

doi: 10.11830/ISSN.1000-5013.201704003



下肢外骨骼康复机器人设计 及其运动学分析

夏田, 桓茜, 陈宇, 徐建林, 韩瑞琪

(陕西科技大学 机电工程学院, 陕西 西安 710021)

摘要: 采用电机驱动方式,设计一种用于辅助行走和康复训练的人体下肢外骨骼康复装置.将下肢外骨骼简化为矢状面内的五杆机构,建立相应的 D-H(Denavit-Hartenberg)模型,推导出一个步态周期内髋关节、膝关节、踝关节和脚尖的坐标方程.在 ADAMS 环境下,对下肢外骨骼进行运动学仿真分析,所得到的髋关节、膝关节和踝关节的坐标变化曲线表明:下肢外骨骼各关节在空间中具有连续的运动轨迹.

关键词: 下肢外骨骼;五杆机构;运动学方程;D-H 模型;仿真分析;ADAMS 软件

中图分类号: TP 242 **文献标志码:** A **文章编号:** 1000-5013(2017)04-0452-05

Design and Kinematic Analysis of Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot

XIA Tian, HUAN Xi, CHEN Yu, XU Jianlin, HAN Ruiqi

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Shaanxi University of Science and Technology, Xi'an 710021, China)

Abstract: A rehabilitation device of human lower limb exoskeleton is designed for walking aids and rehabilitation training using the way of motor drive. By establishing the D-H (Denavit-Hartenberg) model of lower limb exoskeleton, the coordinate equations of hip joint, knee joint and ankle joint are derived. The kinematics simulation of lower limb exoskeleton is performed under the ADAMS environment. The coordinate curves of hip, knee and ankle joints are analyzed. The results show that the joints of the lower limb exoskeleton have a continuous trajectory in space.

Keywords: lower limb exoskeleton; five-bar mechanism; kinematics equation; D-H model; simulation analysis; ADAMS software

2015 年底,我国 60 岁以上的老年人口约占总人口的 16%,呈现出老龄化趋势.老年人的行走运动障碍问题已经成为社会运作的一个巨大压力.用于辅助康复和治疗的机器人越来越多地被用来帮助老年人、残疾人和运动障碍患者进行辅助行走和康复训练,机器人辅助下肢康复的领域也得到了迅速发展^[1-4].下肢外骨骼康复机器人是一种具有一定可穿戴性的机械系统装置,要求外骨骼装置与人体下肢高度地耦合以辅助人体下肢运动,即要求其工作原理应尽可能地满足人体下肢的运动机理,实现一种整体的协调运动.本文采用电机驱动方式,设计出一种下肢外骨骼机械结构,建立了下肢外骨骼的 D-H (Denavit-Hartenberg)运动学模型,并在 ADAMS 环境下对其运动学方程进行了仿真分析.

收稿日期: 2016-12-27

通信作者: 夏田(1962-),女,教授,主要从事数控装备、机器人及 AVG 小车等自动化设备的研究. E-mail: 492487352@qq.com.

基金项目: 陕西省科技计划资助项目(2013K07-08)

1 人体步态参数

一个步态周期是指从一侧足跟着地到该足跟再次着地所经历的时间,如图 1 所示.以右腿(图中黑色部分)为研究对象,将整个步态周期划分为 3 个典型的步态时相,包括单腿支撑相、双腿支撑相和摆动相.其中,支撑相表示足部和支撑面之间接触,摆动相表示足部和支撑面之间离开^[5].

一个步态周期内,左侧腿和右侧腿上髋关节、膝关节和踝关节的屈/伸角度(α)随着时间(t)的关系曲线,如图 2 所示.由图 2 可知:髋关节屈/伸的活动度为 $-2.40^{\circ}\sim 29.00^{\circ}$;膝关节屈/伸的活动度为 $1.25^{\circ}\sim 54.00^{\circ}$;踝关节背屈/趾屈的活动度为 $-4.00^{\circ}\sim 33.00^{\circ}$.

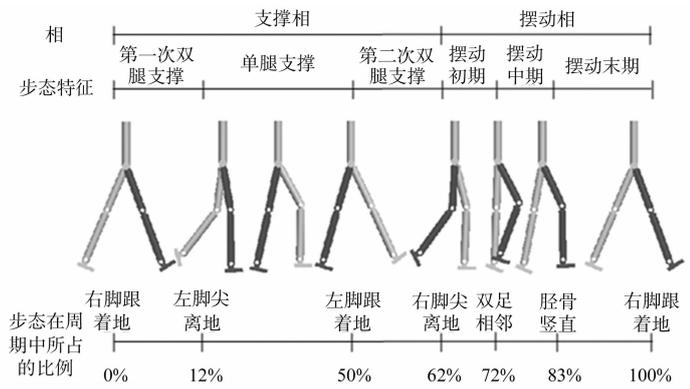
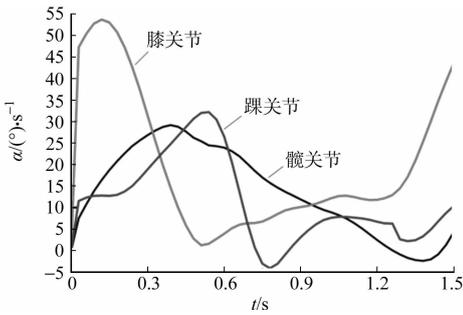
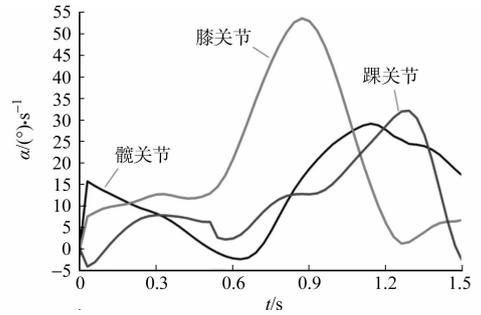


图 1 人行走步态周期
Fig. 1 Human gait cycle



(a) 左腿



(b) 右腿

图 2 人体步态运动数据
Fig. 2 Human gait movement data

2 下肢外骨骼结构设计

2.1 下肢外骨骼结构特征

下肢外骨骼结构特征,如表 1 所示.对人体下肢向机械进行简化,将大小腿及脚骨头视为刚性杆件,髋关节、膝关节和踝关节视为杆件之间的运动副,肌肉组织则起着驱动的作用.

2.2 下肢外骨骼机械结构设计

一种电机驱动型的仿人型下肢外骨骼康复机器人,如图 3 所示.它主要包括动力源、背带架、髋部支架、髋部驱动、膝部驱动和踝部机构等.根据各关节的力矩,在下肢外骨骼髋关节和膝关节处分别设计一个驱动电机,髋关节处电机和大腿部采用垂直布置方式;膝关节处电机和小腿采用平行布置方式,并且电机和膝关节之间设计一个直角锥齿轮的换向装置.这种布位方式使膝关节处的横向尺寸减小,提高了膝部安装和驱动的稳定性的作用,更加有利于人体的正常平稳行走.

人正常行走时,踝关节背屈/趾屈运动的重要性更为突出,又因踝关节自身空间比较狭小,且大多数踝关节处的扭伤主要发生在背屈/趾屈上,故踝关节处的设计只保留实现人体踝关节背屈/趾屈运动的 1 个自由度.各关节的自由度处分别设计有限位结构的功能,以满足各关节的活动度.此外,身高 160~180 cm 的人群大小腿长度变

表 1 下肢外骨骼的自由度

Tab. 1 DOF of lower limb exoskeleton

名称	自由度	运动副	运动形式
髋关节	3	转动副	内收/外展屈/伸
膝关节	1	转动副	旋内/旋外屈/伸
踝关节	3	转动副	内翻/外翻背屈/趾屈旋内/旋外

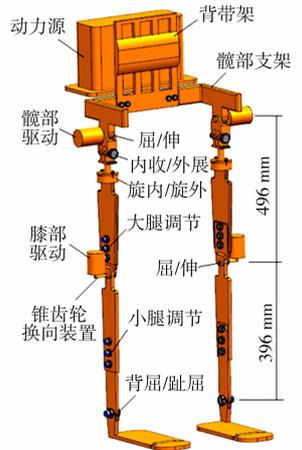


图 3 可穿戴式下肢外骨骼机械结构
Fig. 3 Wearable lower limb exoskeleton mechanical structure

化范围约 6 cm,故在下肢外骨骼大小腿构件上有 6 cm 以上的长度调节。

3 下肢外骨骼的运动学建模

3.1 D-H 模型的建立

下肢外骨骼机器人是一种由多个刚性构件串联而成的开环链式结构^[6]。由于下肢外骨骼的对称性,只需建立一侧外骨骼的模型即可,将其简化为五杆模型,如图 4 所示。图 4 中: $O_0X_0Y_0Z_0$ 是建立在背带架和髋部支架连接处的坐标系; O_1, O_2 和 O_3 分别为髋关节(屈/伸)、膝关节(屈/伸)和踝关节(背屈/趾屈)的运动坐标系原点; l_1, l_2, l_3 和 l_4 分别为髋部支架、大腿、小腿和脚部构件的长度; θ_i 为杆件 i 与坐标系 x 轴之间的夹角; α_i 为相邻坐标系 z 轴之间的夹角; d_i 为相邻坐标系 z 轴之间的距离。在矢状面内,各关节的轴线和坐标系原点均在同一平面内,故 $\alpha_i = 0, d_i = 0$, 下肢外骨骼 D-H 模型的运动参数,如表 2 所示。

下肢外骨骼 D-H 模型中相邻杆件的位姿矩阵分别为

$$M_{01} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & l_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad M_{12} = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix},$$

$$M_{23} = \begin{bmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & l_3 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & l_3 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad M_{34} = \begin{bmatrix} \cos \theta_4 & -\sin \theta_4 & 0 & l_4 \cos \theta_4 \\ \sin \theta_4 & \cos \theta_4 & 0 & l_4 \sin \theta_4 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}.$$

3.2 运动学分析

下肢外骨骼的运动学正问题是根据图 1 所知的各关节的角度随时间的变化关系曲线,求解各关节相对于坐标系 $O_0X_0Y_0Z_0$ 的位置和姿态,进而得到步态周期内各关节随时间的轨迹变化曲线。

下肢外骨骼膝关节、踝关节及脚尖相对于坐标系 $O_0X_0Y_0Z_0$ 的位姿矩阵分别为

$$M_{02} = M_{01} \times M_{12} = \begin{bmatrix} R_{02} & P_{02} \\ \mathbf{0} & I \end{bmatrix}, \quad M_{03} = M_{02} \times M_{23} = \begin{bmatrix} R_{03} & P_{03} \\ \mathbf{0} & I \end{bmatrix},$$

$$M_{04} = M_{03} \times M_{34} = \begin{bmatrix} R_{04} & P_{04} \\ \mathbf{0} & I \end{bmatrix}.$$

上式中: R_{02}, R_{03} 和 R_{04} 分别表示膝关节、踝关节和脚尖的姿态; P_{02}, P_{03} 和 P_{04} 分别表示膝关节、踝关节和脚尖的位置。又因髋关节、膝关节和踝关节分别为其运动坐标系的原点,根据齐次坐标变换原理,可知各关节及脚尖在矢状面内相对于坐标系 $O_0X_0Y_0Z_0$ 的齐次坐标方程为

$$\begin{bmatrix} d_{\text{hip}} \\ I \end{bmatrix} = M_{01} \times \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{01} \\ I \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} d_{\text{knee}} \\ I \end{bmatrix} = M_{02} \times \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{02} \\ I \end{bmatrix},$$

$$\begin{bmatrix} d_{\text{ankle}} \\ I \end{bmatrix} = M_{03} \times \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{03} \\ I \end{bmatrix}, \quad \begin{bmatrix} d_{\text{toe}} \\ I \end{bmatrix} = M_{04} \times \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ I \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{04} \\ I \end{bmatrix}.$$

上式中: $d_{\text{hip}}, d_{\text{knee}}, d_{\text{ankle}}$ 和 d_{toe} 分别为步态周期内髋关节、膝关节、踝关节和脚尖的坐标方程。

取 $\theta_2 = 90^\circ, \theta_3 = 0^\circ, \theta_4 = 90^\circ$, 即为人体站姿, $\theta_2' = 0^\circ, \theta_3' = 90^\circ, \theta_4' = 90^\circ$, 即为人体坐姿, 将其分别代入上式, 则可得两种姿态下各关节的坐标为

$$d_{\text{hip}} = [l_1 \quad 0 \quad 0]^T, \quad d_{\text{knee}} = [l_1 \quad l_2 \quad 0]^T, \quad d_{\text{ankle}} = [l_1 \quad l_2 + l_3 \quad 0]^T,$$

$$d'_{\text{hip}} = [l_1 \quad 0 \quad 0]^T, \quad d'_{\text{knee}} = [l_1 + l_2 \quad 0 \quad 0]^T, \quad d'_{\text{ankle}} = [l_1 + l_2 \quad l_3 \quad 0]^T.$$

根据各关节的坐标式可知, 人体正常站和坐时, 下肢外骨骼机器人的各关节的位姿符合要求, 说明下肢外骨骼的运动学分析是正确合理的。

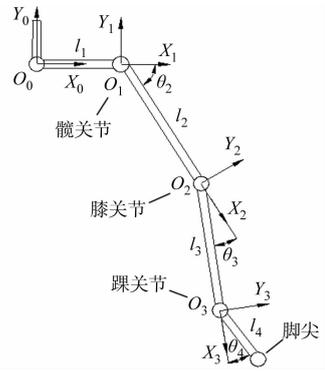


图 4 D-H 模型示意图

Fig. 4 D-H model schematic

表 2 D-H 模型运动参数
Tab. 2 Motion parameters
of D-H model

i	d_i	θ_i	l_i	α_i
1	0	0	l_1	0
2	0	θ_2	l_2	0
3	0	θ_3	l_3	0
4	0	θ_4	l_4	0

4 运动学仿真分析

4.1 ADAMS 环境下的仿真

将图 2 所示的下肢外骨骼机器人的简化模型导入 ADAMS 中, 分析其在一个步态周期(1.5 s)中矢状面内的髋关节、膝关节和踝关节的运动轨迹变化曲线, 验证下肢外骨骼装置模拟人体行走的合理性, 有如下 3 个主要分析过程.

1) 下肢外骨骼各关节连接处定义为旋转副约束, 在髋部支架的质心位置设定为移动副约束, 在脚部构件与行走支撑面之间设定为接触力约束(solid-solid)^[7].

2) 图 1 所示一个步态周期内各关节的角度随时间的变化数据, 将其保存为 .txt 格式, 导入 ADAMS 中生成左腿和右腿各个关节的 Spline 曲线函数^[8-9].

3) 在各关节的旋转副约束处设定为旋转驱动, 并将各关节的驱动函数修改为 AKISPL (time, 0, SPLINE_1, 0) * 1d, AKISPL (time, 0, SPLINE_2, 0) * 1d 等.

人体正常行走的步态周期为 1.5 s, 故仿真时间设定为 1.5 s. 图 5 为一个步态周期内样机模型的仿真运动. 图 5 中: 各关节具有连续的运动轨迹, 可以满足下肢运动的可达性, 符合人体正常行走的运动特征. 以下肢外骨骼的右侧腿为例, 仿真结束后, 在坐标系 $O_0 X_0 Y_0 Z_0$

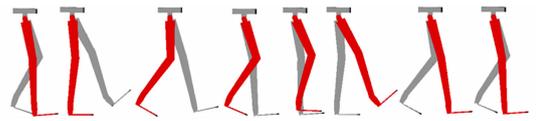


图 5 样机模型的运动仿真

Fig. 5 Motion simulation of prototype model

对应的位置处创建 Marker 点(即坐标点 O_0), 分别测量髋关节、膝关节和踝关节相对于该 Marker 点的距离变化曲线, 如图 6 所示.

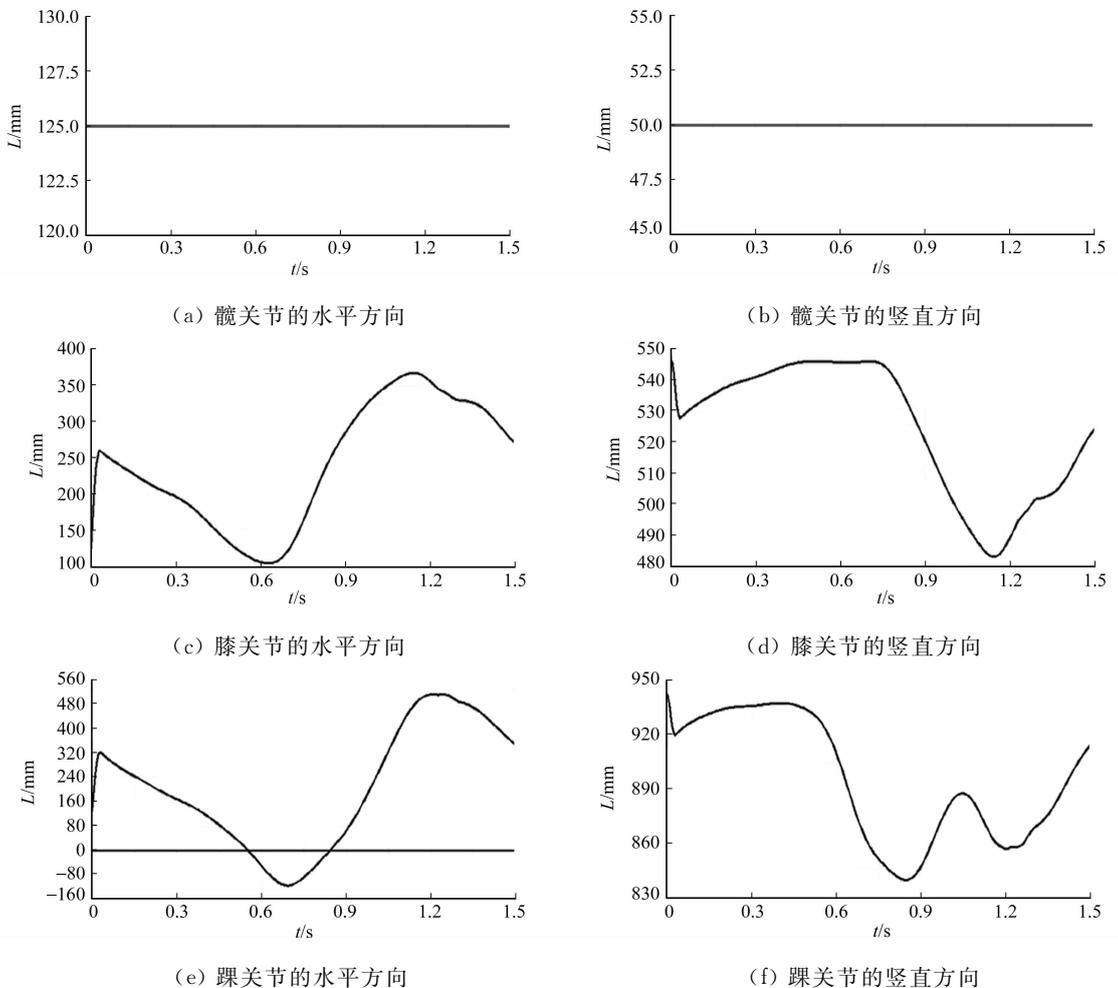


图 6 各关节相对于该 Marker 点的距离变化曲线

Fig. 6 Distance curves of each joint relative to the Marker point

4.2 仿真结果分析

下肢外骨骼在一个步态周期内,髋关节(屈/伸)设计在髋部支架的下端,髋关节的坐标原点 O_1 相对于坐标点 O_0 在 X 和 Y 方向上的运动是不变的,故髋关节水平方向和竖直方向的变化曲线为一条直线(图 6(a)).其中,竖直方向的 50 mm 为实体结构中髋关节中心与髋部支架之间的杆件长度,而在 D-H 模型的理论分析中,未考虑结构的实际装配,故 d_{hip} 的 y 值为 0.

膝关节(屈/伸)和踝关节(背屈/趾屈)的坐标原点 O_2 和 O_3 相对于坐标点 O_0 在 X 和 Y 方向上的运动是变化的.图 6(b)中:0.5 s 时刻,下肢外骨骼右侧腿的大腿处于竖直支撑状态,膝关节水平方向上与 O_0 点的距离为 125 mm,膝关节竖直方向有最大值 546 mm,即右侧腿的膝关节中心与髋部支架之间的杆件总长度为 546 mm(图 2 中大腿杆件长 496 mm);1.12 s 时刻,右侧腿的大腿摆动到最大位置,膝关节水平方向有最大值 353 mm,竖直方向有最小值 483 mm.图 6(c)中的最大值 942 mm 表示在竖直支撑状态时踝关节中心与髋部支架之间的杆件总长度(图 2 中小腿杆件长 396 mm).

5 结论

1) 采用电机驱动方式,设计出一种人体下肢外骨骼康复装置,并且膝关节和电机之间设计有直角锥齿轮的换向装置,踝关节处的设计只保留 1 个实现踝关节背屈/趾屈运动的自由度,各关节的自由度处分别设计有限位结构的功能.

2) 在矢状面内,将下肢外骨骼简化为五杆机构,建立其 D-H 数学模型,推导出一个步态周期内髋关节、膝关节、踝关节和脚尖的运动学方程.

3) 通过 ADAMS 的仿真分析,得到髋关节、膝关节和踝关节的坐标变化曲线,结果表明:各关节在空间中具有连续的运动轨迹,并且各关节仿真曲线符合理论分析,为下肢外骨骼的结构设计和运动学研究提供重要的依据.

参考文献:

- [1] CHEN Bing, MA Hao, QIN Laiyin, *et al.* Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons[J]. *Journal of Orthopaedic Translation*, 2016, 5(10): 26-37.
- [2] YAN Tingfang, CEMPINI M, ODDO C M, *et al.* Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 64(11): 120-136.
- [3] 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 and Rehabi*, 2012, 91(11): 911-921.
- [4] KOZLOWSKI A, BRYCE T, DIJKERS M. Time and effort required by persons with spinal cord injury to learn to use a powered exoskeleton for assisted walking[J]. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 2015, 21(2): 110-121.
- [5] KIM W, LEE S H, KANG M, *et al.* Energy-efficient gait pattern generation of the powered robotic exoskeleton using DME[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Taipei: IEEE Press, 2010: 2475-2480.
- [6] CHEN Jiangcheng, ZHANG Xiaodong, ZHU Lei. Kinematics analysis and three dimensional simulation of the rehabilitation lower extremity exoskeleton robot[J]. *The International Journal of Soft Computing and Software Engineering*, 2013, 3(3): 343-345.
- [7] 高东强, 王伟. 摆线钢球行星传动机构设计与仿真分析[J]. *陕西科技大学学报*, 2014, 32(6): 139-144.
- [8] LI Yanbei, YAN Lei, QIAN Hua, *et al.* Dynamics and kinematics analysis and simulation of lower extremity power-assisted exoskeleton[J]. *Journal of Vibroengineering*, 2014, 16(2): 781-791.
- [9] 夏田, 桓茜, 陈宇, 等. 人体下肢外骨骼康复机器人的仿真分析[J]. *陕西科技大学学报*, 2016, 34(6): 157-158.

(责任编辑: 黄晓楠 英文审校: 崔长彩)