

# 多自由度尺寸可调下肢外骨骼机器人的设计与分析

丁海涛, 刘鹏, 王京华, 马天赐, 许星宇, 邓泽珩

(长春理工大学机电工程学院, 长春 130022)

**摘要:** 针对当前下肢外骨骼结构冗余及人机匹配性差的问题, 设计了一种多自由度尺寸可调的下肢助力外骨骼机器人, 并在关节处设置了限位装置; 采用有限元方法模拟了外骨骼结构在行走过程中的受力、变形、应力和共振情况; 利用足底压力传感器系统采集和分析了人体足底的受力及变化规律; 采用拉格朗日方程建立了外骨骼关节机械腿的动力学模型, 并求解了各关节的受力情况; 将实验和求解结果作为关节驱动函数的参数, 对外骨骼进行动力学仿真, 获得了外骨骼运动的样条数据。所得结果为后续机器人的驱动控制提供了依据, 同时验证了下肢助力外骨骼机器人的人机协调性和合理性。

**关键词:** 下肢外骨骼; 动力学仿真; 足底压力; 结构设计

**中图分类号:** TP242 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5497(2025)10-3131-10

**DOI:** 10.13229/j.cnki.jdxbgxb.20231444

## Design and analysis of a multi-degree-of-freedom size-adjustable lower limb exoskeleton robot

DING Hai-tao, LIU Peng, WANG Jing-hua, MA Tian-ci, XU Xing-yu, DENG Ze-heng

(School of Mechanical and Electrical Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, China)

**Abstract:** To address the current problems of structural redundancy and poor human-machine compatibility in lower-limb exoskeletons, a multi-degree-of-freedom, size-adjustable lower-limb power-assist exoskeleton robot was designed with mechanical limit devices installed at each joint. The force, deformation, stress and resonance of the exoskeleton structure during walking were simulated by the finite-element method. A plantar-pressure-sensor system was used to collect and analyze the force distribution and its variation on the human sole. Lagrange's equations were employed to establish the dynamic model of the exoskeleton leg, and the loads at every joint were solved. The experimental and analytical results were then taken as parameters of the joint drive functions to perform a dynamic simulation of the exoskeleton, yielding spline data of the exoskeleton motion. The obtained results provide a basis for the subsequent drive control of the robot and simultaneously verify the human-machine coordination and rationality of the proposed lower-limb power-assist exoskeleton.

**收稿日期:** 2024-03-26.

**基金项目:** 吉林省教育厅产业化培育项目(JJKH20230812CY); 吉林大学第一医院成果转化基金项目(JDYZZH-2102036).

**作者简介:** 丁海涛(1979-), 男, 副教授, 博士. 研究方向: 人体外骨骼机器人. E-mail: dinghaitao@cust.edu.cn

**Key words:** lower limb exoskeleton; dynamic simulation; foot pressure; structural design

## 0 引言

下肢助力外骨骼机器人是一种与人体下肢相匹配的穿戴式系统<sup>[1]</sup>,它可以主动或被动地协调人体下肢的运动,为穿戴者提供合适的助力,提高人体的运动机能<sup>[2-4]</sup>。外骨骼机器人在军事、救援、医疗、工业等多个领域都有广泛的应用<sup>[5-7]</sup>。美国伯克利大学的 BLEEX 系统,能支持穿戴者以 2 m/s 的速度行走<sup>[8]</sup>,负重达 45 kg。日本筑波大学的 HAL 系列外骨骼<sup>[9]</sup>,通过人体肌电信号控制外骨骼的驱动关节,帮助医护人员轻松地抱起病人。国内研究方面,中国科学院合肥智能机械研究所最早开始研究下肢助力外骨骼机器人<sup>[10]</sup>,其第一代样机以电机作为主动关节驱动,通过采集外骨骼的足底压力反馈信息实现外骨骼的控制<sup>[11]</sup>。哈尔滨工业大学<sup>[12]</sup>针对复杂环境下的负重行走助力问题,研制了可穿戴式下肢助力外骨骼机器人 HIT-LEX。

国内外许多学者在下肢外骨骼机器人领域取得了多方面的进展<sup>[13]</sup>。但是在人机匹配性方面,大多数穿戴式下肢外骨骼的尺寸不能自由调节,驱动关节缺乏物理限位保护,可能会对穿戴者造成伤害。

为了提高外骨骼的穿戴适应性和安全性,本文设计了一种多自由度尺寸可调的下肢助力外骨骼机器人,并在关节处设置了限位装置,以适应不同体态用户的需求。在外骨骼建模过程中,设计了踝关节的旋内/旋外自由度,使脚部与运动方向有一定的夹角,符合人体正常行走的步态。同时,采用有限元柔性体模态分析方法,评估和验证了外骨骼结构的力学性能和稳定性。

由于外骨骼系统的助力主要依靠关节驱动,因此关节驱动力矩和转角的变化规律是外骨骼研究的重要内容<sup>[14-16]</sup>。本文通过实验测量了人体行走步态周期内的足底压力,将测得的步态数据作为外骨骼驱动函数的参数,在 Adams 中进行了动力学仿真分析,并通过拉格朗日方程计算并验证了外骨骼运动过程中的关节变化特性。结果表明:本文设计的机器人具有良好的外骨骼的穿戴适应性和人机匹配性,可为后续助力外骨骼的驱动选择和控制策略提供了参考依据。

## 1 外骨骼系统结构设计与分析

### 1.1 整体结构设计

下肢外骨骼机器人的本体结构设计,主要考虑机构的灵巧性、穿戴的舒适性、人机的协调性和人体工程学的适应性<sup>[17-19]</sup>4个方面。为了实现穿戴舒适和人机协调,下肢外骨骼机器人的自由度应与人体运动关节保持一致,下肢外骨骼的整体结构如图 1 所示。

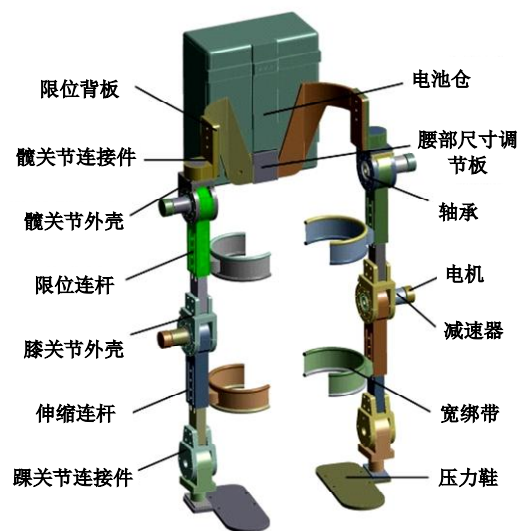


图 1 下肢外骨骼整体结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of overall structure of lower limb exoskeleton

由于外骨骼穿戴在人体外侧面,人体髋关节的 3 个旋转运动副无法完全对应外骨骼的髋关节中心。为了减少关节运动的偏差,同时保持髋关节运动的灵活性,本文将外骨骼的髋关节内收/外展自由度设置在髋关节水平延长线上。考虑到踝关节内收/外展自由度对人体正常行走的影响较小,单腿外骨骼仅设置了 6 个自由度。

本文设计的外骨骼腰部结构尺寸可根据不同穿戴者的体态进行调节。具体而言,腰部尺寸调节板可以改变机构两端的长度,与限位背板配合,将髋关节的内收/外展运动范围控制在 $-17^{\circ}\sim 5^{\circ}$ ,以保证穿戴的安全性。下肢长度调整装置可以调节大腿和小腿的长度,调节范围分别为 330~381 mm 和 352~407 mm。外骨骼的主要结构尺寸如表 1 所示,其中  $H$  为身高。

为了提高下肢助力外骨骼机器人系统的人机协调性,本文选用尼龙作为绑带材料,绑带宽度为

表 1 外骨骼主要结构尺寸

机体结构	骨骼比例	可调尺寸/mm	仿真尺寸/mm
髌-膝	0.206H	330~381	360
膝-踝	0.220H	352~407	385
胯	0.190H	304~351	332

120 mm,可以防止绑带的滑动和拉伸,避免影响助力效果。绑带的安装位置为大腿环面和小腿前侧胫骨内侧,且具有一定锥度,以增强与腿部的贴合性。外骨骼髌/膝关节外壳由轴系、限位连杆、电机和减速器构成。髌/膝关节的轴系采用反向安装方式,以适应电机和减速器的位置。限位连杆可以根据穿戴者的身高更换不同角度的辅助限位块,实现多角度物理限位,防止电机限位失效导致的安全隐患。下肢助力外骨骼机器人的人体关节转动范围及限位保护如表 2 所示。

表 2 外骨骼各自由度转动范围及限位保护

Table 2 Rotation range and limit protection for various degrees of freedom of exoskeleton

关节	自由度	最大范围/(°)	限位保护/(°)
髌关节	伸展/弯曲	140/-45	90/-30
	外展/内收	60/-30	30/-5
	旋内/旋外	50/-50	30/-30
膝关节	伸展/弯曲	0/-150	-5/-120
踝关节	跖屈/背屈	50/-30	25/-35
	外旋/内旋	20/-40	17/-5

外骨骼踝关节机构包括踝关节外壳、轴系、踝关节连接件和限位板。限位板与踝关节连接件底部配合,可以调节脚部的外旋/内旋角度,使其在 $-17^{\circ}\sim 5^{\circ}$ 范围内,符合人体关节角度的活动范围。足底采用橡胶材料,为足底提供弹性支撑;同时在足底顶部放置或嵌入压力传感器,以实现运动信息的实时采集和反馈。在保证外骨骼结构刚度和强度的基础上,本文选用轻量化 7075 铝合金作为外骨骼主要连杆的材料,实现机械结构的轻量化和便携性。

## 1.2 行走过程分析

与站立、下蹲等动作相比,外骨骼机器人的行走过程具有更高的动力学复杂度和多样性。因此,建立准确的行走模式下的动力学模型,对于提高外骨骼机器人的驱动控制精度至关重要。人体行走过程的周期如图 2 所示。

人在行走时,双腿会有规律地摆动。从步态周期来看,始终有一只脚在支撑身体的重量,而另

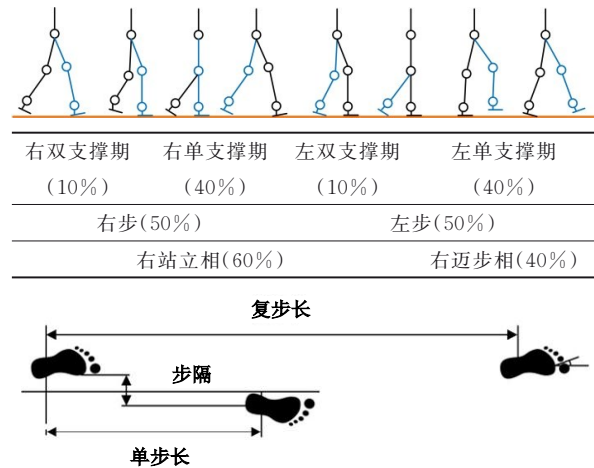


图 2 人类双腿步行过程的周期

Fig. 2 Periodic diagram of human bipedal walking process

一只脚则在空中摆动。当脚跟着地时,摆动阶段结束;当脚尖离地时,摆动阶段开始。人的步态具有左右对称的特点。

## 1.3 下肢外骨骼机器人有限元建模与分析

穿戴外骨骼时,不仅要考虑舒适度、步态适应和人机协调,还要注意外骨骼的安全性,如结构的强度、刚度,以及地面反作用力和振动对外骨骼的影响<sup>[20]</sup>。为此,本文在 Ansys Workbench 软件中,对下肢外骨骼机器人的 4 种典型步态进行分析,证明了其满足安全要求;同时对左单支撑期的摆动相进行 9 阶模态分析,分析了结构的固有频率和振型并进行优化,避免了共振和冲击振动对外骨骼结构和控制系统的干扰。为了更好地分析不同步态下的变形和受力情况,仿真前将电池仓设置为重量 45 kg 的实心结构,模拟外骨骼运动时电池和负载的实际状态。

为了保证机器人构件的强度和刚度,本文采用铝合金、橡胶、不锈钢等轻量化材料。分析时采用自动划分法对模型进行网格划分,对于受力集中、形状复杂的零件,先进行了分割处理,如图 3 所示,以提高分析的准确性。本文通过偏度衡量网格的质量,模型的最大偏度 $<0.81$ ,说明网格划分的质量满足有限元分析的要求。

外骨骼机器人的载荷主要由系统自身重量、地面反作用力、环境冲击力和振动组成,且随运动步态变化,因此本文分析了不同步态下的受力情况。在静力学分析中,对外骨骼足底与地面接触处施加固定约束,并根据不同步态在髌关节两侧分别施加方向向下的载荷,髌关节两侧的力相加

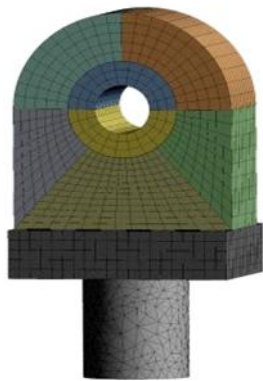


图 3 踝关节连接件网格划分

Fig. 3 Mesh division of ankle joint connectors

为 1 500 N 质量,外骨骼整体的质量为 1 500 N 的 40%,即 600 N。不同步态下外骨骼的位移变形及应力情况如图 4、图 5 所示。

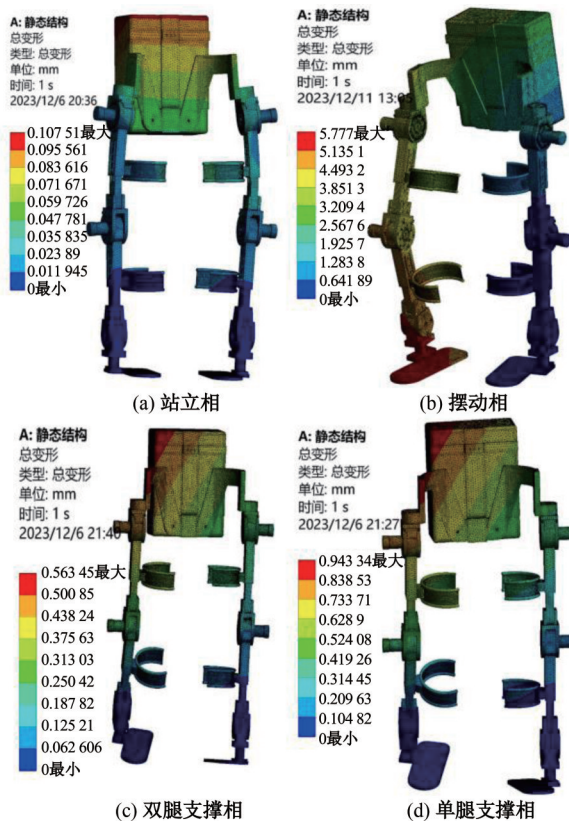


图 4 不同步态下外骨骼位移变形云图

Fig. 4 Cloud map of exoskeleton displacement and deformation under different gaits

从图 4 可以看出,站立相、双腿支撑相和单腿支撑相的最大位移变形均小于 1 mm,且变形主要集中在电池仓处,从上到下逐渐减小。摆动相的最大位移变形为 5.77 mm,位于右侧踝关节和足底处。摆动相的变形在 4 种步态中最大,这是因为摆动相是右脚悬空的前进步态,其变形位置和范围符合运动要求。

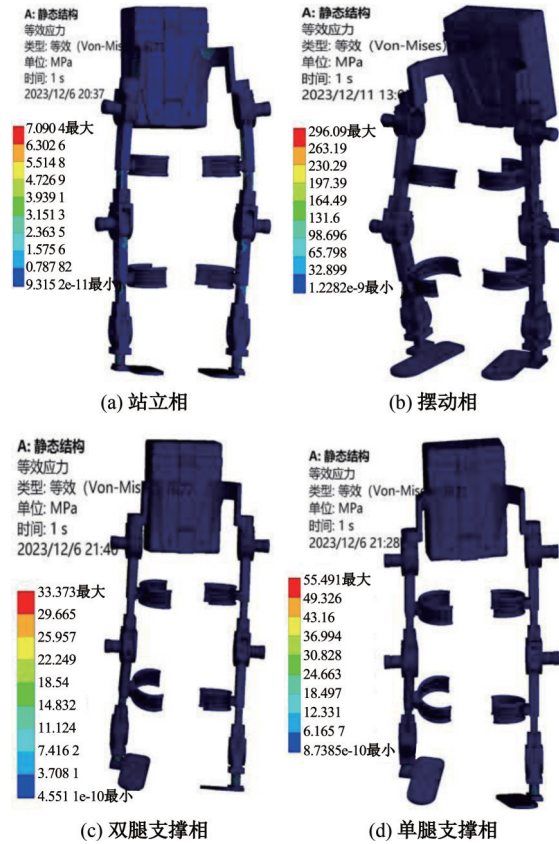


图 5 不同步态下外骨骼应力云图

Fig. 5 Exoskeleton stress cloud map under different gaits

图 5 为不同步态下外骨骼的应力云图,可以看出,站立相、单腿支撑相和双腿支撑相的最大应力 < 60 MPa;摆动相的应力集中于右侧足底,最大应力为 296.09 MPa。上述应力值均在铝合金的强度范围内,这说明外骨骼的结构和材料的强度能满足不同步态下的使用要求。

由于外骨骼在运动时会受到地面的冲击力和振动,导致机器人各构件产生振动或者共振,进而影响控制系统和足底压力系统的精度。因此,本文对 4 种步态进行了模态分析,特别是对位移变形和应力变化最大的摆动相进行了 9 阶模态分析。根据模态分析数据,1~3 阶的变形在 3.75 mm 以内,4~9 阶的最大变形出现在第 6 阶,变形位移为 12.619 mm,符合设计要求。此外,不同步态下下肢助力外骨骼机器人的各阶振型没有发生突变,说明外骨骼的刚度设计合理。

#### 1.4 基于足底压力的步态数据采集分析

足底压力分布能反映足部及全身的结构、功能和姿势控制,是重要的生物力学信息<sup>[21,22]</sup>。为了探究人体运动周期的步态特征,为外骨骼系统

驱动提供步态数据,本文基于人体行走时足底触地各时期的压力分布,分析人体的位姿特征,综合人机运动学信息和末端交互力检测信息,合理的外骨骼驱动关节控制策略。

由于人体足部与地面接触面积有限,足底各部位的压力分布不尽相同,本文采用多模块足底压力测量仪器,利用阵列分布式柔性薄膜压力传感器测量足底压力。该传感器共包括 18 个独立感应单元,分别布置在趾骨、内/外跖骨、足弓和足跟区域,每个感应单元均为独立设计,以减小相互干扰。信号采集模块及足底压力系统上位机界面如图 6 所示。

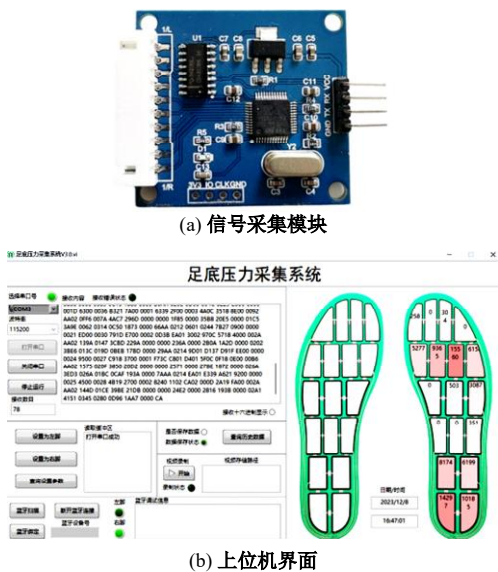


图 6 压力传感器信号采集模块及上位机界面  
Fig. 6 Pressure sensor signal acquisition module and upper computer interface

为了研究人体行走过程中的位姿特征和足底压力变化规律,本文以成年男性为实验对象,采用柔性薄膜足底压力传感器进行测量。实验过程如下:将压力传感器平铺在地面,将信号采集模块固定在人体小腿后侧的踝关节处,并将薄膜压力传感器与信号采集模块连接;给信号采集模块通电,通过蓝牙将数据处理模块与电脑连接,设置好串口和波特率,即可开始对人体行走过程中的足底压力数据进行采集。在采集足底压力数据时,系统能够快速采集并分析人体足底的压力数据,通过数模转换程序将压力数据转换成可视化图像,显示在上位机界面中。该界面能够实时显示各感应点的压力值,且压力越大显示颜色越深。采集到的数据可以保存并导出成 csv 格式表格,通过对步态数据的分析,可以将行走实验数据导

入 Adams 软件的下肢模型,作为关节驱动参数,对行走过程进行仿真分析。足底压力变化曲线如图 7 所示。

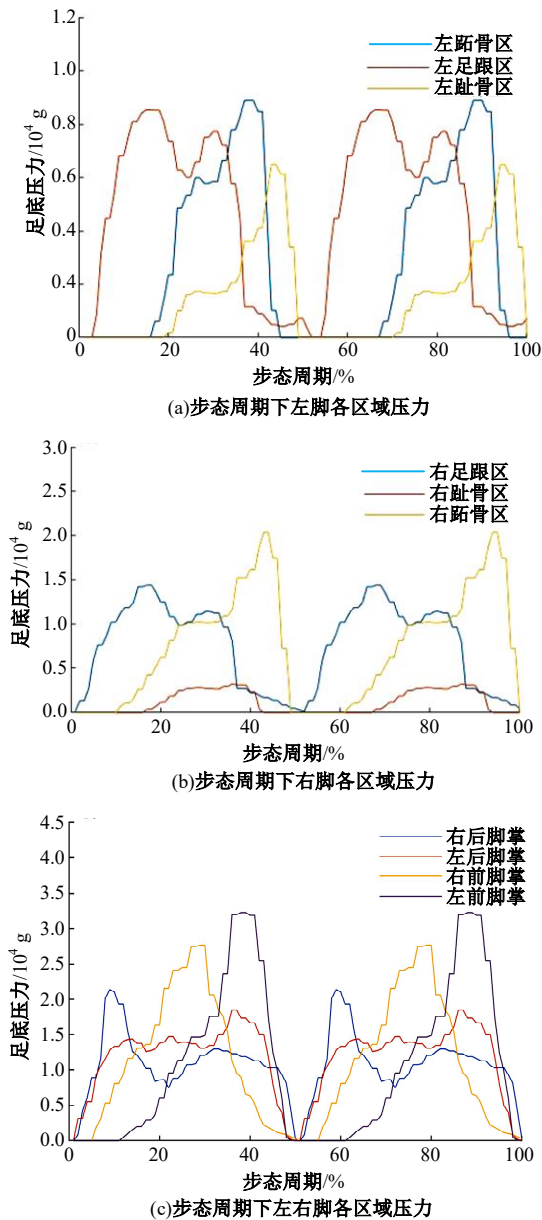


图 7 足底压力变化曲线  
Fig. 7 Plantar pressure variation curve

从足底的受力情况来看,行走过程中人体足部的主要受力位置为足跟区位置、内外跖骨区、趾骨区 3 处,足底压力中心在足跟和脚趾之间的连线上移动。

## 2 助力型外骨骼动力学模型建立

### 2.1 外骨骼系统的动力学模型

下肢助力外骨骼机器人机械腿的运动属于多变量非线性运动,关节自由度越多,动力学模型越

复杂,求解越难<sup>[23-25]</sup>。为了简化模型,忽略髋关节的侧摆运动,只考虑前进方向的运动,这样步行机构可简化为平面机构。设步行机构为4自由度关节机构,即髋关节、膝关节、踝关节和脚尖关节,其中脚尖关节为假定的虚拟关节。这是因为在着地相期间,该腿机构已经发生变胞,脚部运动可以看作是绕指尖的瞬时转动,如图8(a)所示。

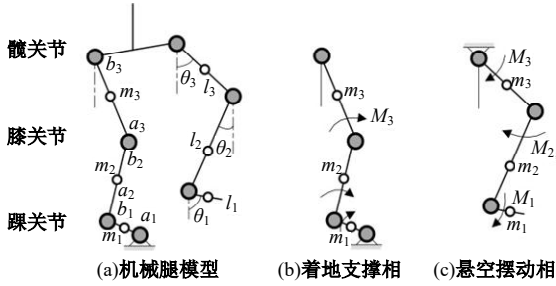


图 8 关节机械腿的动力学模型

Fig. 8 Dynamic model of articulated robotic legs

外骨骼机器人在行走过程中,处于着地相的腿可按照3自由度倒立摆处理,如图8(b)所示。处于悬空摆动的腿可按照3自由度复摆处理,如图8(c)所示。

拉格朗日方程是求解多自由度机构动力学问题的常用方法,适用于建立并求解步行机械腿的动力学方程。拉格朗日方程的表述为:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} = M \quad (1)$$

式中: $L$ 为拉格朗日函数, $L = E - U$ ,其中 $E$ 为机构系统的动能, $U$ 为机构系统的势能。

图8所示机械腿机构的动能与势能分别为:

$$E = \frac{1}{2} J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} J_2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} J_3 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} m_1 (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2) + \frac{1}{2} m_2 (\dot{x}_2^2 + \dot{y}_2^2) + \frac{1}{2} m_3 (\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2) \quad (2)$$

$$U = m_1 g a_1 \cos \theta_1 + m_2 g (l_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos \theta_2) + m_3 g (l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 + a_3 \cos \theta_3) \quad (3)$$

式中: $J_i$ 为连杆 $i$ 绕其质心的转动惯量; $l_i$ 为连杆 $i$ 的长度; $x_i, y_i$ 为连杆 $i$ 质心点在基础坐标系中的坐标; $a_i$ 为连杆 $i$ 质心到其下端铰链的距离; $\theta_i$ 为连杆 $i$ 相对基础坐标系的绝对转角。

将拉格朗日函数、动能及势能代入拉格朗日方程,可求出着地支撑相和悬空摆动相两种状态下的微分方程。由于有 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ 这3个未知转角,因此可以根据着地支撑相和悬空摆动相写出3个微分方程。

参照图8(b),着地支撑相下腿机构的3个微分方程分别为:

$$\begin{aligned} & [J_1 + m_1 a_1^2 + (m_1 + m_2) l_1^2] \ddot{\theta}_1 + \\ & [m_2 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)] \ddot{\theta}_2 + \\ & [m_3 l_1 a_3 \cos(\theta_1 - \theta_2)] \ddot{\theta}_3 - \\ & (m_1 g a_1 + m_2 g l_1 + m_3 g l_1) \sin \theta_1 = \\ & M_1 - (M_2 - M_3) \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} & [m_2 l_1 a_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) + m_3 l_1 l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)] \ddot{\theta}_1 + \\ & (J_2 + m_2 a_2^2 + m_3 l_2^2) \ddot{\theta}_2 + \\ & [m_3 l_2 a_3 \cos(\theta_2 - \theta_3)] \ddot{\theta}_3 - \\ & (m_2 g a_2 + m_3 g l_2) \sin \theta_2 = M_2 - M_3 \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} & [m_3 l_2 a_3 \cos(\theta_1 - \theta_3)] \ddot{\theta}_1 - m_3 l_2 a_3 \cos(\theta_2 - \theta_3) \ddot{\theta}_2 + \\ & (J_2 + m_3 a_3^2) \ddot{\theta}_3 - m_3 g a_3 \sin \theta_3 = M_3 \end{aligned} \quad (6)$$

通过上述3个微分方程,可求解着地状态的关节驱动力矩。在实际工程应用中,在计算着地相的关节力矩时,必须考虑身体的质量。参照图8(c),悬空摆动相下腿机构的3个微分方程分别为:

$$\begin{aligned} & [J_3 + m_3 b_3^2 + (m_1 + m_2) l_3^2] \ddot{\theta}_3 + \\ & [m_2 l_3 b_2 \cos(\theta_3 - \theta_2) + m_1 l_3 l_2 \cos(\theta_3 - \theta_2)] \ddot{\theta}_2 + \\ & [m_1 l_3 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_1)] \ddot{\theta}_1 + \\ & (m_3 g b_3 + m_2 g l_3 + m_1 g l_3) \sin \theta_3 = M_3 - (M_2 - M_1) \end{aligned} \quad (7)$$

$$\begin{aligned} & [m_2 l_3 b_2 \cos(\theta_3 - \theta_2) + m_3 l_3 l_2 \cos(\theta_3 - \theta_2)] \ddot{\theta}_3 + \\ & (J_2 + m_2 b_2^2 + m_1 l_2^2) \ddot{\theta}_2 + [m_1 l_2 b_1 \cos(\theta_2 - \theta_1)] \ddot{\theta}_1 + \\ & (m_2 g b_2 + m_1 g l_2) \sin \theta_2 = M_2 - M_1 \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} & [m_1 l_3 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_1)] \ddot{\theta}_3 - m_1 l_2 b_1 \cos(\theta_3 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 + \\ & (J_1 + m_1 b_1^2) \ddot{\theta}_1 + m_1 g b_1 \sin \theta_1 = M_1 \end{aligned} \quad (9)$$

式中: $b_i$ 为连杆 $i$ 质心到其上端铰链的距离; $M_i$ 为作用在连杆关节处的驱动力矩。

通过悬空摆动相的3个微分方程,可求解悬空摆动状态下的关节驱动力矩。将拉格朗日方程参数通过软件求解,得到的力矩曲线如图9所示,其中力矩峰值不仅可以验证方程的正确性,还能作为驱动系统的电机选型提供参考和依据。

外骨骼运动时,髋关节力矩最大值在右腿着地支撑时为104.75 N·m,最小为95.31 N·m。将该力矩带回拉格朗日方程,可计算得出髋关节的角度范围为 $-2.52^\circ \sim 29.32^\circ$ 。

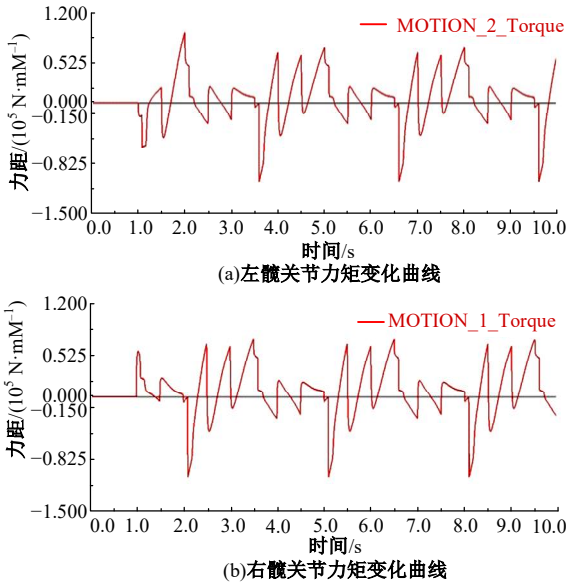


图 9 髋关节力矩变化曲线

Fig. 9 Hip joint torque variation curve

2.2 外骨骼动力学模型仿真及分析

为了验证下肢助力外骨骼机器人正常步态行走的稳定性,本文基于 Adams 的虚拟样机技术<sup>[26]</sup>,对外骨骼机器人的下肢行走过程进行仿真分析。在仿真过程中,为了提高仿真结果的可靠性和可信变,本文将足底压力实验采集的步态信息,以及拉格朗日方程求解的力矩、角度作为关节驱动函数,对外骨骼进行运动仿真。

首先,简化三维模型并建立大地模型,将没有相对运动的构件通过布尔运算简化为一个整体,以减少不必要运动副的添加。

其次,设置外骨骼运动副、材料和约束,运动副及约束情况如图 10 所示。同时,采用碰撞函数算法计算足底与大地间的接触力,具体参数设置如表 3 所示。

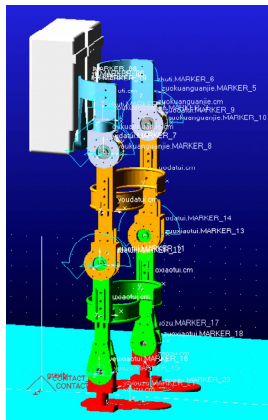


图 10 外骨骼构件运动副

Fig. 10 Motion pairs of exoskeleton component

表 3 外骨骼足底与地面间接触参数设置  
Table 3 Contact parameters setting between exoskeleton sole and ground

参数	数值	参数	数值
刚度	10 000	静摩擦因数	0.5
力指数	2.2	动摩擦因数	0.5
阻尼	5 000	静平移速度	100
穿透深度	0.1	摩擦平移速度	1 000

最后,将 STEP 驱动函数添加到关节运动副中,选择 STEP 控制函数作为关节驱动函数,并将测得的数据和时间参数代入函数中。其中,外骨骼的右髋驱动关节函数为  $0.7 \times (\text{STEP}(\text{TIME}, 1.5, 0, 2, -10\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 2.5, 0, 3, 60\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 3.5, 0, 4, -50\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 4, 0, 4.5, -10\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 5.5, 0, 6, 60\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 6.5, 0, 7, -50\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 7, 0, 7.5, -10\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 8.5, 0, 9, 60\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 9.5, 0, 10, -50\text{D}))$ ; 右膝关节驱动关节函数为  $-1.2 \times (\text{STEP}(\text{TIME}, 1, 0, 1.5, 20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 2, 0, 2.5, -20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 3, 0, 3.5, 20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 5, 0, 5.5, -20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 6, 0, 6.5, 20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 8, 0, 8.5, -20\text{D}) + \text{STEP}(\text{TIME}, 9, 0, 9.5, 20\text{D}))$ 。定义仿真步数为 1 000 步,仿真时长为 10 s。外骨骼的行走过程如图 11 所示。

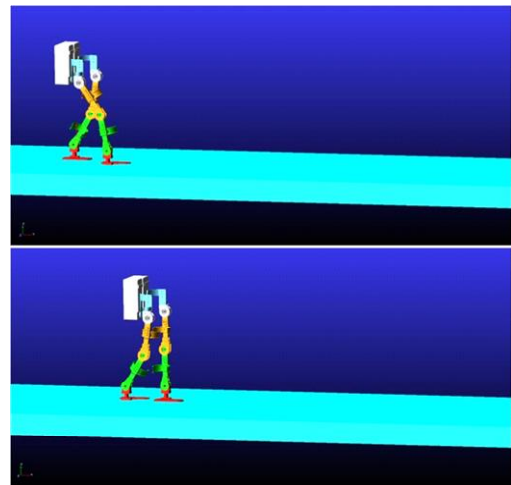


图 11 外骨骼行走过程仿真图

Fig. 11 Simulation diagram of exoskeleton walking process

外骨骼行走过程中各关节的角度变化如图 12 所示。

本文利用仿真方法得到了外骨骼虚拟样机行

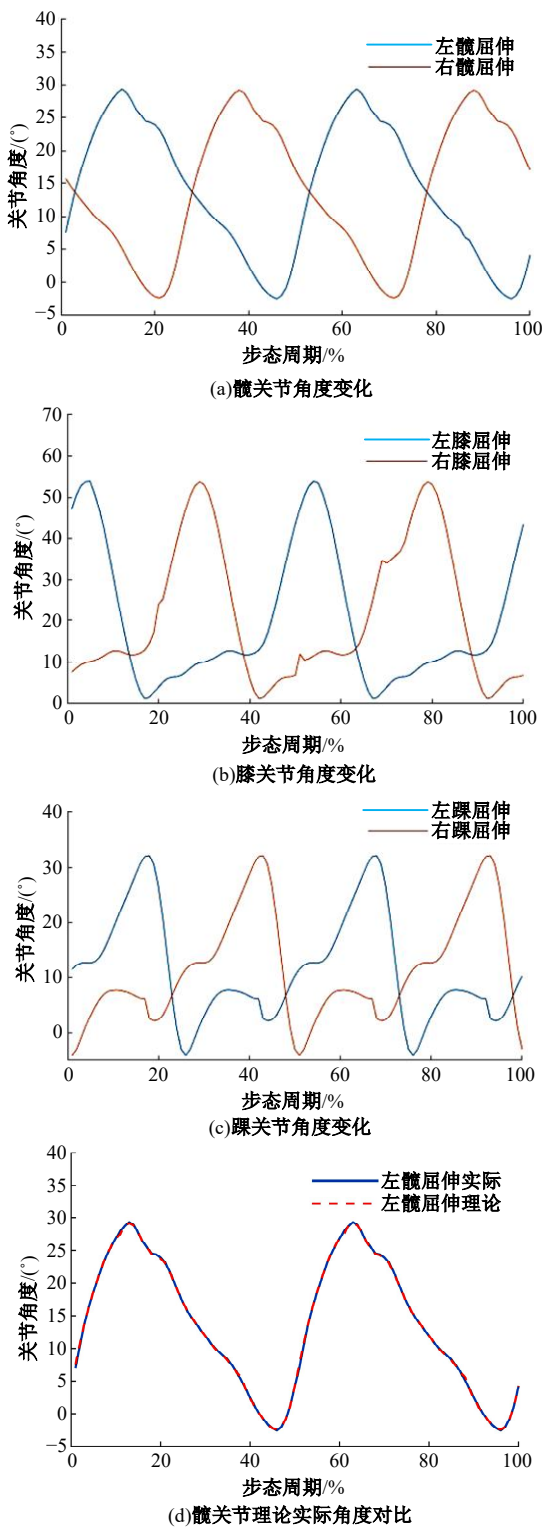


图 12 在一个步态周期下外骨骼髋关节、膝关节、踝关节角度变化

Fig. 12 Changes in hip, knee, and ankle joint angles of the exoskeleton during one gait cycle

走模式下的动力学参数,并将步态信息输入各关节的驱动函数及力矩,根据输出数据得到各关节的角度,如图 12 所示。从图 12 中可以看出,在步

态周期内,髋关节的角度变化范围为 $-2.83^{\circ} \sim 29.31^{\circ}$ ,膝关节的角度变化范围为 $1.2^{\circ} \sim 53.82^{\circ}$ ,踝关节的角度变化范围为 $-4.12^{\circ} \sim 32.19^{\circ}$ 。将驱动力矩代入拉格朗日方程求解得到的髋关节角度 $\theta$ ,与驱动函数输出的关节角度范围一致。此外,外骨骼运动过程表现出明显的周期性,符合人体运动特征。

### 3 结束语

本文设计了一种结构简单有效、人机配合性良好的下肢外骨骼。以外骨骼样机为研究对象,使用有限元方法对其进行静力学分析,验证了不同步态下外骨骼结构的强度、刚度和合理性。同时,建立了外骨骼机器人关节机械腿的 4 自由度关节动力学模型,对其运动周期进行了分析,并求解了各关节的拉格朗日运动方程。此外,通过足底压力实验获取了人体行走过程中的足底压力和位姿特征,并将实验结果作为驱动函数参数,在 Adams 环境中对外骨骼进行了动力学仿真分析。最终,验证了外骨骼的穿戴适应性和人机匹配性,为后续助力外骨骼的驱动选择和控制策略提供了参考依据。

#### 参考文献:

[1] 宋迺志, 王晓光, 王鑫, 等. 多关节外骨骼助力机器人发展现状及关键技术分析[J]. 兵工学报, 2016, 37(1): 172-185.  
 Song Qiu-zhi, Wang Xiao-guang, Wang Xin, et al. Development of multi-joint exoskeleton-assisted robot and its key technology analysis: an overview[J]. Acta Armamentarii, 2016, 37(1): 172-185.

[2] Kalita B, Narayan J, Dwivedy S K. Development of active lower limb robotic-based orthosis and exoskeleton devices: a systematic review[J]. International Journal of Social Robotics, 2021, 13: 775-793.

[3] Pamungkas D S, Caesarendra W, Soebakti H, et al. Overview: types of lower limb exoskeletons[J]. Electronics, 2019, 8(11): No. 1283.

[4] 朱惠盈, 杨海乐, 林星羽. 外骨骼穿戴式助力助行机器人技术综述[J]. 计量与测试技术, 2019, 46(7): 54-58, 63.  
 Zhu Hui-ying, Yang Hai-le, Lin Xing-yu. Review of exoskeleton wearable assisting robot[J]. Metrology & Measurement Technique, 2019, 46(7): 54-58, 63.

[5] 何育民, 骆婷, 郭思宇, 等. 下肢外骨骼运动学与动

- 力学研究综述[J]. 兵器装备工程学报, 2023, 44(5): 285-293.
- He Yu-min, Luo Ting, Guo Si-yu, et al. Research review on kinematics and dynamics of lower limb exoskeleton[J]. Journal of Ordnance Equipment Engineering, 2023, 44(5): 285-293.
- [6] Young A J, Ferris D P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 25(2): 171-182.
- [7] Mohammed S, Amirat Y, Rifai H. Lower-limb movement assistance through wearable robots: State of the art and challenges[J]. Advanced Robotics, 2012, 26(1/2): 1-22.
- [8] Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton[J]. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 2006, 128(1): 14-25.
- [9] Qin T, Yang Y, Wen B, et al. Research on human gait prediction and recognition algorithm of lower limb-assisted exoskeleton robot[J]. Intelligent Service Robotics, 2021, 14(3): 445-457.
- [10] 尹军茂. 穿戴式下肢外骨骼机构分析与设计[D]. 北京: 北京工业大学机械工程与应用电子技术学院, 2010.
- Yin Jun-mao. Analysis and design of wearable lower extremity exoskeleton[D]. Beijing: College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, 2010.
- [11] 贾山. 下肢外骨骼的动力学分析与运动规划[D]. 南京: 东南大学机械工程学院, 2016.
- Jia Shan. Dynamics and motion planning of lower extremity exoskeleton[D]. Nanjing: School of Mechanical Engineering, Southeast University, 2016.
- [12] 张超. 下肢助力外骨骼机器人研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2016.
- Zhang Chao. Research on lower limbs powered exoskeleton robot[D]. Harbin: School of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Institute of Technology, 2016.
- [13] 衣淳植, 郭浩, 丁振, 等. 下肢外骨骼研究进展及关节运动学解算综述[J]. 智能系统学报, 2018, 13(6): 878-888.
- Yi Chun-zhi, Guo Hao, Ding Zhen, et al. Research progress of lower-limb exoskeleton and joint kinematics calculation[J]. CAAI Transactions on Intelligent Systems, 2018, 13(6): 878-888.
- [14] Baser O, Kizilhan H, Kilic E. Employing variable impedance (stiffness/damping) hybrid actuators on lower limb exoskeleton robots for stable and safe walking trajectory tracking[J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2020, 34: 2597-2607.
- [15] Zheng Y, Wang Y Q, Liu J X. Analysis and experimental research on stability characteristics of squatting posture of wearable lower limb exoskeleton robot[J]. Future Generation Computer Systems, 2021, 125: 352-363.
- [16] 汪步云, 王月朋, 梁艺, 等. 下肢外骨骼助力机器人关节驱动设计及试验分析[J]. 机械工程学报, 2019, 55(23): 55-66.
- Wang Bu-yun, Wang Yue-peng, Liang Yi, et al. Design on articular motion & servo driving with experimental analysis for lower limb exoskeleton robot[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(23): 55-66.
- [17] 宋纪元, 朱爱斌, 屠尧, 等. 人机交互力对下肢助力外骨骼关节期望角度的预测[J]. 西安交通大学学报, 2021, 55(12): 55-63, 69.
- Song Ji-yuan, Zhu Ai-bin, Tu Yao, et al. Prediction of expected angle of joints of lower limb assisted exoskeleton with human-robot interaction[J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2021, 55(12): 55-63, 69.
- [18] 陈炜, 王立柱, 张林琰, 等. 下肢外骨骼康复机器人动力学分析与仿真[J]. 机械设计, 2018, 35(4): 71-77.
- Chen Wei, Wang Li-zhu, Zhang Lin-yan, et al. Dynamic analysis and simulation for lower limb exoskeleton rehabilitation robot[J]. Journal of Machine Design, 2018, 35(4): 71-77.
- [19] 陈树洋. 下肢外骨骼助力机器人结构与仿真分析[D]. 镇江: 江苏大学机械工程学院, 2018.
- Chen Shu-yang. Structure design and simulation analysis of lower-limb exoskeleton assisted robot[D]. Zhenjiang: School of Mechanical Engineering, Jiangsu University, 2018.
- [20] Dadi V V, Sathwik P, Mahesh D, et al. Structural design and analysis of a lower limb exoskeleton for elderly[J]. International Journal of Advanced Mechatronic Systems, 2020, 8(2/3): 65-74.
- [21] Li J F, Zhang Z Q, Tao C J, et al. Structure design of lower limb exoskeletons for gait training[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2015, 28(5): 878-887.

- [22] 陈伟, 王勇, 沈进东, 等. 基于气囊结构鞋垫的足底压力分布测量系统[J]. 重庆理工大学学报: 自然科学, 2023, 37(10): 202-210.  
Chen Wei, Wang Yong, Shen Jin-dong, et al. Plantar pressure based on airbag insole distributed measurement system[J]. Journal of Chongqing University of Technology (Natural Science), 2023, 37(10): 202-210.
- [23] Yan Y, Chen Z L, Huang C, et al. Modelling and analysis of coupling dynamics of swinging a lower limb exoskeleton[J]. Nonlinear Dynamics, 2023, 111(2): 1213-1234.
- [24] 张燕, 李梵茹, 李威, 等. 基于人机耦合的下肢外骨骼动力学分析及仿真[J]. 应用数学和力学, 2019, 40(7): 780-790.  
Zhang Yan, Li Fan-ru, Li Wei, et al. Dynamic analysis and simulation of the lower extremity exoskeleton based on human-machine interaction[J]. Applied Mathematics and Mechanics, 2019, 40(7): 780-790.
- [25] 张淑珍, 周瑞, 毕彦峰, 等. 下肢外骨骼机器人踝关节建模及动力学仿真[J]. 机械科学与技术, 2020, 39(5): 695-700.  
Zhang Shu-zhen, Zhou Rui, Bi Yan-feng, et al. Ankle joint modeling and dynamics simulation of wearable lower limb exoskeleton robot[J]. Mechanical Science and Technology for Aerospace Engineering, 2020, 39(5): 695-700.
- [26] 陈贵亮, 李子浩, 蔡超, 等. 基于人体动力学分析的下肢外骨骼助力设计及机构优化[J]. 工程设计学报, 2023, 30(3): 362-371.  
Chen Gui-liang, Li Zi-hao, Cai Chao, et al. Design and mechanism optimization of lower limb exoskeleton based on human dynamics analysis[J]. Chinese Journal of Engineering Design, 2023, 30(3): 362-371.