

doi: 10.7690/bgzdh.2020.11.021

下肢外骨骼康复机器人轨迹跟踪控制

罗定吉¹, 高学山^{1,2}, 李健³, 张鹏飞¹

(1. 广西科技大学电气与信息工程学院, 广西 柳州 545000; 2. 北京理工大学机电学院, 北京 100081;
3. 广西科技大学机械与交通工程学院, 广西 柳州 545000)

摘要: 为帮助下肢运动障碍患者进行康复训练, 提出一种基于盘式电机的下肢外骨骼康复机器人控制。依据拉格朗日方法, 建立外骨骼机器人动力学模型, 利用扩张状态观测器估计系统未建模部分和外部总扰动, 采用自抗扰控制方法(active disturbance rejection control, ADRC)对其进行消除, 并通过 Matlab 仿真实验进行验证。仿真结果表明: 与传统的 PID 控制相比, ADRC 跟踪稳定且具有更好的抗干扰能力, 跟踪误差更小。

关键词: 外骨骼; 康复训练; 步态跟踪; 自抗扰控制

中图分类号: TP24 **文献标志码:** A

Trajectory Tracking Control of Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot

Luo Dingji¹, Gao Xueshan^{1,2}, Li Jian³, Zhang Pengfei¹

(1. School of Electrical & Information Engineering, Guangxi University of Science & Technology, Liuzhou 545000, China;
2. School of Mechatronical Engineering, Beijing Institute of Technology, Beijing 100081, China;
3. School of Mechanical & Transportation Engineering, Guangxi University of Science & Technology, Liuzhou 545000, China)

Abstract: In order to help patients with lower extremity dyskinesia to perform rehabilitation training, a control of a lower limb exoskeleton rehabilitation robot based on a disc motor is proposed. According to the Lagrangian method, an exoskeleton robot dynamics model is established, the un-modeled part of the system and the total external disturbance are estimated using the extended state observer, and it is eliminated by active disturbance rejection control (ADRC), and it is verified by Matlab simulation experiments. Simulation results show that compared with the traditional PID control, ADRC tracking is stable and has better anti-interference ability, and the tracking error is smaller.

Keywords: exoskeleton; rehabilitation training; gait tracking; ADRC

0 引言

在我国, 随着人口老龄化的发展, 脑卒中和脊髓损伤等中枢神经疾病引起的下肢运动障碍急剧增加, 且严重影响人类的健康^[1]。减重步行训练是一种很有效果的训练方法, 但是由于缺乏康复医护人员, 使病人不能及时进行康复训练; 因此, 笔者将传统的康复医学与机器人相结合, 研制下肢外骨骼机器人^[2], 既可以减轻医护人员的工作强度, 又能提高患者的康复水平^[3]。

下肢外骨骼康复机器人是机器人与患者耦合的人机一体化系统, 通过模拟正常人的步态来带动患者运动进行康复训练^[4]。在下肢外骨骼康复机器人的研究中, 控制系统的选择非常重要^[5]。控制系统主要是调节外骨骼机器人的速度和状态并确保其可以按照预设的步态曲线稳定运动。目前, 康复外骨骼中主要运用的控制策略有: 位置跟踪控制^[6]、力阻抗控制^[7]、生物信号控制, 包括肌电信号控制^[8]和脑电信号控制^[9]、自适应控制^[10]等方法。其中,

位置跟踪控制是其他控制的基础, 位置跟踪控制需要提前得到一条健康人的步态曲线, 控制外骨骼机器人按照该曲线运动。位置跟踪控制又分为需要模型的控制(如计算转矩控制)^[11]和不需要模型的控制(如 PID 控制)。

ADRC 又称估计补偿不确定因素的控制技术, 是一种非线性的控制方法^[12]。该控制方法有控制精度高、抗干扰能力强、对模型依赖较小等优点。在自抗扰控制的基础上, 利用带宽概念, 提出了线性自抗扰控制(linear active disturbance rejection control, LADRC)^[13]。该方法保留了自抗扰控制的优良特性, 且算法更为简单, 理论分析也更加完备^[14]。笔者将 LADRC 用在下肢外骨骼康复机器人的控制中, 基于外骨骼机器人的数学模型, 利用线性扩张状态观测器(linear extended state observer, LESO)估计动力学模型中存在的扰动, 得到自抗扰控制器的控制率。通过真实的外骨骼机器人实验验证了 LADRC 控制的稳定性和正确性。

收稿日期: 2020-06-20; 修回日期: 2020-07-27

基金项目: 广西创新驱动发展专项(桂科 AA17204062)

作者简介: 罗定吉(1994—), 男, 河南人, 硕士, 从事智能化人体下肢康复机器人研究。E-mail: 1300432643@qq.com。

1 下肢外骨骼康复机器人模型

1.1 人机系统组成及工作原理

人体下肢外骨骼康复机器人如图 1 所示。图中：连接机构可以将外骨骼固定在特定的训练场所，4 个关节采用盘式电机驱动，电机安装在关节处，使整个机器人结构紧凑且便于控制，盘式电机自带的编码器，可以反馈位置信息。大腿和小腿处均设计了长度调节机构，可以调节机械腿的长度，使机器人适用于不同身高的患者。绑带可以将患者的腿部与外骨骼机械腿固定。外骨骼机器人末端的脚踏板，能将患者的脚部调节到正确位置并固定，更有利于患者规范的训练。

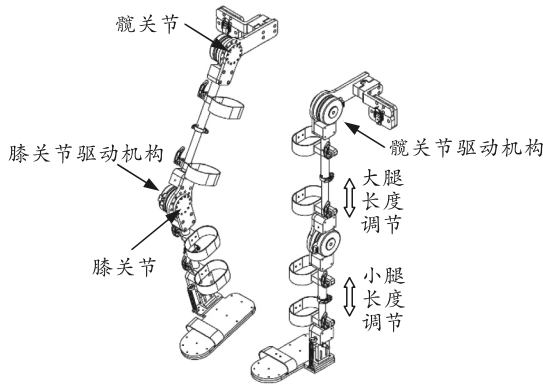


图 1 下肢外骨骼康复机器人

图 2 为外骨骼康复机器人系统结构。系统采用 STM32F407 为控制器，通过 CAN 总线通信向盘式电机发送控制指令并采集处理反馈信号。盘式电机驱动带动外骨骼和患者的腿部运动，盘式电机自带的编码器可以实时检测电机的运动状态并反馈位置信息。

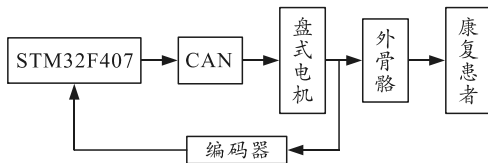


图 2 下肢外骨骼康复机器人系统结构

1.2 下肢外骨骼康复机器人动力学模型

对于多刚体系统，动力学建模的方法很多，拉格朗日法用于多刚体动力学建模比较成熟的经典方法^[15]。外骨骼机器人将患者的下肢与机械腿绑定在一起，属于典型的人-机协作系统。笔者将外骨骼视为两连杆模型，建立的摆动腿动力学方程可以表示为：

$$\tau = \mathbf{M}(q)\ddot{q} + \mathbf{C}(q, \dot{q})\dot{q} + \mathbf{G}(q) + D \quad (1)$$

式中： $\mathbf{M}(q)$ 为惯性力矩阵； $\mathbf{C}(q, \dot{q})$ 为离心力和科氏

力矩阵； $\mathbf{G}(q)$ 为重力矩阵； D 为系统未建模部分和外部扰动。 $\mathbf{M}(q)$ 、 $\mathbf{C}(q, \dot{q})$ 和 $\mathbf{G}(q)$ 可被表达为：

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{M}(q) &= \begin{bmatrix} M_{11}(q) & M_{12}(q) \\ M_{21}(q) & M_{22}(q) \end{bmatrix} \\ \mathbf{C}(q, \dot{q}) &= \begin{bmatrix} C_1(q, \dot{q}) \\ C_2(q, \dot{q}) \end{bmatrix} \\ \mathbf{G}(q) &= \begin{bmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \end{bmatrix} \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中

$$\left. \begin{aligned} M_{11}(q) &= \frac{1}{3}m_1L_1^2 + \frac{1}{3}m_2L_2^2 + m_2L_1^2 + 2m_2L_1L_{c2}\cos\theta_2 \\ M_{12}(q) &= \frac{1}{3}m_2L_2^2 + m_2L_1L_{c2}\cos\theta_2 \\ M_{21}(q) &= \frac{1}{3}m_2L_2^2 + m_2L_1L_{c2}\cos\theta_2 \\ M_{22}(q) &= \frac{1}{3}m_2L_2^2 \end{aligned} \right\} \quad (3)$$

式中： m_1 为大腿连杆的质量； m_2 为小腿连杆的质量； L_1 为大腿连杆的长度； L_2 为小腿连杆的长度； L_{c2} 为小腿连杆质心到顶端的距离； θ_2 为膝关节角度。

其中

$$\left. \begin{aligned} C_1(q, \dot{q}) &= -2m_2L_1L_{c2}\sin\theta_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2 - m_2L_1L_{c2}\sin\theta_2\dot{\theta}_2^2 \\ C_2(q, \dot{q}) &= m_2L_1L_{c2}\sin\theta_2\dot{\theta}_1^2 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

式中： θ_1 为髋关节角度； $\dot{\theta}_1$ 为髋关节角速度； $\dot{\theta}_2$ 为膝关节角速度。

其中

$$\left. \begin{aligned} G_1(q) &= m_1gL_{c1}\sin\theta_1 + m_2gL_1\sin\theta_1 - \\ &\quad m_2gL_{c2}\sin(\theta_1 + \theta_2) \\ G_2(q) &= m_2gL_{c2}\sin(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式中： L_{c1} 为大腿连杆质心到顶端的距离； g 为重力加速度。

表 1 给出了外骨骼康复机器人模型中各参数的实际值。

表 1 外骨骼模型参数

参数	数值
m_1/kg	1.267
m_2/kg	1.18
L_1/m	0.4
L_2/m	0.3
L_{c1}/m	0.187
L_{c2}/m	0.155
$g/(\text{m/s}^2)$	9.8

2 自抗扰控制器设计

传统的 ADRC 由 3 个部分组成，即跟踪微分器 (tracking differentiator, TD) 提供输入信号及输入信

号的微分信号，扩张状态观测器 (extended state observer, ESO) 用来估计状态、状态的微分信号和扰动，以及非线性状态误差反馈控制率 (nonlinear state error feedback, NLSEF)。笔者采用 LADRC，基于外骨骼康复机器人的特性设计了 LESO，并用 PD 控制代替 NLSEF。图 3 是 LADRC 控制系统结构框图。

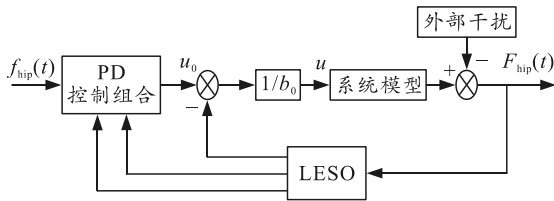


图 3 线性自抗扰控制结构

下肢外骨骼康复机器人是一个 2 阶系统。一般来说，考虑 2 阶系统如下：

$$\ddot{y} = -a_1\dot{y} - a_0y + v + bu \quad (6)$$

式中： u 是系统的输入； y 是输出； v 是外部扰动； a_1, a_0 是系统参数； b 是控制增益。 a_1, a_0, b 未知，且有 $b \approx b_0$ 。令 $x_1 = y, x_2 = \dot{y}$ ，并设 $f(y, \dot{y}, v) = -a_1\dot{y} - a_0y + v + (b - b_0)u$ 是系统的扰动，将其定义为状态变量 $x_3 = f(y, \dot{y}, v)$ ，可以得到系统(6)的状态方程：

$$\left. \begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= x_3 + b_0u \\ \dot{x}_3 &= h \\ y &= x_1 \end{aligned} \right\} \quad (7)$$

式中： x_1, x_2, x_3 是系统状态变量； $h = \dot{f}(y, \dot{y}, v)$ 。定义 $z_1 = x_1, z_2 = x_2, z_3 = x_3$ ，建立 LESO：

$$\left. \begin{aligned} \dot{z}_1 &= z_2 - l_1(z_1 - y) \\ \dot{z}_2 &= z_3 - l_2(z_1 - y) + b_0u \\ \dot{z}_3 &= -l_3(z_1 - y) \end{aligned} \right\} \quad (8)$$

式中 l_1, l_2, l_3 是观测器增益。式(6)的状态空间描述可重新定义为：

$$\left. \begin{aligned} \dot{z} &= Az + Bu + Le \\ y &= Cz \end{aligned} \right\} \quad (9)$$

其中，

$$A = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -a_0 & -a_1 \end{bmatrix}, B = \begin{bmatrix} 0 \\ b_0 \\ -a_1b_0 \end{bmatrix}, L = \begin{bmatrix} l_1 \\ l_2 \\ l_3 \end{bmatrix}, C = \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (10)$$

经过参数化，可把观测器特征方程极点放在同一位置 $-\omega_0$ 上，得到：

$$\lambda(s) = sI - (A - LC) = s^3 + l_1s^2 + l_2s + l_3 = (s + \omega_0)^3 \quad (11)$$

由上式可以得到： $l_1 = 3\omega_0, l_2 = 3\omega_0^2, l_3 = 3\omega_0^3$ ； ω_0 为观测器带宽。

确定合适的 l_1, l_2, l_3 之后，LESO 能实现对系统中各变量的实时跟踪，此时系统输入为：

$$u = \frac{u_0 - z_3}{b_0} \quad (12)$$

设计 PD 控制器：

$$u_0 = k_p(f_{hip}(t) - z_1) - k_d z_2 \quad (13)$$

根据文献[13]，通常选择式(13)的参数如下：

$$k_d = \omega_c^2, k_p = 2\omega_c \quad (14)$$

式中 ω_c 是控制器带宽。

由此，LADRC 控制器参数的配置，就转化为观测器带宽 ω_0 和控制器带宽 ω_c ，以及控制增益 b_0 的选取。

3 仿真研究

为了验证 LADRC 的位置跟踪控制效果，以外骨骼康复机器人为对象进行仿真实验，分别仿真了 LADRC 与传统 PID 的控制，并将仿真结果进行对比。实验环境为 Matlab2016a。文中所跟踪的步态曲线如图 4 所示，是使用步态分析仪采集的正常人行走的髋关节曲线，步态周期为 1.5 s，步态曲线对时间拟合的表达式如下：

$$f_{hip}(t) = 35.18\sin(1.939t - 0.167) - 298.6\sin(7.401t - 4.714) + 293\sin(7.469t + 4.647) \quad (15)$$

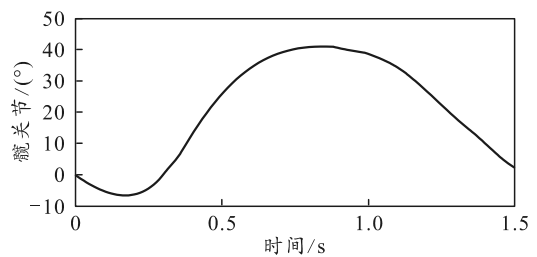


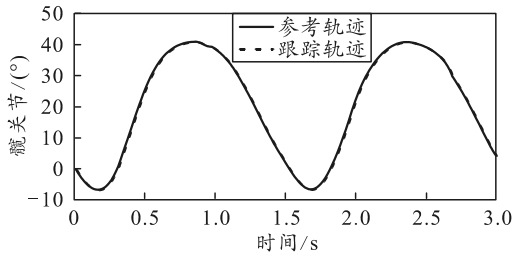
图 4 髋关节步态曲线

为降低 LADRC 控制器的设计难度，笔者先分别独立地设计出 LESO 和 PD 控制器，然后将它们组合成完整的 LADRC 控制器。LADRC 控制器和 PID 控制器的控制参数分别如下：

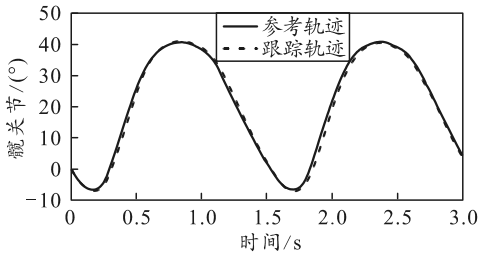
LADRC: $\omega_0 = 1000, \omega_c = 1000, b_0 = 5$;

PID: $k_p = 800, k_i = 500, k_d = 200$ 。

在 LADRC 控制和 PID 控制下，跟踪式(15)所示的步态曲线 $f_{hip}(t)$ ，跟踪时间为 2 个周期，系统的响应曲线如图 5 所示。



(a) LADRC 控制位置跟踪曲线

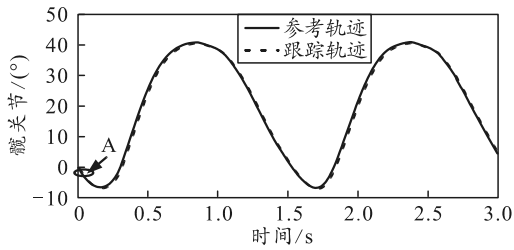


(b) PID 控制位置跟踪曲线

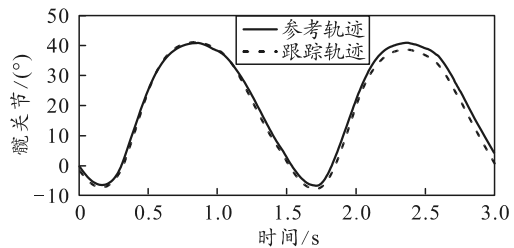
图 5 位置跟踪曲线对比

从图 5 的仿真曲线可以看出：在给定的位置曲线不发生突变的情况下，较之于 PID 控制，LADRC 控制跟踪精度更高。PID 控制在曲线波峰、波谷位置，会有超调的情况发生，LADRC 控制则在波峰、波谷位置跟踪稳定。

为检验 LADRC 控制的抗干扰能力，增加外界扰动 $v=500\sin t$ ，对系统进行 LADRC 和 PID 控制仿真。跟踪效果如图 6 所示。从图中可以看出：LADRC 控制在跟踪的初期，即点 A 处有震荡的产生，随着控制器调节，震荡很快消失；而在 PID 控制中，在外部扰动的作用下，跟踪出现幅值超调以及相位滞后等问题。且随着时间增加，超调和滞后现象更加明显。



(a) LADRC 控制在扰动下位置跟踪曲线

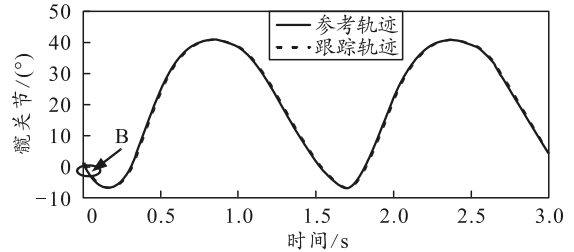


(b) PID 控制在扰动下位置跟踪曲线

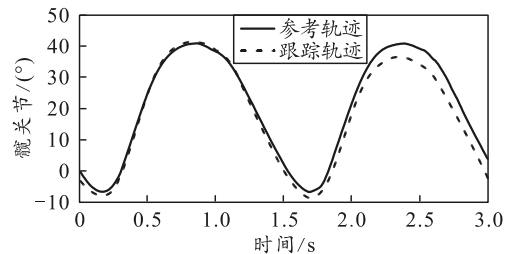
图 6 扰动 $v=500\sin t$ 时位置跟踪曲线对比

继续加大扰动，将扰动设置为 $v=1\ 000\sin t$ ，对

系统进行 LADRC 控制和 PID 控制仿真，跟踪效果如图 7。与图 6 相比：LADRC 在点 B 处震荡加大，但随着控制器的调节，震荡依然很快消失，并且跟踪效果良好；在 PID 控制中，跟踪曲线的幅值超调和相位滞后更加明显，且随着跟踪时间增大，问题更加明显。



(a) LADRC 控制在扰动下位置跟踪曲线



(b) PID 控制在扰动下位置跟踪曲线

图 7 扰动 $v=1\ 000\sin t$ 时位置跟踪曲线对比

通过图 6 和图 7 可以看出：LADRC 控制的抗干扰能力优于 PID 控制，在相同扰动的作用下，LADRC 的控制精度更高，且控制效果更加稳定。

4 实验验证及分析

为了测试 LADRC 的实际控制效果，笔者进行了外骨骼机器人的实物测试。如图 8 所示，搭建的外骨骼测试平台包括上位机、控制器、24 V 电源、盘式电机以及电机驱动器和外骨骼机器人。测试分别采用 LADRC 控制和 PID 控制，通过盘式电机自带的编码器反馈角度值，控制器采集反馈值并保存在上位机。根据采集的反馈值，在 Matlab 中绘制出参考曲线以及实验跟踪曲线。通过对比曲线来验证 LADRC 和 PID 控制的实际控制效果。

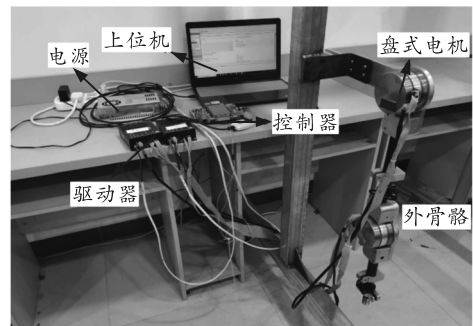
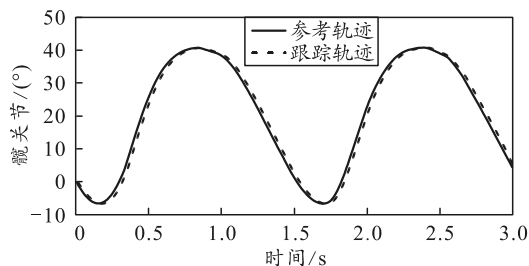
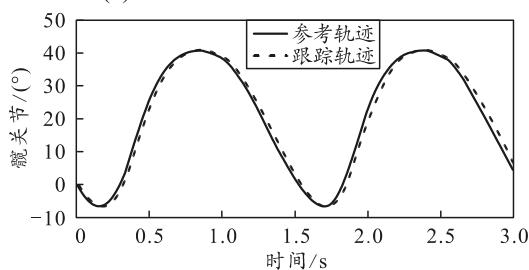


图 8 外骨骼康复机器人实验平台

文中实验跟踪的步态曲线是式(15)所示的步态曲线 $f_{\text{hip}}(t)$ ，实验得到实际曲线与跟踪曲线的对比如图 9 所示。从图中可以看出：在实验测试时，LADRC 控制与 PID 控制均出现相位滞后的问题。较之于 PID 控制，LADRC 控制的相位滞后更小，表明 LADRC 控制在实际的控制中，控制效果依然优于 PID 控制。



(a) LADRC 控制下的实验轨迹



(b) PID 控制下的实验轨迹

图 9 实验位置跟踪曲线对比

5 结束语

笔者建立了下肢外骨骼康复机器人动力学模型，并在该模型的基础上设计 LADRC 控制器。通过仿真实验结果发现，较之于传统的 PID 控制器，LADRC 具有以下优点：1) LADRC 对曲线的跟踪更加稳定；2) 对于来自系统外部的扰动，LADRC 具有更好的抗扰动性能。在康复的初期阶段，与传统的位置控制方法相比，LADRC 具有良好的性能，可以应用在康复外骨骼的控制中。若进一步提高 LADRC 控制器在位置突变情况下的响应速度，可更好地消除外界扰动对控制的影响，为 LADRC 控制的实际应用提供参考。

参考文献：

[1] 尹贵, 张小栋, 陈江城, 等. 模型不确定的下肢康复机器人轨迹跟踪自适应控制[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(11): 1750-1757.

- [2] ROSEN J, BRAND M, FUCHS M B, et al. A myosignal-based powered exoskeleton system[J]. IEEE Transactions on Systems, Man & Cybernetics, Part A, (Systems & Humans), 2001, 31(3): 222.
- [3] MENG W, LIU Q, ZHOU Z N, et al. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation[J]. Mechatronics, 2015, 31: S0957415815000501.
- [4] 文忠, 钱晋武, 沈林勇, 等. 基于阻抗控制的步行康复训练机器人的轨迹自适应[J]. 机器人, 2011, 33(2): 142-149.
- [5] 褚梦秋, 倡国宁, 李根生, 等. 下肢康复机器人控制系统研究进展[J]. 北京生物医学工程, 2018, 37(6): 643-656.
- [6] 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.
- [7] BANALA S K, AGRAWAL S K, KIM S H, et al. Novel Gait Adaptation and Neuromotor Training Results Using an Active Leg Exoskeleton[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2010, 15(2): 216-225.
- [8] KALANI H, MOGHIMI S, AKBARZADEH A. Towards an SEMG-based tele-operated robot for masticatory rehabilitation[J]. Computers in Biology and Medicine, 2016, 75: 243-256.
- [9] SEEBER M, SCHERER R, WAGNER J, et al. High and low gamma EEG oscillations in central sensorimotor areas are conversely modulated during the human gait cycle[J]. Neuro Image, 2015, 112: 318-326.
- [10] CAO F, LI Y, SHI J. Adaptive sliding mode impedance control in lower limbs rehabilitation robotic[C]. Chinese Automation Congress, 2013: 310-315.
- [11] HAKOGI H, OHABA M, KURAMOCHI N, et al. Torque Control of a Rehabilitation Teaching Robot Using Magneto-Rheological Fluid Clutches[J]. JSME International Journal Series B, 2005, 48(3): 501-507.
- [12] 韩京清. 自抗扰控制技术[J]. 前沿科学, 2007(1): 24-31.
- [13] GAO Z Q. Scaling and bandwidth-parameterization based controller tuning[P]. American Control Conference, Proceedings of the 2003, 2003.
- [14] 袁东, 马晓军, 曾庆含, 等. 二阶系统线性自抗扰控制器频带特性与参数配置研究[J]. 控制理论与应用, 2013, 30(12): 1630-1640.
- [15] 龙亿. 下肢外骨骼人体运动预测与人机协调控制技术研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2017.