

DOI: 10.7652/xjtuxb201906002

下肢外骨骼康复机器人人机交互力 自适应导纳控制

屠尧^{1,2}, 朱爱斌^{1,2}, 宋纪元^{1,2}, 申志涛^{1,3}, 张小栋^{1,2}, 曹广忠⁴

(1. 西安交通大学陕西省智能机器人重点实验室, 710049, 西安; 2. 西安交通大学机器人与智能系统研究所, 710049, 西安; 3. 西安交通大学现代设计及转子轴承系统教育部重点实验室, 710049, 西安; 4. 深圳大学深圳电磁控制重点实验室, 518060, 广东深圳)

摘要: 对于下肢具有残余肌力的下肢瘫痪病人, 基于标准步态轨迹被动训练的康复方案无法满足锻炼肌肉的康复训练需求, 为此提出了一种人机交互力自适应控制的下肢外骨骼康复机器人控制策略, 并设计了可实现康复训练的控制方法。该方法以健康人体行走步态为下肢外骨骼康复机器人的位置控制参考, 以穿戴者的自身腿部用力作为力控制约束, 根据穿戴者自身腿部力量大小, 智能控制和调整步态曲线, 以更加适应穿戴者的康复训练需求。仿真试验结果表明, 相对于完全被动的康复训练模式, 自适应力控制模式能够有效地调整康复过程中人机交互力, 可以适应多种不同的康复训练需求, 从而大大提高受损患肢运动功能恢复的康复治疗进程, 具有实际的应用价值。

关键词: 康复机器人; 导纳控制; 自适应滑模控制; 下肢外骨骼

中图分类号: TH117.1 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2019)06-0009-08

Adaptive Admittance Control of Man-Robot Interaction Force for Lower Limb Exoskeleton Rehabilitation Robot

TU Yao^{1,2}, ZHU Aibin^{1,2}, SONG Jiyuan^{1,2}, SHEN Zhitao^{1,3},
ZHANG Xiaodong^{1,2}, CAO Guangzhong⁴

(1. Shaanxi Key Laboratory of Intelligent Robots, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Institute of Robotics & Intelligent Systems, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 3. Key Laboratory of Education Ministry for Modern Design and Rotor-Bearing System, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 4. Shenzhen Key Laboratory of Electromagnetic Control, Shenzhen University, Shenzhen, Guangdong 518060, China)

Abstract: The rehabilitation scheme based on passive training of standard gait cannot satisfy the rehabilitative training requirements of lower limb paralysis patients with residual muscle strength. A strategy of lower limb exoskeleton rehabilitation robot with human-robot interaction force adaptive control is hence proposed, and a rehabilitative training method is designed. This method takes the walking gait of healthy human body as a reference for the position control of the exoskeleton rehabilitation robot of lower limbs, and takes the wearer's own leg force as the force control constraint to intelligently control and adjust the gait curve according to the wearer's own leg strength, so as to better meet the wearer's rehabilitation training needs. Simulation results show that the adaptive force control mode can effectively adjust the human-robot interaction force

收稿日期: 2018-10-30。 作者简介: 屠尧(1996—), 男, 博士生; 朱爱斌(通信作者), 男, 副教授。 基金项目: 国家自然科学基金深圳联合重点基金资助项目(U1813212); 科技部智能机器人国家重点研发计划资助项目(2017YFB1300505); 国家自然科学基金资助项目(51775415)。

网络出版时间: 2019-01-18

网络出版地址: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20190118.0907.002.html>

in the rehabilitation process, and can adapt to a variety of different rehabilitation training requirements to greatly improve the rehabilitation treatment process of motor function recovery of injured limbs.

Keywords: rehabilitation robot; admittance control; adaptive sliding mode control; lower limb exoskeleton

下肢外骨骼康复机器人是一种机器人与穿戴者相耦合的人机电一体化系统,通过模拟正常人体行走步态规律,帮助由脊髓损伤、脑卒中等疾病导致的双下肢运动功能障碍的患者锻炼下肢肌肉,恢复下肢运动功能^[1]。大量的医学研究表明:通过特定的运动功能训练,刺激未完全损伤的中枢神经系统,能够激发其结构上和功能上的重新组织能力,这种可塑性是一种再学习或再训练的过程^[2]。

ReWalk 是美国 Argo Medical Technologies 公司开发生产的可穿戴式下肢康复机器人,可以为脊髓损伤患者提供运动训练^[3]。该机器人使用倾角传感器检测患者上身所处的姿态,以此来推断下肢的运动状态,从而辅助患者完成步行和上下楼梯等日常生活活动,但其康复训练方式以完全被动训练为主,对于不同病情的患者的不同康复训练需求适应性不高^[4]。Lokomat 是由瑞士苏黎世大学医学院、Hocoma 公司、苏黎世联邦理工学院以及德国 Woodway 公司联合开发的步态训练机器人^[5]。Lokomat 使用跑步机与患者的双足进行交互,下肢可以得到更接近于自然行走的体验。作为同类产品中的先驱,Lokomat 实现了多种主被动训练策略,但其动力学模型较为复杂,控制难度较大^[6]。Hybrid Assistive Limb(HAL)是日本筑波大学研制的可穿戴式下肢康复机器人,该设备可以辅助下肢运动功能障碍患者完成直立行走、起立、坐下以及上下楼梯等日常生活活动^[7]。这个外骨骼使用表面肌电(sEMG)信号作为主要指令信号,并执行以用户的意图为基础指令^[8]。基于 sEMG 的控制器,用户感觉不适的是,系统被不同用户使用会影响 sEMG 电极传感器的准确性^[9]。

基于标准步态轨迹被动训练的康复方案忽视了康复训练患者的主动运动意图,无法满足锻炼肌肉的康复训练需求,所以机器人与穿戴者的人机交互研究逐渐成为研究热点^[10]。下肢外骨骼康复机器人自适应交互力控制策略可以让康复训练患者主动施力,帮助患者锻炼肌肉,恢复下肢肌力。

本文在以往研究的基础上,提出了一种人机交互力自适应控制的下肢外骨骼康复机器人控制策

略,并设计了可实现康复训练的控制方法。该方法能够有效地调整康复过程中人机交互力大小,提高了穿戴者的主动参与程度,实现针对具有残余肌力的下肢瘫痪病人的康复训练。

1 人机交互力导纳控制

图 1 为正常人体行走步态,在行走过程中,左右腿分别交替处于支撑相和摆动相。人腿处于支撑相阶段时,该腿主要起到支撑身体保持平衡的作用,人体重心处于支撑相的腿部一侧。人腿处于摆动相时,足部悬空,相对于支撑相腿部更加自由。支撑相采用固定标准步态,通过位置控制算法实现标准步态跟随。

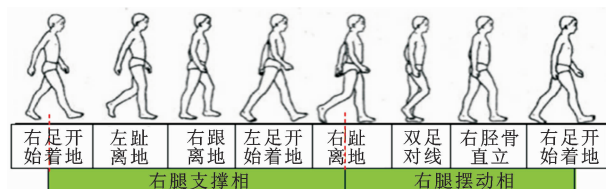


图 1 正常人体行走步态

摆动相可以分为 4 个阶段,在不同的阶段,大腿和小腿受外骨骼助力需求的情况不同。以图 1 右腿为例,第 1 阶段为左足开始着地至右趾离地时期,即右侧摆动前期;第 2 阶段为右趾离地至双足对线时期,即右侧摆动早期;第 3 阶段为双足对线至右胫骨直立时期,即右侧摆动中期;第 4 阶段为右胫骨直立至右足开始着地,即右侧摆动后期。

通过压力传感器感知外骨骼穿戴者与外骨骼之间的交互力,根据交互力的大小,智能控制和调整标准步态曲线,以更加适应穿戴者的力量训练,实现正常步态行走和康复训练。摆动相的不同时期,大、小腿各自受力情况如图 2 所示。穿戴者腿部与外骨骼

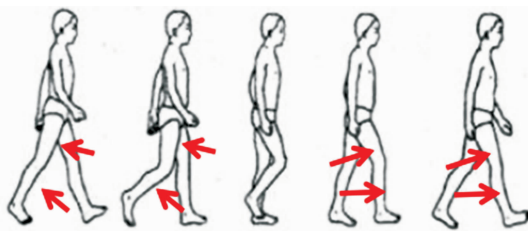


图 2 摆动相不同时期大、小腿受力方向

之间交互力即为 T_e , 可用交互力传感器测量得到。

控制原理公式表示如下

$$T_q = T_h + T_e + G \quad (1)$$

式中: T_q 为正常行走时腿部需要的力矩; T_h 为患者腿部残余力矩; T_e 为外骨骼施加给穿戴者的力矩; G 为穿戴者腿部重力项。

本文将外骨骼与人体的交互力简化为如图3所示阻抗模型, T_{motor} 为电机实际输出力矩, T_{int} 为外骨骼与人腿交互力矩。 θ_{exo} 、 θ_h 分别是外骨骼机器人和外骨骼穿戴者腿部的位移量。

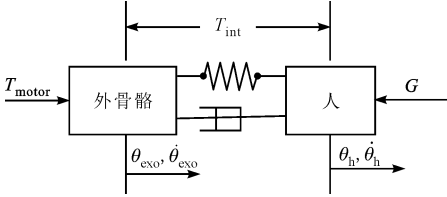


图3 摆动相人机交互阻抗模型

基于康复患者恢复训练的交互力需求考虑, 本文引进如下阻抗控制模型^[11]

$$M_d(\ddot{q} - \ddot{q}_d) + C_d(\dot{q} - \dot{q}_d) + G_d(q - q_d) = -T_{int} \quad (2)$$

式中: M_d 、 C_d 、 G_d 分别为人机交互期望转动惯量、阻尼和刚度矩阵; $\ddot{q}_d$ 、 $\dot{q}_d$ 、 q_d 分别为各关节的加速度、速度与轨迹的期望值向量; T_{int} 为外骨骼与人腿交互力矩矩阵^[12]。

实际控制中, 人机交互力可通过交互力传感器测量并计算得到, 期望人机交互力与实际交互力存在的偏差为

$$\Delta T = T_{intd} - T_{int} \quad (3)$$

人机交互力的自适应控制方法, 主要根据患肢主动作用力来调节患肢实际训练轨迹和理想参考轨迹的偏差, 该偏差大小与交互力的关系可由导纳控制公式表示^[13-14]。导纳控制的思想可以表述为, 对于某一特定的力输入, 通过施加额外的驱动控制去修改被控对象的响应速度, 使整个系统的输入输出响应符合期望设计^[15]。

建立导纳模型如下

$$Y(s) = \frac{\Delta \dot{Q}(s)}{\Delta T(s)} = \frac{1}{Js + B + C(1/s)} \quad (4)$$

式中: s 为拉普拉斯复变量; $\Delta \dot{Q}(s)$ 为需要调整的响应速度; $\Delta T(s)$ 为实际交互力与期望交互力之间的偏差; J 、 B 、 C 分别为外骨骼广义惯量、阻尼和刚度。根据实际与期望交互力矩偏差, 计算得到需要调整的响应速度 $\Delta \dot{q}$ ^[16]。

在下肢外骨骼康复机器人控制中, 当人腿处于摆动相时期, 人腿还有一定的肌力时, 外骨骼需要实现快速跟踪, 避免外骨骼对人腿产生阻碍, 而且外骨骼提供给人腿的力矩要足够小。此时外骨骼系统应该具有较大的导纳特性以保证对人机之间的交互力有足够高的灵敏度, 从而实现降低交互力的效果。图4中测量所得到的交互力可以转换为交互力矩, 计算实际交互力矩与期望交互力矩之间的偏差 ΔT , 根据设计的导纳控制器求出需要调整的速度 $\Delta \dot{q}$, 通过对该速度进行求导和积分, 计算得到需要调整的加速度 $\Delta \ddot{q}$ 和位移 Δq 。对输入的期望位移、速度和加速度进行调整, 利用自适应滑模控制器进行轨迹跟踪。此时, 外骨骼系统的运动响应与交互力之间所表现出的关系就等价于所设计的期望的导纳特性。

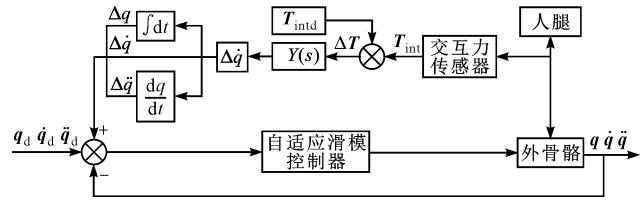


图4 外骨骼导纳控制原理框图

2 人机系统动力学分析

研究认为外骨骼机器人比较独特的两点是: 人和机器人有物理和认知的双重交互, 物理交互就是人和机器人之间会有力的交互, 并且机器人能够增强人的能力; 认知交互是指人了解机器人的能力并且始终感知到自己是在控制机器人。目前, 在外骨骼系统分析中, 研究者通常只关注外骨骼系统本身的动态特性, 或将外骨骼系统与人体作为刚性连接进行动力学分析, 忽略了外骨骼系统与人体之间的物理相互作用。建立具有物理人机交互作用的外骨骼与人体之间的精确动力学模型, 对于基于人机交互力的自适应滑模控制研究具有重要意义。

本文设计的下肢外骨骼机器人仅由髋关节和膝关节驱动, 因此摆动过程实质上是大腿绕躯干的旋转和小腿绕胫骨的旋转。假设躯干相对于大腿和小腿固定, 并且穿戴者和外骨骼之间的绑带连接被视为弹性系数固定的弹簧, 可以构建如图5所示的人体和外骨骼耦合系统的摆动相模型。

假设外骨骼和人体下肢尺寸相同, 躯干固定, 则 O 点为外骨骼和人体髋关节, K_e 为外骨骼膝关节, K_c 为外骨骼膝关节, C_{et} 和 C_{el} 分别为外骨骼大小腿

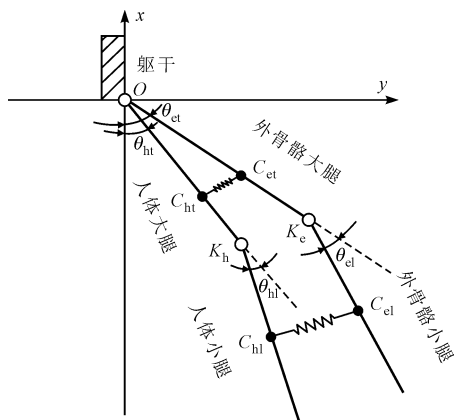


图 5 外骨骼人机耦合系统模型

质心的位置, C_{ht} 和 C_{hl} 分别为人体大小腿质心的位置。

选取如图 5 所示的笛卡尔坐标系, 外骨骼髋关节和膝关节的关节变量为 θ_{eh} 和 θ_{ek} , 髋关节和膝关节的关节力矩为 τ_{eh} 和 τ_{ek} ; 人体髋关节和膝关节的关节变量为 θ_{et} 和 θ_{el} , 髋关节和膝关节的关节力矩为 τ_{eh} 和 τ_{ek} ; 外骨骼大腿和小腿的质量分别为 m_{eh} 和 m_{ek} , 人体大腿和小腿的质量分别为 m_{ht} 和 m_{hk} ; 外骨骼和人体大小腿长度相同, 分别为 l_h 和 l_k , 质心位置也相同, 外骨骼和人体大腿的质心到髋关节的距离和小腿的质心到膝关节的重心分别为 l_{ch} 和 l_{ck} 。

采用拉格朗日法, 建立人机系统的动力学方程, 人体和外骨骼在人机系统中单独考虑, 分别计算人体的髋、膝关节力矩 τ_{eh} 和 τ_{ek} , 以及外骨骼髋、膝关节力矩 τ_{eh} 和 τ_{ek} 。外骨骼和人体的大小腿之间存在弹性交互力, 弹性交互力与弹性系数和距离有关, 最终得到外骨骼动力学方程为

$$\begin{bmatrix} \tau_{eh} \\ \tau_{ek} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{11} & D_{12} \\ D_{21} & D_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_{eh} \\ \ddot{\theta}_{ek} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{eh}^2 \\ \dot{\theta}_{ek}^2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} \\ B_{21} & B_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_{eh} \dot{\theta}_{ek} \\ \dot{\theta}_{ek} \dot{\theta}_{eh} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} \quad (5)$$

式中: $D_{11} = m_{eh} l_{ch}^2 + m_{ek} l_{ck}^2 + m_{ek} l_h^2 + 2m_{ek} l_h l_{ch} \cos \theta_{ek}$; $D_{21} = m_{ek} l_{ck}^2 + m_{eh} l_h l_{ck} \cos \theta_{ek}$; $D_{12} = m_{ek} l_{ck}^2 + m_{ek} l_h l_{ck} \cdot \cos \theta_{ek}$; $D_{22} = m_{ek} l_{ck}^2$; $C_{11} = 0$; $C_{12} = -m_{ek} l_h l_{ck} \sin \theta_{ek}$; $C_{21} = m_{ek} l_h l_{ck} \sin \theta_{ek}$; $C_{22} = 0$; $B_{11} = -2m_{ek} l_h l_{ck} \sin \theta_{ek}$; $B_{12} = 0$; $B_{21} = 0$; $B_{22} = 0$; $G_1 = (m_{eh} l_{ch} + m_{ek} l_h) \cdot g \sin \theta_{ek} + m_{ek} l_{ck} g \sin(\theta_{eh} + \theta_{ek})$; $G_2 = m_{ek} l_{ck} g \sin(\theta_{eh} + \theta_{ek})$; $T_1 = k l_{ch}^2 \sin(\theta_{eh} - \theta_{hh}) + k [l_t \sin(\theta_{eh} - \theta_{hh}) + l_{ck} \sin(\theta_{ek} - \theta_{hk})] (l_t \cos \theta_{ek} - l_{ck})$; $T_2 = k [l_h \sin(\theta_{eh} - \theta_{hh}) + l_{ck} \sin(\theta_{ek} - \theta_{hk})] l_{ck}$; T_1 、 T_2 分别为外骨骼和人体之间在大腿和小腿处的弹性交互力矩。

3 自适应滑模控制器设计

下肢外骨骼康复机器人是典型的人机电一体化系统, 受环境影响和外界的干扰较多, 为穿戴者的安全考虑, 要求其运行稳定性高和抗干扰性强。滑模控制本质上是一类特殊的非线性控制, 其非线性表现为控制的不连续性。滑模控制的优点是能够克服系统的不确定性, 对干扰和未建模动态具有很强的鲁棒性, 尤其是对非线性系统的控制具有良好的控制效果^[17]。

3.1 滑模控制器设计

设计滑模控制器的目的是, 保证外骨骼髋膝关节实际轨迹 $\mathbf{q} = [q_h, q_k]^T$ 能很好地跟踪髋膝关节理想轨迹 $\mathbf{q}_d = [q_{dh}, q_{dk}]^T$ 。设轨迹跟踪误差为 $\mathbf{e} = \mathbf{q} - \mathbf{q}_d$, 设计滑模面如下

$$\mathbf{r} = \dot{\mathbf{e}} + \mathbf{\Lambda} \mathbf{e} \quad (6)$$

式中: $\mathbf{\Lambda} = \text{diag}(\Lambda_1, \Lambda_2, \dots, \Lambda_n)$ 是一个正定矩阵; $\mathbf{r} = [r_1, r_2, \dots, r_n]^T$, r_i 为滑模面斜率; $\mathbf{e} = [e_h, e_k]^T$ 。

设计滑模控制器如下

$$\boldsymbol{\tau} = \mathbf{M}(\ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{\Lambda} \dot{\mathbf{e}}) + \mathbf{V}(\dot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{\Lambda} \mathbf{e}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) + \mathbf{K} \mathbf{r} + \mathbf{v} + \boldsymbol{\tau}_d \quad (7)$$

式中: $\mathbf{K} = \text{diag}(K_1, K_2, \dots, K_n)$ 为对角矩阵, 为滑模控制器参数; $\mathbf{v}$ 为控制器克服系统扰动的鲁棒项; $\boldsymbol{\tau}_d$ 为控制系统的扰动项, 即外骨骼和人体间的交互力。

3.2 RBF 神经网络

RBF 网络是一种结构简单、收敛速度快、能够逼近任意非线性函数的神经网络, 在模型不确定系统中得到广泛应用^[18-19]。3 层 RBF 神经网络由输入层、隐藏层和输出层组成, 如图 6 所示。

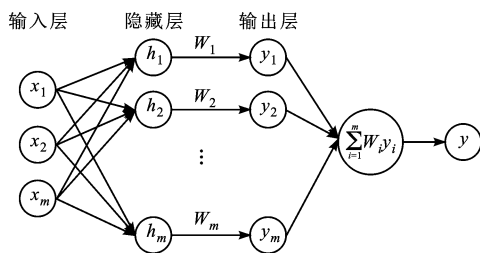


图 6 RBF 神经网络结构

理想的 RBF 网络算法为

$$\begin{aligned} h_i &= \exp(-\|x_i - c_i\|^2 / b_i^2), \quad i = 1, 2, \dots, m \\ y &= \sum_{i=1}^m W_i h_i \end{aligned} \quad (8)$$

式中: c_i 和 b_i 为高斯函数的中心值和标准方差。

引入能量函数 U 来训练 RBF 神经网络, $U = \frac{1}{2} \sum_{s=1}^S \sum_{k=1}^L (y_k^{(s)} - \hat{y}_k^{(s)})^2$, 其中 S 为训练样本的数目, L 为网络输出的数目, $y_k^{(s)}$ 为样本 S 下第 k 个输出层神经元的输出。神经网络训练的目标为 $U \leq a$, a 为一个足够小的正数。

神经网络的训练将会在计算输出完成时开始, 本文采用梯度法对参数 c_i 、 b_i 和 W_i 进行训练如下

$$\left. \begin{aligned} c_k(t+1) &= c_k(t) + \eta \frac{\partial U}{\partial c_k} \\ b_k(t+1) &= b_k(t) + \eta \frac{\partial U}{\partial b_k} \\ W_k(t+1) &= W_k(t) + \eta \frac{\partial U}{\partial W_k} \end{aligned} \right\}$$

(9)

式中: η 为学习率。

3.3 基于 RBF 神经网络的滑模控制

建立下肢外骨骼康复机器人的精确动力学模型比较困难。在滑模控制中, 和机器人动力学模型相关的等效部分对控制器的性能影响最大。因此, 采用 RBF 神经网络, 逼近滑模控制器中等效部分, 对于下肢外骨骼康复机器人的控制有很大帮助。考虑如式(5)所示的外骨骼动力学模型, 滑模控制器中的等效部分如下

$$f(\mathbf{x}) = \mathbf{M}(\ddot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{\Lambda}\dot{\mathbf{e}}) + \mathbf{C}(\dot{\mathbf{q}}_d + \mathbf{\Lambda}\mathbf{e}) + \mathbf{G}(\mathbf{q}) \quad (10)$$

根据式(5)和式(6), 滑模控制器需要精确的模型。由于下肢外骨骼康复机器人的模型具有高度非线性和不确定性, 因此当模型不是完全已知的情况下很难获取到准确的 $f(\mathbf{x})$ 。因此, 采用 RBF 神经网络对 $f(\mathbf{x})$ 进行逼近, 网络的输入层为 5 个神经元, 输入向量为 $\mathbf{x} = [\mathbf{e}^T, \dot{\mathbf{e}}^T, \mathbf{q}_d^T, \dot{\mathbf{q}}_d^T, \ddot{\mathbf{q}}_d^T]$, $\mathbf{e}^T$ 、 $\dot{\mathbf{e}}^T$ 分别为机器人关节实际轨迹和理想轨迹之间的位置误差和速度误差, $\mathbf{q}_d^T$ 、 $\dot{\mathbf{q}}_d^T$ 、 $\ddot{\mathbf{q}}_d^T$ 分别为理想轨迹的角位移、角速度和角加速度。RBF 神经网络的隐藏层有 7 个神经元, 输出层只有 1 个神经元, 为式(10)的 $f(\mathbf{x})$ 。

RBF 神经网络在逼近模型的时候也会有逼近误差 ϵ , 因此设神经网络的实际输出为

$$\hat{f}(\mathbf{x}) = \hat{\mathbf{W}}^T \mathbf{h}(\mathbf{x}) \quad (11)$$

式中: $\hat{\mathbf{W}}$ 为实际逼近的权值; $\mathbf{h}(\mathbf{x})$ 为 RBF 神经网络的隐含层基向量。综合式(7)(10)(11), 可以得到基于 RBF 神经网络的滑模控制器如下

$$\boldsymbol{\tau} = \hat{\mathbf{W}}^T \mathbf{h}(\mathbf{x}) + \mathbf{K}\mathbf{r} + \mathbf{v} \quad (12)$$

式中: $\boldsymbol{\tau}$ 为外骨骼机器人控制的关节控制输入力矩; $\mathbf{K}$ 为滑模控制器控制参数。

3.4 稳定性及收敛性分析

考虑神经网络的逼近误差实际 ϵ 和机器人控制中的干扰项 $\boldsymbol{\tau}_d$, 鲁棒项 $\mathbf{v}$ 设计为

$$\mathbf{v} = -(\boldsymbol{\epsilon}_N + \mathbf{b}_d) \text{sgn}(\mathbf{r}) \quad (13)$$

式中: $\boldsymbol{\epsilon}_N$ 为 RBF 神经网络逼近的容许最大误差; $\mathbf{b}_d$ 为系统最大扰动。

定义系统的 Lyapunov 函数如下

$$L = 0.5 \mathbf{r}^T \mathbf{M} \mathbf{r} + 0.5 \text{tr}(\tilde{\mathbf{W}}^T \mathbf{F}^{-1} \tilde{\mathbf{W}}) \quad (14)$$

式中: $\mathbf{F}$ 为正定矩阵; $\tilde{\mathbf{W}}$ 为 RBF 神经网络逼近时的权值误差; tr 为对矩阵求迹。

对函数 L 一阶求导, 得

$$\dot{L} = \mathbf{r}^T \dot{\mathbf{M}} \mathbf{r} + 0.5 \mathbf{r}^T \dot{\mathbf{M}} \mathbf{r} \quad (15)$$

根据式(7), 将 $\mathbf{M}$ 代入式(15), 得

$$\dot{L} = -\mathbf{r}^T \mathbf{K}_v \mathbf{r} + \mathbf{r}^T (\boldsymbol{\epsilon} + \boldsymbol{\tau}_d + \mathbf{v}) \quad (16)$$

由于

$$\begin{aligned} \mathbf{r}^T (\boldsymbol{\epsilon} + \boldsymbol{\tau}_d + \mathbf{v}) &= \mathbf{r}^T (\boldsymbol{\epsilon} + \boldsymbol{\tau}_d) + \mathbf{r}^T \mathbf{v} = \\ &\mathbf{r}^T (\boldsymbol{\epsilon} + \boldsymbol{\tau}_d) - \mathbf{r}^T (\boldsymbol{\epsilon}_N + \mathbf{b}_d) \leq 0 \end{aligned}$$

(17)

所以

$$\dot{L} \leq -\mathbf{r}^T \mathbf{K}_v \mathbf{r} \leq 0 \quad (18)$$

当 $\dot{L} \equiv 0$ 时, $\mathbf{r} \equiv 0$, 则根据 LaSalle 不变性原理, 闭环系统渐近稳定, $t \rightarrow \infty$ 时, $\mathbf{r} \rightarrow 0$, 从而 $\mathbf{e} \rightarrow 0$, $\dot{\mathbf{e}} \rightarrow 0$ 。因此, 该外骨骼机器人控制系统在一段时间一定能收敛趋于稳定。

4 仿真实验结果与分析

采用 MATLAB 2014a Simulink 进行仿真, 使用固定步长求解器, 固定步长设置为 0.04 s。根据外骨骼实验穿戴者的身体尺寸参数和外骨骼的实际参数设计的仿真参数, 如表 1 所示。

表 1 外骨骼控制仿真参数设计

参数	数值
人体大腿长度 l_h/m	0.56
人体小腿长度 l_k/m	0.55
髋关节到大腿重心长度 l_{ch}/m	0.25
膝关节到大腿重心长度 l_{ck}/m	0.22
外骨骼大腿质量 m_{eh}/kg	2.5
外骨骼小腿质量 m_{ek}/kg	2.5
人体大腿质量 m_{hh}/kg	8.5
人体小腿质量 m_{hk}/kg	4.5

假设人体没有肌力, 外骨骼和人体之间的髌膝关节处的交互力矩带动人腿做正确的摆动运动, 根据人体动力学模型, 可以得到人体正常行走时需要的髌膝关节力矩, 该力矩即为被动控制下髌膝关节

出的交互力矩。如图7所示,被动控制下,髋关节的交互力矩较大,最大可以达到 $64 \text{ N} \cdot \text{m}$,膝关节处的交互力矩较小,最大可以达到 $12 \text{ N} \cdot \text{m}$ 。

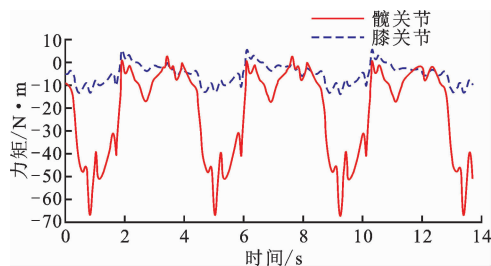


图7 被动控制下人机交互力矩

在被动控制下,外骨骼的理想状态是完美跟随人体步态数据。此时由于外骨骼和人腿之间是绑带连接,绑带存在弹性系数,改变绑带的弹性系数,人腿在被动控制下的髋膝关节位移会有不同的变化。当绑带的弹性系数 $k=100 \text{ kN/m}$ 时,人腿和外骨骼的髋膝关节位移如图8所示,人腿和外骨骼的髋膝关节位移基本重合,此时可以将人腿和外骨骼视为刚性连接。当 $k=4 \text{ kN/m}$ 时,人腿和外骨骼的髋膝关节位移如图9所示,外骨骼的髋膝关节轨迹为理想的人体步态数据,人腿的髋膝关节轨迹与理想的人体步态有一定的偏差。在实际情况下, $k=4 \text{ kN/m}$ 左右,在被动训练时,人腿无法按照理想的步态运动,此时的康复效果较差。

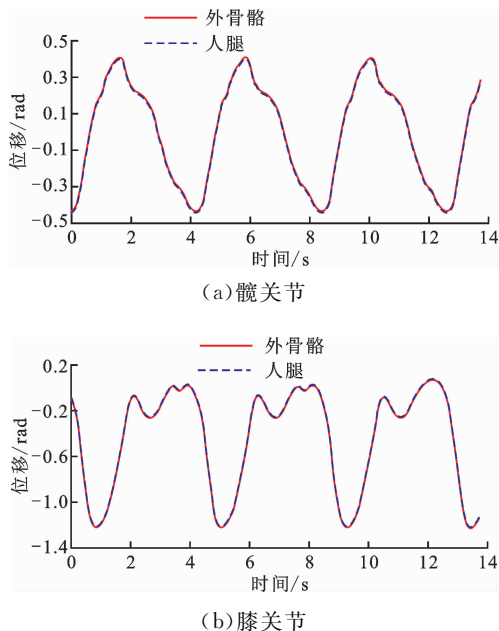
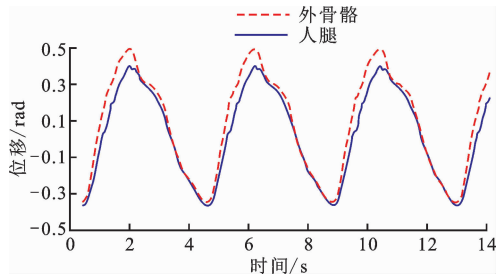
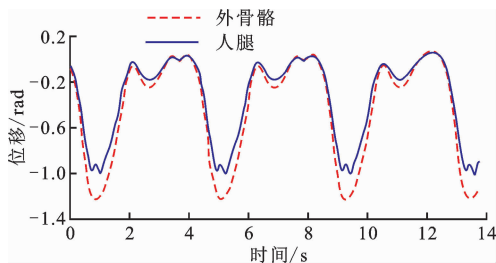


图8 $k=100 \text{ kN/m}$ 时人腿和外骨骼位移对比

假设人腿还残存50%的肌力,此时为了保证人腿最大程度得到康复训练,需要保证外骨骼和人腿之间的交互力矩最大为被动控制下交互力矩的50%。



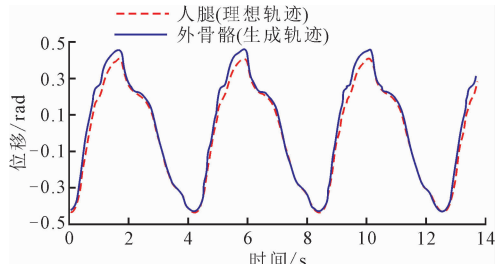
(a) 髋关节



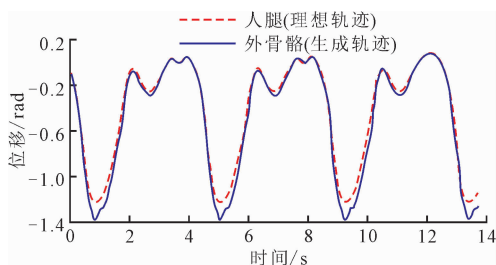
(b) 膝关节

图9 $k=4 \text{ kN/m}$ 时人腿和外骨骼位移对比

因此,设置理想的交互力矩 T_{intd} 为健康状态下人体所需力矩的50%,此时利用导纳模型可以参考理想轨迹生成外骨骼的实际轨迹,如图10所示。



(a) 髋关节

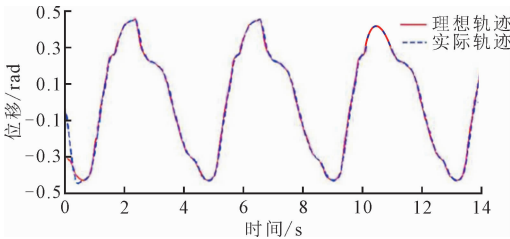


(b) 膝关节

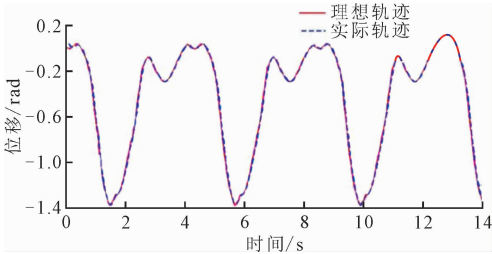
图10 导纳模型生成轨迹和理想轨迹对比

采用神经滑模控制器对导纳模型生成的轨迹进行跟踪,设置控制参数滑模面 $\mathbf{A} = \text{diag}\{145, 105\}$, 滑模控制器参数 $\mathbf{K}_v = \text{diag}\{40, 20\}$, 在鲁棒项中设置 RBF 神经网络逼近最大误差 $\mathbf{\varepsilon}_N = \text{diag}\{0.2, 0.2\}$, 设置鲁棒项控制参数 $\mathbf{b}_d = \text{diag}\{0.2, 0.2\}$ 。如图11所示,可以看到跟踪效果较好,外骨骼膝关节

的轨迹跟踪在 0.2 s 的时候收敛,外骨骼髋关节在 0.3 s 的时候收敛,收敛速度快。



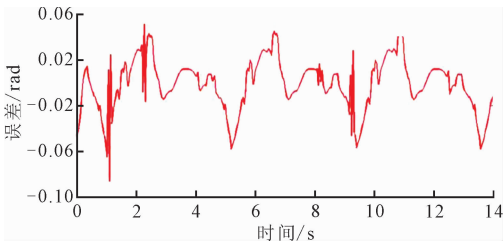
(a)髋关节



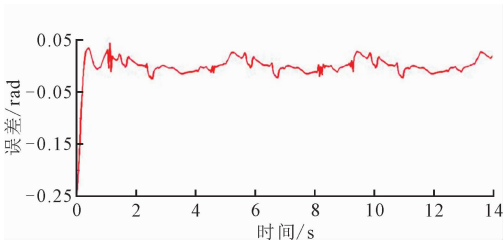
(b)膝关节

图 11 外骨骼髋、膝关节自适应神经滑模控制跟踪效果

如图 12 所示,髋、膝关节跟踪误差最大为 ± 0.05 rad,跟踪误差较小。利用 RBF 神经网络逼近控制器中关于动力学方程等效部分时,取网络的初始权值为 0。网络的输入是:轨迹跟踪过程中的误差及误差的微分;命令轨迹的角位移、角速度和角加速度。网络的输出为控制器中的等效部分 $f(x)$ 。网络采用梯度下降的方法进行训练,最终的目标是利用逼近的控制器实现轨迹跟踪的误差不大于 0.05 rad。RBF 神经网络逼近过程如图 13 所示。



(a)髋关节



(b)膝关节

图 12 外骨骼髋膝关节轨迹跟踪误差

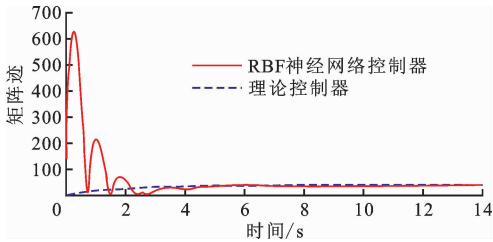
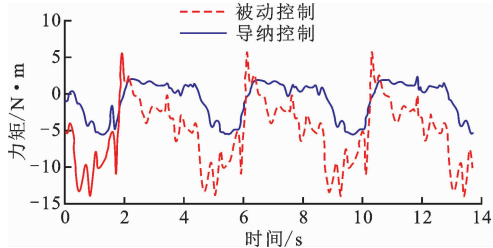
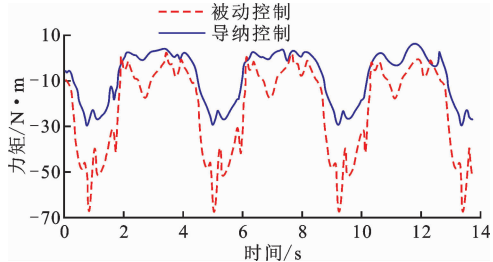


图 13 RBF 神经网络逼近过程

导纳控制和被动控制髋膝关节交互力矩对比如图 14 所示,可以看出,导纳控制下人腿和外骨骼之间的交互力矩有所降低,降低约为 50%。



(a)膝关节



(b)髋关节

图 14 被动控制和导纳控制关节交互力矩对比

5 结 论

本文针对下肢具有残余肌力的下肢瘫痪病人,提出了一种基于自适应力控制的下肢外骨骼康复机器人控制策略,以健康人体行走步态为下肢外骨骼康复机器人的位置控制参考,外骨骼穿戴者的自身腿部用力作为控制约束。根据穿戴者自身腿部力量大小,智能控制和调整步态曲线,以更加适应穿戴者的康复训练需求,并且通过仿真实验验证了该方法的有效性。相对于完全被动训练模式下的康复训练试验效果,自适应力控制模式能够适应多种不同的康复训练需求,从而大大地提高受损患肢运动功能恢复的康复治疗进程。

参考文献:

[1] 文忠, 钱晋武, 沈林勇. 下肢康复机器人轨迹自适应滑模阻抗控制 [J]. 机器人, 2011, 33(2): 142-149.

- WEN Zhong, QIAN Jinwu, SHEN Linyong. Trajectory adaptive sliding mode impedance control of lower limb rehabilitation robot [J]. Robot, 2011, 33(2): 142-149.
- [2] 陈兆聪, 黄真. “运动再学习”疗法在脑卒中康复治疗中的应用 [J]. 中国康复医学杂志, 2007, 22(11): 1053-1056.
- CHEN Zhaocong, HUANG Zhen. Application of “motor relearning” therapy in stroke rehabilitation [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2007, 22(11): 1053-1056.
- [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 & Rehabilitation, 2012, 91(11): 911-921.
- [4] ZEILIG G, WEINGARDEN H, ZWECKER M, et al. Safety and tolerance of the ReWalkTM 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.
- [5] COLOMBO G, JOERG M, SCHREIER R, et al. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis [J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2000, 37(6): 693-700.
- [6] LÜNENBURGER L, COLOMBO G, RIENER R. Biofeedback for robotic gait rehabilitation [J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 2007, 4(1): 1-11.
- [7] KAWAMOTO H, SANKAI Y. Power assist system HAL-3 for gait disorder person [C] // International Conference on Computers for Handicapped Persons. Berlin, Germany: Spinger, 2002: 196-203.
- [8] SANKAI Y. HAL: hybrid assistive limb based on cybernetics [M] // Robotics Research. Berlin, Germany: Springer, 2010: 25-34.
- [9] 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 等. 下肢康复机器人及其交互控制方法 [J]. 自动化学报, 2014, 40(11): 2377-2390.
- HU Jin, HOU Zengguang, CHEN Yixiong, et al. Lower limb rehabilitation robot and its interactive control method [J]. Journal of Automation, 2014, 40(11): 2377-2390.
- [10] 曹福成, 邢笑雪, 李元春, 等. 下肢康复机器人轨迹自适应滑模阻抗控制 [J]. 吉林大学学报(工学版), 2016, 46(5): 1602-1608.
- CAO Fucheng, XING Xiaoxue, LI Yuanchun, et al. Adaptive trajectory sliding mode impedance control for lower limb rehabilitation robot [J]. Journal of Jilin University (Engineering Edition), 2016, 46(5): 1602-1608.
- [11] HOGAN N. Impedance control: an approach to manipulation [J]. ASME Journal of Dynamic Systems Measurement & Control, 1985, 107(4): 481-489.
- [12] KARAYIANNIDIS Y, ROVITHAKIS G, DOULGERI Z. Force/position tracking for a robotic manipulator in compliant contact with a surface using neuro-adaptive control [J]. Automatica, 2007, 43(7): 1281-1288.
- [13] SERAJI H. Adaptive admittance control: an approach to explicit force control in compliant motion [C] // IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2002: 2705-2712.
- [14] 刘棣斐, 唐志勇, 裴忠才. 基于导纳原理的下肢外骨骼摆动控制 [J]. 北京航空航天大学学报, 2015, 41(6): 1019-1025.
- LIU Difei, TANG Zhiyong, PEI Zhongcai. Oscillation control of lower extremity exoskeleton based on admittance principle [J]. Journal of Beijing University of Aeronautics and Astronautics, 2015, 41(6): 1019-1025.
- [15] 张佳帆. 基于柔性外骨骼人机智能系统基础理论及应用技术研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2009: 63-68.
- [16] HOGAN N. Impedance control: an approach to manipulation; I Theory, II Implementation, III Applications [J]. Journal of Dynamic Systems Measurement & Control, 1985, 107(1): 304-313.
- [17] UTKIN V I, CHANG Haochi. Sliding mode control on electro-mechanical systems [J]. Mathematical Problems in Engineering, 2002, 8(4/5): 451-473.
- [18] 闵振辉, 陈焕林. 串联机械臂的 RBF 自适应滑模控制 [J]. 黑龙江科技大学学报, 2017, 27(2): 149-153.
- MIN Zhenhui, CHEN Huanlin. RBF adaptive sliding mode control of serial manipulators [J]. Journal of Heilongjiang University of Science and Technology, 2017, 27(2): 149-153.
- [19] KA D M, HONG C, TOAN T H, et al. Minimizing human-exoskeleton interaction force by using global fast sliding mode control [J]. International Journal of Control Automation & Systems, 2016, 14(4): 1-10.

(编辑 杜秀杰)