

下肢康复外骨骼机器人运动学与动力学分析

宁飞龙 李成栋 李亨 姜家豪

(江苏海洋大学 机械工程学院, 连云港 222005)

摘要:【目的】针对现有下肢康复外骨骼机器人适配性不足的问题,设计了一款多部位尺寸可调的外骨骼机器人,探究其运动学与动力学特性,为结构优化和电动机选型提供依据。【方法】基于人体下肢结构特征,采用D-H参数法建立运动学模型,通过拉格朗日方程构建动力学模型,结合Matlab与Adams软件分别进行理论计算与仿真验证,开展空载及带载仿真分析。【结果】机器人左、右两侧运动呈周期性变化且相差半个步态周期,符合人体行走规律;摆动相髋关节驱动转矩不超过60 N·m,膝关节不超过40 N·m,运动平稳,满足设计要求,为控制系统开发及实物研制提供了参考。

关键词: 外骨骼机器人; D-H建模; 拉格朗日方程; 运动学分析; 动力学分析

中图分类号: TH122 **DOI:** 10.16578/j.issn.1004.2539.2025.09.012

0 引言

《中国脑卒中防治报告(2023)》显示,40岁以上脑卒中患者人数达1 242万,其中2/3的脑卒中患者存在行走障碍并且活动能力降低^[1]。通过规律性且强度合适的康复训练可有效改善患者的下肢运动功能^[2]。《中国康复医疗行业研究报告(2022)》显示,我国每10万人中拥有康复治疗师3.4人,与国际标准10人/10万的差距较大,表明我国康复人员数量存在较大缺口,无法满足康复需求。而康复机器人的出现为康复治疗行业带来了福音。

目前,国内外针对外骨骼康复机器人的研究已取得了较多的研究成果。以色列研发的ReWalk™系列外骨骼机器人,能够辅助胸椎下段脊柱损伤的患者行走,其采用电动机驱动髋关节与膝关节运动,且腰部宽度和腿部长度尺寸可调^[3]。日本筑波大学研发的HAL®系列医疗康复机器人,采用电动机驱动髋关节与膝关节运动,可辅助患者完成站立、平地行走^[4]。美国Ekso仿生公司推出的Ekso™外骨骼机器人,采用电动机驱动髋关节与膝关节运动,调节机器人腿部的伸缩长度,可以适配身高在175~193 cm的患者^[5]。美国范德堡大学与派克汉尼汾公司共同研制的Indego外骨骼机器人由5个独立部件组成,包括臀部、髋关节、大腿、小腿以及躯干绑带,可适配体重超过91 kg的患者,并且通过调整躯干绑带,可以适应不同体重的患者^[6]。我国电子科技大学研制的

外骨骼机器人下肢单侧具有5个自由度,分别为膝关节、踝关节各1个,髋关节3个,腿部尺寸可调,采用直流电动机驱动髋关节与膝关节运动^[7-8]。程天科技研发的UGO外骨骼机器人,通过调节腿部尺寸,可适配身高在150~190 cm的患者^[9]。深圳迈步研制的Bear-H1外骨骼机器人,通过调节腿部尺寸,能够适应身高在155~190 cm的患者^[10]。调查发现,目前大部分下肢康复外骨骼机器人的尺寸可根据患者腰部宽度、腿部长度进行调节。但根据GB/T 10000—2023^[11]的数据,成年人的脚踝高度(胫骨点高-小腿长)最大相差近15 mm,身体前、后方向最大相差270 mm。此外,现有康复机器人的腿部均按照标准腿型进行设计,忽略了不同腿型的患者。显然,为了提高人机协调性,扩大外骨骼机器人的适用范围,有必要设计一款能够实现腰部前后调节、脚踝高度调节、小腿腿型调节的机器人。基于上述分析,本文设计了一种能够进行多部位尺寸调整的康复外骨骼机器人,并进行了运动学及动力学分析以验证其可行性。

1 下肢康复外骨骼机器人结构设计

1.1 人体下肢结构分析

根据人体下肢生理学结构,可将人体划分为额状面、横切面、矢状面^[12]。人体单侧下肢具有7个自由度,分别为髋关节3个、膝关节1个、踝关节2个;通过各关节的协调运动,可在3个面内实现复杂的空

收稿日期: 2024-05-16 修回日期: 2024-06-24

基金项目: 江苏省产学研合作项目(NSG070025901)

作者简介: 宁飞龙,男,1997年生,河南洛阳人,硕士研究生;主要研究方向为康复机器人设计;ningfeilong@jou.edu.cn。

引用格式: 宁飞龙,李成栋,李亨,等. 下肢康复外骨骼机器人运动学与动力学分析[J]. 机械传动,2025,49(9):93-101.

NING Feilong, LI Chengdong, LI Heng, et al. Kinematics and dynamics analysis of lower limb rehabilitation exoskeleton robots [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2025, 49(9): 93-101.

间运动^[13]。本文研究的目的是辅助下肢运动功能障碍患者进行康复训练，这类患者的下肢主要在矢状面内运动。因此，设计时仅需考虑各关节在矢状面内的运动，这样不仅可简化机械结构，还能提高控制精度。由于踝关节位于小腿末端，运动时线速度相对较大，如果将其设置为主动关节，会增大系统能耗；且踝关节在摆动相时不需要驱动力矩，支撑相时所需的驱动力可以由髋关节或者膝关节提供^[14]，因此，目前的下肢康复外骨骼机器人的踝关节多为被动结构。综上，将踝关节设置为被动自由度，髋关节、膝关节设置为主动自由度。根据GB/T 10000—2023《中国成年人人体尺寸》、计算机步态分析(Computer Gait Analysis, CGA)运动数据^[15]以及人体运动学^[16]中的统计数据，确定的人体髋关节、膝关节在矢状面内的运动范围及下肢外骨骼机器人尺寸如表1所示。

表1 设计参数

Tab. 1 Design parameters

参数	范围
大腿长/mm	375~537
小腿长/mm	297~434
脚踝高度/mm	61~75
臀宽/mm	281~382
髋关节/(°)	-30~120
膝关节/(°)	0~120

1.2 下肢康复外骨骼机器人整体结构设计

图1为根据表1中参数设计的下肢康复外骨骼机器人结构示意图。该机器人主要由腰部调节模块、大腿调节模块、小腿调节模块、足部模块、动力装置及捆绑装置组成。单侧下肢具有3个自由度，采用集成电动机驱动髋关节、膝关节在矢状面内运动。

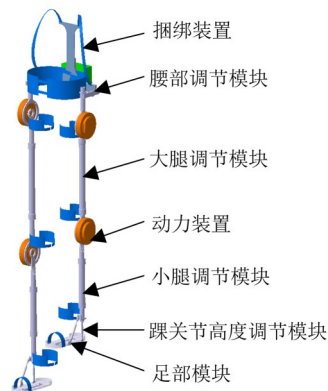


图1 下肢外骨骼机器人结构示意图

Fig. 1 Structural schematic diagram of the lower limb exoskeleton robot

1.2.1 腰部可调结构

依据GB/T 10000—2023《中国成年人人体尺寸》的数据统计分析，不同体型的人体腰部宽度最大相差380 mm，前、后方向相差270 mm。因此，为提高

人机协调性及适用范围，设计图2所示的腰部调节模块。其包括两个尺寸可调装置，可分别进行腰部横向、纵向两个方向的调整。其中，腰部横向调节装置采用丝杠螺母驱动的多连杆装置；腰部纵向调节装置采用限位销钉的方式进行尺寸调整。

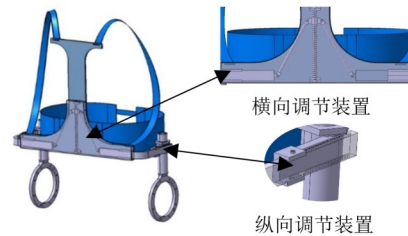


图2 腰部调节模块

Fig. 2 Waist adjustment module

1.2.2 腿、踝部可调结构

大腿、小腿以及踝关节处的长度调节装置均采用类似花篮螺栓的结构，中间调节杆内部中空且两端的内螺纹旋向相反，当旋转调节杆时，该模块整体便会相应地伸长或者缩短，调节完成后使用锁紧螺母进行固定，最终达到长度调节的目的。图3为小腿调节模块结构示意图。小腿调节模块内部集成蜗轮蜗杆传动机构，通过调整可实现小腿在冠状面内的转动，并可适配不同的腿型。图4为踝关节高度调节模块结构示意图。

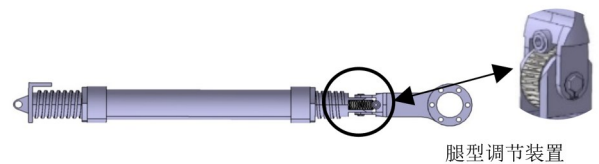


图3 小腿调节模块

Fig. 3 Shank adjustment module



图4 踝关节高度调节模块

Fig. 4 Ankle joint height adjustment module

1.2.3 安全保护装置

为了避免外骨骼机器人的运动范围超过人体运动极限，对患者造成二次伤害，在髋关节与膝关节处设计有两套安全保护装置，分别为电子式和机械式。其中，电子式使用位置传感器感知关节运动范围，进行限位；机械式(当电子式失效时启用)使用安装在极限位置上的螺钉进行限位。图5为小腿运动机械限位装置示意图。

1.3 结构性能分析

综上所述可知，本文所设计的下肢康复外骨骼机器人在结构上较现有设计具有优异的性能。表2所示为下肢康复外骨骼机器人创新点及优点总结。

表2 下肢康复外骨骼机器人创新点及优点总结

Tab. 2 Summary of the innovation points and advantages of the lower limb rehabilitation exoskeleton robot

部件	创新点	优点
腰部前后调节	按照需求,增加了采用限位销钉进行纵向尺寸调节的装置。	改进了现有通过调节捆绑带尺寸以改变腰围大小的方案。该方式结构简单,可靠,操作便捷。
脚踝高度调节	按照需求,增加了采用类似花篮螺栓结构进行脚踝高度调节的装置。	改进了现有无法对踝关节高度进行调节的不足。该方式能够提高机器人踝关节与患者踝关节的对中性,提高人机协调性。
小腿腿型调节	按照需求,增加了采用蜗轮蜗杆结构进行小腿腿型调节的装置。	改进了现有外骨骼机器人无法满足非标准腿型患者使用的不足,提高了人机协调性,扩展了外骨骼机器人的使用范围。

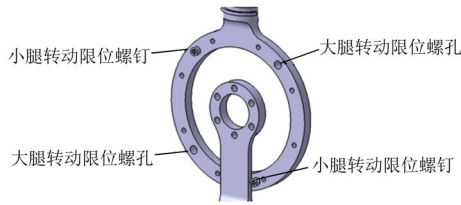


图5 小腿运动机械限位装置

Fig. 5 Mechanical limiting device for the shank movement

2 运动学分析

运动学分析的目的是进行位姿的正、逆解算,即已知连杆长度及关节角度,计算末端位姿;或已知末端位姿及连杆长度,推算各关节角度。图6所示为使用人体生物力学软件OpenSim内置的Gait2354_Simbody模型仿真后导出的两个正常步态周期的髌关节、膝关节转角曲线。由图6可知,膝关节的运动范围为 $-70^{\circ}\sim 0^{\circ}$,髌关节的运动范围为 $-22^{\circ}\sim 22^{\circ}$ 。人体下肢运动存在周期性,且左、右腿的运动在时间上相差半个步态周期,这符合人体行走的实际情况。因此,对单侧进行分析便可获得整体的运动信息。

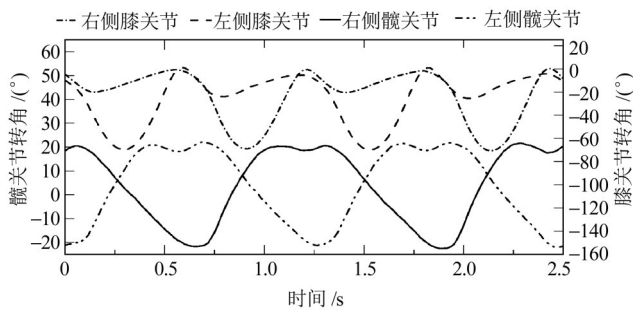


图6 关节转角曲线

Fig. 6 Joint rotation angle curves

2.1 正向运动学模型

按照人体下肢三段式划分原则,将单侧外骨骼简化为平面三连杆机构,采用标准D-H参数法建立运动学数学模型^[17-18]。单侧三连杆模型如图7所示。其中, O_0 为髌关节中心; O_1 为膝关节中心; O_2 为踝关节中心; O_3 为足底。表3所示为下肢外骨骼机器人的D-H参数。

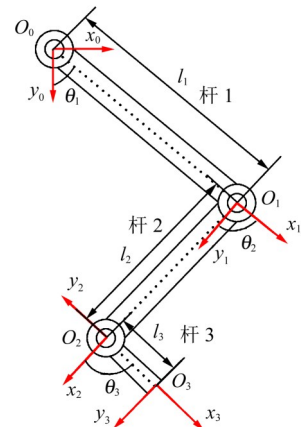


图7 正运动学模型

Fig. 7 Positive kinematic model

表3 下肢外骨骼机器人D-H参数

Tab. 3 D-H parameters of the lower limb exoskeleton robot

连杆 <i>i</i>	扭角	连杆长度	连杆偏距	关节转角	θ_i 取值范围/ $^{\circ}$
1	0	l_1	0	θ_1	$-30\sim 120$
2	0	l_2	0	θ_2	$0\sim 120$
3	0	l_3	0	θ_3	$-20\sim 45$

由标准D-H参数法得到的相邻坐标系的变换矩阵为

$${}^i_{i-1}\mathbf{T} = \begin{bmatrix} c\theta_i & -s\theta_i c\alpha_i & s\theta_i s\alpha_i & l_i c\theta_i \\ s\theta_i & c\theta_i c\alpha_i & -c\theta_i s\alpha_i & l_i s\theta_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中, $c\theta_i$ 为 $\cos\theta_i$ 的简写; $s\theta_i$ 为 $\sin\theta_i$ 的简写; i 为连杆编号; α_i 为连杆扭角; l_i 为连杆长度; d_i 为连杆偏距; θ_i 为关节转角。计算可得

$${}^0_3\mathbf{T} = \begin{bmatrix} c_{123} & -s_{123} & 0 & l_3 c_{123} + l_2 c_{12} + l_1 c_1 \\ s_{123} & c_{123} & 0 & s_{123} + l_2 s_{12} + l_1 s_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

式中, $c_1 = \cos\theta_1$; $s_1 = \sin\theta_1$; $c_{12} = \cos(\theta_1 + \theta_2)$; $s_{12} = \sin(\theta_1 + \theta_2)$; $c_{123} = \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$; $s_{123} = \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$ 。

2.2 逆向运动学模型

设已知踝关节位置及足部位姿,根据几何法进行逆向运动学建模,如图8所示。

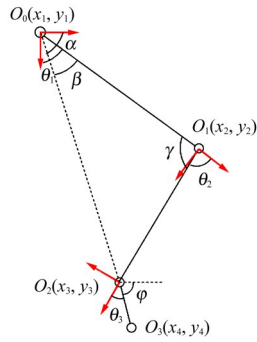


图8 逆运动学模型

Fig. 8 Inverse kinematics model

根据图8, 结合几何原理可得

$$\alpha = \arctan \frac{y_3}{x_3} \quad (3)$$

其中, $x_3 = x_4 - l_3 \cos \varphi$; $y_3 = y_4 - l_3 \sin \varphi$ 。

在 $\triangle O_1O_2O_0$ 中, 根据余弦定理可推出

$$\beta = \arccos \frac{x_3^2 + y_3^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1\sqrt{x_3^2 + y_3^2}} \quad (4)$$

同理可得

$$\gamma = \arccos \frac{-x_3^2 - y_3^2 + l_1^2 + l_2^2}{2l_1l_2} \quad (5)$$

综上所述可得, 下肢外骨骼机器人运动学逆解为

$$\begin{cases} \theta_1 = \frac{\pi}{2} - \arctan \frac{y_3}{x_3} + \arccos \frac{x_3^2 + y_3^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1\sqrt{x_3^2 + y_3^2}} \\ \theta_2 = \pi - \arccos \frac{-x_3^2 - y_3^2 + l_1^2 + l_2^2}{2l_1l_2} \\ \theta_3 = \pi + \arctan \frac{y_3}{x_3} - \arccos \frac{x_3^2 + y_3^2 + l_1^2 - l_2^2}{2l_1\sqrt{x_3^2 + y_3^2}} - \arccos \frac{-x_3^2 - y_3^2 + l_1^2 + l_2^2}{2l_1l_2} - \varphi \end{cases} \quad (6)$$

2.3 正逆运动学模型验证

采用 Matlab 软件的插件 Robotics Toolbox 可以完成运动学分析、运动空间求解等。图9所示为使用机器人工具箱、结合标准 D-H 参数法建立的人体双腿站立时的单侧模型。

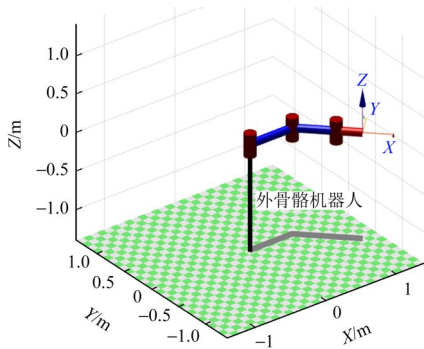


图9 双腿站立位外骨骼机器人模型

Fig. 9 Model of the exoskeleton robot in the bipedal standing position

2.3.1 正向运动学模型验证

设置初始向量 $\theta_0=[0 \ 0 \ 0]$; 目标向量 $\theta_1=[\pi/2 \ 0 \ \pi/6]$; $l_1=517 \text{ mm}$; $l_2=415 \text{ mm}$; $l_3=63 \text{ mm}$ 。将在 Matlab 软件中调用 fkine 函数计算的结果与正运动学模型计算的结果进行对比, 得到的相同外骨骼机器人末端位姿矩阵为

$${}^0_3T_1 = \begin{bmatrix} -0.5 & -0.866 & 0 & -0.0315 \\ 0.866 & -0.5 & 0 & 0.9866 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

2.3.2 逆向运动学模型验证

设外骨骼机器人末端的位姿矩阵为

$${}^0_3T_2 = \begin{bmatrix} 0.5 & 0.866 & 0 & 0.6867 \\ 0.866 & 0.5 & 0 & 0.6725 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

设 $\varphi = \pi/2$, 调用 ikine 函数得到关节向量 $\theta_2=[\pi/6 \ \pi/6 \ 0]$, 将位姿矩阵代入逆解方程(6), 可得到一组相同的解。

Matlab 软件的仿真结果与理论计算结果一致, 证明正、逆运动学模型搭建正确。

3 动力学分析

3.1 下肢外骨骼动力学建模

机器人动力学建模, 通常采用拉格朗日运动方程和牛顿-欧拉方程。由于外骨骼机器人结构具有完整的约束, 因此, 可以从系统能量的角度来进行动力学研究, 采用拉格朗日方程来建立动力学数学模型^[19]。运动学分析表明, 人体下肢两侧运动状态除相差半个周期外, 基本相同。又根据人体下肢运动步态分析, 单侧下肢运动过程可分为摆动相与支撑相。其中, 支撑相各关节角度变化幅度小, 主要起到支撑作用; 而摆动相关节角度变化较大, 电动机主要在摆动相驱动关节运动。因此, 在动力学建模时可只对单侧下肢摆动相进行动力学分析^[20]。由于踝关节为被动关节, 不考虑其关节转矩变化情况, 可将膝关节以下部分定义为一个整体, 将下肢简化为二连杆机构后建立图10所示的人体下肢动力学模型。

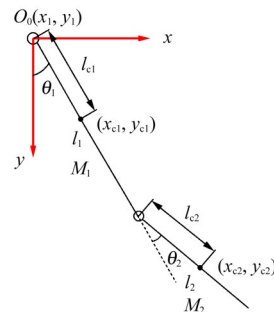


图10 人体下肢动力学模型

Fig. 10 Dynamic model of the human lower limb

拉格朗日方程只考虑系统的能量与广义力, 基本表达式为

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}} - \frac{\partial L}{\partial q} = F \quad (7)$$

式中, $L=K-P$, K 为系统总动能, P 为系统总势能; F 为广义力或力矩, $F = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}$; q 为广义坐标向量, $q = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{bmatrix}$ 。其中, τ_1 、 τ_2 分别为髋关节、膝关节的驱动力矩; θ_1 、 θ_2 分别为髋关节、膝关节的关节转角。

由图10可知, 在运动过程中, 大腿质心的位移、速度分别为

$$x_{c1} = l_{c1} \sin \theta_1, y_{c1} = l_{c1} \cos \theta_1 \quad (8)$$

$$\dot{x}_{c1} = l_{c1} \cos \theta_1 \dot{\theta}_1, \dot{y}_{c1} = -l_{c1} \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (9)$$

由式(8)、式(9)可知, 大腿处的动能与势能分别为

$$K_1 = \frac{1}{2} M_1 \dot{\theta}_1^2 l_{c1}^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (10)$$

$$P_1 = M_1 g y_{c1} = M_1 g l_{c1} \cos \theta_1 \quad (11)$$

同理, 小腿部位的位移、速度分别为

$$x_{c2} = l_1 \sin \theta_1 + l_{c2} \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (12)$$

$$y_{c2} = l_1 \cos \theta_1 + l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (13)$$

$$\dot{x}_{c2} = l_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (14)$$

$$\dot{y}_{c2} = -l_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 - l_{c2} \sin(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \quad (15)$$

由式(12)~式(15)可知, 小腿部位的动能与势能分别为

$$K_2 = \frac{1}{2} M_2 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} M_2 l_{c2}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + M_2 l_1 l_{c2} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2 + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (16)$$

$$P_2 = M_2 g l_1 \cos \theta_1 + M_2 g l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (17)$$

将大腿部位和小腿部位视为一个整体, 由式(10)、式(11)、式(16)、式(17)可推导出

$$L = \frac{1}{2} M_1 l_{c1}^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} M_2 \dot{\theta}_1^2 l_1^2 - M_1 g l_{c1} \cos \theta_1 + M_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) l_1 l_{c2} \cos \theta_2 - M_2 g l_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2} M_2 l_{c2}^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 - M_2 g l_{c2} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_1^2 \quad (18)$$

将式(18)代入拉格朗日方程(7)可得

$$\tau_1 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} = M_1 \ddot{\theta}_1 l_{c1}^2 + M_2 \ddot{\theta}_1 l_1^2 + M_2 (2\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) l_1 l_{c2} \cos \theta_2 - M_2 (2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) l_1 l_{c2} \sin \theta_2 + M_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) l_{c2}^2 + M_1 g l_{c1} \sin \theta_1 + M_2 g l_1 \sin \theta_1 + M_2 g l_{c2} \sin(\theta_1 + \theta_2) + I_1 \ddot{\theta}_1 \quad (19)$$

$$\tau_2 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} = M_2 (\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) l_{c2}^2 + M_2 l_1 l_{c2} \ddot{\theta}_1 \cos \theta_2 + M_2 l_1 l_{c2} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 + M_2 g l_{c2} \sin(\theta_1 + \theta_2) + I_2 \ddot{\theta}_2 \quad (20)$$

动力学模型中自变量为各关节转角函数, 通过对Opensim软件中导出的关节数据进行拟合可获得转角函数。本文将拟合系数 R^2 和均方根误差 R_{RMSE} 两个参数作为拟合质量的评价指标^{[21][31]}, 从傅里叶函数、高斯函数、正弦函数中寻找最优拟合曲线。表4所示为不同拟合函数拟合指标对比。对比表4中的数据, 发现8阶傅里叶函数的调整 R^2 为0.9999、 R_{RMSE} 为0.1342。图11为髋关节、膝关节8阶傅里叶曲线拟合图。由图11可知, 8阶傅里叶函数拟合曲线拟合质量较高。整体上看, 傅里叶函数拟合效果最好, 故选用8阶傅里叶函数作为拟合函数。

表4 不同拟合函数拟合指标对比

Tab. 4 Comparison of fitting indexes with different fitting functions

拟合函数	关节名称	调整 R^2	R_{RMSE}
8阶傅里叶	右侧髋关节	0.9999	0.1342
	右侧膝关节	0.9999	0.1598
8阶高斯	右侧髋关节	0.6277	11.4372
	右侧膝关节	0.9997	0.4602
8阶正弦	右侧髋关节	0.9999	0.1474
	右侧膝关节	0.9999	0.2791

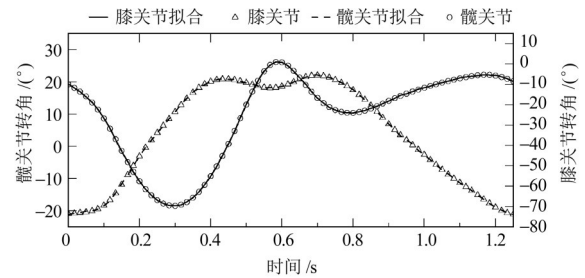


图11 髋关节、膝关节8阶傅里叶曲线拟合图

Fig. 11 8th-order Fourier curves' fitting diagram of the hip and knee joints

使用Matlab软件提供的Curve Fitting工具箱可以高效地进行数据拟合。获得的右侧髋关节运动曲线为

$$f_{hip} = 3.1720 - 21.2317 \cos(\omega t) + 4.9312 \sin(\omega t) + 3.8463 \cos(2\omega t) + 0.2554 \sin(2\omega t) + 0.1038 \cos(3\omega t) + 2.5215 \sin(3\omega t) + 0.1038 \cos(4\omega t) + 0.6592 \sin(4\omega t) + 0.1559 \cos(5\omega t) - 0.4145 \sin(5\omega t) + 0.3799 \cos(6\omega t) + 0.1213 \sin(6\omega t) + 0.1423 \cos(7\omega t) + 0.1414 \sin(7\omega t) + 0.1527 \cos(8\omega t) + 0.2468 \sin(8\omega t) \quad (21)$$

$$W=4.8479$$

膝关节运动曲线为

$$f_{\text{knee}} = -25.1648 - 1.2768 \cos(\omega t) - 21.2390 \sin(\omega t) + 17.8917 \cos(2\omega t) - 8.7313 \sin(2\omega t) - 1.3250 \cos(3\omega t) + 7.2988 \sin(3\omega t) + 1.0622 \cos(4\omega t) - 1.6199 \sin(4\omega t) - 0.5431 \cos(5\omega t) + 1.4571 \sin(5\omega t) - 0.3892 \cos(6\omega t) - 0.4209 \sin(6\omega t) - 0.3892 \cos(7\omega t) - 0.4209 \sin(7\omega t) - 0.1870 \cos(8\omega t) - 0.1722 \sin(8\omega t) \quad (22)$$

$W=4.9535$

将上述动力学模型以及关节转角函数导入 Matlab 软件中进行计算, 可得到髋关节、膝关节理论关节转矩曲线, 如图 12 所示的理论值曲线。

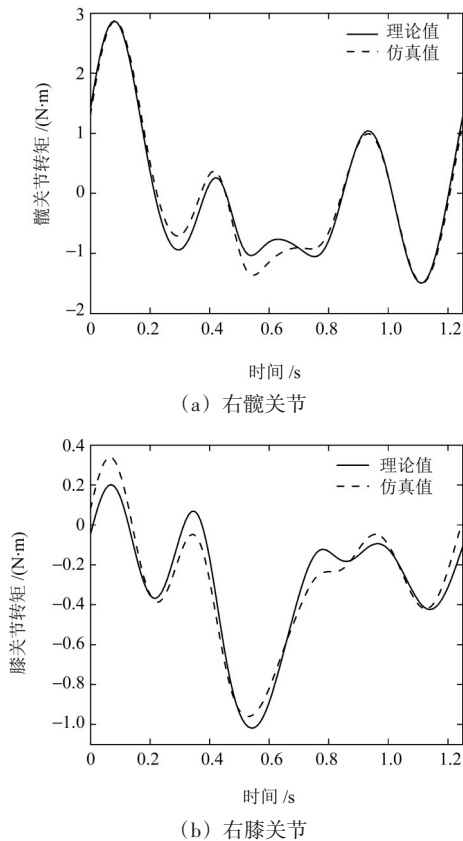


图 12 关节转矩对比图

Fig. 12 Comparison diagram of joint torques

3.2 基于 Adams 软件的运动学与动力学仿真

1) 模型处理: 首先, 在 CATIA 软件中进行模型的初步处理, 即将下肢外骨骼机器人大腿、小腿部分进行模型简化后按照 Adams 软件坐标系进行装配, 并将各关节装配角度调整为各关节运动曲线初始角度; 然后, 导出为 STP 格式文件, 将处理好的模型导入 Adams 软件进行仿真设置, 通过布尔操作将不发生相对运动的零部件合并为一个整体, 以减少后续其他设置的工作量^[22]。

2) 定义参数: 定义材料, 依次将各部分的材料

设置为铝合金; 定义连接, 将互相转动的关节设置为转动副, 互相保持不动的部分设置为固定副; 为确保机器人在行走过程中不发生倾倒, 在腰部与地面之间设置平行副; 为避免足部与地板之间发生穿刺现象, 在两者之间设置接触约束; 设置驱动, 在转动副上添加旋转驱动, 用来驱动大腿、小腿转动。驱动数据同样采用外部导入的方式, 将 Opensim 软件生成的步态数据导入 Adams 软件中并生成 Spline 曲线, 选择 CUBSPL 函数作为旋转驱动的驱动函数。由于模型装配时已将关节角度按照步态数据的初始值进行设置, 所以, 需要将导入的步态数据进行归零处理, 这样能够避免仿真时角度突变造成的转矩突变。仿真时间为 2.5 s, 步长为 2500。

3) 仿真结果处理: 仿真完成后进入后处理界面, 可查看运动学及动力学曲线, 并将数据导出做进一步的处理。

3.2.1 外骨骼机器人空载仿真

在进行带载仿真前首先进行空载仿真, 以检验动力学模型搭建及仿真模型设置是否正确。仿真时, 将左侧下肢固定, 仅驱动右侧关节运动。仿真完成后, 将导出的关节驱动数据与理论数据进行处理, 得到 1 个步态周期内关节转矩随时间变化的曲线对比图, 如图 12(a)、图 12(b) 所示。由图 12 可知, 虽有部分偏差但整体上趋势一致。造成这种现象的原因是动力学模型的建立过于理想化, 忽略了关节摩擦及环境对机器人运动过程的影响。由此验证了动力学模型搭建的正确性。

3.2.2 下肢外骨骼带载仿真

带载仿真应充分考虑穿戴者的自身质量及摩擦等外部条件, 以更精确地了解下肢外骨骼机器人的动力学与运动学特性。在外骨骼机器人模型中添加与人体各躯干质量等效的模型, 按照标准 GB/T 17245—2004^[23] 计算得到体重 75.16 kg、身高 1.8 m 的穿戴者的各躯干质量及转动惯量, 并采用用户输入的方式修改质量特性。其他仿真设置同上文一致, 将仿真后的数据进行处理, 可得到动力学分析结果及运动学数据。图 13 为动力学仿真过程中的部分图像。

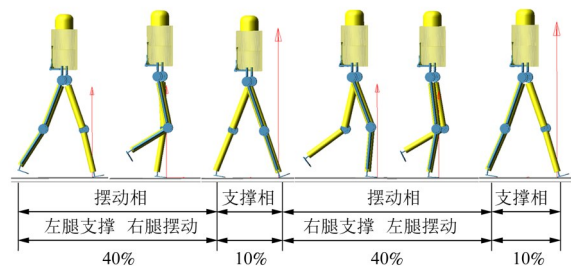


图 13 下肢外骨骼人机模型仿真图

Fig. 13 Simulation diagram of the human-exoskeleton model for lower limbs

1) 动力学分析结果

图 14、图 15 分别为左、右髋关节与左、右膝关节的关节转矩曲线。分析图 14、图 15 可知, 仿真从左腿支撑相、右腿摆动相开始, 1 个步态周期内, 左、右两侧各关节转矩曲线基本对称, 相差半个周期。在仿真初期及支撑相转为摆动相时(0.73 s), 由于位置的瞬态变化造成驱动转矩产生激增, 这种情况在正常行走中不会出现。在 0.58 s 时, 右侧足部与地面产生接触, 对右侧髋关节、膝关节造成冲击, 导致右侧髋关节与膝关节的转矩产生波动现象, 这两部分不属于驱动关节所需要的力矩。在支撑相时, 由于要承担人体各躯干以及外骨骼自身的质量, 并克服摩擦力等外界因素, 驱动髋关节的转矩设定为 $-208\sim 295\text{ N}\cdot\text{m}$, 驱动膝关节的转矩设定为 $-95\sim 105\text{ N}\cdot\text{m}$ 。但考虑到本文设计的下肢外骨骼机器人是为了改善使用者下肢运动功能、辅助腿部摆动, 因此, 支撑相的转矩可以依靠使用者自身进行补偿。在不考虑冲击等外部因素造成的激增转矩的条件下, 摆动相驱动髋关节摆动所需的转矩不超过 $60\text{ N}\cdot\text{m}$, 驱动膝关节摆动所需的转矩不超过 $40\text{ N}\cdot\text{m}$, 这与文献[21]¹³³通过试验测得的关节力矩范围基本一致。

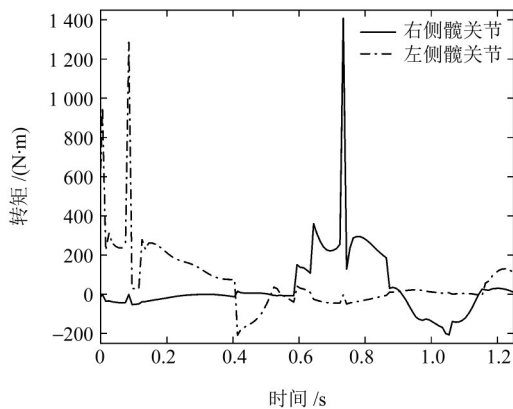


图 14 髋关节驱动转矩曲线

Fig. 14 Hip joint driving torque curves

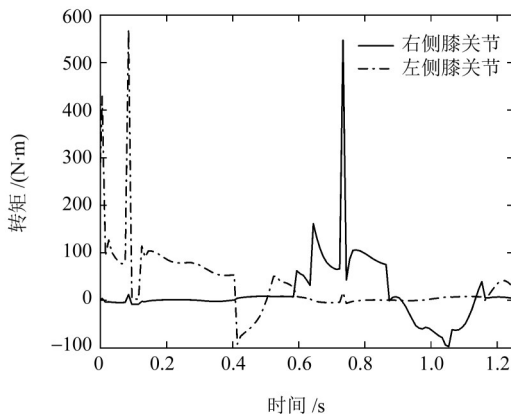


图 15 膝关节驱动转矩曲线

Fig. 15 Knee joint driving torque curves

2) 运动学结果分析

图 16 为下肢外骨骼机器人 2 个步态周期内各质心在竖直方向上的位移带图。由图 16 可知, 左、右侧下肢各质心位移呈周期性变化且两侧运动一致, 运动平稳, 无异常波动, 大腿上、下浮动范围较小 (41.1 mm), 小腿次之 (116.9 mm), 足部最大 (213.6 mm), 符合人体行走过程中的变化趋势。

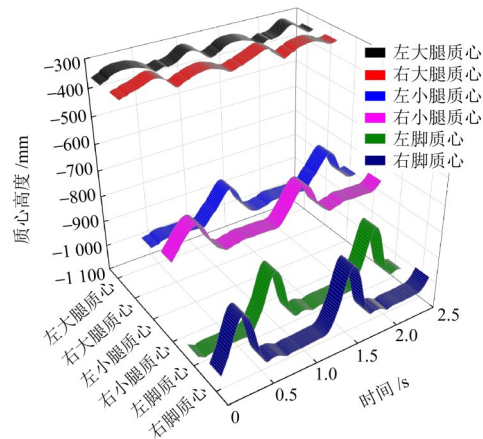


图 16 各质心轨迹

Fig. 16 Trajectories of each center of the mass

图 17、图 18 分别为髋关节与膝关节角速度曲线、角加速度曲线图。由图 17、图 18 可知, 整体上左、右两侧髋关节与膝关节角速度、角加速度曲线基本对称, 曲线平滑, 无较大波动, 符合设计要求。

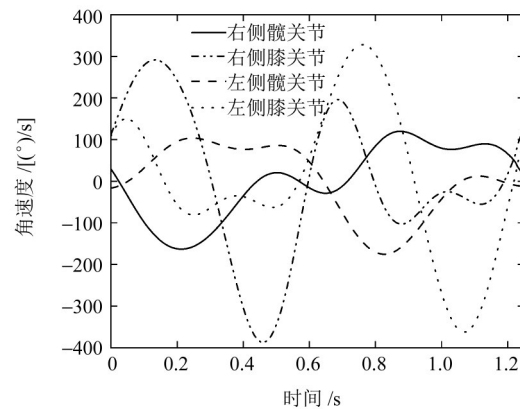


图 17 髋关节、膝关节角速度

Fig. 17 Angular velocities of the hip and knee joints

图 19 所示为足部质心在 Y、Z 方向上的速度变化曲线。由图 19 可知, 整体上两侧速度变化趋势一致, 相差半个步态周期。仿真初期 0~0.4 s, 左脚质心在 Y 方向上的速度出现先增大后减小到 0 的现象, 与仿真初始位置的选择有关。仿真模型的初始状态为左脚跟着地, 右脚离地, 使仿真初期左侧脚底板经历从脚跟着地到脚尖着地的变化。整体上, 支撑相足部速度基本没有变化。摆动相足部速度变化明显, 且 Y 方向上比 Z 方向上速度更大, 整体上符合人体实际行走过程。

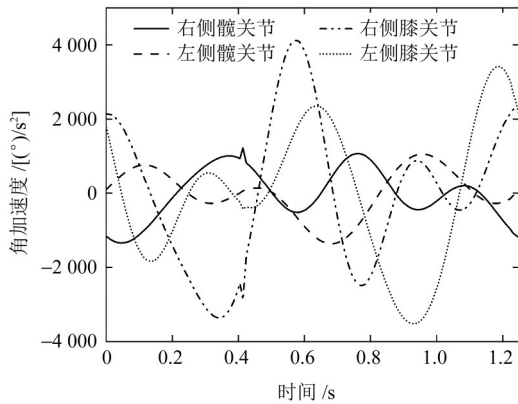


图18 髋关节、膝关节角加速度

Fig. 18 Angular accelerations of the hip and knee joints

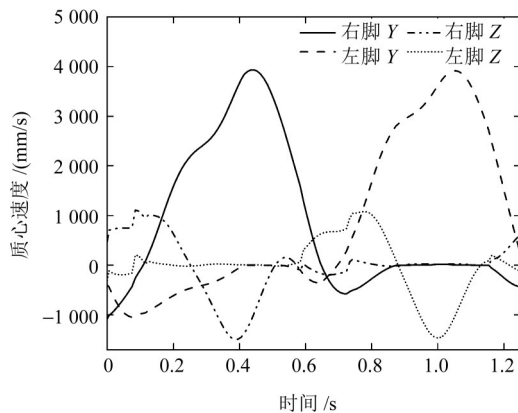


图19 足部质心速度

Fig. 19 Centroid velocities of the feet

4 结论

设计了一款下肢康复外骨骼机器人。首先,根据设计参数,利用CATIA软件建立了外骨骼机器人三维模型;其次,通过标准D-H参数法建立了单侧下肢运动学模型,基于拉格朗日方程建立了单侧下肢动力学模型;最后,分别通过Matlab、Adams软件进行了对比验证,证明了所建立模型的准确性。为使仿真对象更贴合实际,进行了带载仿真,仿真结果表明:

1) 下肢左、右两侧各部位移动速度、位移、关节角速度、角加速度以及转矩均呈周期性变化,两侧数据基本一致,步态上相差半个周期,曲线整体平稳,无较大波动,符合设计要求。髋关节所需转矩不超过 $60\text{ N}\cdot\text{m}$,膝关节所需转矩不超过 $40\text{ N}\cdot\text{m}$,为后期关节电动机的选型提供了依据。

2) 在下肢康复外骨骼机器人运动过程中,当单侧下肢的脚与地板接触时会对机器人产生较大的冲击,造成驱动关节转矩发生突变,在进行控制系统的设计时需要特别注意。

本文所设计的外骨骼机器人虽然在结构上有了创新,但依然有进步空间。未来将继续对结构进行优化,以提高其智能化和控制精度,不断降低成本。

参 考 文 献

- [1] 张朝华. 2023世界卒中日:重在预防 防在日常[EB/OL]. (2023-10-28) [2024-06-22]. http://www.news.cn/health/2023-10/28/c_1129945490.html.
ZHANG Chaohua. 2023 World Stroke Day: focus on prevention and prevention in daily life[EB/OL]. (2023-10-28)[2024-06-22]. http://www.news.cn/health/2023-10/28/c_1129945490.html.
- [2] MORONE G, PAOLUCCI S, CHERUBINI A, et al. Robot-assisted gait training for stroke patients: current state of the art and perspectives of robotics [J]. *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, 2017, 13: 1303-1311.
- [3] ZEILIG G, WEINGARDEN H, ZWECKER M, et al. Safety and tolerance of the ReWalk™ exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study[J]. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 2012, 35(2): 96-101.
- [4] SUZUKI K, MITO G, KAWAMOTO H, et al. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL [J]. *Advanced Robotics*, 2007, 21(12): 1441-1469.
- [5] PRANSKY J. The Pransky interview: Russ Angold, Co-Founder and President of Ekso™ Labs [J]. *Industrial Robot*, 2014, 41(4): 329-334.
- [6] JUSZCZAK M, GALLO E, BUSHNIK T. Examining the effects of a powered exoskeleton on quality of life and secondary impairments in people living with spinal cord injury [J]. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2018, 24(4): 336-342.
- [7] 邱静,程洪,过浩星. 面向康复工程的助行可穿戴外骨骼机器人的人类工效学设计[J]. *计算机科学*, 2015, 42(10): 31-34.
QIU Jing, CHENG Hong, GUO Haoxing. Ergonomic considerations in design of wearable exoskeleton to aid walking [J]. *Computer Science*, 2015, 42(10): 31-34.
- [8] CHEN Q M, CHENG H, YUE C F, et al. Dynamic balance gait for walking assistance exoskeleton [J]. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018, 2018(1): 7847014.
- [9] 杭州程天科技发展有限公司. 悠行UGO康复外骨骼(个人版) [EB/OL]. [2024-06-22]. <https://www.roboct.com/yi-liaokangfuchanpin/6>.
Hangzhou RoboCT Technology Development Co., Ltd. Youxing UGO rehabilitation exoskeleton (Personal Edition) [EB/OL]. [2024-06-22]. <https://www.roboct.com/yi-liaokangfuchanpin/6>.
- [10] 深圳迈步机器人科技有限公司. 下肢外骨骼康复训练机器人H系列 [EB/OL]. [2024-06-22]. <https://www.milebot.com.cn/exo/>.
Shenzhen Milebot Robotics Co., Ltd. Lower limb exoskeleton rehabilitation training robot H series [EB/OL]. [2024-06-22]. <https://www.milebot.com.cn/exo/>.
- [11] 全国人类工效学标准化技术委员会. 中国成年人人体尺寸: GB/T 10000—2023[S]. 北京: 中国标准出版社, 2023: 3-15.
National Technical Committee for Standardization of Ergonomics.

- Human dimensions of Chinese adults; GB/T 10000—2023 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2023:3-15.
- [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, 2016:23.
ZHANG Chao. Research on lower limbs powered exoskeleton robot[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2016: 23.
- [13] 王琰, 李剑. 某下肢康复训练机构结构设计及动力学分析[J]. 机械传动, 2019, 43(11): 134-138.
WANG Yan, LI Jian. Structural design and dynamics analysis of a lower limb rehabilitation training mechanism [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2019, 43(11): 134-138.
- [14] 郑天骄. 轻便型助行外骨骼机器人研制与步态生成方法研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2020:25-26.
ZHENG Tianjiao. Development of a compact walking assistance exoskeleton and research on gait generation method[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2020:25-26.
- [15] WINTER D A. Biomechanics and motor control of human movement[M]. Waterloo: University of Waterloo Press, 1987:48-80.
- [16] 黄晓琳. 人体运动学[M]. 2版. 北京: 人民卫生出版社, 2013: 192-197.
HUANG Xiaolin. Human kinematics[M]. 2nd ed. Beijing: People's Medical Publishing House, 2013: 192-197.
- [17] DENAVIT J, HARTENBERG R S. A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices [J]. Journal of Applied Mechanics, 1955, 22(2): 215-221.
- [18] 魏笑, 毕文龙, 李亚男, 等. 一种多自由度可调节下肢康复外骨骼的设计与仿真[J]. 机械传动, 2024, 48(1): 61-66.
WEI Xiao, BI Wenlong, LI Yanan, et al. Design and simulation of a multi degrees of freedom adjustable exoskeleton for lower limb rehabilitation [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2024, 48 (1): 61-66.
- [19] 马晓君, 刘玉阳, 贾秋生, 等. 下肢外骨骼康复机器人动力学仿真与分析[J]. 机械传动, 2022, 46(12): 106-111.
MA Xiaojun, LIU Yuyang, JIA Qiusheng, et al. Simulation and analysis of dynamics of lower limb exoskeleton rehabilitation robots [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2022, 46 (12) : 106-111.
- [20] 张语莹. 面向脑卒中偏瘫患者的下肢康复外骨骼虚拟样机设计与仿真[D]. 杭州: 浙江大学, 2020:62.
ZHANG Yuxuan. Virtual prototype design and simulation of lower limb rehabilitation exoskeleton for stroke hemiplegia patients[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2020:62.
- [21] 杜海龙, 胡宁宁. 基于人体运动数据的下肢机器人运动学与动力学分析[J]. 机械传动, 2022, 46(3): 128-134.
DU Hailong, HU Ningning. Kinematics and dynamics analysis of lower limb robot based on human motion data [J]. Journal of Mechanical Transmission, 2022, 46(3): 128-134.
- [22] 陶胤强. 基于ADAMS的六轴机器人动力学仿真分析[J]. 包装工程, 2021, 42(17): 266-269.
TAO Yinqiang. Dynamics simulation analysis of six-axis robot based on ADAMS [J]. Packaging Engineering, 2021, 42 (17) : 266-269.
- [23] 全国人类工效学标准化技术委员会. 成年人人体惯性参数: GB/T 17245—2004[S]. 北京: 中国标准出版社, 2004:3-7.
National Technical Committee for Standardization of Ergonomics. Inertial parameters of adult human body: GB/T 17245—2004 [S]. Beijing: Standards Press of China, 2004:3-7.

Kinematics and dynamics analysis of lower limb rehabilitation exoskeleton robots

NING Feilong LI Chengdong LI Heng JIANG Jiahao

(School of Mechanical Engineering, Jiangsu Ocean University, Lianyungang 222005, China)

Abstract: [Objective] Aiming at the problem of insufficient adaptability of existing lower limb rehabilitation exoskeleton robots, a multi-part dimension adjustable exoskeleton robot was designed. Its kinematic and dynamic characteristics were explored to provide a basis for structural optimization and motor selection. [Methods] Based on the structural characteristics of the human lower limbs, a kinematic model was established using the D-H parameter method, and a dynamic model was constructed via the Lagrange's equation. Theoretical calculations and simulation verification were conducted by combining Matlab and Adams software, and no-load and loaded simulation analyses were carried out. [Results] The movements of the left and right sides of the robot show periodic changes with a half-gait cycle difference, which is consistent with the law of human walking. During the swing phase, the driving torque of the hip joint does not exceed 60 N·m, and that of the knee joint does not exceed 40 N·m. The movement is stable, meeting the design requirements, which provides reference for the development of the control system and the development of physical prototypes.

Key words: Exoskeleton robot; D-H modeling; Lagrange's equation; Kinematic analysis; Dynamic analysis