

5-25-2022

## Design of Variable Stiffness Energy Storage Walking Assist Hip Exoskeleton and Simulation of Assistance Effect

Bingshan Hu

*1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China; hubingshan@usst.edu.cn*

Ke Cheng

*1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;*

Sheng Lu

*1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;*

Hongliu Yu

*1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2. Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China;*

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the [Artificial Intelligence and Robotics Commons](#), [Computer Engineering Commons](#), [Numerical Analysis and Scientific Computing Commons](#), [Operations Research](#), [Systems Engineering and Industrial Engineering Commons](#), and the [Systems Science Commons](#)

---

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

---

## Design of Variable Stiffness Energy Storage Walking Assist Hip Exoskeleton and Simulation of Assistance Effect

### Abstract

**Abstract:** Passive energy storage walking assist exoskeleton makes full use of the human's own energy, reducing energy consumption when walking. Aiming at the present passive energy storage walking assist exoskeleton adopts fixed stiffness joint, *a passive variable stiffness energy storage walking assist hip exoskeleton is designed, on the base of joint energy flow characteristics in the process of people walking and the change of stiffness characteristics. The human-exoskeletons coupling model is established, and the optimal stiffness that minimizes the power consumption of the human body walking on a flat surface, as well as the total metabolism and the main thigh muscle force and power change under the variable stiffness conditions are simulated.* The result shows that different stiffnesses of the exoskeleton affect the energy consumption during the wearer's walking, and the simulation with the optimal stiffness during lower limb flexion and extension, respectively, can further reduce the energy consumption. The results are an important reference for the stiffness requirements in passive exoskeleton design.

### Keywords

assist exoskeleton, variable stiffness, hip joint, simulation, metabolism

### Recommended Citation

Bingshan Hu, Ke Cheng, Sheng Lu, Hongliu Yu. Design of Variable Stiffness Energy Storage Walking Assist Hip Exoskeleton and Simulation of Assistance Effect[J]. Journal of System Simulation, 2022, 34(5): 1090-1100.

## 变刚度储能助力髋外骨骼设计及助力效果仿真

胡冰山<sup>1,2</sup>, 程科<sup>1</sup>, 陆盛<sup>1</sup>, 喻洪流<sup>1,2</sup>

(1. 上海理工大学 康复工程与技术研究所, 上海 200093; 2. 上海康复器械工程技术研究中心, 上海 200093)

**摘要:** 被动储能助力外骨骼充分利用人体自身能量, 减少人行走时的能耗。针对目前被动储能助力外骨骼多采用定刚度关节, 在分析人行走过程中关节能量流动特性及刚度变化特点的基础上, 设计了一种被动变刚度储能助力髋关节外骨骼, 建立了人-外骨骼耦合模型, 仿真得到人体在平地上步行功耗最小的最优刚度, 以及在变刚度条件下人体总功耗, 大腿主要肌肉肌力变化。研究结果表明: 外骨骼的不同刚度会影响穿戴者行走过程中的能耗, 在下肢屈曲和伸展过程中分别采用最优刚度, 可进一步减少人体能耗。该结果对被动外骨骼设计中的刚度需求具有重要参考意义。

**关键词:** 助力外骨骼; 变刚度; 髋关节; 仿真; 代谢

中图分类号: TP391.9

文献标志码: A

文章编号: 1004-731X (2022) 05-1090-11

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.20-0994

## Design of Variable Stiffness Energy Storage Walking Assist Hip Exoskeleton and Simulation of Assistance Effect

Hu Bingshan<sup>1,2</sup>, Cheng Ke<sup>1</sup>, Lu Sheng<sup>1</sup>, Yu Hongliu<sup>1,2</sup>

(1. Institute of Rehabilitation Engineering and Technology, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

2. Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** Passive energy storage walking assist exoskeleton makes full use of the human's own energy, reducing energy consumption when walking. Aiming at the present passive energy storage walking assist exoskeleton adopts fixed stiffness joint, a passive variable stiffness energy storage walking assist hip exoskeleton is designed, on the base of joint energy flow characteristics in the process of people walking and the change of stiffness characteristics. The human-exoskeletons coupling model is established, and the optimal stiffness that minimizes the power consumption of the human body walking on a flat surface, as well as the total metabolism and the main thigh muscle force and power change under the variable stiffness conditions are simulated. The result shows that different stiffnesses of the exoskeleton affect the energy consumption during the wearer's walking, and the simulation with the optimal stiffness during lower limb flexion and extension, respectively, can further reduce the energy consumption. The results are an important reference for the stiffness requirements in passive exoskeleton design.

**Keywords:** assist exoskeleton; variable stiffness; hip joint; simulation; metabolism

## 引言

助力外骨骼是指一种直接与人体下肢交互, 以增强或协助身体活动的一种可穿戴机器人设备<sup>[1]</sup>。助力外骨骼按照驱动方式可分为主动式和被动式。

主动式外骨骼依靠便携式电源和执行器将电动、气动或液压驱动能量转换成机械能以获得其支撑结构的运动<sup>[2]</sup>。主动式外骨骼助力效果明显, 在市场上应用广泛, 其中最具代表性的有 BLEEX (berkeley lower extremity exoskeleton)<sup>[3]</sup>、Rewalk<sup>[4]</sup>、

收稿日期: 2020-12-11

修回日期: 2021-01-25

基金项目: 国家重点研发计划(2020YFC2005804, 2020YFC2005800); 上海市自然科学基金 (20ZR1437800)

第一作者: 胡冰山(1982-), 男, 博士, 副教授, 研究方向为康复机器人智能控制。E-mail: hubingshan@usst.edu.cn

HAL(hybrid assistive leg)<sup>[5]</sup>等。被动式外骨骼利用下肢关节在运动过程中存在着做正功和负功的特点, 使用弹性元件在下肢关节做负功时存储能量, 并在做正功时释放, 从而达到助力的效果<sup>[6]</sup>。被动外骨骼由于不需要外部能源驱动, 利用人体自身能量减少行走代谢, 因此现在得到了广泛研究, 如麻省理工学院设计的被动外骨骼, 在髌关节和踝关节处使用弹簧, 膝关节处装有可变阻尼器达到储能助力的效果<sup>[7]</sup>。文献[8]通过 Matlab 和 Opensim 联合仿真, 得到体重 75 kg, 身高 1.8 m, 步速 1.2 m/s 的人, 在髌、膝、踝关节弹簧刚度分别为 4.15 kN/m、7.35 kN/m、8.2 kN/m 时, 分别能减少 7.63%、4.85%、6.38% 的能耗。人前进过程中, 髌关节和踝关节会重新分配部分能量, 文献[9]在髌关节前使用被动储能弹簧研究其在行走过程中的生物力学效应, 实验结果表明: 在髌关节伸展时, 髌关节功率并没有增加, 同时, 内侧腓肠肌的活动度减少 28%, 比目鱼肌活动度增加 9%。文献[10]设计的被动外骨骼, 其储能弹性元件位置与腓绳肌平行, 并提出“长度调节柔性髌关节”控制方法, 人体行走神经肌肉模型仿真结果表明, 该控制方法能减少人体 10% 的代谢, 最后样机试验发现穿戴外骨骼比不穿戴外骨骼的代谢最多减少了 8.92%。被动式外骨骼步态轨迹与人体自然行走轨迹相似<sup>[11]</sup>, 相比于主动式外骨骼, 更加轻便, 价格也更容易让人接受。通过对人体下肢关节刚度分析可知, 不同身高体重的人在不同速度下、不同步态阶段时, 关节刚度存在差异, 从而导致人行走过程中代谢消耗的变化<sup>[12]</sup>。目前大多数的被动助力外骨骼关节多采用定刚度的弹

性元件。定刚度的被动外骨骼不能适应不同人群、不同步态环境下的刚度调节, 一方面缺少良好的物理人机交互, 另一方面会造成助力效果不显著, 甚至会增加人体能耗<sup>[13]</sup>。有一些学者和科研机构开始研究储能元件刚度可调节的被动助力外骨骼, 如文献[14]设计了一款刚度可调的踝关节外骨骼, 提出了一种无模型极值寻求算法来实时自动调节外骨骼的刚度。

本文在充分研究人体步态特征的基础上, 设计了一种被动式变刚度储能助力髌关节外骨骼。该外骨骼基于人行走过程中髌关节能量流动特性合理设计储能区间和助力区间。外骨骼髌关节采用小电机改变关节中储能弹簧预压缩量, 调节外骨骼髌关节刚度, 能够实现更优的助力性能及穿戴舒适性。

## 1 人体行走步态分析

助力关节的选择是被动外骨骼设计的重要问题, 若对髌、膝及踝关节均助力, 则被动助力外骨骼不可避免的会体积重量增大, 成本增高, 因此本节在分析人体步态特征的基础上选择合适的助力关节。如图 1 所示, 人在行走过程中, 主要分为站立期和摆动期, 站立期约占整个步态周期的 60%, 以右脚跟着地为步态周期的起始位置, 站立期又可以分为站立初期, 即右脚跟着地到右足放平, 约占步态周期的 25%; 站立中期, 即右足放平到左脚跟着地, 约占步态周期的 12.5%; 站立末期, 即左脚跟着地到右脚趾离地, 约占步态周期的 22.5%。

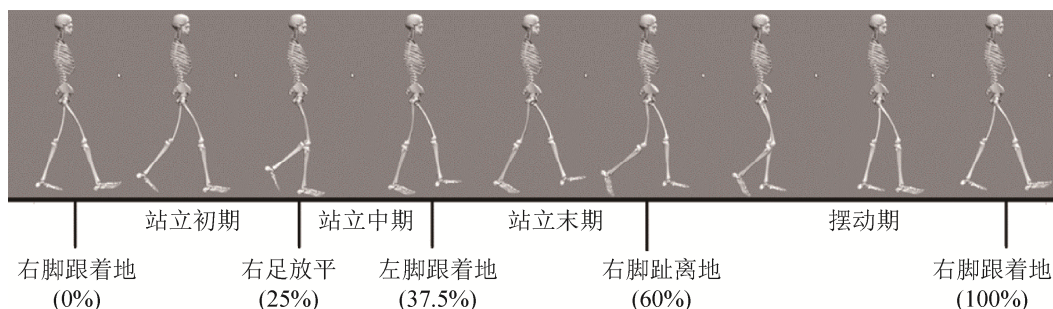
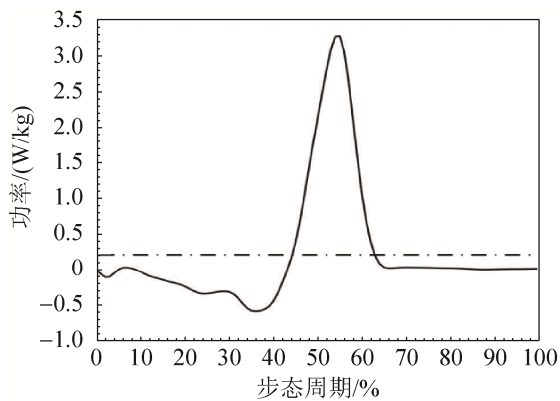


图 1 步态周期  
Fig. 1 Gait cycle

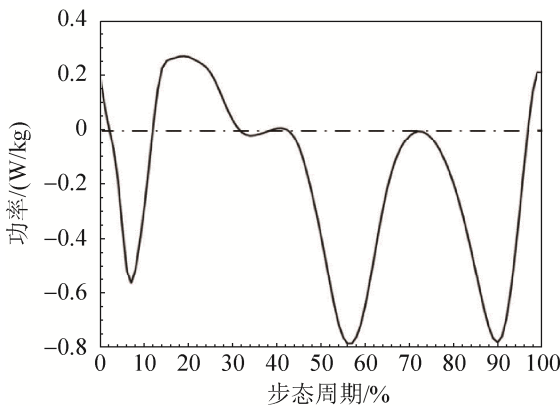
<http://www.china-simulation.com>

• 1091 •

采用文献[15]的数据,对正常情况下的下肢各关节功率进行分析。文献[15]中,根据人步行速度  $v$  身高  $h$  的比值,将多组实验数据分为了三大类:慢速( $0.6 \leq v/h < 0.8$ )、中速( $0.8 \leq v/h < 1$ )、快速( $v/h \geq 1$ )。图2所示为踝关节和膝关节在整个步态周期内的功耗。踝关节在整个步态周期的中,负功区域近似等于正功区域,表明在脚踝处配置弹性元件可储存负功区域内的能量并用于正功区域的助力,目前也有很多研究人员研究了踝关节无动力助行外骨骼并取得了不错的效果<sup>[16]</sup>。然而,由于踝关节远离下肢摆动中心,如果踝关节外骨骼质量过大,将不利于步行代谢,尤其在步行速度增大的情况下<sup>[17]</sup>。而膝关节仅仅在站立中期时做了部分正功,在站立初期、站立末期以及摆动期都做负功,因此,膝关节不适合作为被动外骨骼助力关节。



(a) 踝关节功率



(b) 膝关节功率

图2 踝关节和膝关节功率变化

Fig. 2 Power changes of ankle and knee joint

图3为在体重归一化,以不同速度(1.2 m/s, 1.5 m/s)行走的情况下,髋关节功率及角度变化。其中蓝色曲线为髋关节角度在一个步态周期内的变化,橙色曲线为髋关节功率在一个周期内的变化曲线。 $a, b, c, d$ 为功率为0所对应的步态周期位置,可以将一个步态周期内的功率变化划分为3个区域: $H_1, H_2, H_3$ ,其中 $H_1$ 为站立初期, $H_2$ 为站立中期和站立末期的双足支撑期, $H_3$ 为站立末期的单足支撑期和摆动期。在功率为正的 $H_1$ 和 $H_3$ 区域,需要人做正功,功率为负的 $H_2$ 区域中,行走过程中所产生的能量将会被大腿肌肉所耗散。若在髋关节处放置弹性元件,选择 $H_2$ 作为储能区间, $H_3$ 作为助力区间,可以帮助腿前屈,减小行走过程中的功耗。一项有关下肢外骨骼的仿真研究表明,由于髋关节转动轴是下肢步行时的摆动中心,因此在此处安装助力外骨骼将比在距转动中心较远的踝关节安装助力外骨骼更有利于减小步行代谢。与其他关节相比,协助髋关节屈曲可以节省更多的代谢<sup>[18]</sup>。之前也有研究表明,随着年龄的增长,行走时越来越依赖髋关节而不是踝关节<sup>[19]</sup>。综上,本文选择髋关节作为无动力助行外骨骼的辅助关节。

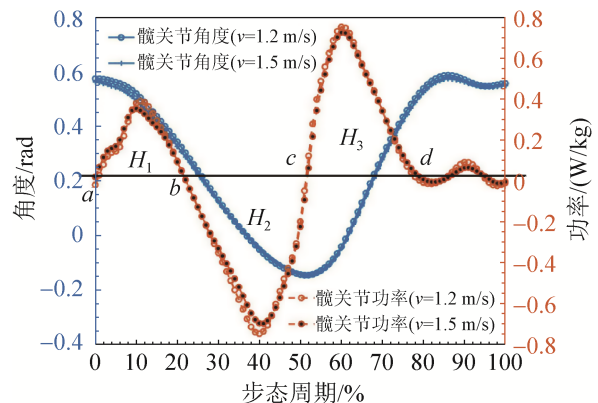


图3 髋关节角度、功率在步态周期中的变化

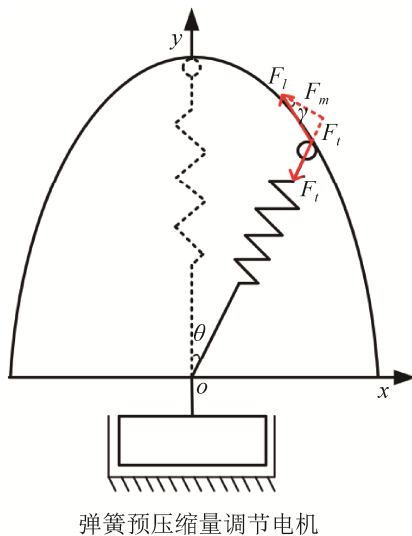
Fig. 3 Changes of hip joint angle and power during gait cycle

## 2 变刚度储能助力髋关节外骨骼结构设计

### 2.1 变刚度关节工作原理

变刚度关节通过改变弹性传动机构参数、改变

弹性组件有效作用长度或改变弹性组件平衡位置来改变关节的刚度, 利用凸轮机构、杠杆机构的可变传动比特性, 诸多研究人员选择改变弹性传动机构参数来设计变刚度关节, 如文献[20]的 SVSA-II 变刚度关节, 通过在转动输出轴上引入由两组杠杆臂机构, 引入对称阿基米德螺旋凸轮, 刚度值理论上可达到无穷大; 文献[21]的 FSJ 柔顺变刚度关节, 能通过刚度调节电机实现主动变刚度, 也可以通过凸轮机构实现被动变刚度; 文献[22]的变刚度关节 AWAS-II, 采用杠杆原理, 调整弹簧作用点达到变刚度目的, 且只需要很小的功率就能对刚度进行调节。凸轮变刚度关节相对于杠杆机构变刚度关节有结构紧凑的特点, 故本文采用凸轮机构设计变刚度关节, 其原理图如图 4 所示。



弹簧预压缩量调节电机

图 4 凸轮变刚度原理

Fig. 4 Variable stiffness principle of cam mechanism

以变刚度机构的转动中心  $o$  为坐标原点, 建立直角坐标系, 凸轮与弹簧串联构成凸轮刚度调节机构的转动臂, 凸轮与凸轮盘轮廓线接触, 设其接触点的坐标为  $(x, y)$ , 并给定凸轮盘轮廓线的参数方程为  $x=f_x(t)$ ,  $y=f_y(t)$ , 在输出端切向负载  $F_l$  的作用下, 弹簧和凸轮一起绕转动中心转动。弹簧在接触点处的弹力表达式为

$$F_t = -k(l + 2r - \sqrt{f_x^2(t) + f_y^2(t)} + d) \quad (1)$$

式中:  $k$  为弹簧的刚度系数;  $l$  为弹簧原长;  $d$  为弹

簧初始压缩量;  $r$  为凸轮半径。假设在接触点位置处于瞬时平衡状态, 则由牛顿运动定律得

$$F_m = \frac{F_t}{\tan \gamma} \quad (2)$$

式中:  $F_m$  为  $F_t$  沿垂直转动轴方向上的分力, 由已知条件可得  $F_t$  的斜率为  $k_1=dy/dx$ ,  $F_m$  的斜率  $k_2=-x/y$ , 则由夹角公式可得  $F_m$  与  $F_t$  之间的夹角的正切值  $\tan \gamma = |(k_1 - k_2)/(1 + k_1 k_2)|$ 。由上述已知条件最终可以求得该机构原理图的输出力矩  $M$  以及刚度  $K$ 。

$$M = \frac{F_t}{\tan \gamma} \cdot \sqrt{f_x^2(t) + f_y^2(t)} \quad (3)$$

$$K = \frac{dM}{d\theta} \quad (4)$$

变刚度储能助力髌外骨骼想要达到储能目的, 则外骨骼的弹簧需要在行走过程中被主动压缩, 因此, 凸轮盘轮廓线的曲率半径需要随转动角度变化而变化, 为了方便机械加工, 考虑将凸轮盘轮廓线设计为一长轴 100 mm, 短轴为 80 mm 的椭圆。以水平轴和垂直轴建立直角坐标系, 则椭圆的表达式可由参数方程为,

$$\begin{cases} x_0 = 40 \sin \alpha \\ y_0 = 50 \cos \alpha \end{cases} \quad (5)$$

式中:  $\alpha$  为椭圆参数方程的参数。

由于助力外骨骼储能时下肢所处的状态是图 3 所示  $b$  点至  $c$  点, 即站立中期和站立末期的双足支撑期, 综合分析在不同行走速度多组步态数据(图 3), 储能开始时髌关节的角度设计为屈曲 0.35 rad, 储能结束时髌关节角度为最大伸展角度。若凸轮盘轮廓线长轴与人体坐标系的垂直轴重合, 如图 5 中红色虚线椭圆部分, 由于在储能过程中弹簧需要被持续压缩, 故此时凸轮盘轮廓线不满足储能条件, 需要将原椭圆方程旋转 0.35 rad, 如图 5 黄色实线椭圆部分, 旋转之后得到的椭圆方程为

$$\begin{cases} x = x_0 \cdot \cos(\pi/9) - y_0 \cdot \sin(\pi/9) \\ y = x_0 \cdot \sin(\pi/9) + y_0 \cdot \cos(\pi/9) \end{cases} \quad (6)$$

由此得到最终的凸轮盘轮廓, 黑色实线坐标系  $OXY$  为红色虚点划线坐标系  $Oxy$  逆时针旋转 0.35 rad 所得, 此时  $\theta$  为转动臂所在位置与  $Y$  轴的夹角,

由椭圆的性质可知，参数  $\alpha$  和  $\theta$  的关系式为

$$\frac{40}{50} \tan \alpha = \tan \theta \quad (7)$$

结合式(1)~(7)，最终可得到关节刚度  $K$  和弹簧预压缩量  $d$  之间的关系式为

$$K = \frac{d}{d\theta} \left( \frac{-k(l+2r - \sqrt{40\sin^2 \alpha + 50\cos^2 \alpha + d})}{|(k_1 - k_2)/(1+k_1k_2)|} \sqrt{40\sin^2 \alpha + 50\cos^2 \alpha} \right) \quad (8)$$

在储能和助力阶段变刚度关节凸轮轮廓线在图 5 中用蓝色实线表示。行走过程中，弹簧在凸轮机构上的主动压缩和微型电机的调整，关节刚度发生改变，在不需要助力的位置，凸轮轮廓线为一个直径为 100 mm 的圆弧，在图中用黑色实线表示，此时微型电机和凸轮机构均不压缩弹簧。

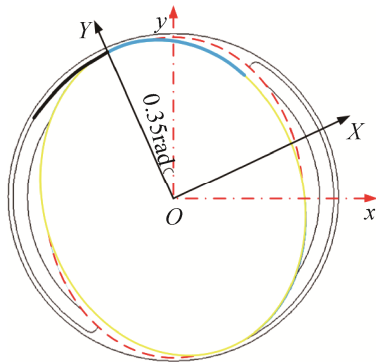
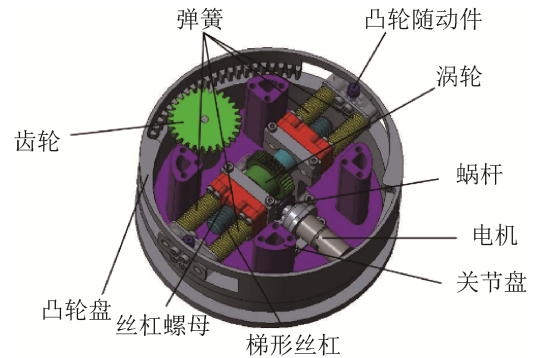


图 5 凸轮轮廓线  
Fig. 5 Cam contour

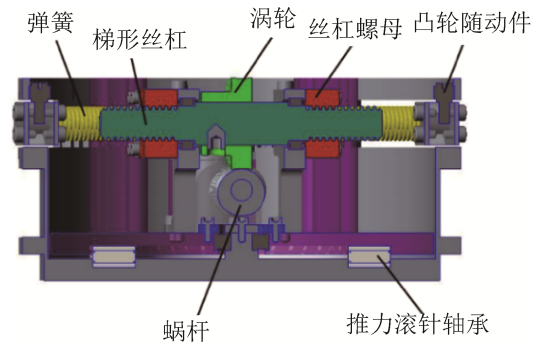
## 2.2 变刚度外骨骼结构设计

根据 2.1 节的工作原理，图 6 为本文所设计的变刚度髋关节结构示意图和剖面图，图 7 为变刚度储能助力髋外骨骼结构示意图。该被动储能髋关节主要由电机、减速器、涡轮蜗杆、丝杠螺母、弹簧、滑轮及凸轮盘组成。当需要调节髋关节的刚度时，电机带动减速器转动，然后通过涡轮蜗杆传递使丝杠转动，丝杠带动螺母沿直线运动，从而推动弹簧压缩或伸展以改变弹簧的初始压缩量，最终实现外骨骼髋关节机械刚度的调整。在传动链中增加的涡轮蜗杆传动机构具有单向传递功能，可防止刚度调节电机在掉电或不受

控制的情况下，人体下肢与助力外骨骼的交互力矩将螺母推动，导致弹簧初始压缩量的改变。



(a) 变刚度髋关节结构示意图



(b) 变刚度髋关节剖面图

图 6 变刚度髋关节结构

Fig. 6 Structure of variable stiffness hip joint



图 7 变刚度储能助力髋外骨骼

Fig. 7 Variable stiffness energy storage walking assist hip exoskeleton

## 3 助力效果仿真分析

为了验证本研究所设计的变刚度储能助力髋关节外骨骼的助力效果，本文采用开源人体生物

力学仿真软件 OpenSim 进行仿真分析, 实现助力性能的定量仿真评价。

### 3.1 仿真模型建立

采用 OpenSim 进行助力性能仿真的仿真流程如图 8 所示, 首先使用逆运动学工具使仿真模型的运动学数据和实际运动捕捉的数据拟合, 得到关节角度数据, 然后通过肌肉计算控制复现上一步获取的运动轨迹。之后, 选择残差缩减工具, 减少正动力学仿真计算的足底反作用力与实际测量的误差, 最后通过代谢指针以及逆动力学得到下肢肌肉代谢以及关节力矩。其中, 逆运动学过程

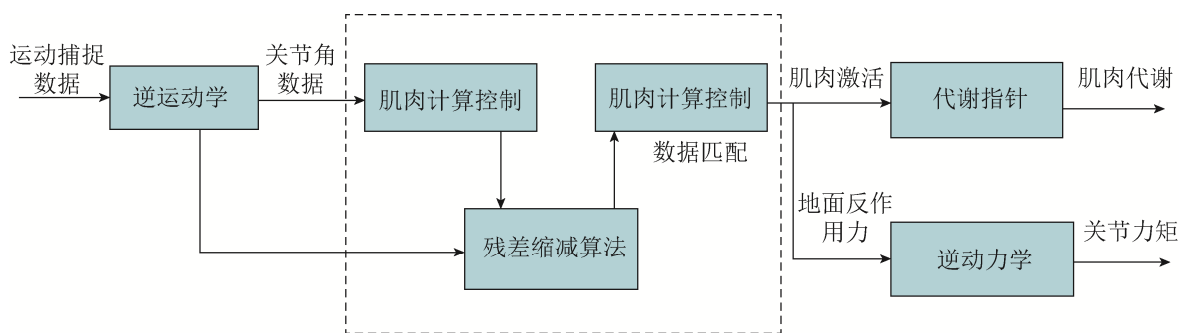


图 8 Opensim 仿真流程

Fig. 8 Opensim's simulation procedure

OpenSim 模型库中包含了一个经过残差缩减算法的肌骨模型 `subject01_metabolics.osim`, 该模型是一个身高 1.8 m, 体重 75 kg, 步速为 1.2 m/s 的成年男性, 定义外骨骼质量、重心、连接方式等, 可将外骨骼模型加载到该人体肌骨模型中得到人-外骨骼耦合模型<sup>[23]</sup>, 如图 9。被动外骨骼的核心组件是弹性储能组件, 在 OpenSim 人体运动模拟中提供了多个函数以模拟弹性储能组件性能, 其中的 `coordinatelimitforce` 函数就是通过人体模型中加载一个受坐标限制的力来模拟扭簧作用。在本文中, 将该函数坐标限制在髌关节屈伸处, 设置合适的刚度值, 当人体髌关节角度达到储能位置时, 启动该函数。为实现对不同体重的人穿戴外骨骼时助力效果的模拟, 忽略人体标记点的变化, 通过模型缩放(Scale Model)可以得到不同体重的肌骨模型。

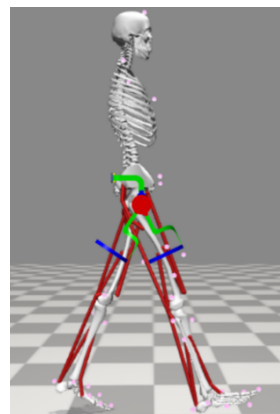


图 9 人-外骨骼耦合模型

Fig. 9 Human-Exoskeleton Model

### 3.2 全步态定刚度助力仿真

本节首先分析在整个步态周期外骨骼刚度固定, 同一穿戴者在不同固定刚度情况下的功耗情况, 由此可得到使得行走过程功耗最低的最优刚



度。采用3.1节建立的模型，经过模型缩放，将体重缩放为70 kg，身高和步速不变。由于原模型已经经过了残差缩减算法处理，故不需要再进行逆运动学分析，将文献[15]中的运动学数据处理作为期望的运动学数据，并导入原模型文件中的标记点数据以及外部负载数据，通过肌肉计算控制和逆动力学分析，完成在无助外力骨骼情况下的仿真。在有助外力骨骼情况下的仿真，需要在OpenSim的脚本窗口添加脚本程序，其主要参数有：弹簧上限刚度值、上限刚度起作用时的上限角度值、弹簧下限刚度值、下限刚度起作用时的下限角度值。由图3髋关节角度、功率在步态周期中的变化，可知2个极限角度值的大小，而刚度大小由57.3 Nm/rad~286.5 Nm/rad均匀变化，所有参数设置完成后，通过肌肉计算控制和逆动力学可完成仿真。以刚度为57.3 Nm/rad为例，得到如图10所示的人体总功率图。

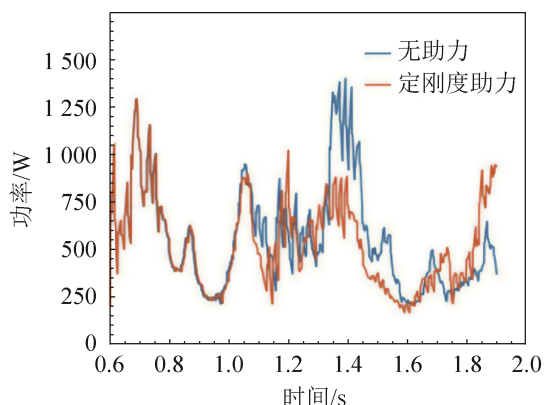


图10 扭簧刚度为57.3 Nm/rad时的代谢对比  
Fig. 10 Metabolic comparison when torsional spring stiffness at 57.3 Nm/rad

从图10可以看出，在0.6 s~0.95 s时，人体处于站立初期，即图3中的区域 $H_1$ ，此时此时凸轮盘对应的轮廓线为圆弧，弹簧未被加载，因此代谢无变化。在0.95 s~1.3 s间，人体处于站立中期和站立末期，即图3中的 $H_2$ 区间，扭簧被压缩储能，由于选择髋关节刚度时未优化(选择为57.3 Nm/rad)，导致有助力相比无助情况下，代谢时而增加时而减小。在1.3 s~1.68 s时，人体处于摆动期，即图3中

的 $H_3$ 区间，扭簧释放在 $H_2$ 区间储存的能量，人体总代谢得以减小。而在1.68 s~1.9 s之间，有助力情况下的代谢反而上升，是由于在 $H_2$ 区间储存的能量不足以支撑整个摆动期的助力，由于外骨骼自重等因素的影响，导致了代谢的增加。

为了更直观的反应在一个步态周期内人体所消耗的能量，对人体功耗在一个步态周期内求积分，可得到不同刚度情况下消耗的能量，如图11所示。图中的黑色直线代表在无外骨骼助力情况下的代谢，蓝色柱状曲线表示消耗的能量。从图中可以看出，在刚度为114.6 Nm/rad时，在行走过程中人体消耗的能量达到最低，相比无助行走，减少了8%的能耗。

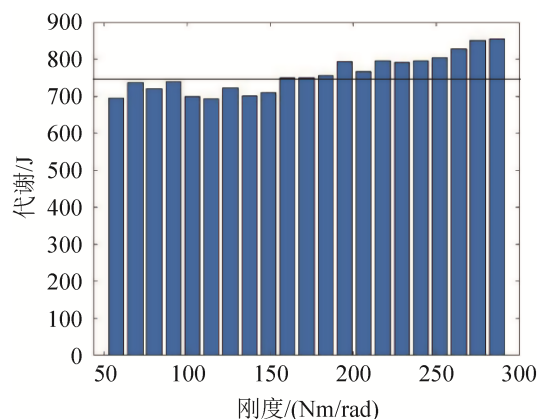


图11 不同刚度下代谢对比  
Fig. 11 Metabolic comparison at different stiffness

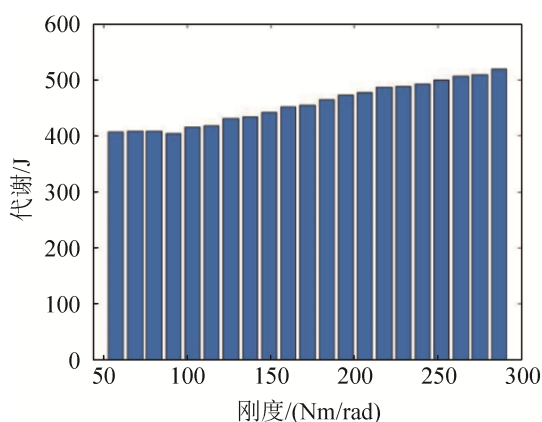
将原模型再次缩放，重复上述过程，通过仿真发现，在不同体重时，被动助力外骨骼的最优刚度存在明显变化，助力效果也存在明显区别。在体重60 kg时，外骨骼髋关节最优刚度为171.9 Nm/rad，此时人体总功耗与不穿戴外骨骼时减小了9%。外骨骼髋关节的最优刚度为在体重70 kg时，外骨骼髋关节的最优刚度为114.6 Nm/rad，此时人体总功耗比不穿戴外骨骼时减小了8%。

### 3.3 屈曲伸展可调刚度助力仿真

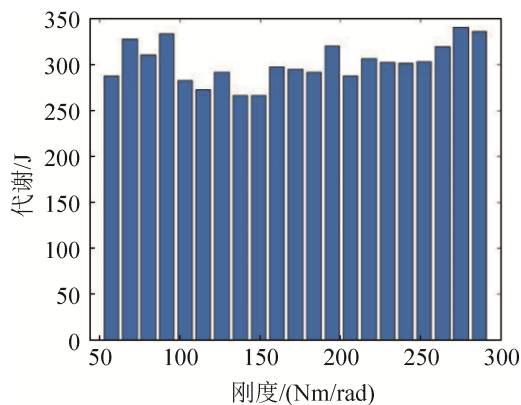
在行走过程中，不同体重及不同速度下，髋关节矢状面屈曲和伸展刚度均存在区别，因此若在步态的不同阶段调整髋关节外骨骼刚度，可能

能使人体行走功耗进一步减小。

对体重 70 kg, 步速 1.2 m/s 时的模型, 采用 3.1 节建立的仿真模型, 仿真得到在储能(伸展)阶段与助力(屈曲)阶段不同刚度情况下的人体行走功耗。与全步态定刚度助力仿真不同的是: 通过图 3 先确定储能阶段和助力阶段时髌关节的角度, 然后在这 2 个区间分别进行仿真, 得到在这 2 个区间内使得代谢均最小的刚度值。从图 12 可以看出, 在储能阶段, 该最优刚度为 91.68 Nm/rad, 在助力阶段, 最优刚度为 137.52 Nm/rad。



(a) 不同刚度下储能过程代谢对比



(b) 不同刚度下助力过程代谢对比

图 12 不同刚度下储能和助力过程代谢对比

Fig. 12 Metabolic comparison with different stiffness in the process of energy storage and assistance

利用变刚度髌关节的刚度调节能力, 分别使得外骨骼在屈曲时候的刚度为 91.68 Nm/rad, 伸展时候的刚度为 137.52 Nm/rad, 再次进行仿真, 可得到图 13。结果表明, 屈曲伸展阶段均采用最

优刚度时, 储能助力外骨骼相对于无外骨骼助力节省了 9% 的代谢, 比全步态定刚度的 8% 有所提升。通过模型缩放, 重复以上仿真, 最终得到仿真结果如表 1 所示, 其中储能(伸展)刚度记为  $k_1$ , 助力(屈曲)刚度记为  $k_2$ 。

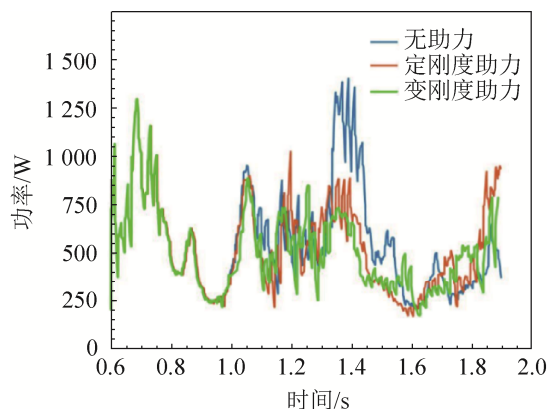


图 13 变刚度和定刚度情况下代谢对比

Fig. 13 Metabolic comparison under variable and fixed stiffness conditions

表 1 仿真结果

Table 1 Simulation result

体重/kg	定刚度(Nm/rad)	变刚度(Nm/rad)
60	$k=171.9$ 时, 代谢减少 9%	$k_1=103.14, k_2=171.9$ 时 代谢减少 10%
70	$k=114.6$ 时, 代谢减少 8%	$k_1=91.68, k_2=137.52$ 时 代谢减少 9%

### 3.4 对髌屈伸肌群的影响

代谢指针能够计算模型中每块肌肉和全身的代谢率与代谢值。图 14 是通过代谢指针得到的体重 70 kg, 身高 1.8 m, 步速 1.2 m/s 的成人的髌关节屈曲伸展肌群主要肌肉的肌力, 蓝色曲线为在无外骨骼助力情况下的肌力变化, 橙色曲线为有助力情况下的肌力变化, 其中扭簧在储能过程中刚度  $k_1$  为 91.68 Nm/rad, 助力过程中刚度  $k_2$  为 137.52 Nm/rad。0.6 s~1.9 s 之间为一个步态周期。

如图 14(a)所示, 腓绳肌在整个步态周期内肌力变化幅度较小, 说明在模型中加入扭簧对腓绳肌的影响较小; 如图 14(b)所示, 股二头肌短头具有屈髌伸膝作用, 在 1.1 s 左右时变化比较明显, 在无助力情况下, 在 1.4 s 时, 其肌力达到最大,

而在有助力情况下，能显著减小此时的肌力，说明股二头肌短头主要参与了站立中期和站立末期的行走，并且通过在髋关节处添加扭簧能显著减小股二头肌短头肌力；如图 14(c)所示，臀大肌有伸髋作用，因此相对于有助力情况，在 1.1 s~1.4 s 之间，即站立中期和站立末期肌力反而会增大；如图 14(d)所示，髂腰肌的变化趋势和股二头肌短头比较相似，但髂腰肌肌力达到最大值时(1.3 s)比股

二头肌短头要早；如图 14(e)所示，股直肌也具有屈髋伸膝作用，在无助力的情况下，1.4 s 时肌力突然达到最大，在其他位置变化不明显，说明股直肌主要参与了站立末期的行走，并且在髋关节处添加扭簧能显著减小其肌力；如图 14(f)所示，股中间肌在整个步态周期内，有助力和无助力情况下，肌力曲线基本重合，说明在髋关节处添加扭簧对其肌力影响可忽略。

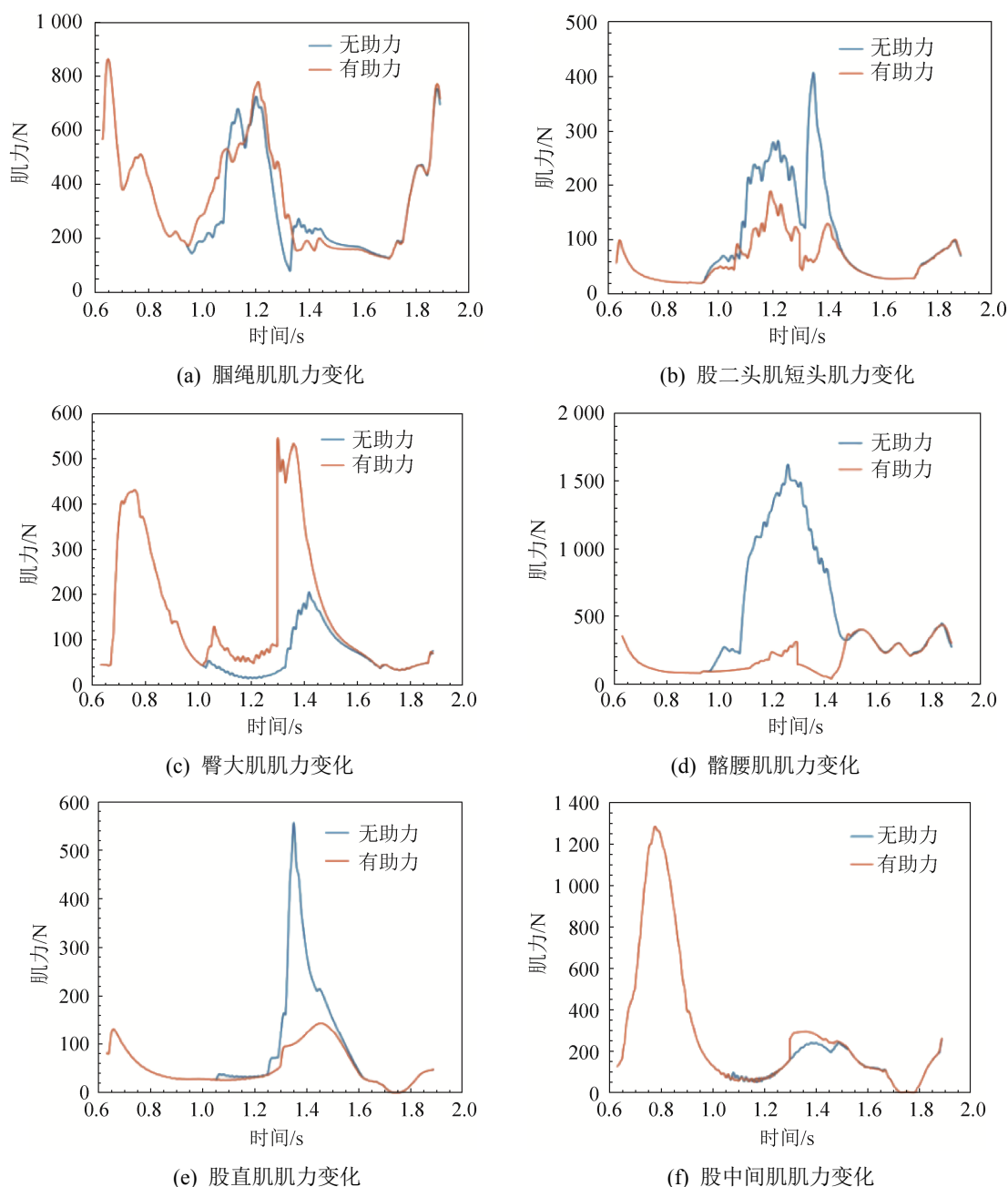


图 14 无助力和有助力情况下下肢肌肉肌力对比

Fig. 14 Muscle force comparison of lower extremities with and without assistance

## 4 结论

本文研究设计的变刚度储能助力外骨骼通过对人行走过程中功率的变化分析, 得到变刚度关节的储能和助力区间, 然后基于人体行走步态参数, 提出了凸轮机构变刚度关节设计方案, 对凸轮盘轮廓线进行合理设计, 使其满足储能助力要求。最后通过 Opensim 进行助力效果仿真实验, 通过肌肉驱动模型的代谢指针分别得到在有外骨骼助力时的代谢消耗对比图, 确定了在一个步态周期内, 使代谢最小的刚度值, 将此代谢与在变刚度情况下的代谢对比可验证定刚度和变刚度助力效果, 最后对在变刚度情况下, 大腿各个肌肉的肌力进行分析, 证明了本研究的可行性。此外, 考虑到个体差异性, 在 Opensim 中, 本文将原有模型进行缩放, 重复定刚度和变刚度仿真, 得到了在 60 kg、70 kg 体重下, 使代谢最小的刚度值。结果表明: 一个身高 1.8 m, 步速为 1.2 m/s, 体重为 70 kg 的成年人穿戴刚度为 114.6 Nm/rad 的被动助力外骨骼时, 相对不穿戴助力外骨骼, 能最大减小 8% 的代谢, 而当被动外骨骼在储能时刚度为 91.68 Nm/rad、助力时刚度为 137.52 Nm/rad 时, 能最大减小 9% 的代谢; 同样身高、步速情况下, 体重为 60 kg 的成年人穿戴刚度为 171.9 Nm/rad 的被动助力外骨骼时, 相对不穿戴助力外骨骼, 能最大减小 9% 的代谢, 而当被动外骨骼在储能时刚度为 103.14 Nm/rad、助力时刚度为 171.9 Nm/rad 时, 能最大减小 10% 的代谢。

被动储能助力外骨骼的能量来源主要是人体自身, 因此要想获得最佳助力效果, 必须要充分利用人行走过程中的能量, 外骨骼的设计过程中, 不同刚度会影响穿戴者行走过程中的能耗, 并且不同体重的人, 使得能耗最小的优化刚度也不一致, 下肢的屈曲和伸展过程分别对应外骨骼的储能和助力过程, 在这两个过程中分别用本文中仿真得到的优化刚度, 能进一步减少人行走过程中的能耗, 并对大腿肌肉肌力产生影响。本文设计的变刚度储能助力髋外骨骼在 Opensim 中仿真得

到的优化刚度, 对被动外骨骼设计中的刚度需求具有重要参考意义。

## 参考文献:

- [1] Lovrenovic Z, Doumit M. Development and Testing of a Passive Walking Assist Exoskeleton[J]. *Biocybernetics and Biomedical Engineering (S0208-5216)*, 2019, 39(4): 992-1004.
- [2] 韩亚丽, 王兴松. 下肢助力外骨骼的动力学分析及仿真[J]. *系统仿真学报*, 2013, 25(1): 61-67.  
Han Yali, Wang Xingsong. Dynamic Analysis and Simulation of Lower Limb Power-Assisted Exoskeleton[J]. *Journal of System Simulation*, 2013, 25(1): 61-67.
- [3] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics (S1083-4435)*, 2006, 11(2): 128-138.
- [4] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk Powered Exoskeleton to Restore Ambulatory Function to Individuals with Thoracic-Level Motor-Complete Spinal Cord Injury[J]. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation (S0894-9115)*, 2012, 91(11): 911-921.
- [5] Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, et al. Intention-Based Walking Support for Paraplegia Patients with Robot Suit HAL[J]. *Advanced Robotics (S0169-1864)*, 2007, 21(12): 1441-1469.
- [6] Chang Y H, Zhang J W, Chen K, et al. Design and Preliminary Evaluation of a Clutch-Spring Lower Limb Exoskeleton[C]// 2019 5th International Conference on Control, Automation and Robotics. Beijing: IEEE, 2019: 788-792.
- [7] Walsh C J, Endo K, Herr H. A Quasi-Passive Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation[J]. *International Journal of Humanoid Robotics (S0219-8436)*, 2007, 4(3): 487-506.
- [8] Shen Z F, Sam S, Allison G, et al. A Simulation-Based Study on a Clutch-Spring Mechanism Reducing Human Walking Metabolic Cost[J]. *International Journal of Mechanical Engineering and Robotics Research (S2278-0149)*, 2018, 7(1): 55-60.
- [9] Haufe F L, Wolf P, Riener R, et al. Biomechanical Effects of Passive Hip Springs During Walking[J]. *Journal of Biomechanics (S0021-9290)*, 2020, 98: 109432.
- [10] Barazesh H, Sharbafi M A. A Biarticular Passive Exosuit to Support Balance Control can Reduce Metabolic Cost

- of Walking[J]. *Bioinspiration & Biomimetics* (S1748-3182), 2020, 15(3): 036009.
- [11] Zhou L B, Chen W H, Chen W J, et al. Design of a Passive Lower Limb Exoskeleton for Walking Assistance with Gravity Compensation[J]. *Mechanism and Machine Theory* (S0094-114X), 2020, 150: 103840.
- [12] Chen W, Wu S, Zhou T, et al. On the Biological Mechanics and Energetics of the Hip Joint Muscle-Tendon System Assisted by Passive Hip Exoskeleton[J]. *Bioinspiration & Biomimetics* (S1748-3182), 2018, 14: 016012.
- [13] Levesque L, Doumit M. Study of Human-Machine Physical Interface for Wearable Mobility Assist Devices[J]. *Medical Engineering & Physics* (S1350-4533), 2020, 80(5): 33-43.
- [14] Kumar S, Zwall M, Bolivar N E, et al. Extremum Seeking Control for Stiffness Auto-Tuning of a Quasi-Passive Ankle Exoskeleton[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters* (S2377-3766), 2020, 5(3): 4604-4611.
- [15] Bovi G, Rabuffetti M, Mazzoleni P, et al. A Multiple-Task Gait Analysis Approach: Kinematic, Kinetic and EMG Reference Data for Healthy Young and Adult Subjects[J]. *Gait & Posture* (S0966-6362), 2011, 33(1): 6-13.
- [16] Collins S H, Wiggin M B, Sawicki G S. Reducing the Energy Cost of Human Walking Using an Unpowered Exoskeleton[J]. *Nature* (S0028-0836), 2015, 522(7555): 212-215.
- [17] Panizzolo F A, Bolgiani C, Liddo L D, et al. Reducing the Energy Cost of Walking in Older Adults using a Passive Hip Flexion Device[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* (S1743-0003), 2019, 16(1): 1-9.
- [18] Dembia C L, Silder A, Uchida T K et al. Simulating Ideal Assistive Devices to Reduce the Metabolic Cost of Walking with Heavy Loads[J]. *PLoS One* (S1932-6203). 2017, 12(7): e0180320.
- [19] Browne M G, Franz J R. More Push from Your Push-off: Joint-Level Modifications to Modulate Propulsive Forces in Old Age[J]. *PLoS One* (S1932-6203). 2018, 13(8): e0201407.
- [20] Sun J T, Guo Z, Sun D Y, et al. Design, Modeling and Control of a Novel Compact, Energy-Efficient, and Rotational Serial Variable Stiffness Actuator (SVSA-II)[J]. *Mechanism and Machine Theory* (S0094-114X), 2018, 130: 123-136.
- [21] Wolf S, Eiberger O, Hirzinger G. The DLR FSJ: Energy Based Design of a Variable Stiffness Joint[C]// *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. Shanghai, China: IEEE, 2011: 5082-5089.
- [22] Jafari A, Tsagarakis N G. A New Actuator with Adjustable Stiffness Based on a Variable Ratio Lever Mechanism[J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* (S1083-4435), 2014, 19(1): 55-63.
- [23] Maryam K, Mehdi E, Mohsen Z. Human-Exoskeleton Control Simulation, Kinetic and Kinematic Modeling and Parameters Extraction[J]. *Methods X* (S2215-0161), 2019, 6: 1838-1846.