



机械科学与技术

*Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering*

ISSN 1003-8728, CN 61-1114/TH

## 《机械科学与技术》网络首发论文

题目： 人机携行外骨骼负重上楼梯的动态建模与仿真  
作者： 邓蓉，刘放，黄文建，杨明发，李晨晖  
DOI： 10.13433/j.cnki.1003-8728.20230123  
网络首发日期： 2023-03-15  
引用格式： 邓蓉，刘放，黄文建，杨明发，李晨晖. 人机携行外骨骼负重上楼梯的动态建模与仿真[J/OL]. 机械科学与技术.  
<https://doi.org/10.13433/j.cnki.1003-8728.20230123>



**网络首发：**在编辑部工作流程中，稿件从录用到出版要经历录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿等阶段。录用定稿指内容已经确定，且通过同行评议、主编终审同意刊用的稿件。排版定稿指录用定稿按照期刊特定版式（包括网络呈现版式）排版后的稿件，可暂不确定出版年、卷、期和页码。整期汇编定稿指出版年、卷、期、页码均已确定的印刷或数字出版的整期汇编稿件。录用定稿网络首发稿件内容必须符合《出版管理条例》和《期刊出版管理规定》的有关规定；学术研究成果具有创新性、科学性和先进性，符合编辑部对刊文的录用要求，不存在学术不端行为及其他侵权行为；稿件内容应基本符合国家有关书刊编辑、出版的技术标准，正确使用和统一规范语言文字、符号、数字、外文字母、法定计量单位及地图标注等。为确保录用定稿网络首发的严肃性，录用定稿一经发布，不得修改论文题目、作者、机构名称和学术内容，只可基于编辑规范进行少量文字的修改。

**出版确认：**纸质期刊编辑部通过与《中国学术期刊（光盘版）》电子杂志社有限公司签约，在《中国学术期刊（网络版）》出版传播平台上创办与纸质期刊内容一致的网络版，以单篇或整期出版形式，在印刷出版之前刊发论文的录用定稿、排版定稿、整期汇编定稿。因为《中国学术期刊（网络版）》是国家新闻出版广电总局批准的网络连续型出版物（ISSN 2096-4188，CN 11-6037/Z），所以签约期刊的网络版上网络首发论文视为正式出版。

# 人机携行外骨骼负重上楼梯的动态建模与仿真

邓蓉<sup>1</sup>, 刘放<sup>1</sup>, 黄文建<sup>1</sup>, 杨明发<sup>1</sup>, 李晨晖<sup>1</sup>

(1. 西南交通大学 机械工程学院, 成都 610036)

**摘要：**研究外骨骼在不同负重情况下上楼梯时各关节驱动力矩变化规律。基于西南交通大学第三代人机携行助力外骨骼机器人，首先运用 D-H 法推导了外骨骼的运动学模型，研究外骨骼各个连杆之间的相对运动与位姿关系；其次，基于拉格朗日方法构建了外骨骼动力学模型，并进行了动力学仿真分析；最后，将拟合得到的人体步态周期数据作为基于 Adams 环境中外骨骼在不同负重情况下上楼梯动力学仿真中的驱动函数，得到各关节驱动力矩数据。所得结果验证了运用拟人建模方法辨识外骨骼机器人动力学模型的有效性，为外骨骼在负重上楼梯环境下的系统驱动和控制提供了理论基础，增加了人机携行性。

**关键词：**助力外骨骼；动力学仿真；拟人建模；人机携行

**中图分类号：**TP242

## Dynamic modeling and simulation of man-machine carrying exoskeleton up the stairs

Deng Rong<sup>1</sup>, Liu Fang<sup>1</sup>, Huang Wenjian<sup>1</sup>, Yang Mingfa<sup>1</sup>, Li Chenhui<sup>1</sup>

(1. School of Mechanical Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610036, China)

**Abstract:** To study the change law of the driving torque of each joint when the exoskeleton goes up stairs under different load-bearing conditions. Based on the third-generation human-machine portability power-assisted exoskeleton robot of Southwest Jiaotong University, the kinematic model of the exoskeleton was firstly derived by using the D-H method, and the relative motion and pose relationship between the links of the exoskeleton was studied. The Lagrange method constructed the exoskeleton dynamics model and carried out the dynamic simulation analysis; Finally, the fitted human gait cycle data was used as the driving force in the dynamic simulation of the exoskeleton under different load-bearing conditions based on Adams environment. function to obtain the driving torque data of each joint. The obtained results verify the effectiveness of using the anthropomorphic modeling method to identify the dynamic model of the exoskeleton robot, provide a theoretical basis for the system drive and control of the exoskeleton in the environment of loading stairs, and increased the man-machine portability.

**Key word:** Assists exoskeletons; Dynamic simulation; Anthropomorphic modeling; Man-machine portability

## 0 绪论

外骨骼是一种在认知方式和物理上与人类进行双重交互的可穿戴机器人<sup>[1]</sup>，通过人机之间紧密的物理性交互促使穿戴者开展认知活动，以增强人体的负重能力，降低肌肉的疲惫感，防止骨骼与肌肉的损伤，在医疗康复、应急救援、消防救援等场景中有着广泛的应用。

外骨骼最早的研究计划始于 20 世纪 60 年代，美国通用电气开发的 Hardiman 全身动力外骨骼便是继《Walking by steam》概念设计的初产物，同期开展研究的康奈尔航空研究室旨在“人-放大器-操控器”这一概念研制出了 Man-Amplifier 外骨骼以增强操作者的力量<sup>[2]</sup>。随着社会的发展，在工业、军事、医疗领域中，人们对外骨骼的实际应用越来越感兴趣，并取得了大量的研究成果，Tran 等人<sup>[3]</sup>使用非参数回归系数研究了相互作用力矩与人体外骨骼系统动态因子之间的关系，并基于这些发现提

作者简介：邓蓉（1999-），硕士研究生，研究方向为外骨骼动力学、稳定性研究，782305798@qq.com；

\*通讯作者：刘放，副教授，硕士生导师，liufang@home.swjtu.edu.cn，

供了控制应用,提高了外骨骼与人类交互时的性能;徐铃辉等人<sup>[4]</sup>提出了一种基于混合振荡器的运动预测模型,实现人体步行步态的预测和步态周期的分割,并验证了基于混合振荡器模型的助力切换控制策略的合理性;Yue Ma 等人<sup>[5]</sup>提出了一种新的自动智能步态规划方法,以使外骨骼机器人与飞行员协调且确保安全,并通过在线实验验证了方法的可行性;Kan Kanjanapas 等<sup>[6]</sup>提出了一种能够传递行走过程中的运动学信息并估计人体关节力矩的 7 自由度被动外骨骼;Gain Maria Gasparri 等<sup>[7]</sup>研究了一种能够提供与瞬时踝关节力矩成比例协助的外骨骼控制器;Tao Qin 等<sup>[8]</sup>提出了一种新的人体步态预测和识别算法,为下肢辅助外骨骼机器人感知系统提供了一种可行的方法;Brahim Brahmi 等<sup>[9]</sup>提出了一种基于非线性滑模控制的用于处理外骨骼模型未知非线性动力学和运动学变化的自适应技术;唐志勇等<sup>[10]</sup>设计出一种为行军过程中的士兵承载负重的下肢外骨骼机器人,并对其进行了动力学分析。

上述学者对外骨骼的研究均建立在平地行走或坡路行走,但在外骨骼的实际应用中,楼梯行走是多种应用场景中不可忽略的一环。通过实验采集人体负重条件下上楼梯时的下肢关节姿态变化情况,在 Adams 环境下引入驱动函数建立外骨骼虚拟样机,并对不同负重条件下的外骨骼运行过程进行动力学仿真,拟合并分析动力学仿真得到的关节力矩变化规律,验证了运用拟人建模方法辨识外骨骼机器人动力学模型的有效性,为外骨骼在负重上楼梯环境下的系统驱动和控制提供了理论基础。

## 1 下肢几何特征的步态周期数据采集

行走运动是人体对多变环境不断适应与调整的过程,人体行走步态变化的平稳性和连贯性都会随着路面状况的改变而不断发生变化。在不同的路况下,人体的步态变化差距较大<sup>[11]</sup>,平路行走的步态数据无法用于人体穿戴外骨骼上楼梯时的关节驱动控制,研究分析人体在负重上楼梯时的步态周期对基于人体步态下的外骨骼的控制系统实现助力有着重要意义。

为获取人体在负重上楼梯过程中下肢几何特征的步态周期,受试者为成年女性。将姿态角度传感器附于人体的大腿、小腿及脚部,楼梯高 100mm、宽 250mm、长 800mm,如图 1 所示。在步态数据采集过程中,右腿先迈步,各部位测得的步态数据分别对应髋关节、膝关节、踝关节的角度姿态数据,采样频率为 100Hz。通过进行多组步态数据采集后,

拟合得到人体下肢几何特征的步态周期,如图 2 所示,左髋关节转动角度最大为  $38.42^{\circ}$ ,右髋关节转动角度最大为  $38.30^{\circ}$ ,左膝关节转动角度最大为  $27.99^{\circ}$ ,右膝关节转动角度最大为  $30.47^{\circ}$ ,左踝关节转动角度最大为  $52.66^{\circ}$ ,右踝关节转动角度最大为  $47.85^{\circ}$ ,虽然每个完整步态下肢关节角度变化情况不同,但均呈周期性变化。



图 1 人体下肢几何特征的步态周期采集

Fig.1 Gait periodic acquisition of geometric features of human lower limbs

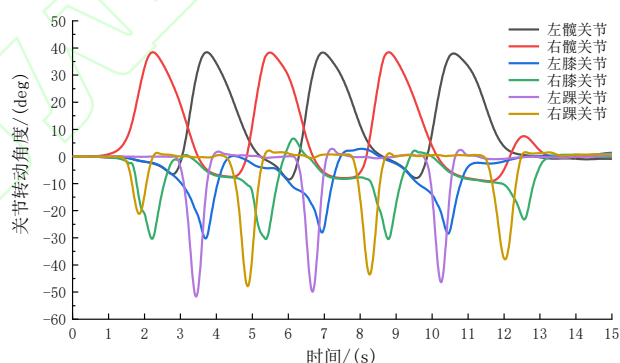


图 2 人体下肢几何特征的步态周期

Fig.2 Gait period of the geometric features of the lower limbs of the human body

## 2 上楼梯步态分析

采用美国加州康复医院的步态分析实验室提出的 RLA 法,将步态周期分为八个典型动作位姿点,即支撑前期、支撑初期、支撑中期、支撑末期、摆动前期、摆动初期、摆动中期和摆动后期<sup>[12]</sup>,按照动作位姿的变化又可以分为单腿支撑和双腿支撑两个阶段。如图 3 所示,结合步态数据采集实验过程,将下肢外骨骼模型简化为棍棒模型,整个步态周期为右脚跟着地至再次着地的循环过程。

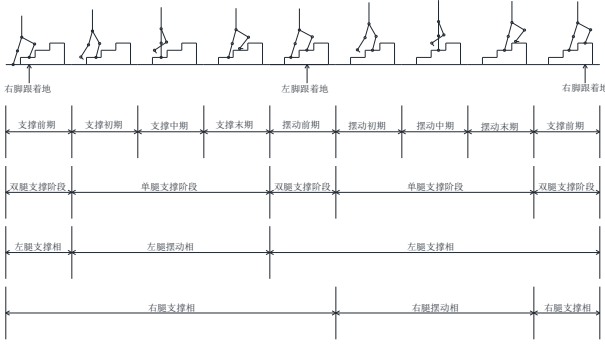


图3 上楼梯步态分析图

Fig.3 Stair climbing gait analysis chart

### 3 建立运动学和动力学模型

#### 3.1 运动学模型的建立

外骨骼运动学模型建立了各相邻连杆之间运动的位移关系、速度关系和加速度关系<sup>[8,13]</sup>。如图4所示,以西南交通大学第三代人机携行助力外骨骼为研究对象,研究外骨骼各个连杆之间的相对运动与位姿关系。

基于 D-H 方法建立外骨骼运动学方程。运用 D-H 方法建立如图5所示的外骨骼 D-H 坐标系,其中右脚踝坐标系为  $O_0$  坐标系,末端坐标系为  $O_7$  坐标系,且末端坐标系与基坐标系相似。根据图5所示的 D-H 坐标系可得 D-H 参数如表1所示。

表1 外骨骼 D-H 参数表

Tab.1 Exoskeleton D-H parameter table

$i$	$\alpha_i$	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	0	0	$\theta_1$
2	0	$L_1$	0	$\theta_2$
3	0	$L_2$	0	$\theta_3$
4	0	0	$L_3$	$\theta_4$
5	0	$L_4$	0	$\theta_5$
6	0	$L_5$	0	$\theta_6$
7	0	$L_6$	0	$\theta_7$



图4 人机携行助力外骨骼

Fig.4 Human-robot coordination helps exoskeletons

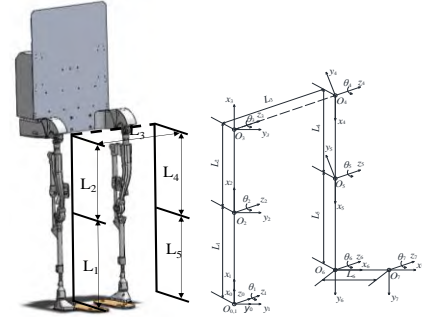


图5 外骨骼 D-H 坐标系

Fig.5 Exoskeleton D-H coordinate system

根据图5中各个关节坐标系,按照“从左到右”的原则<sup>[14]</sup>,得到连杆变换矩阵的一般表达式:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c_i & -s_i & 0 & a_{i-1} \\ s_i c_{\alpha_{i-1}} & c_i c_{\alpha_{i-1}} & -s_{\alpha_{i-1}} & -d_i s_{\alpha_{i-1}} \\ s_i s_{\alpha_{i-1}} & c_i s_{\alpha_{i-1}} & c_{\alpha_{i-1}} & d_i c_{\alpha_{i-1}} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

根据公式1,得到各个连杆的连杆变换矩阵:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} c_i & -s_i & 0 & a_{i-1} \\ s_i & c_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (i=1,2,3,5,6,7) \quad (2)$$

$${}^3_4T = \begin{bmatrix} c_4 & -s_4 & 0 & 0 \\ s_4 & c_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

上述连杆变换矩阵依次相乘便可得到末端连杆的关节变量与位姿之间的关系,即外骨骼的变换矩阵为:

$${}^0_7T = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & 0 & p_x \\ n_y & o_y & 0 & p_y \\ 0 & 0 & 1 & L_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中:

$$\begin{cases} n_x = -o_y = \cos(\sum_{i=1}^7 \theta_i) \\ n_y = -o_x = \sin(\sum_{i=1}^7 \theta_i) \\ p_x = \sum_{i=1}^6 \left[ L_i \cos(\sum_{n=1}^i \theta_n) \right] \\ p_y = \sum_{i=1}^6 \left[ L_i \sin(\sum_{n=1}^i \theta_n) \right] \end{cases}$$



其中, 旋转矩阵  $R = [n \ o \ a]$  代表外骨骼末端连杆的方位, 位置矢量  $p$  表示为外骨骼末端连杆的位置,  $s_{123} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$ ,  $s_{ai-1} = \sin \alpha_{i-1}$ ,  $s_i = \sin \theta_i$ ,  $c_i = \cos \theta_i$ 。

根据表 1 中的 D-H 参数, 如图 6 所示, 使用 Matlab 中的 Robotics Toolbox 工具箱验证了外骨骼运动学模型的准确性, 并与图 5 中的参数相对应。

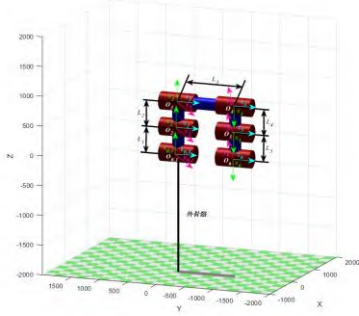


图 6 外骨骼运动学模型图

Fig.6 Exoskeleton kinematic model diagram

### 3.2 动力学模型的建立

外骨骼是一个由多个关节和多个连杆组成的复杂的动力学系统, 其具有的多个输出和输入构成了错综复杂的耦合系统<sup>[14]</sup>。如图 4 所示, 以西南交通大学第三代人机携行助力外骨骼机器人为研究对象, 运用拉格朗日方法, 研究力矩与外骨骼状态变量之间的映射关系, 为外骨骼的系统驱动和控制提供理论基础, 提高人机携行性。

由于外骨骼在运行过程中的动作位姿的变化分为单腿支撑和双腿支撑两个阶段, 因此采用拉格朗日方法建立多个子动力学模型描述外骨骼运行时的动力学模型<sup>[15]</sup>。为方便建模, 将外骨骼简化为棍杆模型。

#### (1) 双腿支撑

当外骨骼处于双腿支撑阶段时, 上身躯干向前倾, 双腿同时接触地面, 外骨骼与地面形成闭链机构, 将左右腿分解为两个 3 杆模型进行讨论。如图 7 所示。

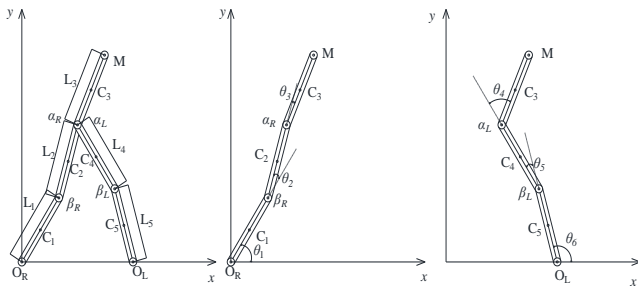


图 7 外骨骼双腿支撑模型

Fig. 7 Exoskeleton leg support model

根据图 7 可以得到各连杆的质心坐标为:

$$r_{RC1} = \begin{bmatrix} x_{C1} \\ y_{C1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} L_1 c_1 \\ \frac{1}{2} L_1 s_1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$r_{RC2} = \begin{bmatrix} x_{C2} \\ y_{C2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 c_1 + \frac{1}{2} L_2 c_{12} \\ L_1 s_1 + \frac{1}{2} L_2 s_{12} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$r_{RC3} = \begin{bmatrix} x_{C3} \\ y_{C3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 c_1 + L_2 c_{12} + \frac{1}{2} L_3 c_{123} \\ L_1 s_1 + L_2 s_{12} + \frac{1}{2} L_3 s_{123} \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$r_{LC5} = \begin{bmatrix} x_{C5} \\ y_{C5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} L_5 c_6 \\ \frac{1}{2} L_5 s_6 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$r_{LC4} = \begin{bmatrix} x_{C4} \\ y_{C4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + \frac{1}{2} L_4 c_{65} \\ L_5 s_6 + \frac{1}{2} L_4 s_{65} \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$r_{LC3} = \begin{bmatrix} x_{C3} \\ y_{C3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + L_4 c_{65} + \frac{1}{2} L_3 c_{654} \\ L_5 s_6 + L_4 s_{65} + \frac{1}{2} L_3 s_{654} \end{bmatrix} \quad (9)$$

外骨骼的拉格朗日函数定义为

$$L = E_K - E_P \quad (10)$$

式中:  $E_K$  为系统的总动能;  $E_P$  为系统的总势能。

$$E_K = \sum_{i=1}^n E_{Ki} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (\dot{\theta}_i^T I_i \dot{\theta}_i + m_i \dot{\theta}_i^T \dot{\theta}_i) \quad (11)$$

$$E_P = \sum_{i=1}^n E_{Pi} = - \sum_{i=1}^n m_i g ({}^0 T_i {}^{i-1} r_{ci}) \quad (12)$$

式中:  $I_i$  为连杆绕各自质心的转动惯量;  $\dot{\theta}_i$  为各连杆质心位置;  $\dot{\theta}_i$  为各连杆的旋转角速度;  $m_i$  为各连杆质量;  $g$  为重力行矢量, 即  $g = [g_x \ g_y \ g_z \ 0]^T$ ;  ${}^0 T_i$  为坐标系  $\{i\}$  相对于极坐标系  $\{0\}$  的齐次变换矩阵;  ${}^{i-1} r_{ci}$  为杆件  $i$  的质心在坐标系  $i$  中的表示 (齐次坐标); 公式 12-13 中的  $i=1, 2, 3, 4, 5, 6$ 。

根据公式(11)、(12)、(13)得到外骨骼的拉格朗日方程为:

$$L = \sum_{i=1}^n E_{Ki} + \sum_{i=1}^n E_{Pi} = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (\ddot{\theta}_i^T I_i \ddot{\theta}_i + m_i \dot{\theta}_i^T \dot{\theta}_i) - \sum_{i=1}^n m_i g ({}^0 T_i {}^{i-1} r_{ci}) (i=1, 2, 3, 4, 5) \quad (13)$$

因此, 系统的动力学方程为:

$$\tau_i = \frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (i=1,2,3,4,5,6) \quad (14)$$

式中  $\tau_i$  为与广义坐标相对应的广义外力矢量(力或力矩)。

根据公式得两个模型的动力学模型为:

$$\tau_R = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & B_{13} \\ B_{21} & B_{22} & B_{23} \\ B_{31} & B_{32} & B_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \\ \dot{\theta}_3^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \\ \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} & D_{13} \\ D_{21} & D_{22} & D_{23} \\ D_{31} & D_{32} & D_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_3 \end{bmatrix} \quad (15)$$

式中:

$$\left\{ \begin{aligned} A_{11} &= \frac{I_1^2}{3} m^3 + (L_1^2 + \frac{L_2^2}{4} + L_1 L_2 c_2) m_2 \\ &\quad + (L_1^2 + L_2^2 + \frac{L_3^2}{4} + 2L_1 L_2 c_2 + L_2 L_3 c_3 + L_1 L_3 c_{23}) m_3 \\ A_{12} &= (\frac{L_2^2}{4} + \frac{L_1 L_2 c_2}{2}) m_2 \\ &\quad + (L_2^2 + \frac{L_3^2}{4} + L_1 L_2 c_2 + L_2 L_3 c_3 + \frac{L_1 L_3 c_{23}}{2}) m_3 \\ A_{13} &= \frac{L_3 m_3 (L_3 + 2L_2 c_3 + 2L_1 c_{23})}{4} \\ A_{21} &= (\frac{L_2^2}{4} + \frac{L_1 L_2 c_2}{2} + \frac{L_2 g c_{12}}{2}) m_2 + (L_2^2 + \frac{L_3^2}{3} + L_1 L_2 c_2 \\ &\quad + L_2 L_3 c_3 + \frac{L_3 g c_{123}}{2} + \frac{L_1 L_3 c_{23}}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ A_{22} &= (\frac{L_2^2}{3} + \frac{L_2 g m_2 c_{12}}{2}) m_2 + (L_2^2 + \frac{L_3^2}{4} + L_2 L_3 c_3 \\ &\quad + \frac{L_3 g c_{123}}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ A_{23} &= \frac{L_2 g m_2 c_{12}}{2} + (\frac{L_3^2}{4} + \frac{L_2 L_3 c_3}{2} + \frac{L_3 g c_{123}}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ A_{31} &= (\frac{L_3^2}{4} + \frac{L_2 L_3 c_3}{2} + \frac{L_3 g c_{123}}{2} + \frac{L_1 L_3 c_{23}}{2}) m_3 \\ A_{32} &= (\frac{L_3^2}{4} + \frac{L_2 L_3 c_3}{2} + \frac{L_3 g c_{123}}{2}) m_3 \\ A_{33} &= (\frac{L_3^2}{3} + \frac{g L_3 c_{123}}{2}) m_3 \end{aligned} \right. \left\{ \begin{aligned} B_{11} &= 0 \\ B_{12} &= -\frac{L_1 L_2 m_2 s_2}{2} - (L_1 L_2 s_2 + L_1 L_3 s_{23}) m_3 \\ B_{13} &= \frac{-L_3 m_3 (L_1 s_{23} + L_2 s_3)}{2} \\ B_{21} &= (\frac{L_1 L_3 s_2}{2} + \frac{L_2 g c_{12}}{2}) m_2 + (\frac{L_3 g c_{123}}{2} + L_1 L_2 s_2 \\ &\quad + \frac{L_1 L_2 s_{23}}{2} + L_2 g c_{13}) m_3 \\ B_{22} &= \frac{L_2 g m_2 c_{12}}{2} + (\frac{L_3 g c_{123}}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ B_{23} &= \frac{L_2 g m_2 c_{12}}{2} + (\frac{L_3 g c_{123}}{2} - \frac{L_2 L_3 s_3}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ B_{31} &= (\frac{L_3 g c_{123}}{2} + \frac{L_2 L_3 s_3}{2} + \frac{L_1 L_3 s_{23}}{2}) m_3 \\ B_{32} &= \frac{L_3 g c_{123} + L_2 L_3 s_3}{2} m_3 \\ B_{33} &= \frac{L_3 g m_3 c_{123}}{2} \\ C_{11} &= ((2m_3 - m_2) L_1 L_2 s_2 + L_1 L_3 m_3 s_{23}) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (L_2 L_3 m_3 s_3 \\ &\quad + L_1 L_3 m_3 s_{23}) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + L_2 L_3 m_3 s_3 + \frac{L_1 L_3 m_3 s_{12}}{\dot{\theta}_1} \\ C_{22} &= (-L_3 g m_3 c_{123} + (m_2 + 2m_3) L_2 g m_2 c_{12}) \ddot{\theta}_1 \\ &\quad + (L_3 g m_3 c_{123} + (2m_3 + m_2) L_2 g c_{12}) \\ &\quad (\ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3 + \dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2^2 + \dot{\theta}_3^2) + 2L_2 L_3 m_3 s_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \\ &\quad + \frac{L_2 L_3 m_3 s_3}{\dot{\theta}_1} - (2m_3 + m_2) L_2 g c_{12} - L_3 g m_3 c_{123} \\ C_{33} &= (L_3 g m_3 c_{123}) (-\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2 + \ddot{\theta}_3) \\ C_{12} &= C_{13} = C_{21} = C_{23} = C_{31} = C_{32} = 0 \\ D_{11} &= \frac{L_1 g c_1}{2} m_1 + (L_1 g c_1 + \frac{L_2 g c_{12}}{2}) m_2 + (\frac{L_3 g c_{123}}{2} \\ &\quad + L_1 g c_1 + L_2 g c_{12}) m_3 \\ D_{22} &= \frac{L_2 g m_2 c_{12}}{2} + (\frac{L_3 g c_{123}}{2} + L_2 g c_{12}) m_3 \\ D_{33} &= \frac{L_3 g m_3 c_{123}}{2} \\ D_{12} &= D_{13} = D_{21} = D_{23} = D_{31} = D_{32} = 0 \end{aligned} \right.$$

公式(10)-(15)为外骨骼右腿的动力学方程, 根据公式(10)-(15)可得外骨骼左腿的动力学模型为:

$$\tau_{\text{左}} = \begin{bmatrix} A'_{11} & A'_{12} & A'_{13} \\ A'_{21} & A'_{22} & A'_{23} \\ A'_{31} & A'_{32} & A'_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}'_1 \\ \ddot{\theta}'_2 \\ \ddot{\theta}'_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B'_{11} & B'_{12} & B'_{13} \\ B'_{21} & B'_{22} & B'_{23} \\ B'_{31} & B'_{32} & B'_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}'_1^2 \\ \dot{\theta}'_2^2 \\ \dot{\theta}'_3^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C'_{11} & C'_{12} & C'_{13} \\ C'_{21} & C'_{22} & C'_{23} \\ C'_{31} & C'_{32} & C'_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}'_1 \dot{\theta}'_2 \dot{\theta}'_3 \\ \dot{\theta}'_1 \dot{\theta}'_2 \dot{\theta}'_3 \\ \dot{\theta}'_1 \dot{\theta}'_2 \dot{\theta}'_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D'_{11} & D'_{12} & D'_{13} \\ D'_{21} & D'_{22} & D'_{23} \\ D'_{31} & D'_{32} & D'_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}'_1 \\ \dot{\theta}'_2 \\ \dot{\theta}'_3 \end{bmatrix} \quad (16)$$

(2) 单腿支撑

当外骨骼处于单腿支撑状态时, 一条腿与地面

接触起到支撑作用，另一条腿悬空摆动，如图 8 所示。

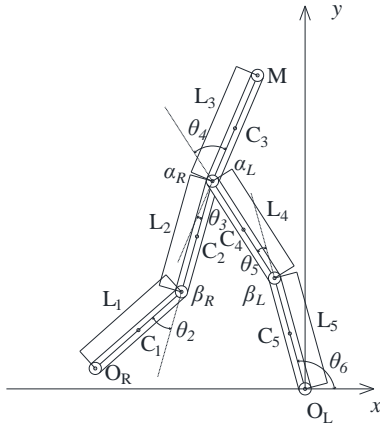


图 8 外骨骼单腿支撑模型

Fig.8 Exoskeleton single-legged support model

根据图 8 可以得到各连杆的质心坐标为：

$$r_{LC5} = \begin{bmatrix} x_{C5} \\ y_{C5} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} L_5 c_6 \\ \frac{1}{2} L_6 s_6 \end{bmatrix} \quad (17)$$

$$r_{LC4} = \begin{bmatrix} x_{C4} \\ y_{C4} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + \frac{1}{2} L_4 c_{65} \\ L_5 s_6 + \frac{1}{2} L_4 s_{65} \end{bmatrix} \quad (18)$$

$$r_{LC3} = \begin{bmatrix} x_{C3} \\ y_{C3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + L_4 c_{65} + \frac{1}{2} L_3 c_{654} \\ L_5 s_6 + L_4 s_{65} + \frac{1}{2} L_3 s_{654} \end{bmatrix} \quad (19)$$

$$r_{RC2} = \begin{bmatrix} x_{C2} \\ y_{C2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + L_4 c_{65} - \frac{1}{2} L_2 c_{653-4} \\ L_5 s_6 + L_4 s_{65} - \frac{1}{2} L_2 s_{653-4} \end{bmatrix} \quad (20)$$

$$r_{RC1} = \begin{bmatrix} x_{C1} \\ y_{C1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_5 c_6 + L_4 c_{65} - \frac{1}{2} L_2 c_{653-4} - \frac{1}{2} L_1 c_{653-4-2} \\ L_5 s_6 + L_4 s_{65} - \frac{1}{2} L_2 s_{653-4} - \frac{1}{2} L_1 s_{653-4-2} \end{bmatrix} \quad (21)$$

根据公式(10)-(15)可知外骨骼左腿的动力学模

型为：

$$\tau = \begin{bmatrix} A_{11}'' & A_{12}'' & A_{13}'' & A_{14}'' & A_{15}'' \\ A_{21}'' & A_{22}'' & A_{23}'' & A_{24}'' & A_{25}'' \\ A_{31}'' & A_{32}'' & A_{33}'' & A_{34}'' & A_{35}'' \\ A_{41}'' & A_{42}'' & A_{43}'' & A_{44}'' & A_{45}'' \\ A_{51}'' & A_{52}'' & A_{53}'' & A_{54}'' & A_{55}'' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_6 \\ \ddot{\theta}_5 \\ \ddot{\theta}_4 \\ \ddot{\theta}_3 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11}'' & B_{12}'' & B_{13}'' & B_{14}'' & B_{15}'' \\ B_{21}'' & B_{22}'' & B_{23}'' & B_{24}'' & B_{25}'' \\ B_{31}'' & B_{32}'' & B_{33}'' & B_{34}'' & B_{35}'' \\ B_{41}'' & B_{42}'' & B_{43}'' & B_{44}'' & B_{45}'' \\ B_{51}'' & B_{52}'' & B_{53}'' & B_{54}'' & B_{55}'' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_6^2 \\ \dot{\theta}_5^2 \\ \dot{\theta}_4^2 \\ \dot{\theta}_3^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11}'' & C_{12}'' & C_{13}'' & C_{14}'' & C_{15}'' \\ C_{21}'' & C_{22}'' & C_{23}'' & C_{24}'' & C_{25}'' \\ C_{31}'' & C_{32}'' & C_{33}'' & C_{34}'' & C_{35}'' \\ C_{41}'' & C_{42}'' & C_{43}'' & C_{44}'' & C_{45}'' \\ C_{51}'' & C_{52}'' & C_{53}'' & C_{54}'' & C_{55}'' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_6 \dot{\theta}_5 \dot{\theta}_4 \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_6 \dot{\theta}_5 \dot{\theta}_4 \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_6 \dot{\theta}_5 \dot{\theta}_4 \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_6 \dot{\theta}_5 \dot{\theta}_4 \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_2 \\ \dot{\theta}_6 \dot{\theta}_5 \dot{\theta}_4 \dot{\theta}_3 \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{11}'' & D_{12}'' & D_{13}'' & D_{14}'' & D_{15}'' \\ D_{21}'' & D_{22}'' & D_{23}'' & D_{24}'' & D_{25}'' \\ D_{31}'' & D_{32}'' & D_{33}'' & D_{34}'' & D_{35}'' \\ D_{41}'' & D_{42}'' & D_{43}'' & D_{44}'' & D_{45}'' \\ D_{51}'' & D_{52}'' & D_{53}'' & D_{54}'' & D_{55}'' \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_6^2 \\ \dot{\theta}_5^2 \\ \dot{\theta}_4^2 \\ \dot{\theta}_3^2 \\ \dot{\theta}_2^2 \end{bmatrix} \quad (22)$$

## 4 Adams 动力学仿真分析

在 SolidWorks 中建立人机携行助力外骨骼机器人的三维模型，三维模型主要由脚部、腿部、髋部和背板组成。如图 9 所示，将外骨骼模型导入 Adams 中并添加材料参数、建立运动副和驱动、创建接触关系。在仿真过程中，通过增加背板重量来添加负重。

根据前文建立的动力学模型，将采集的步态周期数据代入其中，得到完整步态下的动力学理论计算结果，并与 Adams 仿真结果进行比较，如图 10-13 所示。理论结果与仿真结果存在些许差异，但整体趋势基本相同，验证了 Adams 仿真结果的有效性。产生差异的主要原因是动力学理论计算结果是在理

想条件下建立的动力学模型，忽略了摩擦、模型刚度等因素的影响，而 Adams 仿真结果是通过设置部分环境条件下得到的，故造成了理论结果和仿真结果存在些许差异。

在进行动力学仿真时，将拟合得到的人体下肢几何特征的步态周期数据作为外骨骼驱动输入参数，通过 Adams 仿真得到外骨骼在不同负重情况下上楼时的各关节力矩变化情况。

完整步态下的关节力矩变化情况如图 14-17 所示。如图 14-15，0s-1.3s 时外骨骼处于右腿摆动阶段，此时右髋关节驱动力矩达到最大值，分别为 153.7N·m、109.3N·m、87.7N·m，右膝关节驱动力矩达到最大值，分别为 67.9N·m、57.5N·m、31.3N·m；1.3s-3s 时外骨骼处于右腿支撑阶段，此时右髋关节

驱动力矩达到最大值,分别为 134.5N·m、121.4N·m、95.9N·m,右膝关节驱动力矩达到最大值,分别为 110.1N·m、100.1N·m、80.2N·m。考虑在右腿摆动阶段(0s-1.3s)时,外骨骼的右小腿快速回曲后缓慢向前迈步,右大腿快速抬起并缓慢放至下一台阶,右腿各关节角速度先增后减,导致图中 0.5s 左右出现波峰;考虑右腿摆动阶段与支撑阶段交界点,右脚刚接触台阶,右腿各关节角速度先减后增,导致图中 1.3s 左右出现波谷;考虑在右腿支撑阶段(1.3s-3s)时,右腿发力,腿部回直,外骨骼走上台阶,右腿各关节角速度先增后减,导致图中 2s 左右出现波峰。如图 16-17, 0s-1.3s 和 2.6-3s 时外骨骼处于左腿支撑阶段,此时左髋关节驱动力矩达到最大值,分别为 151.1N·m、97.7N·m、84.9N·m,左膝关节驱动力矩达到最大值 55.1N·m、44.2N·m、28.0N·m,分别; 1.3s-2.6s 时外骨骼处于左腿摆动阶段,此时左髋关节驱动力矩达到最大值,分别为 128.3N·m、81.5N·m、51.1N·m,左膝关节驱动力矩达到最大值,分别为 118.2N·m、109.5N·m、60.7N·m,考虑在左腿支撑阶段(0s-1.3s 和 2.6s-3s)时,外骨骼的左腿迈上台阶后,左腿发力,腿部回直,外骨骼走上台阶,左腿各关节角速度先增后减,导致 0.75s 左右出现波峰;考虑左腿摆动阶段和支撑阶段交界点,右脚刚接触台阶,左腿各关节角速度先减后增,导致图中 1.3s 左右出现波谷;考虑左腿摆动阶段(1.2s-2.6s)时左大腿快速抬起并缓慢放至下一台阶,左小腿回曲后向前迈步,左腿各关节角速度先增后减,导致图中 2s 左右出现波峰。

如图 14-17 所示,在完整步态中,支撑阶段占完整步态的 56.7%,摆动阶段占完整步态的 43.3%,随着负重的增加,外骨骼关节驱动力矩不断增加,处于支撑阶段和摆动阶段交界点时,各关节驱动力矩最小。经图 14-17 对比可知,在穿戴外骨骼负重上楼梯时,髋关节驱动力矩远大于膝关节驱动力矩,即在运行过程中髋关节提供主要驱动力。

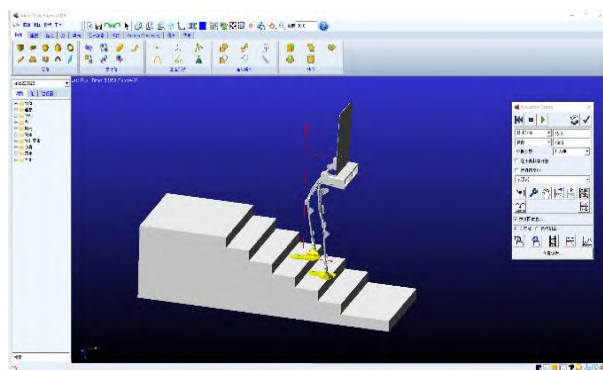


图 9 基于 Adams 环境的外骨骼动力学仿真图

Fig.9 Simulation of exoskeleton dynamics based on Adams environment

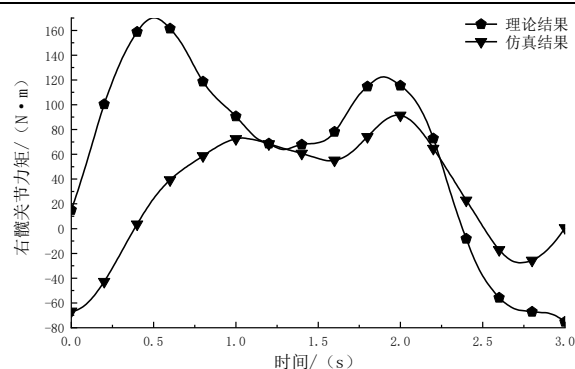


图 10 右髋关节力矩结果对比图

Fig. 10 Comparison chart of right hip moment results

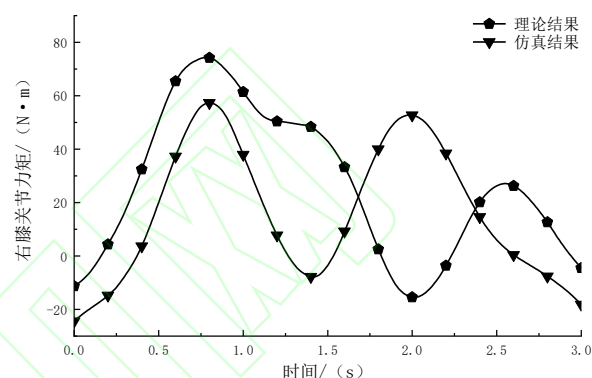


图 11 右膝关节力矩结果对比图

Fig.11 Right knee joint torque results comparison chart

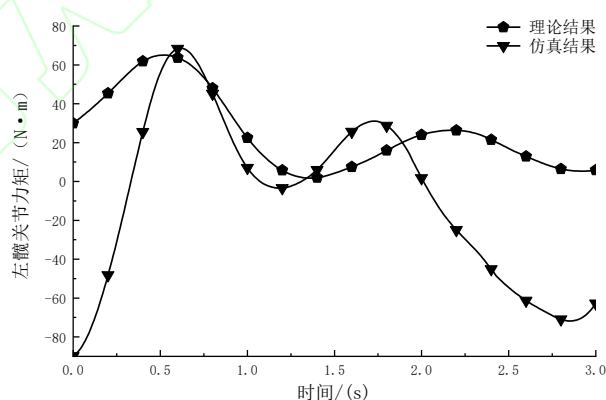


图 12 左髋关节力矩结果对比图

Fig.12 Left hip joint moment results comparison chart

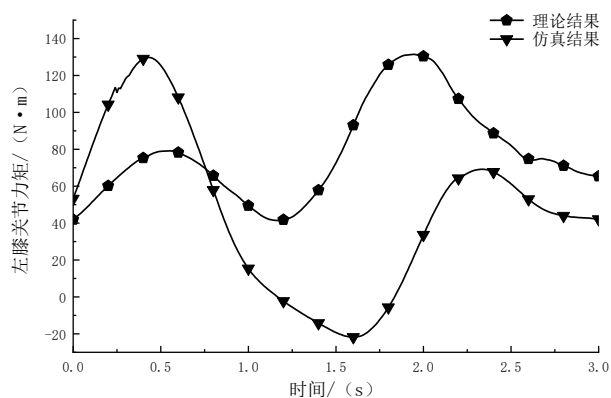


图 13 左膝关节力矩结果对比图

Fig.13 Left knee joint torque results comparison chart



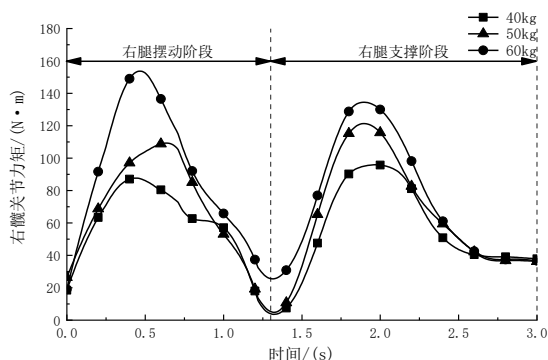


图 14 右髋关节力矩图

Fig. 14 Right hip torque diagram

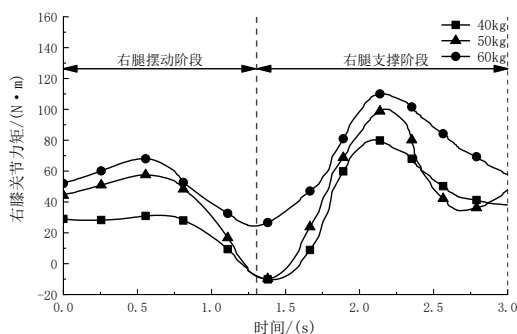


图 15 右膝关节力矩图

Fig.15 Right knee joint torque diagram

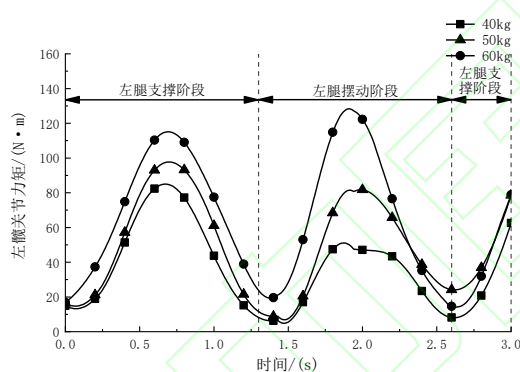


图 16 左髋关节力矩图

Fig. 16 Left hip torque diagram

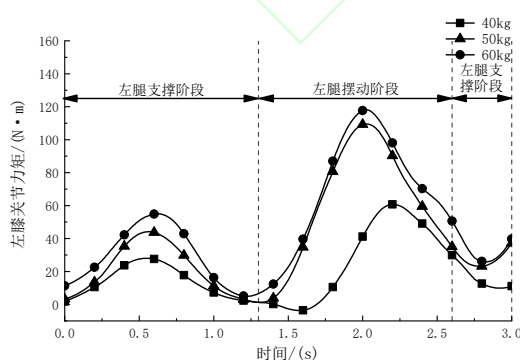


图 17 左膝关节力矩图

Fig.17 Left knee torque diagram

## 5 结论

通过实验采集拟合得到了人体负重上楼梯时的步态周期数据,并将其作为外骨骼在 Adams 环境中进行仿真实验的驱动函数,为外骨骼在不同应用场景下的科学研究提供了理论基础,增加了人机携行性。

1.使用实验采集的步态周期数据,进行动力学理论计算和 Adams 仿真计算,验证了基于人体数据的外骨骼控制系统的有效性。

2.髋关节作为主要动力来源为外骨骼的运行提供驱动力;外骨骼关节驱动力矩随着负重的增加而不断增加,当处于完整步态中不同阶段交界点时,各关节驱动力矩最小。

## [参考文献]

- [1] 庞斯,J.L,杨智勇. 可穿戴机器人,生物机电一体化外骨骼[M].国防工业出版社,2017  
Pang S, J.L, Yang Z Y. Wearable robot, biomechanically integrated exoskeleton[M]. National Defense Industry Press,2017 (in Chinese)
- [2] 梁斌,徐文福. 空间机器人: 建模、规划与控制[M].清华大学出版社,2017  
Liang B, Xu W F. Space Robotics: Modeling, Planning, and Control[M]. Tsinghua University Press,2017 (in Chinese)
- [3] Tran, HT, Cheng, et al. The relationship between physical human-exoskeleton interaction and dynamic factors: using a learning approach for control applications[J]. Science China Information Sciences, 2014, 57: 1-13
- [4] 徐铃辉,杨巍,杨灿军,等. 基于运动预测的髋关节外骨骼实时助力控制[J].机器人,2021,43(4):473-483  
Xu L H, Yang W, Yang C J, et al. Real-time Assistance Control of Hip Exoskeleton Based on Motion Prediction [J]. Robot, 2021, 43(4): 473-483 (in Chinese)
- [5] Wu Y, Wu X Y, Yang X D, et al. Online Gait Planning of Lower-Limb Exoskeleton Robot for Paraplegic Rehabilitation Considering Weight Transfer Process[J]. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, 2021, 18(2): 414-425
- [6] Kan Kanjanapas, Masayoshi Tomizuka. 7 Degrees of Freedom Passive Exoskeleton for Human Gait Analysis: Human Joint Motion Sensing and Torque Estimation during Walking[J]. IFAC Proceedings Volumes, 2013, 46(5): 285-292
- [7] Gasparri Gian Maria, Luque Jason, Lerner Zachary F. Proportional Joint-Moment Control for Instantaneously Adaptive Ankle Exoskeleton Assistance[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2019, 27(4): 751-759
- [8] Qin H, Yang Y, Wen B, et al. Research on human gait prediction and recognition algorithm of lower limb-assisted exoskeleton robot. Intel Serv Robotics , 2021, 14: 445-457
- [9] Brahim Brahmi, Maarouf Saad, Jacqueline Tu Anh Thu Lam, et al. Adaptive control of a 7-DOF exoskeleton robot with uncertainties on kinematics and dynamics[J]. European Journal of Control, 2018, 42: 77-87
- [10] 唐志勇,谭振中,裴忠才.下肢外骨骼机器人动力学分析

- 与设计[J].系统仿真学报,2013,25(06):1338-1344  
Tang Z Y, Tan Z Z, Pei Z C. Design and Dynamic Analysis of Lower Extremity Exoskeleton[J]. Journal of System Simulation, 2013, 25(06): 1338-1344 (in Chinese)
- [11] 张瑞红,金德闻,张济川,等.不同路况下正常步态特征研究[J].清华大学学报(自然科学版),2000,40(08):77-80  
Zhang R H, Jin D W, Zhang J Z, et al. Normal gait patterns on different terrain[J]. Journal of Tsinghua University(Science and Technology), 2000, 40(08): 77-80 (in Chinese)
- [12] 王立权,陈东良,陈凯云.机器人创新设计与制作[M].清华大学出版社,2007  
Wang L Q, Chen D L, Chen K Y. Robot innovation design and production[M]. Tsinghua University Press, 2007 (in Chinese)
- [13] 汪步云,汪志红,许德章.下肢外骨骼助力机器人本体结构设计分析与运动学分析[J].机械科学与技术,2018,37(04):553-559  
Wang B Y, Wang Z H, Xu D Z. Mechanical Design and Kinematics Analysis on a Wearable Power-assisted Robot for Lower Extremity Exoskeleton[J]. Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering, 2018, 37(04):553-559
- [14] 熊有伦,李文龙,陈文斌,等.机器人学:建模、控制与视觉[M].华中科技大学出版社,2018  
Xiong Y L, Li W L, Chen W B, et al. Robotics: Modeling, Control and Vision[M]. Huazhong University of science & Technology Press, 2018 (in Chinese)
- [15] 李贤坤,刘放,迟振华,等.基于虚拟样机的外骨骼关节力矩驱动特性分析[J].机械科学与技术,2014, 33(12): 1807-1810  
Li X K, Liu F, Chi Z H, et al. Analysis of the Driving Characteristics of Exoskeleton Joint Torque Based on the Virtual Prototype[J]. Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering, 2014, 33(12): 1807-1810 (in Chinese)