时,下肢主要肌肉肌电信号降低率的均方根在 7.57%~13.79%。实验结果不仅验证了结构优化的有效性,有效减轻了穿戴者的肌肉负担与能量消耗,同时表明该评估方法能够准确量化外骨骼的助力效能,为相关装备的性能测试提供了可靠依据。

关键词: 无源外骨骼; 人机融合; 结构优化; 肌肉代谢; 肌电信号

中图分类号: TP242 TH112 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.20

Research on structural optimization and assistance efficiency evaluation of passive lower extremity exoskeleton assist robot

Wang Yanlin^{1,2,3}, Wu Shenghao^{1,2,3}, Xie Junjie⁴, Wang Yaozhou^{1,2,3}, Ma Xiao^{1,2,3}

(1. School of Mechanical and Electrical Engineering, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China;
2. Key Laboratory of Intelligent Integration Technology for Complete Equipment, Ministry of Education, Lanzhou 730050, China;
3. Engineering Research Center of New Equipment of Nonferrous Metallurgy, Ministry of Education, Lanzhou 730050, China;
4. Gansu Road & Bridge Construction Group Co., Ltd., Lanzhou 730050, China)

Abstract: Aiming at the problems of excessive self-weight and poor flexibility of the passive lower extremity exoskeleton assist robot (PLEAR), this paper systematically optimizes the leg structure and hip joint structure of PLEAR. Firstly, a multi-condition topology optimization method based on the variable density method is applied to optimize the leg structure made of short carbon fiber composite with a target weight reduction of 20%. This significantly reduces the structural self-weight and the moment of inertia during the swing phase. Secondly, to simulate the biological motion characteristics of the human hip joint, an abduction/adduction revolute joint is added on the basis of the original two degrees of freedom, upgrading the hip joint to three degrees of freedom. This modification effectively eliminates involuntary shaking and improves human-machine compatibility. A human-machine integration simulation platform is established using OpenSim. The simulation results show that after the overall structural optimization, the root-mean-square reduction rates of the hip, knee, and ankle joint moments of the wearer reach 21.62%, 24.11%, and 12.07% respectively. Meanwhile, the root-

收稿日期: 2026-01-13 Received Date: 2026-01-13

* 基金项目: 国家自然科学基金项目(52565002)、甘肃省自然科学基金项目(24JRRA962)、兰州市科技计划项目(2025-3-096)、兰州理工大学青年博士科研项目(062206)、企业委托研发项目(HX2024C50200003)资助

mean-square reduction rates of the metabolic values of the main lower limb muscles range from 11.14% to 15.47%, indicating a significant improvement in the assistance effect. To further verify the simulation results, a PLEAR prototype is developed, and 8 subjects are recruited to conduct experiments involving level walking and walking up and down 20° slopes with a 15 kg load. The prototype experimental results show that compared without PLEAR, the optimized PLEAR reduces the root-mean-square values of EMG signals of the main lower-limb muscles by 6.73% to 12.84% during level walking and by 7.57% to 13.79% during slope walking. The experimental results not only verify the effectiveness of structural optimization in reducing the muscle burden and energy consumption of the wearer, but also show that the proposed evaluation method can accurately quantify the assistance efficiency of the exoskeleton, providing a reliable basis for the performance testing of related equipment.

Keywords: PLEAR; human-machine integration; structural optimization; muscle metabolic; electromyogram signal

0 引言

随着全球人口老龄化率攀升至 12.8%, 肢体功能障碍患者已超 10 亿人, 并且军事领域单兵负重机动需求激增, 在这一背景下, 用于人体行走的下肢辅助机器人需求不断增大^[1-3]。下肢辅助机器人是一种与人体下肢相匹配的可穿戴设备^[4], 具有辅助人体行走和降低人体代谢等功能^[5], 在助力行走、增强人体运动能力^[6]和康复医学等方面都展现出巨大的应用潜力^[7-8]。

下肢辅助机器人有绳索驱动并联康复机器人^[9]和下肢外骨骼机器人等多种形式。与绳索驱动并联康复机器人相比, 下肢外骨骼机器人具有结构简单、成本低、使用范围广以及可靠性高等优点^[10-12]。按照有无动力源, 可将下肢外骨骼助力机器人分为有源下肢外骨骼助力机器人和无源下肢外骨骼助力机器人^[13-14], 与有源下肢外骨骼助力机器人相比, 无源下肢外骨骼助力机器人不需要考虑续航因素, 并且具有自重小, 成本低, 使用条件限制小等优势^[15-17], 因此吸引了国内外许多团队的研究兴趣^[18]。Liang 等^[19]设计的 Kickstart 外骨骼下肢行走系统, 由皮带、外部支撑结构和外向装置组成, 可使亚急性脑卒中患者的下肢 Fugl-Meyer 评分、表面肌电图结果改善更显著。Khan 等^[20]研究的无源穿戴外骨骼, 由肩带、腰带和臂托构成基础支撑框架, 可使足跟峰值压力下降 17.7%、跖骨压力下降 14.2%。Slade 等^[21]设计的个性化便携式脚踝外骨骼, 采用踝关节单关节结构, 可使自然步行速度提高 $9\% \pm 4\%$ 、能耗减少 $17\% \pm 5\%$, 跑步机 1.5 m/s 时代谢能耗减少 $23\% \pm 8\%$ 。Wu 等^[22]设计的被动背部支撑外骨骼, 采用五杆连接机构, 模拟人体脊柱的自然弯曲动作, 30 min 前屈任务中竖脊肌积分肌电值 (integrated electromyogram, IEMG) 下降 10.1%、均方根值 (root mean square, RMS) 下降 9.78%, 代谢率下降 11.1%。Zhang 等^[23]设计的踝关节外骨骼, 使用形状记忆合金线作为能量存储驱动元件, 可储能 4.418 J。唐欣尧等^[24]设计的踝关节助力外骨骼, 在踝部布置绳索、滑轮及可变刚度弹性元件, 并通过铰链与绑带驱动人体, 可使胫骨前肌、腓肠

肌的肌电信号平均降 12.29% 和 39.26%。王存金等^[25]设计的无动力踝关节外骨骼, 包括位于足部的弹性储能机构和位于小腿背部的串联弹性储能机构, 最大输出力矩 19 N·m, 小腿三头肌激活度最大降低 8.6%。杨洁等^[26]设计的无动力髋关节助力外骨骼, 采用腰带—腿部绑带结构, 在髋关节处通过凸轮与变刚度弹簧、卷簧组成的储能机构回收/释放行走能量, 使髋关节力矩平均减少 5.6%, 做功平均减少 6.25%。

上述研究取得一定进展, 但下肢外骨骼仍面临核心挑战: 1) 结构质量偏重, 多数设备穿戴易增加额外负担; 2) 多采用单关节自由度设计, 且髋关节结构与人体生物关节运动特性不匹配, 外展内收自由度缺失, 限制了人机协同性和运动灵活性, 尤其在转向、上下坡等非平整路面场景中愈发突出。这些问题制约了无源外骨骼的实用化进程, 因此, 如何进一步提升无源下肢外骨骼助力机器人的助力效果和与人机协同性, 成为当前研究的热点和难点。

本文围绕无源下肢外骨骼助力机器人 (passive lower extremity exoskeleton assist robot, PLEAR) 的“自重偏大与髋关节人机相容性不足”问题, 从结构拓扑优化与仿生髋关节设计两个维度展开研究, 构建“结构优化—仿真实验—样机试验”的完整验证体系。本文采用基于变密度法的拓扑优化方法对 PLEAR 腿部结构进行优化设计, 通过移除材料冗余部分实现结构减重; 针对髋关节, 通过增设外展内收旋转副以匹配人体髋关节的生物运动特性, 提升其运动自由度与人机协同性; 基于 OpenSim 平台构建人机融合动力学模型, 开展下肢关节力矩与肌肉代谢变化的仿真分析; 研制 PLEAR 样机, 进行负载 15 kg 平地行走及 20° 斜坡行走实验, 采集下肢主要肌肉的肌电信号, 量化评估 PLEAR 的助力效果。研究成果验证了对 PLEAR 结构优化的有效性, 为外骨骼机器人的迭代优化与性能量化测试提供了科学依据。

1 PLEAR 整体结构设计

本课题组设计的 PLEAR 结构如图 1 所示, 其主要由髋关节、膝关节、踝关节、大腿部件、小腿部件等组成, 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 PLEAR 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。

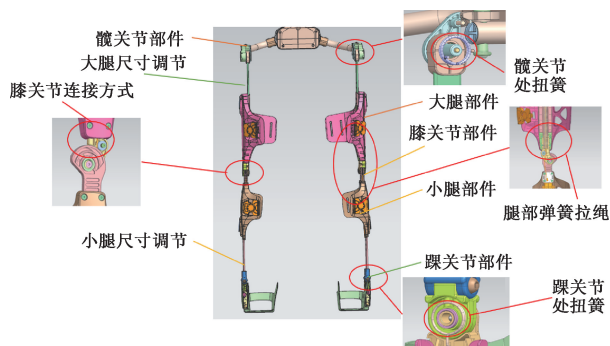


图1 优化前 PLEAR 结构

Fig. 1 PLEAR structure before optimization

以一个步态周期为例分析其工作原理,PLEAR 关节处的扭簧在穿戴者足部开始接触地面时会被压缩,穿戴者行走过程中产生的多余机械能转换为扭簧的弹性势能进行储存。当穿戴者行走过程中足部离开地面或需要助力时,PLEAR 关节处的扭簧通过能量转换装置将弹性势能转化为辅助穿戴者行走的机械能释放出来,为穿戴者提供额外的行走助力,从而减轻穿戴者的肌肉负担,达到降低穿戴者行走时的能量代谢并提高行走效率的目的。

本课题组前期研究结果表明,设计的 PLEAR 能够有效降低穿戴者行走时的能量代谢。但 PLEAR 存在腿部结构自重较大、髋关节结构自由度不足的问题,不仅影响助力效果,还限制穿戴者的正常运动。因此,本研究对 PLEAR 的腿部结构和髋关节结构进行优化,使其更加符合人体工程学需求,以提升其助力效果。

2 PLEAR 结构优化

2.1 PLEAR 腿部结构拓扑优化

1) PLEAR 腿部结构理论分析

在单腿支撑相与摆动相转换过程中,腿部结构主要承受来自人体质量及地面反作用力的周期性载荷,其力学特性可近似等效为受弯梁结构模型。将腿部结构简化为一端固定、一端受力的悬臂梁模型,其危险截面出现在固定端的附近,根据材料力学理论,该处最大弯曲应力如式(1)所示。

$$\sigma_{\max} = \frac{M \times y}{I_{\text{截}}} \quad (1)$$

其中, M 为截面处的弯矩, y 为截面至中性轴的最大

距离, $I_{\text{截}}$ 为截面惯性矩。

由式(1)可知,在满足承载安全的前提下,提高截面惯性矩 $I_{\text{截}}$ 或合理分配材料可有效降低局部应力集中现象。针对腿部结构存在的中间区域材料冗余问题,通过拓扑优化移除低应力区域材料,不仅有助于减轻整体质量,同时还能优化结构应力分布,提高材料利用效率。

此外,在摆动过程中,腿部结构的质量分布影响其转动惯量,其绕髋关节的转动惯量如式(2)所示。

$$I_{\text{rot}} = \int r^2 dm \quad (2)$$

其中, r 为质量单元到髋关节转轴的距离, dm 为微元质量。

由式(2)可知,远离髋关节的质量对转动惯量贡献更显著,因此优先对远端及中部区域的冗余材料进行削减,有助于降低摆动相的惯性负载,进而降低关节力矩需求与肌肉能耗。

基于上述理论分析,本文采用有限元方法对 PLEAR 腿部结构进行数值验证,并在满足结构强度与刚度要求的前提下,开展拓扑优化设计。

2) PLEAR 腿部结构有限元分析

在人体正常行走过程中,人体受到重力及地面支持力的作用,竖直方向上的加速度变化显著影响着人体运动的动力学表现。根据步态分析研究和人体生物力学测量结果,在行走状态下,人体在竖直方向上所受冲量提供的加速度大约为 $1.1 \sim 1.5g$ 。本文取其极限值为 $1.5g$,以此进行相关计算和分析。假设穿戴者的体重 $m = 60 \text{ kg}$,根据加速度倍数的极限值,行走时人体竖直方向上所受的最大加速度为 $1.5g$ 。

因此,竖直方向上所受的力 G 如式(3)所示。

$$G = m \times 1.5g = 882 \text{ N} \quad (3)$$

在行走过程中,人体左右腿运动属性一致,故本文以右腿为例分析人体腿部负载,在行走过程中,右侧腿部承担一半的力 G ,因此右侧腿部的最大负载 F 如式(4)所示。

$$F = G/2 = 441 \text{ N} \quad (4)$$

为了便于计算,取右侧腿部结构的最大负载 F 为 450 N 。已通过 OpenSim 仿真得到在行走过程中膝关节的力矩变化范围为 $-50 \sim 50 \text{ N} \cdot \text{m}$,则 PLEAR 腿部结构的负载如图 2 所示。

在建立有限元模型时,考虑到外骨骼腿部结构的实际制造工艺与成本控制,选用短切碳纤维增强复合材料(short carbon fiber reinforced polymer, SCFRP)进行模压成型。由于短切纤维在基体中呈随机分布,材料在宏观上表现出准各向同性特征,因此在有限元分析中将其简化为各向同性材料进行计算。选用的准各向同性碳纤维复合材料力学性能参数如表 1 所示。

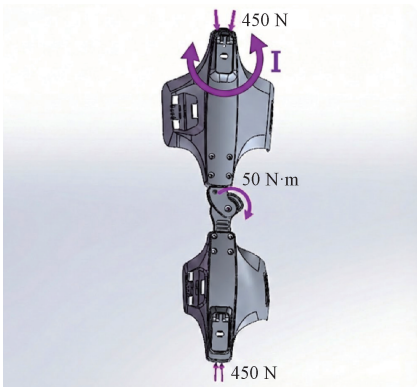


图 2 优化前腿部结构的负载

Fig. 2 Load of the leg structure before optimization

表 1 准各向同性碳纤维复合材料力学性能

Table 1 Mechanical properties of quasi-isotropic carbon fiber composites

材料	密度 ρ / ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$)	弹性模量 E/GPa	泊松比 μ	屈服强度 σ_s/MPa
SCFRP	1 320	18. 5	0. 35	190

将负载参数和碳纤维材料应用于 PLEAR 腿部结构,对腿部结构进行拓扑优化设计。利用有限元分析技术,生成网格以进行应力和变形分析,得到 PLEAR 的腿部结构的网格模型,如图 3 所示。



图 3 优化前腿部结构网格模型

Fig. 3 Mesh model of the leg structure before optimization

通过计算得到 PLEAR 的腿部结构的应力云图和位移云图如图 4 所示,结果表明腿部结构最大应力值为 $3.035\times10^6\text{ N/m}^2$,远小于短切碳纤维增强复合材料材质的屈服强度 $1.900\times10^8\text{ N/m}^2$ 。表明腿部结构的设计符合安全要求,在承受最大负载时依然能够保持结构完整性和功能稳定性。

图 4 中(a)、(b)显示,腿部结构的中间部分存在较多材料冗余。为了减轻 PLEAR 的自重,在冗余部分进行镂空设计,镂空设计能够减轻 PLEAR 腿部结构的自重,从而提高穿戴者的使用体验和行走效率。

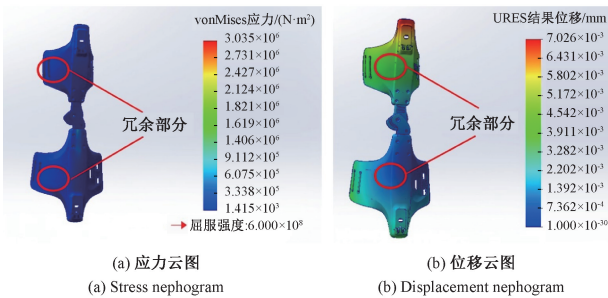


图 4 优化前腿部结构云图

Fig. 4 Contour map of the leg structure before optimization

3) PLEAR 腿部结构拓扑优化

在确定 PLEAR 腿部结构拓扑优化的减重目标时,综合考虑外骨骼附加载荷对人体生物力学参数的影响机理与结构力学约束条件。从生物力学角度来看,外骨骼附加质量会直接影响下肢摆动阶段的转动惯量,从而改变关节驱动力矩及肌肉代谢功率。根据下肢动力学模型,单腿绕髋关节摆动的转动惯量如式(5)所示。

$$I = \sum_{i=1}^n m_i \times r_i^2 \tag{5}$$

其中, m_i 为腿部各段质量, r_i 为质量点相对髋关节的距离。由此可知,在相同步态条件下,腿部质量的减少将线性降低其转动惯量,进而减少摆动期髋关节力矩需求及相关肌群的代谢负担。

此外,PLEAR 腿部结构需在满足强度与刚度要求的前提下,实现尽可能高的质量效率。设图 2 所示的原结构质量为 $m_0=0.56\text{ kg}$,目标优化质量为 m_1 ,则减重率计算公式如式(6)所示。

$$\eta = \frac{m_0 - m_1}{m_0} \times 100\% \tag{6}$$

基于拓扑优化理论,当减重率过小($<10\%$)时,拓扑结果对转动惯量及代谢负担的改善有限;当减重率过大($>30\%$)时,易导致局部结构刚度骤降,产生应力集中或疲劳寿命下降问题^[27]。综合人体生物力学与结构力学安全裕度,本文选取 $\eta=20\%$ 作为减重优化目标,使结构在明显降低转动惯量的同时,仍具备充足的强度和动态稳定性。

此外,针对实验对象体重区间 60~75 kg,腿部外骨骼质量由 0.56 kg 优化至 0.45 kg 后,附加载荷占体重比例从 0.75%~0.93%降低至 0.60%~0.75%,进一步降低其对步态周期中下肢动力学参数的干扰程度,为实现人机系统动力学匹配提供理论基础。

本文采用变密度法对腿部结构进行拓扑优化设计,拓扑研究的目标是最佳强度重量比,则腿部结构的拓扑优化数学模型如式(7)所示。

$$\begin{cases} \min : C = \mathbf{F}^T \mathbf{U} \\ \text{s. t. : } f = V - V_1/V_0 \\ 0 \leq X_{\min} \leq X_e \leq X_{\max} \\ \mathbf{F} = \mathbf{K} \mathbf{U} \end{cases} \quad (7)$$

其中, C 表示结构变形能, $\mathbf{F}$ 表示载荷矢量, $\mathbf{U}$ 表示位移矢量, f 表示剩余材料百分比, V 表示结构充满材料的体积, V_0 表示结构设计区域的体积, V_1 表示单元密度小于 $V_{\max}$ 的材料体积, $X_{\max}$ 表示单元相对密度的上限, $X_{\min}$ 表示单元相对密度的下限, X_e 表示单元的相对密度, $\mathbf{K}$ 表示刚度矩阵。

针对行走过程中不同工况的实际加载特点, 进一步采用多工况拓扑优化方法, 将柔顺度目标表示为各子工况柔顺度的加权组合如式 (8) 所示。

$$C_W = \sum_{i=1}^m W_i \times C_i \quad (8)$$

其中, C_W 为多工况综合柔顺度, 是拓扑优化的全局目标; C_i 表示结构在第 i 个加载工况下的柔顺度; W_i 为对应工况的权重系数, 用于平衡不同工况对整体结构性能的贡献, 通常满足 $W_i \geq 0$ 且 $\sum W = 1$; m 为工况总数, 主要包含支撑相极限静载荷、摆动相惯性载荷、膝关节力矩载荷 3 类典型步态工况, 各工况权重系数及取值依据如表 2 所示, 权重分配综合考虑人体行走时各工况的实际受力占比与出现频次, 支撑相为主要受力阶段赋予最高权重, 摆动相惯性载荷为优化核心目标赋予次高权重, 膝关节力矩载荷为辅助受力工况赋予基础权重。

表 2 多工况拓扑优化权重系数分配表

Table 2 Multi-case topology optimization weight coefficient allocation table

工况类型	权重系数	取值依据
支撑相极限静载荷	0.5	人体行走时支撑相占比约 60%, 为主要受力工况
摆动相惯性载荷	0.35	为降低转动惯量的核心优化工况, 摆动相占比约 40%
膝关节力矩载荷	0.15	辅助受力工况, 力矩变化范围小且影响程度低

其拓扑优化结果不仅满足静力工况下的结构安全要求, 也能够多种真实步态受力环境中保持稳定性能, 从而提高拓扑优化设计对实际工况的适应性与可靠性。

通过拓扑优化后得到的 PLEAR 的腿部结构及负载如图 5 所示。

在得到拓扑优化的腿部结构模型后, 再次进行有限元分析, 此次分析的目的在于验证优化后结构的合理性和可靠性, 确保其在各种工况下都满足使用要求。优化后 PLEAR 腿部结构的应力云图和位移云图如图 6 所示。

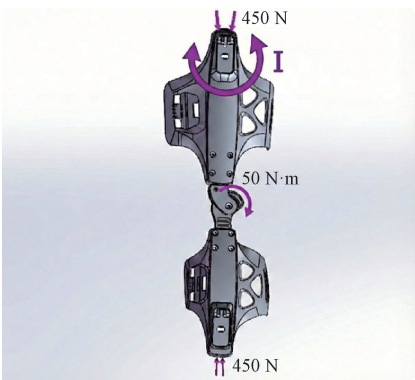


图 5 优化后腿部结构负载

Fig. 5 Load of the leg structure after optimization

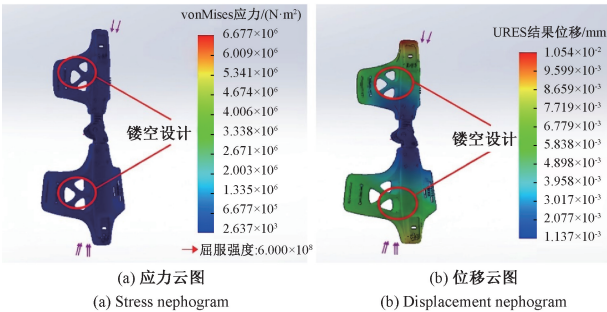


图 6 优化后腿部结构云图

Fig. 6 Contour map of the leg structure after optimization

经过对比优化前后的数据, PLEAR 腿部结构的自重有了显著的降低, 从优化前的 0.56 kg 减少到了 0.45 kg, 即在相同性能下, PLEAR 的自重下降了 19.64%。由图 6(a) 可知, 最大应力值从 $3.035 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ 增加到了 $6.677 \times 10^6 \text{ N/m}^2$, 但并未超出材料的屈服强度, 而且远低于安全阈值。

由图 6(b) 可知, 经过腿部结构优化后, PLEAR 腿部结构的最大位移从之前的 $7.026 \times 10^{-3} \text{ mm}$ 增加到 $1.054 \times 10^{-2} \text{ mm}$, 相对于 PLEAR 整体结构来说, 腿部结构的最大位移还在合理范围内, 证明腿部结构在受力时较为稳定, 不易发生形变。

由实验结果可知: 优化后的腿部结构在减轻自重的同时, 其应力还远小于材料的屈服强度, 最大位移在合理范围内, 通过有限元分析验证和评估, 验证了优化后的腿部结构可以在实际应用中具有好的性能。

2.2 PLEAR 髌关节结构优化

设计的 PLEAR 在髌关节处有两个自由度, 实现髌关节的屈曲伸展和内旋外旋运动, 其结构如图 7(a) 所示, 这和髌关节的实际生物结构存在差异, 即人机相容性较差。传统的两自由度设计虽然能够满足基本的行走需求, 但在某些复杂动作中仍存在局限性。在现有髌关节结构的基

础上增加一个旋转副,此时,髌关节有 3 个自由度,如图 7(b)所示,能够完成屈曲伸展、内旋外旋和外展内收的单一运动和复合形式的运动,不仅提高了 PLEAR 的灵活性,还能够更好地适应复杂运动。针对引入外展/内收被动自由度后可能引发的侧向失稳及行走晃动问题,本文对新增的旋转副进行了柔顺化刚度设计与机械限位保护,具体结构如图 7(c)所示。在该旋转副内部集成了高强度扭簧作为弹性元件。经生物力学计算与仿真调试,选定扭簧的扭转刚度 $k=0.18\text{ N}\cdot\text{m}/\text{rad}$ 。在此参数下,当穿戴者处于直行状态时,扭簧提供约 $0.5\text{ N}\cdot\text{m}$ 的初始预紧力矩,足以克服外骨骼腿部自重产生的侧向分力,将外骨骼腿部柔性约束在矢状面内,有效消除了非自主晃动;当穿戴者进行转向或侧移运动时,肢体发力克服扭簧阻力矩实现灵活偏转,且在最大外展角度 (20°) 时的阻力矩为 $3.6\text{ N}\cdot\text{m}$,远小于人体髌关节外展肌群的爆发力矩,确保了穿戴者不会感到明显的运动阻滞;而在动作结束后,扭簧释放弹性势能辅助关节自动回正至中立位置。扭簧的参数如表 3 所示。

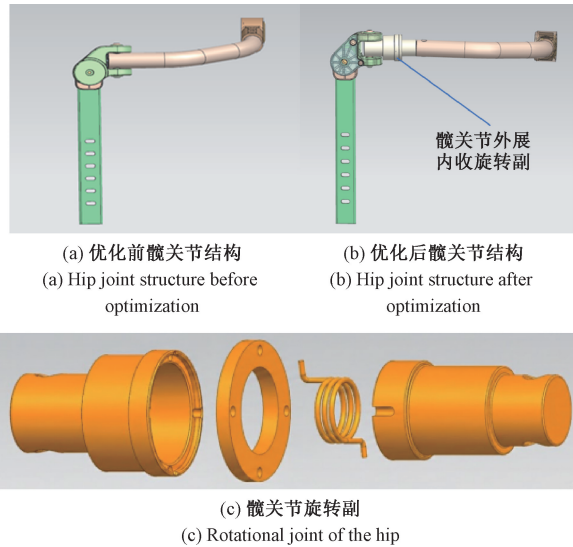


图 7 优化前后髌关节结构

Fig. 7 Hip joint structures before and after optimization

表 3 扭簧参数表

Table 3 Torsion spring parameter table

扭簧参数	数值	设计依据
材料	65Mn	标准弹簧钢,疲劳寿命高
线径/mm	2.0	保证结构紧凑且强度足够
中径/mm	24	适配关节轴尺寸
有效圈数	4.5	提供足够的变形角度范围
扭转刚度/ ($(\text{N}\cdot\text{m})\cdot\text{rad}^{-1}$)	0.18	既能提供回正力矩,又不会造成穿戴者明显的运动阻力
最大工作扭矩/($\text{N}\cdot\text{m}$)	3.6	对应外展 20° 时的阻力矩
预紧力矩/($\text{N}\cdot\text{m}$)	0.5	防止关节在中立位晃动

2.3 优化后的 PLEAR 整体结构

通过腿部结构优化和髌关节结构优化后得到的 PLEAR 结构如图 8 所示。通过应用拓扑优化方法,实现了 PLEAR 的腿部结构的轻量化,既减少了材料使用,又确保了结构的强度和稳定性。通过引入旋转副,增加髌关节结构的运动自由度,使穿戴者在进行一些复杂动作时,能够更自然地协调身体各部位的运动。

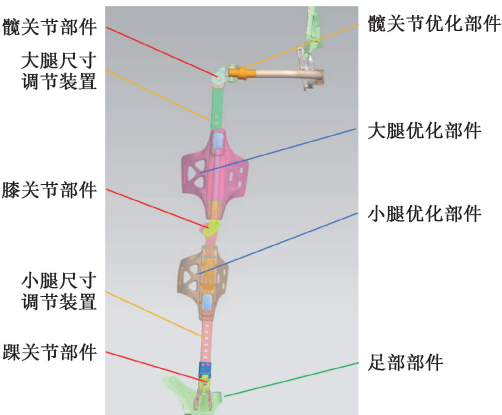


图 8 优化后 PLEAR 结构

Fig. 8 PLEAR structure after optimization

3 实验验证

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 9 所示。下肢运动数据和运动函数关系见本课题组研究成果^[28]。

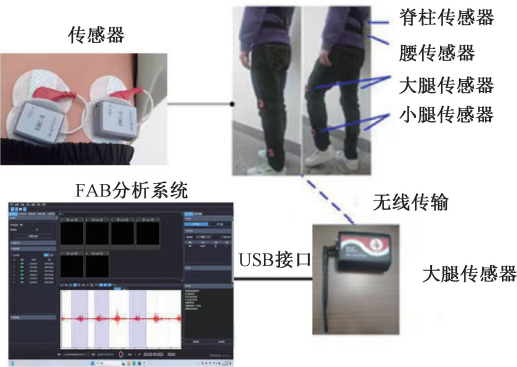


图 9 下肢数据采集原理

Fig. 9 Principle of lower limb data acquisition

3.2 OpenSim 仿真实验及分析

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,将 PLEAR 的三维模型导入到 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 10 所示。

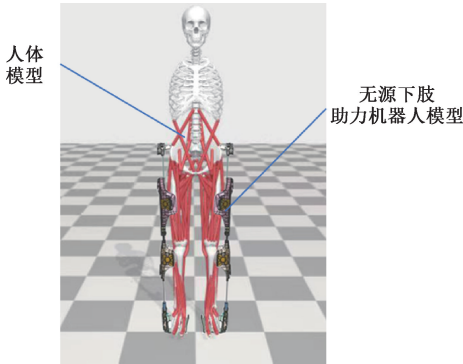


图 10 OpenSim 人机融合模型

Fig. 10 OpenSim human-machine integration model

1) 下肢关节力矩对比

为便于分析数据,给出关节力矩变化率的计算公式如式(9)所示。

$$x_i = \frac{x_1 - x_2}{x_2} \times 100\% \quad (9)$$

其中, x_1 为穿戴优化后的 PLEAR 时的关节力矩, x_2 为穿戴优化前的 PLEAR 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如式(10)所示。

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (10)$$

其中, $\bar{x}$ 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如式(11)所示。

$$\Delta = \pm \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2}{n}} \quad (11)$$

其中, Δ 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, Δ 取正值,当 $\bar{x}$ 为负值时, Δ 取负值。

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴腿部结构优化前后的 PLEAR 得到的人体下肢关节的力矩变化曲线,如图 11 所示。与腿部结构优化前相比,穿戴者的髋关节外展内收、髋关节屈曲伸展、髋关节内旋外旋、膝关节和踝关节力矩降低率的平均值分别为 6.38%、5.36%、6.03%、17.72%、6.37%,力矩降低率的均方根分别为 6.81%、5.79%、6.67%、17.98%、6.72%。结果表明穿戴腿部结构优化后的无 PLEAR 时,穿戴者的髋关节力矩和踝关节力矩有所下降,但是下降程度不明显,此时,膝关节的关节力矩下降明显。

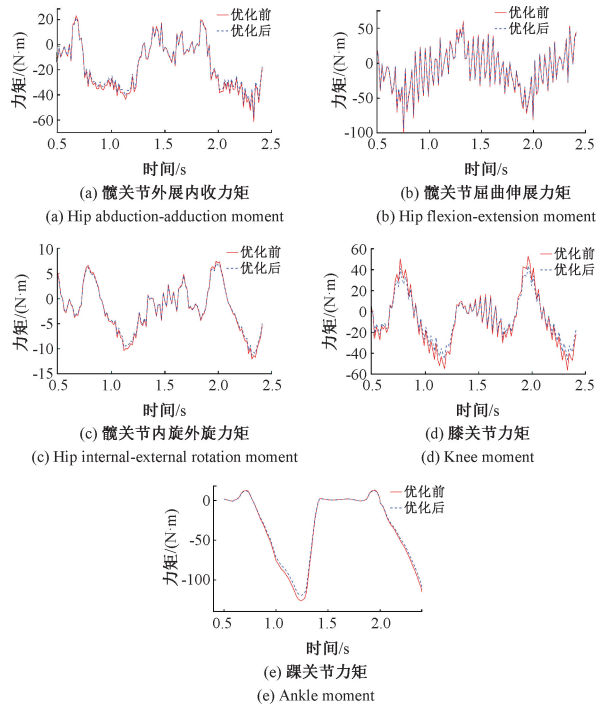


图 11 腿部结构优化后各关节力矩

Fig. 11 Joint moments after optimization of the leg structure

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴髋关节结构优化前后的 PLEAR 时得到的下肢关节的力矩变化曲线,如图 12 所示。

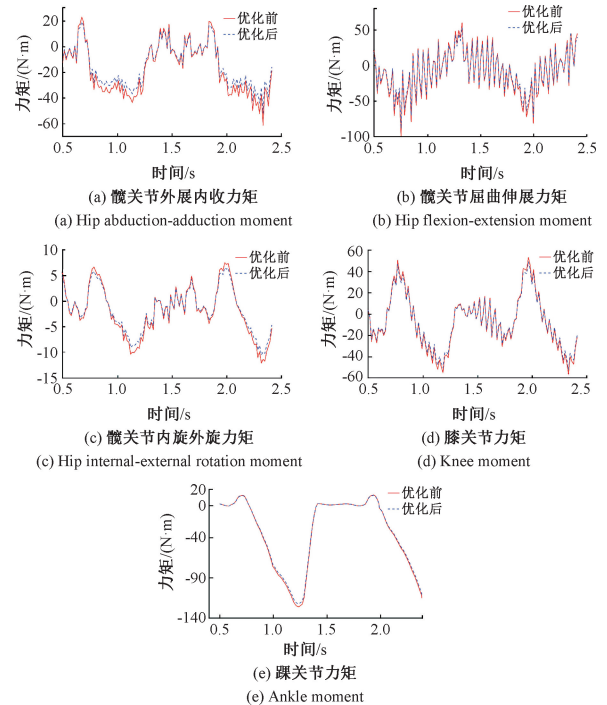


图 12 髋关节结构优化后各关节力矩

Fig. 12 Joint moment after optimization of hip joint structure

与髋关节结构优化前相比,穿戴者的髋关节外展内收、髋关节屈曲伸展、髋关节内旋外旋、膝关节和踝关节力矩降低率的平均值分别为 15.51%、12.09%、12.72%、7.39%、3.94%,力矩降低率的均方根分别为 16.04%、12.41%、13.18%、7.76%、4.39%。结果表明穿戴髋关节结构优化后的 PLEAR 时,髋关节外展内收力矩下降最明显,髋关节屈曲伸展力矩、髋关节内旋外旋力矩、膝关节和踝关节的关节力矩也有所下降。

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴整体优化前后的 PLEAR 时得到的人体下肢关节的力矩变化曲线,如图 13 所示。与优化前相比,穿戴者的髋关节外展内收、髋关节屈曲伸展、髋关节内旋外旋、膝关节和踝关节力矩降低率的平均值分别为 21.04%、17.63%、16.11%、23.74%、11.65%,力矩降低率的均方根为 21.62%、17.98%、16.54%、24.11%、12.07%。结果表明穿戴整体优化后的 PLEAR 时,穿戴者的髋关节、膝关节及踝关节力矩都有所下降,其中髋关节及膝关节的关节力矩下降较为明显,踝关节的关节力矩和髋关节、膝关节相比,下降不够明显。

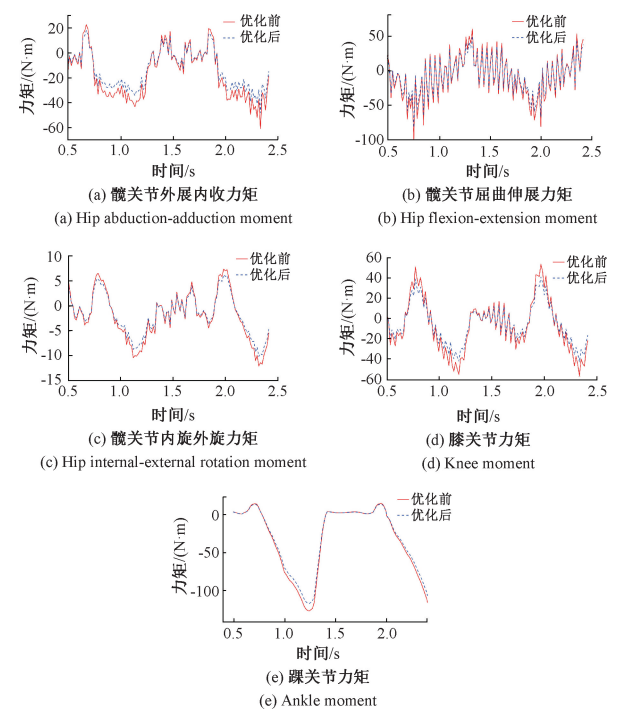


图 13 整体结构优化后各关节力矩

Fig. 13 Joint moments after overall optimization

穿戴上述 3 种优化方案得到的 PLEAR 时,下肢关节力矩变化如表 4 所示,穿戴者的关节力矩都有所下降,其中对 PLEAR 进行整体优化时,穿戴者的下肢关节力矩下降最明显。

综上所述可知,由于对 PLEAR 的腿部结构进行拓扑优化,达到了减轻 PLEAR 自重的目的,膝关节关节力矩

表 4 下肢关节力矩变化对比

Table 4 Comparison of changes in lower extremity joint moments (%)

关节力矩	腿部结构 优化	髋关节结构 优化	整体结构 优化
髋关节外展内收力矩	6.81	16.04	21.62
髋关节屈曲伸展力矩	5.79	12.41	17.98
髋关节内旋外旋力矩	6.67	13.18	16.54
膝关节力矩	17.98	7.76	24.11
踝关节力矩	6.72	4.39	12.07

下降程度较为明显,髋关节及踝关节的关节力矩下降不明显。并通过在髋关节处增设旋转副提升了 PLEAR 的灵活性和协调性,此时 PLEAR 对穿戴者的髋关节约束降低,使穿戴者能够更加协调地运动,髋关节的关节力矩下降较为明显,膝关节和踝关节的关节力矩也有所下降。对腿部结构和髋关节结构进行整体优化后,髋关节、膝关节和踝关节的关节力矩均有不同程度的降低,达到了 PLEAR 结构优化的目的。

2) 下肢肌肉代谢对比

为便于分析数据,下肢肌肉代谢值的变化率的计算公式如式(12)所示。

$$y_i = \frac{y_1 - y_2}{y_2} \times 100\% \tag{12}$$

其中, y_1 为穿戴 PLEAR 时的肌肉代谢值, y_2 为未穿戴 PLEAR 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如式(13)所示。

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \tag{13}$$

其中, $\bar{y}$ 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如式(14)所示。

$$\nabla = \pm \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n y_i^2}{n}} \tag{14}$$

其中, ∇ 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, ∇ 取正值,当 $\bar{y}$ 为负值时, ∇ 取负值。

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴腿部结构优化前后的 PLEAR 得到的人体下肢主要肌肉的代谢值变化曲线,如图 14 所示。与腿部结构优化前相比,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、髂腰肌代谢值降低率的平均值分别为 7.95%、

6.37%、8.94%、6.87%、8.24%、9.07%、4.38%、3.26%，降低率的均方根分别为 8.27%、6.71%、9.79%、7.31%、8.81%、9.43%、4.75%、3.63%。结果表明穿戴腿部结构优化后的 PLEAR 时，穿戴者的腰部主要肌肉的代谢值有所下降，但是下降程度不明显，此时，穿戴者的腿部主要肌肉的代谢值下降明显。

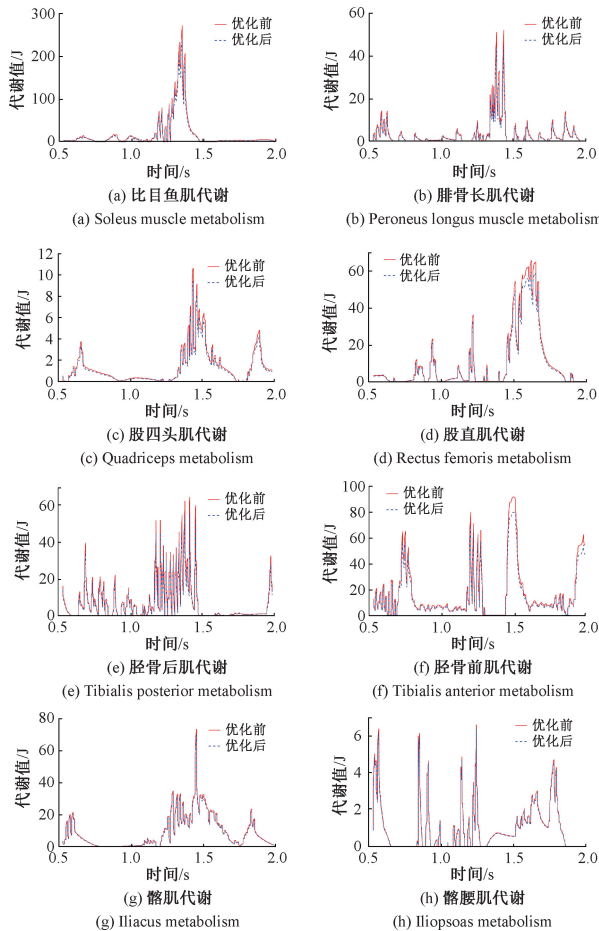


图 14 腿部结构优化后肌肉代谢值

Fig. 14 Muscle metabolic value after optimization of leg structure

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴髋关节结构优化前后的 PLEAR 时得到的人体下肢主要肌肉的代谢值变化曲线，如图 15 所示。与髋关节结构优化前相比，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、髂腰肌代谢值降低率的平均值分别为 3.76%、4.34%、5.41%、4.62%、5.73%、3.94%、7.83%、6.75%，降低率的均方根分别为 4.25%、4.74%、5.86%、5.17%、6.26%、4.37%、8.21%、7.34%。结果表明髋关节结构优化后的 PLEAR 时，穿戴者的步态更加协调，腰部主要肌肉的代谢值下降明显，如髂肌和髂腰肌代谢值下降最明显，腿部主要肌肉代谢值有所下降。

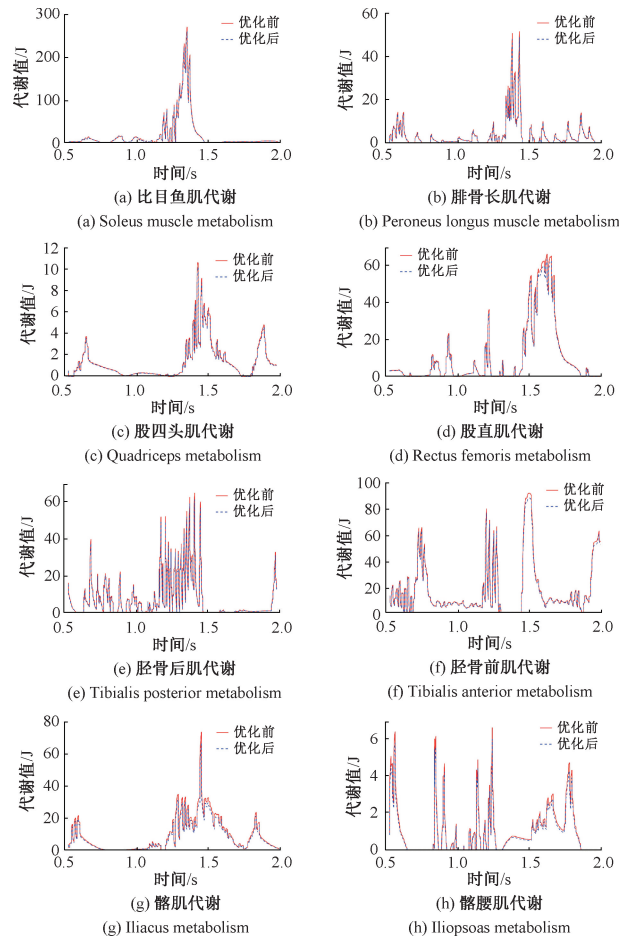


图 15 髋关节结构优化后肌肉代谢值

Fig. 15 Muscle metabolic values after optimization of hip joint structure

利用 OpenSim 模拟穿戴者穿戴整体优化前后的 PLEAR 时得到的人体下肢主要肌肉的代谢值变化曲线，如图 16 所示。与优化前相比，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、髂腰肌代谢值降低率的平均值分别为 12.03%、10.76%、14.82%、12.19%、13.94%、12.74%、12.37%、10.72%，降低率的均方根分别为 12.53%、11.23%、15.47%、12.71%、14.57%、13.28%、12.75%、11.14%。结果表明穿戴整体优化后的 PLEAR 时，由于通过拓扑优化对 PLEAR 的腿部结构进行减重，并且在髋关节结构处增设一个外展内收自由度，使得 PLEAR 与穿戴者的相容性更高，减少了穿戴者行走时不必要的能量消耗，从而降低了穿戴者的下肢肌肉的代谢值。

穿戴上述 3 种优化方案得到的 PLEAR 时，下肢主要肌肉代谢值变化对比如表 5 所示，穿戴者的下肢主要肌肉的代谢值都呈下降趋势，穿戴整体优化后的 PLEAR 时穿戴者的下肢主要肌肉的代谢值下降最明显。

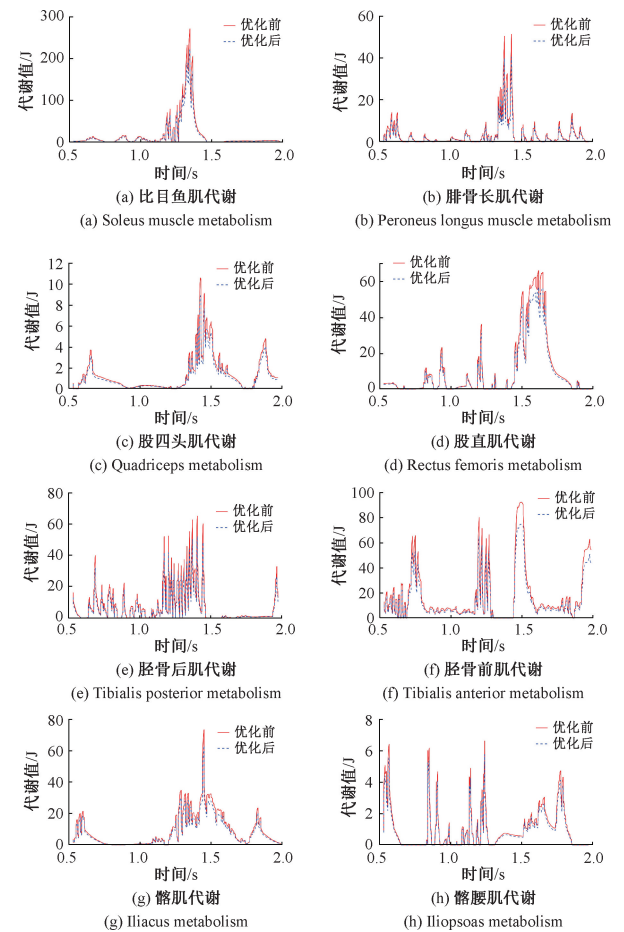


图 16 整体结构优化后肌肉代谢值

Fig. 16 Overall optimized muscle metabolic values

表 5 下肢主要肌肉代谢值变化对比

Table 5 Comparison of changes in metabolic values of major muscles of the lower limb (%)			
肌肉代谢	腿部结构 优化	髋关节结构 优化	整体结构 优化
比目鱼肌代谢	8.27	4.25	12.53
股四头肌代谢	6.71	4.74	11.23
腓骨长肌代谢	9.79	5.86	15.47
股直肌代谢	7.31	5.17	12.71
胫骨后肌代谢	8.81	6.26	14.57
胫骨前肌代谢	9.43	4.37	13.28
髂肌代谢	4.75	8.21	12.75
髂腰肌代谢	3.63	7.34	11.14

在对 PLEAR 的腿部结构进行拓扑优化后,PLEAR 的腿部结构自重下降,穿戴者的负载下降,腿部主要肌肉代谢值下降明显,由于整体负载下降,故髋腰肌与髋肌代谢也有所下降。对髋关节结构增设外展内收自由度后,

穿戴者的髋关节可运动范围更大,行走更加灵活,同时避免了不必要的能量消耗,下肢主要肌肉代谢值都有所下降。故通过腿部结构和髋关节结构整体优化后的 PLEAR 能够达到更好助力的效果。由于穿戴者各关节及肌肉共同作用的复杂性,对腿部结构和髋关节结构分别优化后得到的穿戴者关节力矩和肌肉代谢值降低之和并不等于对髋关节结构和腿部结构整体优化后穿戴者的关节力矩和肌肉代谢值降低数值。

3.3 样机实验及分析

相关研究表明肌电信号与肌肉代谢水平存在一定相关性^[29-30],但不同个体间由于肌肉生理特性与动作模式差异,二者并非严格线性对应关系。因此,本文在利用表面肌电信号评估肌肉代谢变化趋势的基础上,进一步引入相关性分析方法,对肌电信号与代谢值之间的关系进行定量验证,以提高实验结论的科学性和可靠性。

在穿戴 PLEAR 后获取的股四头肌、比目鱼肌等主要肌群的肌电信号值与对应的肌肉代谢值数据,采用 Pearson 相关性分析方法 进行统计分析,其相关系数计算公式如式(15)所示。

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}}$$

(15)

其中, X_i 为肌电 RMS 值, Y_i 为肌肉代谢值, $\bar{X}$ 和 $\bar{Y}$ 分别为其平均值。通过计算可得到如表 6 所示的结果。

表 6 相关性分析

Table 6 Correlation analysis				
主要肌肉	相关系数 r	显著性 p	决定系数 R^2	样本数量
比目鱼肌	0.732	4.15×10^{-53}	0.536	342
股四头肌	0.718	6.73×10^{-51}	0.515	342
腓骨长肌	0.743	9.38×10^{-56}	0.552	342
股直肌	0.721	8.93×10^{-52}	0.520	342
胫骨后肌	0.705	1.42×10^{-48}	0.497	342
胫骨前肌	0.719	1.23×10^{-51}	0.517	342
髂肌	0.710	6.47×10^{-50}	0.504	342
髂腰肌	0.741	1.85×10^{-55}	0.549	342

通过分析表 6 可知,肌电信号与代谢值之间呈显著正相关,但不同肌肉的相关系数存在一定差异,说明个体肌肉控制策略及生理特性对肌电信号和代谢值的关系具有不同的影响,但是总体上肌肉代谢值与肌电信号的变化趋势一致。因此,本文在样机实验中评价 PLEAR 助力效果时,用肌肉的肌电信号来评估肌肉代谢值。

已通过仿真实验验证了所设计的 PLEAR 具有良好的助力效果,研制如图 17 所示的 PLEAR 样机,主要由髋关节部件、膝关节部件、踝关节部件、大腿部件、小腿部件和足部部件组成。

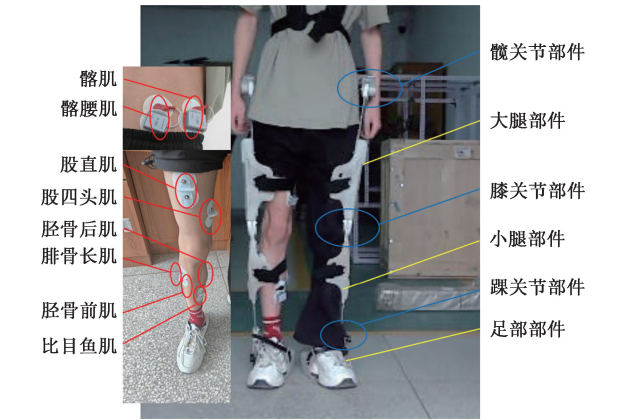


图 17 无源下肢助力机器人穿戴示意图
Fig. 17 Wearable schematic diagram of PLEAR

利用如图 18 所示的 YW-Wireless 无线表面肌电测试系统采集穿戴 PLEAR 前后下肢主要肌肉的肌电信号。其主要由图 19(a)所示的传感器和图 19(b)所示的信号接收器组成。



图 18 YW-Wireless 无线表面肌电测试系统
Fig. 18 YW Wireless surface electromyogram detection system

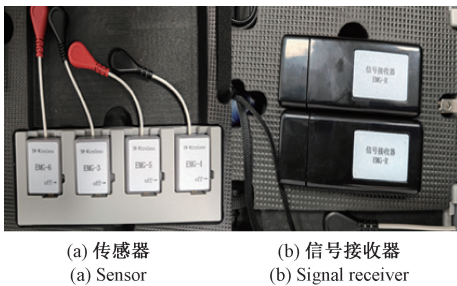


图 19 传感器与信号接收器
Fig. 19 Sensor and signal acquisition unit

选取 8 名成年、身体健康、无其他病史和手术史的男性(体重范围在 65~75 kg,身高范围在 175~180 cm)作为实验对象,虽然本研究被试数量有限,但实验对象身

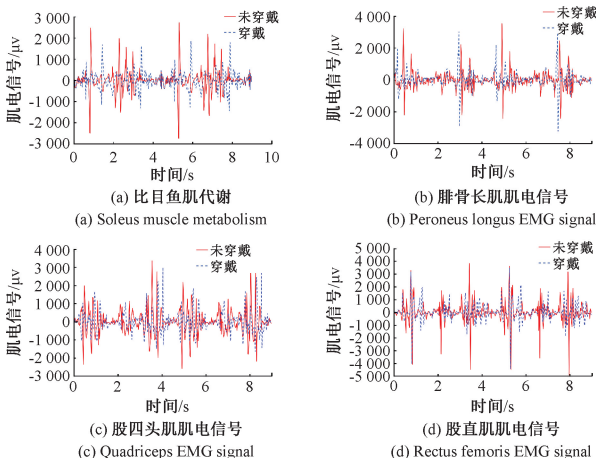
高、体重分布集中,排除了明显体型差异对实验结果的干扰,在一定程度上保证了结果的内部一致性,具有良好的对比有效性。在受试者穿戴外骨骼前,提前告知 8 名穿戴者实验详细流程和实验目的,让 8 名穿戴者分别穿戴 PLEAR 后,在负载 15 kg 平地正常行走和负载 15 kg 上下 20°斜坡两种模式下进行样机实验,其中负载为背负式负载,由机器人背部受载,如图 20 所示。



图 20 样机实验示意图
Fig. 20 Prototype experiment schematic diagram

在上述两种行走模式下,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 21~22 所示。在曲线变化中,肌电信号的数值越大,代表肌肉要消耗更多的能量;肌电数值越小,代表肌肉要消耗更少的能量。

1) 负载 15 kg 平地正常行走样机实验
负载 15 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 21 所示。由图 21 可知,和未穿戴 PLEAR 相比,穿戴 PLEAR 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了 6.97%、5.72%、11.91%、7.04%、7.37%、6.18%、9.94%、10.58%,肌电信号的降低率的均方根分别为 7.22%、6.73%、12.84%、7.59%、8.07%、6.93%、10.91%、11.27%。



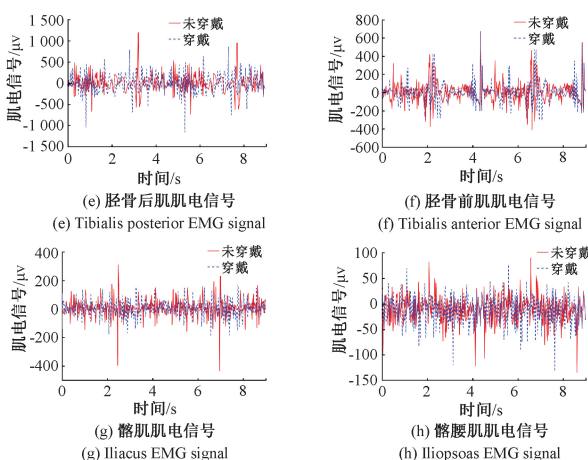


图21 负载15 kg平地正常行走时肌肉肌电信号变化

Fig. 21 Muscle EMG signal curve during loaded walking (15 kg)

2) 负载15 kg上下斜坡样机实验

负载15 kg上下20°斜坡时穿戴者的下肢主要肌肉的肌电信号的平均值变化如图22所示。由图22可知,和未穿戴 PLEAR 相比,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了7.36%、6.95%、12.17%、8.18%、7.43%、7.14%、9.95%、10.27%,肌电信号的降低率的均方根分别为7.92%、7.57%、13.06%、8.66%、8.04%、7.82%、10.61%、13.79%。

由图21~22可知,在穿戴 PLEAR 进行样机实验的过程中,在一段时间内下肢肌肉的肌电信号值比未穿戴

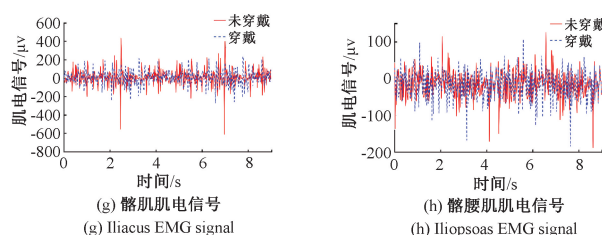


图22 负载15 kg上下斜坡时肌肉肌电信号变化曲线

Fig. 22 Muscle EMG curve during loaded ramp ascent and descent (15 kg)

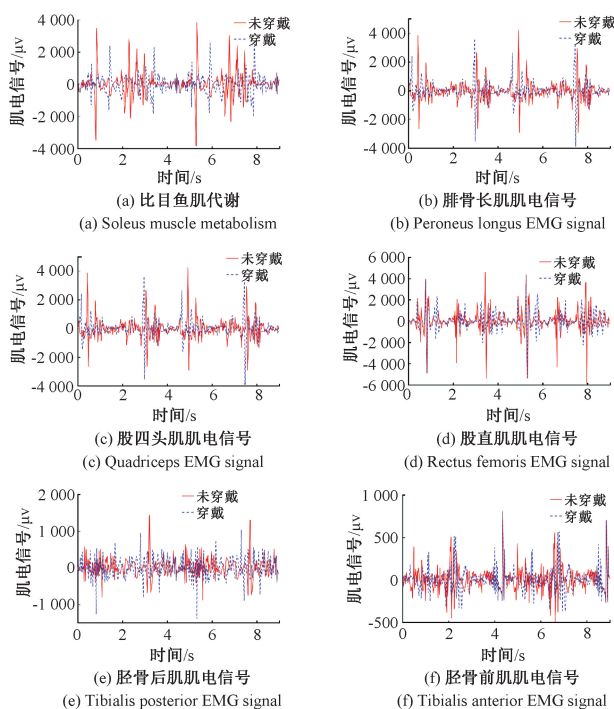
时有所增加,是由于机器人自重增加了穿戴者的负荷,同时其关节处的弹性元件在储能阶段需要人体额外做功以克服弹性势能,使下肢主要肌肉的肌电信号值增大,但在整个运动过程中肌电信号值下降了5.72%~13.79%,因此,PLEAR可以有效地降低下肢主要肌肉的肌电信号值,减少下肢肌肉消耗的能量。尽管表5的统计分析显示肌电信号与代谢值之间呈中等程度相关($R^2 \approx 0.5$),尚不能完全用肌电信号替代精确的代谢测量,但肌电幅值的显著下降直接反映了肌肉激活水平和神经肌肉负荷的减轻。根据骨骼肌生理学原理,肌肉激活度的降低意味着肌肉收缩单位募集数量的减少,从而在生理趋势上佐证了穿戴者行走负担的降低。样机实验和仿真实验结果显示 PLEAR 有效降低下肢主要肌肉的肌电信号值和代谢值,即 PLEAR 能够显著降低肌肉激活水平和神经肌肉负荷,证明了优化后的 PLEAR 可以对穿戴者产生更好的助力效果。需要指出的是,虽然肌电信号能够反映肌肉做功的变化趋势,但更直接的代谢指标(如摄氧量)仍需在未来的工作中引入气体分析设备进行进一步验证。

4 结 论

本文对 PLEAR 的腿部结构进行了拓扑优化设计,并通过有限元分析方法验证了拓扑优化后腿部结构的可靠性;在髌关节处增设外展内收自由度,使髌关节结构的运动更符合人体正常的髌关节生物运动特性;此外,提出了一种基于人机交互信息的助力效能评估方法,结合仿真和样机实验,对优化后的人体下肢关节力矩、主要肌肉的代谢值和肌电信号变化进行了多维度的量化评估与对比分析。

1) 腿部结构和髌关节结构同时优化时,PLEAR 的效果最好,仿真结果表明,与优化前相比,穿戴者的关节力矩降低率的均方根在12.07%~24.11%;穿戴者的下肢主要肌肉的代谢值降低率的均方根在11.14%~15.47%,验证了对 PLEAR 结构优化的有效性。

2) 样机实验结果表明,穿戴 PLEAR 后,负载15 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 6.73%~12.84%;负载 15 kg 上下 20°斜坡时下肢主要肌肉肌电信号的降低率的均方根在 7.57%~13.79%,样机实验与仿真实验变化趋势的一致性,验证了该评估方法的准确性与可靠性以及 PLEAR 具有良好的助力效果,为外骨骼装备的性能测试与设计迭代提供了科学的评价标准与数据支撑。本研究受试者局限于特定身高体重范围内的健康成年男性(身高 175~180 cm,体重 65~75 kg),旨在初期验证结构优化的有效性并排除个体体型差异对实验结果的干扰。因此,当前结论在女性、老年群体或体型差异较大的人群中的适用性尚需进一步验证。未来的工作将扩大样本的多样性,涵盖不同性别、年龄及体型特征的受试者,补充摄氧量数据以更全面地评估该外骨骼系统的广义助力效能与人机适配性。

参考文献

- [1] 石欣,唐佳,范智瑞,等. 下肢外骨骼电机超调预测-优化双阶段补偿控制策略[J]. 仪器仪表学报, 2025, 46(11): 158-172.
SHI X, TANG J, FAN ZH R, et al. Motor overshoot prediction and optimization of a two-stage compensation strategy for lower limb exoskeletons[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2025, 46(11): 158-172.
- [2] LUO SH ZH, JIANG M H, ZHANG S N, et al. Experiment-free exoskeleton assistance via learning in simulation[J]. Nature, 2024, 630 (8016): 353-359.
- [3] GUO X D, ZHONG F Q, XIAO J R, et al. Adaptive random forest for gait prediction in lower limb exoskeleton[J]. Journal of Biomimetics, Biomaterials and Bio-medical Engineering, 2024, 64: 55-67.
- [4] 韩亚丽, 韩子瑒, 金壮壮, 等. 一种主动型踝关节助力外骨骼设计及性能实验[J]. 仪器仪表学报, 2023, 44(11): 109-118.
HAN Y L, HAN Z Y, JIN ZH ZH, et al. Design and performance experiments of an active ankle-assisted exoskeleton[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2023, 44(11): 109-118.
- [5] 周慧, 沈煌泰, 唐晟铮. 穿戴式下肢外骨骼助力机器人系统研究[J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2025, 53(11): 104-110.
ZHOU H, SHEN H T, TANG SH ZH. Study on wearable lower limb exoskeleton assistance robot system[J]. Journal of Huazhong University of Science and Technology (Natural Science Edition), 2025, 53(11): 104-110.
- [6] LI J Y, WEI A K, YANG M Y, et al. Research on the compliant control of electro-hydraulic servo drive force/position switching for a lower limb exoskeleton robot[J]. Transactions of FAMENA, 2024, 48 (1): 97-116.
- [7] 孟琳, 宋钊熙, 董洪涛, 等. 被动踝足外骨骼对平地行走时运动表现的影响[J]. 电子测量与仪器学报, 2023, 37(6): 14-21.
MENG L, SONG ZH X, DONG H T, et al. Effects of a passive ankle-foot exoskeleton on motion performance during overground walking[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2023, 37(6): 14-21.
- [8] HE D X, WANG H P, TIAN Y. Model-free super-twisting terminal sliding mode controller using sliding mode disturbance observer for n -DOF upper-limb rehabilitation exoskeleton with backlash hysteresis[J]. International Journal of Control, 2024, 97 (4): 756-772.
- [9] 王砚麟, 王克义, 王奎成, 等. 仿肌肉绳索驱动下肢康复机器人系统使用安全性评价[J]. 浙江大学学报(工学版), 2022, 56(1): 168-177.
WANG Y L, WANG K Y, WANG K CH, et al. Safety evaluation of bionic-muscle cable-driven lower limb rehabilitation robot system[J]. Journal of Zhejiang University (Engineering Science), 2022, 56(1): 168-177.
- [10] TIAN Y T, CHEN CH J, WU X J, et al. A rigid-flexible coupled lower limb exoskeleton for enhancing load-bearing ambulation[J]. Biomimetics, 2025, 10(11): 757.
- [11] 尹聪, 李开南. 下肢康复机器人应用于骨科患者康复治疗的研究进展[J]. 重庆医学, 2024, 53(10): 1563-1568.
YIN C, LI K N. Research progress of the application of lower limb rehabilitation robot in rehabilitation treatment of orthopedic patients[J]. Chongqing Medical Journal, 2024, 53(10): 1563-1568.
- [12] KOU J G, WANG Y X, CHEN ZH L, et al. Flexible assistance strategy of lower limb rehabilitation exoskeleton based on admittance model[J]. Science China Technological Sciences, 2024, 67(3): 823-834.
- [13] BARKATAKI R, KALITA Z, KIRTANIA S. Anthropomorphic design and control of a polycentric knee exoskeleton for improved lower limb assistance[J].

- Intelligent Service Robotics, 2024, 17(3): 555-577.
- [14] 刘佳俊, 张欣波, 谢银辉, 等. 7 自由度外骨骼上肢康复机器人的肩部优化及运动仿真[J]. 机械传动, 2024, 48(5): 67-74.
- LIU J J, ZHANG X B, XIE Y H, et al. Shoulder optimization and motion simulation of a 7-DOF exoskeleton upper limb rehabilitation robot[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2024, 48(5): 67-74.
- [15] HAN Y L, LIU SH Y, CHANG J CH, et al. Design and preliminary evaluation of a lower limb exoskeleton based on hydraulic actuator[J]. Industrial Robot: The International Journal of Robotics Research and Application, 2024, 51(1): 44-57.
- [16] MINCULETE G, VIRCA I. Essential approaches to the future soldier's necessity to use the passive exoskeleton[J]. Land Forces Academy Review, 2024, 29(2): 290-297.
- [17] 吴亦言, 吴允瀚, 李梓榕, 等. 面向老年群体的无动力下肢外骨骼设计及分析[J]. 人工智能, 2022(3): 55-64.
- WU Y Y, WU Y H, LI Z R, et al. Design and analysis of non-powered lower limb exoskeleton for the elderly[J]. Artificial Intelligence View, 2022(3): 55-64.
- [18] 戴一鸣, 陈嘉琛, 刘晨东, 等. 可穿戴柔性上肢外骨骼的研究进展与展望[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2024, 56(8): 1-16.
- DAI Y M, CHEN J CH, LIU CH D, et al. Research progress and prospect of wearable soft upper limb exoskeletons[J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2024, 56(8): 1-16.
- [19] LIANG CH P, WAN CH L, YANG J Y, et al. Effect of the Kickstart exoskeleton lower extremity walking system on improving lower extremity walking ability in subacute stroke patients: A randomized controlled trial[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2025, 22(1): 155.
- [20] KHAN M, NNAJI C. Gender-specific effects of passive wearable exoskeletons (pwExo) on gait stability and fall risk in simulated construction tasks[J]. International Journal of Industrial Ergonomics, 2025, 108: 103776.
- [21] SLADE P, KOCHENDERFER M J, DELP S L, et al. Personalizing exoskeleton assistance while walking in the real world[J]. Nature, 2022, 610(7931): 277-282.
- [22] WU J Y, CHEN ZH Q, ZHANG Y L, et al. Development of a passive back-support exoskeleton mimicking human spine motion for multi-posture assistance in occupational tasks[J]. Biomimetics, 2025, 10(6): 349.
- [23] ZHANG J Q, GE J, SHU Q L, et al. A shape memory alloy energy storage ankle exoskeleton considering load dynamics[J]. International Journal of Control, Automation and Systems, 2025, 23(6): 1802-1815.
- [24] 唐欣尧, 杨佳音, 王旭鹏, 等. 准被动式变刚度踝关节助力外骨骼设计分析[J]. 机械工程学报, 2025, 61(15): 196-208.
- TANG X Y, YANG J Y, WANG X P, et al. Design analysis of quasi-passive variable stiffness assisted exoskeleton with ankle[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2025, 61(15): 196-208.
- [25] 王存金, 董林杰, 李杰, 等. 基于人行走能耗分析的踝关节外骨骼设计[J]. 机械工程学报, 2021, 57(19): 79-92.
- WANG C J, DONG L J, LI J, et al. Design of ankle exoskeleton based on analysis on energy cost of human walking[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2021, 57(19): 79-92.
- [26] 杨洁, 王旭鹏, 唐欣尧, 等. 无动力髋关节助力外骨骼设计与分析[J]. 机械传动, 2024, 48(8): 70-81.
- YANG J, WANG X P, TANG X Y, et al. Design and analysis of non-dynamic hip joint assisted exoskeletons[J]. Journal of Mechanical Transmission, 2024, 48(8): 70-81.
- [27] CHEN Q, LUO T H, KHORESHOK A, et al. Design and optimization of wearable active waist and leg exoskeleton structure for mining[J]. Journal of Mining and Geotechnical Engineering, 2024: 43-57.
- [28] 王砚麟, 王克义, 章梓星, 等. 单曲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): 1363-1372.
- WANG Y L, WANG K Y, ZHANG Z X, 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): 1363-1372.
- [29] 崔占贺, 艾莉莎, 马欣雨, 等. 基于 1D-CNN-SVM 的下肢外骨骼步态信息识别研究[J]. 电子测量技术, 2025, 48(12): 71-78.

CUI ZH H, AI L SH, MA X Y, et al. Gait information recognition study of lower limb exoskeleton based on 1D-CNN-SVM [J]. Electronic Measurement Technology, 2025, 48(12): 71-78.

[30] 张雷雨, 叶土仙, 高翔, 等. 踝助力外衣的研制与跖屈肌群肌电信号评价 [J]. 机械工程学报, 2023, 59(17): 67-78.

ZHANG L Y, YE T X, GAO X, et al. Design and EMG signal evaluation of ankle assistance exosuit [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2023, 59(17): 67-78.

作者简介



王砚麟(通信作者),2017 年于兰州交通大学获得硕士学位,2022 年于哈尔滨工程大学获得博士学位。现为兰州理工大学副教授、硕士生导师,主要研究方向为特种机器人技术。

E-mail: wangyanlin@lut.edu.cn

Wang Yanlin (Corresponding author) received his M. Sc. degree from Lanzhou Jiaotong University in 2017, and his Ph. D. degree from Harbin Engineering University in 2022. He is currently an associate professor and a master's advisor at Lanzhou

University of Technology. His main research interest includes special robot technology.



吴生昊,2023 年于天津工业大学获得学士学位。现于兰州理工大学攻读硕士学位,主要研究方向为特种机器人技术。

E-mail:19993582336@163.com

Wu Shenghao received his B. Sc. degree from Tianjin Polytechnic University in 2023. He is currently pursuing his M. Sc. degree at Lanzhou University of Technology. His main research interest includes special robot technology.



颜俊杰,2018 年于兰州交通大学获得硕士学位。现为甘肃路桥绿色智慧建造研究院智能装备中心主任,主要研究方向为建筑科学与工程。

E-mail: 332633896@qq.com

Xie Junjie received his M. Sc. degree from Lanzhou Jiaotong University in 2018. He is currently a director of the Intelligent Equipment Center at the Green and Intelligent Construction Research Institute of Gansu Road & Bridge Group. His main research interest includes building science and engineering.