引用格式:马建峰,马卿林,孙得成,等. 被动式储能助力下肢外骨骼系统设计与仿真分析[J]. 北京工业大学学报, 2024, 50(3): 261-270.

MA J F, MA Q L, SUN D C, et al. Design and simulation analysis of a passive energy storage assisted lower limb exoskeleton system[J]. Journal of Beijing University of Technology, 2024, 50(3): 261-270. (in Chinese)

被动式储能助力下肢外骨骼系统设计与仿真分析

马建峰1,马卿林1,孙得成1,丁永清1,骆岱鹤1,陈 晓2

(1.北京工业大学材料与制造学部,北京 100124; 2.军事科学院系统工程研究院军需工程技术研究所,北京 100082)

摘 要:为了达到缓解人体行走时的关节压力、减轻关节负担和辅助人体行走的目的,基于人体行走原理提出了髋膝 耦合被动式储能助力外骨骼设计方案。髋膝耦合机构用于实现膝关节的离散化助力,是以髋关节运动控制膝关节助 力的离合控制方法。该文运用仿真和实验验证的方法验证了该外骨骼的有效性。运用 Adams 对人--机模型进行联合 仿真,验证外骨骼对人体助力的理论效果。在实际穿戴实验中,通过对比是否穿戴外骨骼人体运动时的能耗来验证 外骨骼的真实有效性。对比仿真与穿戴实验数据证明该外骨骼能够降低 12% ~13% 的人体运动能耗。

关键词: 被动式; 髋膝耦合; 储能; 外骨骼; Adams 仿真; 人体耗能测试
 中图分类号: TP 242
 文献标志码: A
 文章编号: 0254 - 0037(2024)03 - 0261 - 10
 doi: 10.11936/bjutxb2022070005

Design and Simulation Analysis of a Passive Energy Storage Assisted Lower Limb Exoskeleton System

MA Jianfeng¹, MA Qinglin¹, SUN Decheng¹, DING Yongqing¹, LUO Daihe¹, CHEN Xiao²

(1. Faculty of Materials and Manufacturing, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China;

2. Military Supply Engineering Technology Research Institute of the Academy of Military Sciences, Beijing 100082, China)

Abstract: To achieve the purpose of relieving the joints pressure of human walking, reducing the joint burden and assisting human walking, this paper proposed a hip-knee coupling passive energy storage assistance exoskeleton design scheme based on the principle of human walking. The hip-knee coupling mechanism was used to achieve discrete knee joint assistance, which was a clutch control method to control knee joint assistance by hip joint motion. In this paper, the effectiveness of this exoskeleton was verified using simulation and experimental validation methods. First, a joint simulation of the human-machine model using Adams was used to verify the theoretical effect of the exoskeleton was verified by comparing the energy consumption during human movement with and without the exoskeleton. By comparing the simulated and wearing experimental data, it is approved that the exoskeleton can reduce the energy consumption of human movement by 12% - 13%.

收稿日期: 2022-07-11; 修回日期: 2022-12-08

基金项目:国家自然科学基金资助项目(52075008)

作者简介:马建峰(1979—),男,副教授,主要从事外骨骼设计与研发、先进制造技术与装备及其自动化、机床动力学与测试 评价方面的研究, E-mail: majianfeng@ bjut. edu. cn

通信作者:陈 晓(1971—),男,高级工程师,主要从事人机工程方面的研究, E-mail: chenxiaoami@126.com

Key words: passive; hip and knee coupling; energy storage; eoskeleton; Adams simulation; human energy consumption test

进入21世纪以后,外骨骼助力机器人作为一种 人体辅助设备,在军用、民用等领域得到了空前的发 展。外骨骼是绑缚在人体外侧并帮助人体行走的机 械装置^[1]。它能够承担人体负重,辅助人体运动,减 轻关节负担,减少人体能量消耗。随着外骨骼在各个 领域中的应用前景被发现,针对外骨骼的助力技术被 给予了空前的关注,并取得了瞩目的成绩。

外骨骼技术的应用领域主要包括军事领域、医 疗康复领域以及民用领域。美国研制的外骨骼多用 于军事领域,譬如 BLEEX^[24]、XOS-1、XOS-2^[5]、Soft Exosuit^[6]外骨骼等等。日本研制的外骨骼多用于医 疗康复领域,比如 HAL 系列外骨骼和 ACSIVE。欧 洲国家的外骨骼技术也相对先进,例如俄罗斯的 "勇士-21"外骨骼、法国的"大力神"外骨骼和德国 研制的"2Robo-Mate"机械外骨骼系统等等。国内相 比于国外对外骨骼技术的研究相对较晚,但是也取 得了不错的成绩,如电子科技大学的李星星研制的 可穿戴式下肢康复机器人^[7]、哈尔滨工业大学研制 的液压驱动的外骨骼机器人、上海交通大学研制的 床式康复型下肢外骨骼系统等等。

外骨骼根据有无外部能源驱动可分为主动式外 骨骼和被动式外骨骼。主动式外骨骼依靠电机和液 压等方式进行驱动,以实现增强人体关节力量或者 辅助人体行走的作用。然而主动式外骨骼存在一系 列的缺点:1)电池寿命短,续航能力差,持续时长仅 为30min~2h,液压系统容易漏油;2)控制系统的 参与使得整个外骨骼系统比较复杂,控制烦琐,控制 精度要求高;3)体积庞大,人体穿戴和脱卸不方便; 4)质量比较大,很容易对人体造成负担。

现有被动式外骨骼大多以支撑为设计目的,即 可以将人体背负的负载通过外骨骼传递到地面从而 减小人体负担,但是很少有能够收集人体浪费的能 量帮助人体行走的功能。

本文提出一种被动式储能助力下肢外骨骼系统。该外骨骼系统没有控制系统的参与,不需要消耗外部电源能量,在运动过程中根据人体运动规律 来储存和释放能量,实现对人体的助力功能。根据 人体下肢运动特性完成外骨骼功能与结构设计,根 据髋、膝关节角度规律设计了髋、膝关节的耦合功 能,保证了髋、膝关节助力的协同型。在 Adams 软 件中进行系统仿真,并进行人体穿戴实验,通过对比 人体耗能来验证其助力效果。

1 人体下肢解剖学和步态分析

外骨骼需要与人体高度耦合,其结构需要满足 人体正常运动的需求,并且被动式外骨骼需要根据 人体下肢运动特性来完成设计,需要对人体运动进 行分析。

1.1 人体下肢运动范围

如图1(a)所示,人体有3个相互垂直的基本面:矢状面、额状面和水平面^[8]。

人体下肢的运动主要由髋关节、膝关节和踝关节 的运动状态决定,如图1(b)所示。髋关节处具有屈/ 伸、内收/外展和内旋/外旋3个自由度;膝关节处具 有屈/伸1个自由度;踝关节处具有背屈/跖屈、内收/ 外展和内旋/外旋3个自由度。下肢单侧总共有6个 自由度,3个关节的自由度分布如图1(c)所示。其 中,屈/伸是在矢状面内绕额状轴旋转的运动,内收/ 外展是在冠状面内绕着矢状轴旋转的运动,内旋/外 旋是在水平面内绕着垂直轴旋转的运动。



表1归纳了人体行走时下肢各关节的运动 范围。

表1 下肢各关节运动范围^[1]

Table 1	Range of	motions	of low-	extremity	joints ^{[1}]
---------	----------	---------	---------	-----------	----------------------	---

运动范围/(°)		
-50~40		
120 ~ -30		
- 20 ~ 45		
150 ~ 0		
20 ~ -40		
20 ~ -35		

1.2 人体步态分析

图 2 所示为人体行走完整的一个步态,以右侧 下肢为例,从足跟触地开始到同一足跟再次触地结 束为一个步态周期。根据整个正常步态周期中的运 动,一个步态周期可分为支撑期和摆动期,支撑期是 指从足跟着地到足尖离地,即足底支撑面接触的时间,摆动期则是指从足尖离地到足跟着地,即足部离 开支撑面的时间。支撑期阶段,人体将重量传递到 地面,摆动期阶段人体单侧下肢离开地面,处于腾空 状态。



Fig. 2 Schematic diagram of human gait cycle

2 被动式储能助力下肢外骨骼设计

外骨骼需要与人体高度耦合,其结构需要满足 人体正常运动的需求,因此需要根据人体下肢运动 特性来完成设计。

从对人体下肢运动范围分析和步态的分析发现 人体的主要运动和受力方向都集中在矢状面^[9],因 此本设计的外骨骼助力主要作用在矢状面。研究发 现,在一个步态周期内髋关节角度与力矩之间呈现 线性关系^[10],膝关节在支撑期表现出角度和力矩几 乎也为线性的关系^[11]。另外,在整个步态周期内髋 关节与膝关节角度曲线有一定的联系。基于这些规 律设计了髋膝耦合的被动式储能助力下肢外骨骼系 统,如图 3 所示。



图 3 被动式储能助力下肢外骨骼系统总体结构 Fig. 3 General structure of exoskeleton

被动式储能助力下肢外骨骼系统有2个核心功 能模块,分别是髋关节助力装置和膝关节助力装置。 髋、膝关节耦合链接杆实现髋、膝关节助力装置联 动——髋膝耦合功能。同时,为了适应不同人体身 高的要求,髋、膝关节耦合连接杆具有可调节功能。

2.1 髋关节储能装置设计

在一个完整步态周期内,髋关节角度和力矩之间呈近似线性关系,这个特性与压缩弹簧伸缩时力-位移特性类似^[10]。根据 CGA 数据库相关数据得出的膝关节内力曲线如图 4 所示。0~0.6 s 时,人体处于支撑期;0.6~ T_0 s 时,人体处于支撑期向摆动期过渡的预摆期; T_0 ~1.2 s 时,人体处于摆动期。 T_0 这个时间节点作为人体预摆期与摆动期的分界点,在此刻之前完成能量的储存,之后进行能量的释放。基于以上研究,设计出基于凸轮推杆机构与压簧组合的髋关节助力装置,如图 5 所示。



2.2 膝关节储能装置设计

在一个步态周期内膝关节在重量支撑阶段表现 出较大的力矩,而且膝关节在支撑期的角度和力矩 几乎为线性的关系^[11]。换言之在支撑期膝关节随 着角度的增大力矩在变大,如图 6 所示。这与扭转



弹簧在储能过程的表现是一致的。而在摆动期就像 扭转弹簧势能的过程。基于膝关节角度-力矩特性 与扭转弹簧相似这一规律设计出基于"扭簧-凸轮" 的膝关节助力装置,如图7所示。



Fig. 7 Knee assisting device

在支撑期前半段,髋、膝关节耦合连接杆锁紧膝 关节凸轮,使膝关节助力装置工作。膝关节扭簧一 段也因此被锁止,膝关节前盖在小腿角度变大过程 中带动扭簧另一端实现能量储存;在支撑期后半段 小腿角度减小,扭簧释放能量,帮助人体膝关节伸 展,推动人往前运动。膝关节扭簧可以部分替代人 体膝关节在支撑期的作用。

2.3 髋、膝关节的耦合关系

髋、膝关节储能机构的耦合关系是膝关节装置 功能实现的保障,同时也是保证外骨骼不影响人体 运动的前提。

在1个步态周期内,髋关节的运动曲线只有1 次波动,膝关节的运动曲线有2次波动,如图8所 示。髋关节在支撑期,随着大腿后摆角度逐渐减小, 膝关节运动发生第1次角度变化。髋关节在摆动 期,随着大腿向前摆角度逐渐增大,这时膝关节发生 第2次角度变化。



基于单个周期内髋关节和膝关节运动曲线的 联系性,将大腿摆动的方向作为控制膝关节助力 装置工作状态的切换信号。大腿向后摆动时,髋 关节凸轮的棘爪控制凸轮(如图9(a)所示)摩擦 带动棘爪锁紧髋、膝关节耦合连接杆,致使膝关节 凸轮(如图9(b)所示)锁止,膝关节助力装置进入 工作状态;大腿向前摆动时,髋关节凸轮的棘爪控 制凸轮摩擦带动棘爪松开髋、膝关节耦合连接杆, 这时膝关节凸轮可以转动,膝关节助力装置处于 非工作状态。通过髋、膝关节助力装置的耦合可 以保证膝关节助力装置在支撑期起到助力作用而



在摆动期又不阻碍正常的运动。

2.4 总体助力思路设计

人站立初始时期,脚跟着地,人的大腿与躯干大约呈 20°夹角,膝关节完全伸直。棘爪处于初始位置未发生偏转,如图 10 所示。



人的大腿向后摆,棘爪控制凸轮与棘爪摩擦 使棘爪偏转。同时,人体膝关节弯曲,引起髋、膝 关节耦合连接杆向上移动,髋、膝关节耦合连接杆 被棘爪锁死,膝关节助力装置进入工作状态,如 图 11 所示。随后膝关节完成弯曲和伸直动作,膝



Fig. 11 Structure of the rear pendulum position

关节扭簧同步完成储能和释能过程,对膝关节的助力功能完成。

当膝关节伸直时,棘爪松开髋、膝关节耦合连接 杆,膝关节助力装置进入非工作状态。棘爪在此时 与髋关节凸轮处于不接触的状态,棘爪复位,回到 图 11 所示位置。

人的大腿向前摆,棘爪与髋关节凸轮重新摩擦 帮助棘爪在初始位置保持不变。由于髋膝关节耦合 连接杆与棘爪脱离,膝关节助力装置失效,人的膝关 节自由弯曲,并不影响人的正常运动。总体的助力 流程如图 12 所示。



图 12 外骨骼助力流程

Fig. 12 Flow chart of exoskeleton assistance idea

3 人机仿真验证

将建立的外骨骼模型和人体模型两者导入仿真 软件 Adams 并对人--机模型进行碰撞力设置、约束 设置和驱动设置。在腰部添加人与外骨骼连接的固 定副^[13],图 13 为建立的人--机联合仿真模型。

将 CGA 步态数据库提供的单个运动周期内髋 关节、膝关节和踝关节运动曲线作为驱动输入到人 体模型中,带动人体模型行走。由于外骨骼被动地 跟随人体运动,所以对人体髋、膝关节运动曲线和外 骨骼髋、膝关节运动曲线进行仿真对比,如图 14 所 示。红色实线代表人体模型运动曲线,蓝色虚线代 表外骨骼模型运动曲线。可以看到,虽然存在偏差, 但是整体比较吻合。在仿真初始时刻,人体与外骨 骼的运动偏差较大。产生的原因是,人体和外骨骼 的初始状态都为直立状态,仿真开始后,人体首先运 动并立刻带动外骨骼跟随,外骨骼的状态突然由静 止转变为运动,因此在初始时刻运动偏差较大,但在



图 13 人-机仿真模型 Fig. 13 Man-machine simulation model

随后运动中两者轨迹基本保持一致,整体上外骨骼 有很好的随动性。



图 14 八体模型与外有 胎模型运动对 化曲线 Fig. 14 Motion comparison curves of human body model and exoskeleton model

为了验证髋、膝关节助力装置的工作状态,对髋、 膝关节助力装置各自的储能元件进行了仿真分析。 如图 15 所示,可以看到,髋关节在 0~0.66 s 即支撑 期内力矩一直增大,表明髋关节弹簧一直储能, 0.66 s 左右产生最大力矩 9 800 N·mm,此时大腿后摆 到最后位置。然后在摆动期内力矩逐渐变小,髋关节 弹簧释放能量对大腿进行助力。膝关节扭簧在 0~ 0.16 s 即支撑期前半段内的扭矩一直增大,扭簧一直 储能,0.16 s 左右产生最大扭矩 11 500 N·mm,这对应 着膝关节弯曲到最大角度 - 24°的时刻,在 0.16~ 0.50 s 即支撑期后半段内扭簧释放能量对膝关节进 行助力,在摆动期内扭矩为0,不干涉人体运动。



Fig. 15 Torque analysis of energy storage element o hip and knee assisting devices

人体穿戴外骨骼运动能减小人体负重时额外需 求的能量消耗,外骨骼的助力效果可以通过整个运 动过程的人体能耗等参数来体现^[12],而人体行走过 程中的主要能耗集中在下肢的各个关节。由于外骨 骼对髋关节和膝关节进行助力,通过对比分析"人 体背负负载行走"和"人体穿戴外骨骼背负负载行 走"2种行走模式下的髋、膝关节能耗等指标,验证 外骨骼的助力效果。在 Adams 中进行 2 组仿真对 比实验,负载的质量分别设置为 30、40 kg,如 图 16 所示。本文仅针对人体右腿进行分析。



图 16 Adams 环境下两种行走模式模型 Fig. 16 Model diagram of two walking modes in Adams environment

仿真得到人体在2种不同运动模式下背负不同负载时髋关节和膝关节的能耗结果,如图17~20所示。

由图 17~20 可知,在背负 30 kg 负载的情况下, "人体背负负载行走"和"人体穿戴外骨骼背负负载 行走"2 种行走模式下的髋、膝关节能耗总和分别是 243.2、212.7J,穿戴外骨骼能帮助人体髋、膝关节节 省能耗 12.5%;在背负 40 kg 负载的情况下,2 种行 走模式下的髋、膝关节能耗总和分别是 270.1、 235.5J,穿戴外骨骼能帮助人体髋、膝关节节省能 耗 12.81%。因此,可以得出人体穿戴外骨骼背负 负载行走要比人体直接背负负载行走节省人体髋、



Fig. 17 Comparison of energy consumption of the knee joint with and without an exoskeleton in humans walking with a 30 kg load on their backs





Fig. 18 Comparison of energy consumption of the hip joint with and without an exoskeleton in humans walking with a 30 kg load on their backs

膝关节能耗 12%~13%。

4 外骨骼实验分析

目前该外骨骼已经完成了样机制造,并针对加 工好的外骨骼进行实际穿戴测试,测试了其功能以 及对人体助力效果。

4.1 髋膝耦合功能验证分析

髋、膝关节的耦合不仅保证了外骨骼系统的功能,也避免了外骨骼系统对人体的阻碍^[14]。所以说 髋、膝关节的耦合是整个外骨骼系统功能实现的 关键。

在实际的穿戴过程中,采用不同人穿戴外骨骼



图 19 人体背负 40 kg 负载行走膝关节能耗 有无外骨骼对比

Fig. 19 Comparison of energy consumption of the knee joint with and without an exoskeleton in humans walking with a 40 kg load on their backs



图 20 人体背负 40 kg 负载行走髋关节能耗 有无外骨骼对比

Fig. 20 Comparison of energy consumption of the hip joint with and without an exoskeleton in humans walking with a 40 kg load on their backs

进行髋膝耦合的功能验证。验证中发现髋关节助力 装置与膝关节助力装置的关节转动顺畅,棘爪运行 无故障,髋、膝关节联动杆无障碍,整套外骨骼穿戴 与解脱比较方便,高度调节装置可以满足不同身高 的穿戴者。同时,髋关节和膝关节的储能元件可以 在合适的时机触发,能够感受到来自髋关节和膝关 节的助力效果。同时不影响人体正常运动。具体的 穿戴效果展示如图 21 所示。

4.2 外骨骼性能测试

为了进一步评估骨骼的助力效果,2名测试者 分别背负 30、40 kg 负载在穿戴外骨骼和不穿戴外 骨骼 2 种情况下按固定节拍爬楼梯 15 min,采集测



Fig. 21 Gait demonstration of wearer after wearing exoskeleton

试者的耗氧量、二氧化碳排放量、心率以及能耗等数 据进行对比^[15]。采集的器械选用的是呼吸代谢仪, 该仪器可以实时采集人体的运动代谢数据,仪器佩 戴效果如图 22 所示。



图 22 测试者穿戴呼吸代谢仪 Fig. 22 Testers wearing the respiratory metabolism meter

为了避免同一测试者连续实验会出现体力减小对 实验数据的影响,本研究采用的方法为同一测试者穿 戴外骨骼测试与不穿戴外骨骼测试之间间隔 0.5 h,给 予测试者一定的休息时间^[16]。由于在运动初期与运动 结束阶段体能差别也会对测试数据产生影响,为避免 此影响,截取运动 15 min 之间数据较为稳定的 2 min 进 行数据对比。实验结果如图 23、24 所示。





Fig. 24 Test data of tester B with a 40 kg lood

通过实验数据分析得出测试者 A 背负 30 kg 的 负载穿戴外骨骼比不穿戴外骨骼平均耗氧量降低了 9.70%,平均二氧化碳排放量降低 16.00%,平均心 率降低了 2.00%,平均能耗降低了 12.75%;测试者 B 背负 40 kg 负载穿戴外骨骼比不穿戴外骨骼平均 耗氧量降低了 9.94%,平均二氧化碳排放量降低了 15.53%,平均心率降低了 1.36%,平均能耗降低了 12.60%。

能耗是衡量人体运动能量消耗的直接表现,因 此能耗降低能够直接反映出外骨骼对人体助力的效 果。综合2名测试者的数据,穿戴外骨骼比不穿戴 外骨骼能够降低12.675%的能耗。这与仿真得出 的数据相差不大。

综上数据,该外骨骼能减小人体运动能耗 12.5%左右,可以有效助力人体运动。

5 结论

 本文建立被动式储能助力下肢外骨骼结构, 省去了外部电源,降低了系统复杂度。外骨骼质量 轻,穿戴和脱卸方便。在髋关节完成一种基于"压 簧-凸轮"的助力装置,在支撑期髋关节弹簧储存 能量,并在随后的摆动期释放能量。在膝关节完成 一种基于"扭簧-凸轮"的助力装置,在支撑期膝关 节扭簧储存和释放能量,并在摆动期不干涉人体的 正常运动。

2)通过仿真可以看出,外骨骼有着很好的随动 性,外骨骼的髋、膝关节助力装置在合适的时间进行 储能和释能,能对人体进行助力,并不干涉人体的 运动。

3) 通过 Adams 对人体在 2 种行走模式下的能量消耗参数进行对比,验证了穿戴外骨骼对人体的能耗有降低效果。

4)通过人体穿戴实验在2种负载情况下的能量消耗数据对比,验证了外骨骼能够有效降低人体的能耗。

5)该外骨骼系统的髋、膝关节耦合功能易受步 速的影响,在以后的研究工作中将进一步完善该功 能,降低不同步速对该功能的影响。

参考文献:

 [1] 陈梁军, 孔令成, 王玉成, 等.人体步态分析与负重外 骨骼机器人的动力学仿真[J].科学技术与工程, 2016, 16(27): 45-49.

CHEN L J, KONG L C, WANG Y C, et al. Human gait

analysis and load-exoskeleton robot dynamic simulation [J]. Science Technology and Engineering, 2016, 16(27): 45-49. (in Chinese)

- [2] ZOSS A, KAZEROONI H, CHU A. On the mechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C] // 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, NJ: IEEE, 2005: 3465-3472.
- [3] KAZEROONI H, RACINE J L, HUANG L, et al. On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [C] // Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ: IEEE, 2005: 4353-4360.
- ZOSS A B, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128-138.
- [5] KARLIN S. Raiding iron man's closet [Geek Life] [J]. Spectrum IEEE, 2011, 48(8): 25-26.
- [6] ASBECK A T, KAI S, WALSH C J. Soft exosuit for hip assistance [J]. Robotics & Autonomous Systems, 2015, 73: 102-110.
- [7] 李星星.可穿戴式下肢康复机器人控制系统的设计
 [D].成都:电子科技大学,2013.
 LIXX. Design of wearable lower limb rehabilitation robot

control system [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology, 2013. (in Chinese)

[8] 尹军茂. 穿戴式下肢外骨骼机构分析与设计[D]. 北 京:北京工业大学, 2010.

YIN J M. Analysis and design of wearable lower limb exoskeleton mechanism [D]. Beijing: Beijing University of Technology, 2010. (in Chinese)

[9] 刘来运, 樊军. 农用下肢外骨骼机构设计及仿真分析
[J]. 机床与液压, 2017, 45(17): 15-19.
LIU L Y, FAN J. Design and simulation analysis of agricultural lower limb exoskeleton mechanism [J].
Machine Tools and Hydraulics, 2017, 45(17): 15-19.
(in Chinese)

- [10] 刘刚,黄新燕,朱丽,等.人体髋关节助力外骨骼的 设计[J]. 机床与液压, 2016, 44(3):1-4.
 LIU G, HUANG X Y, ZHU L, et al. Design of human hip joint assisted exoskeleton [J]. Machine Tools and Hydraulics, 2016, 44(3):1-4. (in Chinese)
- [11] SHAMAEI K, DOLLAR A M. On the mechanics of the knee during the stance phase of the gait [C] // IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, NJ: IEEE, 2011: 12-17.
- [12] 李杨. 助力型人体下肢外骨骼理论分析与实验研究
 [D]. 南京:南京理工大学, 2017.
 LI Y. Theoretical analysis and experimental study on the power assisted human lower limb exoskeleton [D].
 Nanjing: Nanjing University of Technology, 2017. (in Chinese)
- [13] LI B, YUAN B, CHEN J, et al. Mechanical design and human-machine coupling dynamic analysis of a lower extremity exoskeleton [C] // International Conference on Intelligent Robotics and Applications. Berlin: Springer, 2017: 593-604.
- [14] LEE K M, WANG D H, JI J J. Design of a passive gaitbased lower-extremity-exoskeleton for supporting bodyweight[C] // International Conference on Intelligent Robotics and Applications. Berlin: Springer, 2015: 23-34.
- [15] WANG D H, LEE K M, JI J J. A passive gait-based weight-support lower extremity eoskeleton with compliant joints[J]. IEEE Trans on Robotics, 2016, 32(4): 933-942.
- [16] 刘家伦,周世通,刘宏伟,等.膝关节外骨骼综合测 试系统设计与实现[J].计算机测量与控制,2021 (12):029.

LIU J L, ZHOU S T, LIU H W, et al. Design and implementation of a comprehensive testing system for exoskeleton of knee joint [J]. Computer Measurement and Control, 2021(12): 029. (in Chinese)

(责任编辑 张 蕾)