DOI: 10.3901/JME.2021.21.011

基于人机耦合模型的上肢康复外骨骼闭环 PD 迭代控制方法*

王文东¹ 肖孟涵¹ 孔德智¹ 郭 栋¹ 袁小庆¹ 张 鹏^{2,3}

(1. 西北工业大学机电学院 西安 710072;

2. 西北工业大学工程实践训练中心 西安 710072;

3. 东莞市三航军民融合创新研究院 东莞 523808)

摘要: 针对多关节上肢外骨骼重复性康复训练非线性求解困难问题,提出了一种闭环 PD 迭代学习控制方法。基于人体工学确定了六自由度上肢外骨骼康复机械臂的参数、自由度配置与关节运动范围。以人机交互力为耦合方式,建立了基于牛顿-欧拉法的人机耦合模型,完成了人机耦合动力学模拟分析。基于迭代学习控制理论提出外骨骼康复机械臂的闭环 PD 迭代学习控制方法,通过建模仿真分析了肩关节/肘关节迭代学习控制的轨迹误差、人机交互力和驱动力矩。第三次迭代后的轨迹误差小于 0.05 rad, PD 迭代学习控制器的输出对系统控制进行了有效的补偿,提高了系统状态的稳定性。研制了六自由度上肢外骨骼康复机械臂样机,开展试验测试。试验结果表明,随着控制试验在迭代域上的运行,系统的输出向着期望的系统状态转化,所提出的迭代学习控制算法可以提高上肢外骨骼康复训练重复性运动的控制精度,进而提高人机交互性能。

关键词: 上肢外骨骼; 人机耦合; 康复训练; 迭代控制方法

中图分类号: TP249

Closed-loop PD Iterative Control Method for Upper Limb Rehabilitation Exoskeleton Based on Human-robot Coupling Model

WANG Wendong¹ XIAO Menghan¹ KONG Dezhi¹ GUO Dong¹
YUAN Xiaoqing¹ ZHANG Peng^{2,3}

(1. School of Mechanical Engineering, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072;

2. Training Center for Engineering Practices, Northwestern Polytechnical University, Xi'an 710072;

3. Dongguan Sanhang Military-civilian Integration Innovation Research Institute, Dongguan 523808)

Abstract: Aiming at the difficult problem of nonlinear solution in repetitive rehabilitation training of multi-joint upper limb exoskeleton, a closed-loop PD iterative learning control method is proposed. The parameters, degrees of freedom configuration and joint motion range of the six-DOF upper limb exoskeleton rehabilitation robot are determined based on ergonomics. The proposed exoskeleton uses the human-robot interaction force as the coupling method, a human-robot coupling model based on the Newton-Euler method was established, and the human-robot coupling dynamics simulation analysis is complete. Based on the iterative learning control theory, a closed-loop PD iterative learning control method for exoskeleton rehabilitation robot is proposed. The trajectory error, human-robot interaction force and driving torque of the iterative learning control of the shoulder/elbow joint were analyzed through modeling and simulation. The trajectory error after the third iteration is less than 0.05 rad, and the output of the PD iterative learning controller effectively compensates the system control and improves the stability of the system state. A prototype of six-DOF upper limb exoskeleton rehabilitation robot was developed and the relevant tests were performed. The experimental results show that as the control experiment runs in the iterative domain, the output of the system transforms to the desired system state. The proposed iterative learning control algorithm can improve the control accuracy of the repetitive motion of upper limb exoskeleton

* 国家自然科学基金(51605385)、陕西省自然科学基金研究计划(2020JM-131)、广东省基础与应用基础研究基金(2019A151111176)和陕西省重点研发计划(2020KW-058)资助项目。20200818收到初稿,20201123收到修改稿

rehabilitation training, thereby improving the performance of human-computer interaction.

Key words: upper limb exoskeleton; human-machine coupling; rehabilitation training; iterative control method

0 前言

脑卒中具有高死亡率、高致残率、高发病率以及高发率的特点,现已成为中老年人残疾、运动功能障碍的主要原因之一。通过康复训练重新建立肢体与脑部损伤中枢神经之间的联系,可以促使脑部损伤部位康复或重塑,达到对肢体行为的有效控制^[1-2]。外骨骼康复机器人可以在降低理疗师工作负担的同时为患者提供更加科学合理的康复训练^[3-4],从而恢复和提高患者的肢体运动能力,国内外院校的实验室和康复医疗机构相继开展了穿戴型上肢康复外骨骼的研制和相关研究^[5]。

SUGAR 等^[6]基于名为 RUPERT 的外骨骼测试样机改良并发展了以碳纤维作为机身材料的外骨骼 RUPERT III,采用气动肌肉作为驱动,具有结构简单轻便的特点。意大利理工学院(IIT)辅助和康复机器人实验室^[7]设计了腕部康复装置 WristBot,能够实现腕关节屈伸、桡/尺偏斜即左右弯,以及前臂的旋前旋后。多伦多的比奥尼克实验室公司^[8]推出一种固定架上肢康复机器人 InMotion,具有视觉反馈组件,其交互式游戏可用于保持用户参与,提高治疗质量。哈尔滨工业大学孙立宁等^[9]研究了一套外骨骼式上肢康复机器人系统,可以辅助患者进行肩关节和肘关节的康复训练。武汉大学郭朝等^[10]设计的柔性上肢外骨骼机器人将驱动器和机器人关节分离,降低了结构的复杂度,采用阻抗控制方式对康复训练进行控制。本课题组提出一种基于运动意图识别的外骨骼手臂仿生控制方法^[11],并设计了运动意图感知系统^[12],通过改善外骨骼控制信号质量,并使用姿态传感器预测人体运动意图,再现日常运动轨迹,为改善人机交互性能提供了一种方法。大连交通大学陈勇等^[13]根据仿生学原理设计了一种老年人外骨骼助行机器人,通过建立相应的人机耦合模型进行了平地行走的运动步态研究,为外骨骼机器人的耦合仿生设计提供了运动学基础。

根据神经康复理论,偏瘫运动功能障碍患者的康复训练是一个长期过程^[14]。对于某个特定的康复周期,患者的肌肉状态变化缓慢甚至保持不变,因此需要进行重复性的康复训练刺激。迭代学习作为智能控制中对于重复性系统具有较好学习能

力的控制方法,其迭代过程对于患肢来说是较为友好和安全的^[15]。本文提出基于牛顿-欧拉法的人机耦合模型研究一种闭环迭代学习控制方法,提高上肢外骨骼康复训练重复性运动控制效果和人机交互性能。

1 外骨骼康复机械臂设计

在方案设计过程中,充分考虑安全性、灵活性、舒适性、通用性、轻量化等要求,提出具体的设计解决方案。根据运动解剖学相关内容^[2],人体上肢在屈曲位形区域内有更好的运动灵活性,与其自然运动学属性相吻合。且以手臂自然下垂为初始零位,通过设置肩关节外展角度,可以实现水平外展/内收与前伸/后屈之间相互变换。考虑到肩关节的外旋/内旋自由度,采用 3 个自由度来模拟人体肩关节的灵活运动方式。分别为肘关节屈曲/伸展设置 1 个自由度,旋前/旋后设置 1 个自由度,腕关节前屈/后伸设置 1 个自由度。

根据需求分析,完成上肢康复外骨骼机械臂设计,实现肩关节的外展/内收、前屈/后伸、外旋/内旋三个自由度,肘关节的屈/伸和作为复关节绕垂直轴的旋前/旋后两个自由度,以及腕关节的前屈/后伸自由度,共六个自由度,其设计模型如图 1 所示。

图 1 六自由度外骨骼结构

基于人体工学数据进行了上肢外骨骼人机相容性设计,大臂和小臂臂体结构分别具有 40 mm 余量的连续调节能力,从而满足不同病患群体的需求,具有普适性的特点。预留的软性物理绑缚结构接口使得患者舒适方便地通过柔性绑带与外骨骼康复机械臂连接穿戴。在物理结构上设计了

相应的物理限位结构, 避免出现由于控制系统的不稳定性或者其他意外因素造成执行器驱动异常, 对患者造成二次伤害的风险, 充分保证患者的安全。臂体结构主要采用 6061 的轻量化铝合金材料, 部分小的结构采用树脂材料 3D 打印成型, 保证结构的轻便性。另外在外骨骼康复机械臂腕关节处设计了测量人机交互力的物理接口, 便于 FSR 压力传感器的安装, 从而监测患者康复过程中的人机交互力, 防止对组织造成过大的挤压, 保证康复过程的顺利进行。

2 人机耦合模型设计

在进行康复训练时, 外骨骼康复机械臂与患者之间是高度耦合的关系^[16], 必须严格控制人机耦合系统的交互力, 设计人机耦合模型并分析其动力学特性, 以提高人机交互性能和穿戴舒适性。

2.1 人机耦合牛顿欧拉原理

本文所设计的外骨骼康复机械臂与患肢主要由图 2 所示的构件 3 和构件 4 两个软性物理绑缚结构的接口连接, 通过柔性绑带传递人机交互力。

根据牛顿-欧拉法, 对构件 3 和构件 4 分别进行受力分析。则构件 3 和构件 4 受到的外力还包含患者肢体通过绑带传递给外骨骼的交互力, 定义为 F_{jh1} 和 F_{jh2} , 其余受力情况均不变, 可得人机耦合动力学理论模型。其中构件 1、2、5、6 的牛顿-欧拉方程组为

$$\begin{cases} m_i a_{ci} = m_i g + f_i - f_{i+1} \\ I_{ci} \dot{\omega}_i + \omega_i \times I_{ci} \omega_i = n_i - n_{i-1} - (p_i + r_{ci}) \times f_i + r_{ci} \times f_{i+1} \end{cases} \quad (1)$$

构件 3 的牛顿欧拉方程组为

图 2 外骨骼康复机械臂各构件示意图

$$\begin{cases} m_i a_{ci} = m_i g + f_i - f_{i+1} + F_{jh1} \\ I_{ci} \dot{\omega}_i + \omega_i \times I_{ci} \omega_i = n_i - n_{i-1} - (p_i + r_{ci}) \times f_i + r_{ci} \times f_{i+1} \end{cases} \quad (2)$$

构件 4 的牛顿欧拉方程组为

$$\begin{cases} m_i a_{ci} = m_i g + f_i - f_{i+1} + F_{jh2} \\ I_{ci} \dot{\omega}_i + \omega_i \times I_{ci} \omega_i = n_i - n_{i-1} - (p_i + r_{ci}) \times f_i + r_{ci} \times f_{i+1} \end{cases} \quad (3)$$

在逆向迭代的过程中当 $i=3$ 和 4 时, 递推形式的构件 i 随质心平动的方程分别为

$$F_3^{(3)} = m_3(a_{c3}^{(3)} - g_3^{(3)}) - F_{jh1}^{(3)} \quad (4)$$

$$F_4^{(4)} = m_4(a_{c4}^{(4)} - g_4^{(4)}) - F_{jh2}^{(4)} \quad (5)$$

2.2 人机耦合虚拟样机模型

本文使用 Simscape multibody 构建人机耦合模型。为提高构建的人机耦合模型的准确性与真实性, 采用 URDF 格式机器人描述文件作为中间文件进行三维模型的传递, 使得刚体形状、质量、转动惯量以及连接关系直接转换到 Simscape multibody 模型中。在模型的各关节处添加控制方式, 得到基于 Simscape multibody 的人机耦合模型, 如图 3 所示。

图 3 Simscape multibody 人机耦合模型

基于 Simscape multibody 的人机耦合模型主要由外骨骼模型和患者建模两部分组成, 患者建模代表真实情况下通过柔性绑带连接在外骨骼的患肢, 模型中将其简化为大臂和小臂。外骨骼模型为所设计的 6 自由度外骨骼康复机械臂, 二者通过弹簧阻尼模块相互连接。

2.3 仿真试验与分析验证

本文以人机交互力作为切入点, 分析得出牛顿-欧拉动力学方程组表示的外骨骼康复机械臂系统的人机耦合动力学理论模型。为了验证所得理论模型的正确性与合理性, 利用 Simscape multibody 产品库搭建了人机耦合动力学的物理仿真模型, 验证方案如图 4 所示。

图 4 人机耦合动力学模型仿真验证方案

对外骨骼的关节采用 Motion control 模式, 设定其动态轨迹分别为 $q_2 = 45\sin(t - \pi/2) + 45$, $q_4 = 15\sin(t - \pi/2) + 15$, 其余关节均保持零位。

模拟的患肢关节均不提供驱动力, 表示真实情况下完全丧失运动能力的患者只能通过柔性绑带在外骨骼的带动下运动, 仿真结果如图 5 所示, 患肢在外骨骼仿真模型中弹簧阻尼模块的带动下很好地完成了预期轨迹。弹簧阻尼模型输出的人机交互力如图 6 所示。

仿真结果表明交互力只在启动伊始大小和幅度变化都较大, 0.5 s 后交互力减小并趋于平稳, 说明外骨骼和人体之间的相容性良好。根据验证方案图, 将交互力和设定关节角度轨迹作为牛顿-欧拉法的人机耦合动力学理论模型的输入, 解算得到的关节驱动力矩如图 7 所示。仿真结果表明外骨骼驱动力矩在启动瞬间变化幅度较大, 0.5 s 后收敛在较小的波动范围内, 说明外骨骼在工作过程中力矩输出平稳, 能够保证人机间较好的耦合关系。

图 5 外骨骼与患肢的关节位置轨迹图

图 6 弹簧阻尼模块测量交互力结果

图 7 牛顿-欧拉人机耦合模型关节驱动力矩解算结果

基于 Simscape multibody 人机耦合模型驱动力矩解算结果如图 8 所示。可见, 按照验证方案中的两种方法求解的关节驱动力矩结果基本保持一致。证明本文所构建牛顿-欧拉法人机耦合动力学理论模型的正确性与合理性。

图 8 Simscape multibody 人机耦合模型关节驱动力矩解算结果

3 闭环 PD 迭代学习控制方法与模型

对于某个特定的康复周期，患者的肌肉状态是变化缓慢甚至保持不变的，即康复训练策略与方式保持不变。而外骨骼康复机械臂自身作为非线性系统，系统中加入了用户^[17]，产生了额外的不稳定因素，求解困难。本文针对患者自身肌力无法负担其上肢重量的应用场景，提出闭环 PD 迭代学习控制算法，以解决外骨骼辅助患者进行的重复性康复训练过程的控制问题。

迭代学习控制(Iterative learning control, ILC)方法通过迭代修正改善所设定的控制目标，能够在给定的时间范围内通过迭代实现被控对象的精确控制，如以高精度跟踪给定的期望轨迹。系统在迭代过程中，通过利用学习以往的数据表现，使得控制的每一次进行，系统的表现都比上一次更加符合期望，从而达到“学习”的效果^[18-19]。

3.1 迭代学习控制律

控制律作为迭代学习控制的核心部分，代表着系统如何具体地将以往的系统输入与运行误差等数据进行修正，并应用到下一次的控制中，从而在不断迭代中，优化系统输入。

ILC 控制律一般的递推形式为

$$u_{k+1}(t) = L(u_k(t), e_k(t)) \quad (6)$$

式中， $u_k(t)$ 为第 k 次迭代运行的系统输入； $e_k(t)$ 为第 k 次迭代运行的系统误差； $u_{k+1}(t)$ 为第 $k+1$ 次迭代运行的系统输入。

将式(6)中的 $e_k(t)$ 换为 $e_{k+1}(t)$ 则为闭环 ILC 控制律。

一种常见的迭代学习控制律为

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + K_p e_k(t) + K_i \int_0^t e_k(\tau) d\tau + K_d \dot{e}_k(t) \quad (7)$$

式中， K_p ， K_i ， K_d 均为控制器增益系数。

式(7)为 PID 型开环迭代学习律，相应地分别将 K_i ， K_d 、 K_i ， K_p 或者 K_i 设为 0，即可分别得到 P 型迭代学习律、D 型迭代学习律以及 PD 型迭代学习律。

如果将本次迭代过程中的误差信息 $e_{k+1}(t)$ 添加到控制律中得到相应的开闭环迭代学习控制律为

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + (K_{p1} + K_{d1})e_k(t) + K_{i1} \int_0^t e_k(\tau) d\tau + (K_{p2} + K_{d2})e_{k+1}(t) + K_{i2} \int_0^t e_{k+1}(\tau) d\tau \quad (8)$$

为了在一定程度上增加迭代过程的收敛速度，

变增益迭代学习控制律也被提出。该控制律的出发点为在最初的几次迭代中，由于误差 e 较大，采用较大的 K_p 增益，使系统的运行状态以较少的迭代次数快速接近期望状态。而后将 K_p 增益降低，学习率中的其他项对误差进行学习，从而完全跟踪期望状态，得到

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + \beta_1(t)K_p e_k(t) + \beta_2(t)K_p \dot{e}_k(t) \quad (9)$$

以上都是通过对误差项进行调整来影响系统性能，有学者通过添加遗忘因子^[20]，以削弱之前的迭代数据对于当次迭代的影响，使系统运行更加平稳^[21]。控制律的一种形式为

$$u_{k+1}(t) = \alpha(k)u_k(t) + K_p e_k(t) + K_d \dot{e}_k(t) \quad (10)$$

式中， $\alpha(k)$ 为可变遗忘因子，与迭代次数 k 成一定的函数关系， $\alpha(k) \in [0, 1]$ 。

3.2 迭代学习算法控制律设计

本文的应用场景为外骨骼康复机器人系统，由于运行过程中上肢组织与外骨骼、软性物理绑缚带之间的刚柔耦合交互作用，需要提升该耦合系统的动态性能。闭环迭代学习控制回路中，引入了本次迭代的偏差实现了反馈控制，系统具有较好的抗干扰性。综合考虑到外骨骼系统的收敛性及稳定性，本文拟选取闭环 PD 型迭代学习控制律对外骨骼康复机械臂系统的重复训练行为进行控制。将系统在每次迭代运行过程中的实际输出与期望输出做差，以求得偏差信号，然后将系统上一次迭代的输入 $u_k(t)$ 与经过 PD 控制器运算的偏差信号结果求和作为本次迭代运行过程的输入，以此种迭代更新方式生成期望输出所对应的理想输入 $u_d(t)$ 。

外骨骼康复机械臂的动力学方程表达式为

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + \tau_H + \tau_d = \tau \quad (11)$$

式中， $q, \dot{q}, \ddot{q}$ 分别为关节角度、关节角速度、关节角加速度， $M(q)$ 为机器人的惯性矩阵； $C(q, \dot{q})$ 为科里奥利力和向心力矩阵； τ_H 为偏瘫运动功能障碍患者患肢与外骨骼之间的交互力矩，患者运动相对外骨骼滞后则为正，此时外骨骼带动患者运动，反之则为负，外骨骼阻碍患者运动； τ_d 为未知的重复性扰动； τ 为关节驱动力矩； $q, \dot{q}, \ddot{q}, \tau_H, \tau_d, \tau$ 均为与时间相关的变量，为便于描述，对 t 进行了省略。对上述外骨骼康复机械臂动力学方程做如下假设。

(1) 患者患肢与外骨骼之间通过软性物理绑缚带连接，假设人机交互力矩有界，数学表达式为

$$\|\tau_H\| \leq c \quad (12)$$

同样地, 对重复性扰动也设为有界, 数学表达式为

$$\|\tau_d\| \leq d \quad (13)$$

(2) 系统每次迭代的初始状态 $x(0)$ 均相同, 这一点通过在迭代运行开始前进行关节复位操作来保证。

令 $x_1 = q, x_2 = \dot{q}, X = [x_1, x_2]^T$, 则可得系统状态表达式为

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -M^{-1}(x_1)[C(x_1, x_2)x_2 + G(x_1) + \tau_H] + \\ M^{-1}(x_1)\tau - M^{-1}(x_1)\tau_d \end{cases} \quad (14)$$

系统输出方程为

$$Y = CX \quad (15)$$

进一步整理为

$$\begin{cases} \dot{X} = f(X, t) + B(X, t)u + D(X, t) \\ Y = CX \end{cases} \quad (16)$$

式中, $B(X, t) = \begin{bmatrix} 0 \\ M^{-1}(x_1) \end{bmatrix}$; $D(X) = \begin{bmatrix} 0 \\ -M^{-1}(\tau_d) \end{bmatrix}$; u 为系统输入, 即关节驱动力矩 τ ; 且满足

$$f(X, t) = \begin{bmatrix} x_2 \\ -M^{-1}(C(x_1, x_2)x_2 + G(x_1) + \tau_H) \end{bmatrix} \quad (17)$$

将上式所表述的控制对象考虑为具有重复运动性质的非线性连续动态系统。系统表达式为

$$\begin{cases} \dot{X}_k(t) = f(X_k(t), t) + B(X_k(t), t)u_k(t) + D(X_k(t), t) \\ Y_k(t) = C(t)X_k(t) \end{cases} \quad (18)$$

式中, 下标 k 表示迭代次数。

对系统做出如下假设。

(1) 假设系统在有限的时间区间 $t \in [0, T]$ 上重复运行。

(2) $f(X_k(t), t)$ 、 $B(X_k(t), t)$ 、 $D(X_k(t), t)$ 符合 Lipschitz 条件, 即分别存在正常数 L_f 、 L_B 、 L_D , 则有

$$\begin{cases} \|f(X_{k+1}(t), t) - f(X_k(t), t)\| \leq L_f \|X_{k+1}(t) - X_k(t)\| \\ \|B(X_{k+1}(t), t) - B(X_k(t), t)\| \leq L_B \|X_{k+1}(t) - X_k(t)\| \\ \|D(X_{k+1}(t), t) - D(X_k(t), t)\| \leq L_D \|X_{k+1}(t) - X_k(t)\| \end{cases} \quad (19)$$

(3) 设定存在唯一的期望控制输入 $u_d(t)$ 使得系统的输出 $y(t) = y_d(t)$ 。

(4) $B(t)$ 、 $C(t)$ 有界, 且期望轨迹 $y_d(t)$ 在运行的时间区间上连续。

(5) 系统每次运行前先进行复位操作, 即系统每次运行的初始状态 $x(0)$ 均相同。

迭代学习控制律为

$$u_{k+1}(t) = u_k(t) + K_p e_{k+1}(t) + K_d \dot{e}_{k+1}(t) \quad (20)$$

式中, k 为迭代次数; u 为系统输入, 即关节驱动力矩; $e_{k+1}(t)$ 为第 $k+1$ 次迭代的轨迹误差; $\dot{e}_{k+1}(t)$ 为第 $k+1$ 次迭代的角速度误差。

目前关于收敛性的证明多为开环 P 型或者开环 D 型迭代学习律^[22], 文献[23]对采用闭环 PD 迭代学习律控制的外骨骼康复机械臂系统收敛性进行了推导证明, 验证了系统状态与系统输出满足假设条件下有界收敛。

3.3 迭代控制模型

将所构建的 Simscape multibody 人机耦合模型的关节动态轨迹仍然设定为 $q_2 = 45\sin(t - \pi/2) + 45$, $q_4 = 15\sin(t - \pi/2) + 15$, 其余关节均保持零位。为将闭环 PD 迭代学习控制律的控制逻辑嵌入仿真模型中, 引入 Simulink 中的 PID Controller 模块, 并设置 Controller 类型为连续时间 PD 控制器。其输入为期望轨迹与外骨骼实际轨迹做差得到的 $e(t)$, 则其输出与上次迭代的系统输入求和得到本次迭代的系统输入。引入 switch 模块实现迭代学习的控制逻辑, 其切换条件为当 port2 输入大于 0 时, 输出 port1 的内容, 否则输出 port3 的内容。其中传入到 port2 的参数为迭代次数 k , 系统输入 $u_k(t)$ 传入到 port1, 常数 0 传入 port3。迭代次数 k 的初始值为 0, 第一次迭代时, port3 的参数参与到控制回路中, 而在后续的迭代过程中, port1 的输入作为一部分系统输入对外骨骼康复机械臂系统进行控制, port1 的输入为利用 from workspace 模块读取的保存到工作空间中的上次迭代的系统输入。所构建的闭环迭代学习控制的外骨骼康复机械臂仿真模型如图 9 所示。

实际情况中, 患者经过一段时间的康复训练, 肌肉力量会得到一定程度的恢复。计划在仿真试验中设置患肢自身也具有一定的驱动力矩, 来模拟患者的康复进程。假设患肢完成预期动态轨迹所需的最大力矩为 $T_{\max}$, 则本文通过设定患肢能够产生的最大力矩为 $0.5 T_{\max}$ 的方式来模拟肌力恢复程度。

图 9 闭环 PD 迭代学习控制的外骨骼康复机械臂模型

为实现上述目的, 将外骨骼康复机械臂仿真模型分别在外骨骼空载与负载肌力为 0 的模拟患肢进行动态轨迹动作并输出外骨骼各关节完成动态轨迹所需力矩的差值。所得结果如图 10 所示。

图 10 患者完成设定轨迹所需的转矩

设患肢肩关节能产生的最大力矩为 $4 \text{ N}\cdot\text{m}$, 肘关节能产生的最大力矩为 $1 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。首先对其进行限幅处理, 考虑到患肢产生的力矩不能突变, 随后采用 Curve fitting tool 中的傅里叶级数作为回归模型对驱动力矩曲线进行回归, 所得结果如图 11 所示。

肩关节力矩曲线回归的均方根差为 0.114 4, 肘关节力矩曲线回归的均方根差为 0.030 7, 可见回归后的曲线更加平滑且与回归之前的曲线特征基本一致。在迭代学习控制仿真试验中将其模拟为患肢的

驱动力矩。将上述设定添加到模型之后进行仿真试验的分析求解,其中 PID controller 模块的比例项参数 P 设为 0.4,微分项参数设置为 0.05,Filter coefficient 设为 1 000。

图 11 限幅与回归的患肢模拟驱动力矩曲线

4 试验研究

4.1 迭代学习仿真及分析

基于第 3 节仿真模型与环境的构建配置, 对 Simscape 人机耦合外骨骼康复机械臂系统模型进行仿真试验。在实际情况中患者肌力存在着不稳定的状态, 在特定情况下还会产生抽搐的现象, 在控制模型中对肩关节和肘关节分别添加峰值为 $2 \text{ N}\cdot\text{m}$ 和 $1 \text{ N}\cdot\text{m}$ 的形如正态分布函数的扰动, 如

图 12 所示。将偏瘫运动功能障碍患者患肢肌力不稳定的患肢驱动力矩作为 Simscape 人机耦合外骨骼康复机械臂模型的输入,通过仿真研究基于闭环 PD 迭代学习算法控制的外骨骼康复机械臂系统的效果。

图 12 模拟患肢肌力不稳定的扰动图

患肢在努力完成康复训练运动轨迹过程中,部分程度恢复的患肢产生肌力上限 $4\text{ N}\cdot\text{m}$ 、 $1\text{ N}\cdot\text{m}$ 的力矩,持续小段时间后出现了耐力不足,失力的不稳定状态,如图 13 所示。迭代域中外骨骼实际输出轨迹和预设期望轨迹的差值如图 14 所示。随着系统的迭代运行,外骨骼康复机械臂的实际运行轨迹与预设期望康复训练动作轨迹之间的差值减小,到第三次迭代时,轨迹的误差已经缩小到 0.05 rad 内。迭代域上外骨骼实际运行轨迹相对于期望训练轨迹的平均绝对误差(MAE)如图 15 所示。当迭代进行到第三次时,平均绝对误差已达到 1° 以内,证明所提出的闭环 PD 迭代学习控制算法对于患者肌力不稳定时也有较好的补偿效果。

图 13 患肢驱动力矩

图 14 外骨骼轨迹误差迭代过程

图 15 迭代学习轨迹平均绝对误差

系统各次迭代运行中人机接触点交互力的变化如图 16 所示。可以得出随着外骨骼康复机械臂在迭代域上向着预设期望轨迹的靠近过程中,人机之间的交互力也会呈现一种缓慢渐进的变化趋势,这种渐进式的变化对于偏瘫运动功能障碍患者较为脆弱的患肢来说是至关重要的,可以不仅能从时间域上进行训练反馈,还能从迭代域上对于康复训练过程进行反馈,便于对理疗师对于后续康复进程的调整。

图 16 接触点人机交互力迭代过程

4.2 试验研究

本试验的主要目的是验证所提出的迭代学习控

制算法在上肢外骨骼康复机械臂应用场景下的控制效果。将前文设计的外骨骼康复机械臂进行装配,并搭建控制系统可得试验控制平台如图 17 所示。其中上位机为 PC 机,主要作为控制程序开发调试、指令发送以及存储数据使用。下位机包括作为微控制器的 F429 开发板,开发板与 PC 主机通过 SWD 调试接口和串口分别进行程序下载调试与通信。

图 17 试验环境

将动态轨迹 $q_2 = 45\sin(t - \pi/2) + 45$ 与 $q_4 = 15\sin(t - \pi/2) + 15$ 进行离散化取点,作为试验的期望康复训练轨迹,控制周期为 50 ms。试验过程开始后,首先在控制界面中采用位置模式对关节进行零位操作,使外骨骼在迭代开始前处于预设位置,然后进行第一次迭代。在后续每一次迭代结束,下一次迭代开始前,都需要进行零位操作以保证外骨骼在迭代域上初始条件的一致性。试验人员应尽量保证每次迭代运行的发力一致,以模拟真实患者在当前康复周期下,肌肉状态的稳定性。

迭代学习控制试验的前三次迭代运行轨迹结果如图 18 所示,横坐标为运行时间,纵坐标为电机转动圈数。试验中采用的谐波减速器减速比为 50,即电机每转动 12.5 圈,关节转动 90° 。从图 18 所示的试验结果中可以得出,康复机械臂在 $0^\circ \sim 90^\circ$ 之间进行往复运动,通过迭代次数的增加,可以使真实的运行轨迹逐步靠近期望轨迹,满足预期效果。

图 18 迭代控制试验结果

三次迭代中由所提出迭代学习算法计算得到肩关节与肘关节驱动电流如图 19 所示。根据结果图可分析得出,随着控制试验在迭代域上的运行,能够根据以往的系统运行状况对下一次系统的运行输入进行修正,从而使得下一次系统的输出向着期望的系统状态转化。证明在上肢外骨骼康复领域,所提迭代学习控制算法具有一定的合理性与应用前景。

图 19 迭代学习算法控制驱动电机电流数据

5 结论

(1) 针对上肢外骨骼重复性康复训练系统非线性控制问题,研究和分析了迭代学习控制理论和控制律,综合考虑系统的稳定性与收敛性,提出闭环 PD 迭代学习控制方法并建立有关模型,通过仿真分析讨论了肩关节/肘关节的轨迹误差、人机交互力迭代学习模型的控制效果。

(2) 采用牛顿-欧拉法构建人机耦合的外骨骼康复机械臂系统动力学理论模型,以人机交互力作为耦合方式,建立基于 Simscape multibody 的人机耦合虚拟样机模型,对所得牛顿-欧拉动力学理论模型进行了验证。

(3) 设计了六自由度上肢外骨骼康复机械臂控制系统与样机试验平台,测量并分析了肩关节/肘关节的运行轨迹,验证了所提出的闭环迭代控制方法可以用于上肢外骨骼重复性康复训练运动控制,有助于提高控制效果以及人机交互性能。

参考文献

- [1] Van PEPPEN P S, KWAKKEL G, WOOD-DAUPHINEE S. The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke : What's the evidence[J]. Clinical Rehabilitation, 2004, 18(8): 833-862.
- [2] 张雷雨, 李剑锋, 刘钧辉, 等. 上肢康复外骨骼的设计与人机相容性分析[J]. 机械工程学报, 2018, 54(5): 19-28.

- ZHANG Leiyu, LI Jianfeng, LIU Junhui, et al. Design of upper limb rehabilitation exoskeleton and analysis of human-machine compatibility[J]. Journal of Mechanical Engineering, 2018, 54(5): 19-28.
- [3] CHERNIKOVA L A, SUPONEVA N A, KLOCHKOV A S, et al. Robotic and mechanotherapeutic technology to restore the functions of the upper limbs: Prospects for development[J]. Sovremennye Tehnologii Medicine, 2016, 8(4): 222-230.
- [4] 侯增广, 赵新刚, 程龙, 等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1765-1779.
- HOU Zengguang, ZHAO Xingang, CHENG Long, et al. Research progress of rehabilitation robots and intelligent auxiliary systems[J]. Acta Automatica Sinica, 2016, 42(12): 1765-1779.
- [5] 刘振宇, 伍晓强. 外骨骼式康复机器人的发展现状[J]. 高科技与产业化, 2018(5): 106-111.
- LIU Zhenyu, WU Xiaoqiang. The development status of exoskeleton rehabilitation robots[J]. High Technology and Industrialization, 2018(5): 106-111.
- [6] SUGAR T G, HE J, KOENEMAN E J, et al. Design and control of RUPERT: A device for robotic upper extremity repetitive therapy[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 336-346.
- [7] RICCARDO I, FRANCESCA M, MARIANNA S, et al. Perspectives and challenges in robotic neurorehabilitation[J]. Applied Sciences, 2019, 9(15): 3183.
- [8] MARWA M, ANDREW D D, ADAM F, et al. Robotic rehabilitation and spinal cord injury: A narrative review[J]. Neurotherapeutics, 2018, 15(3): 604-617.
- [9] 王东岩, 李庆玲, 杜志江, 等. 5 DOF 穿戴式上肢康复机器人控制方法研究[J]. 哈尔滨工业大学学报, 2007(9): 1383-1387.
- WANG Dongyan, LI Qingling, DU Zhijiang, et al. Research on 5 DOF wearable upper limb rehabilitation robot control method[J]. Journal of Harbin Institute of Technology, 2007(9): 1383-1387.
- [10] 孙定阳, 沈浩, 郭朝, 等. 绳驱动柔性上肢外骨骼机器人设计与控制[J]. 机器人, 2019, 41(6): 834-841.
- SUN Dingyang, SHEN Hao, GUO Chao, et al. Design and control of rope-driven flexible upper limb exoskeleton robot[J]. Robot, 2019, 41(6): 1-8.
- [11] WANG Wendong, QIN Lei, YUAN Xiaoqing, et al. Bionic control of exoskeleton robot based on motion intention for rehabilitation training[J]. Advanced Robotics, 2019, 33(12): 590-601.
- [12] WANG Wendong, LI Hanhao, XIAO Menghan, et al. Design and verification of a human-robot interaction system for upper limb exoskeleton rehabilitation[J]. Medical Engineering & Physics, 2020, 79: 19-25.
- [13] 陈勇, 李荣华, 张连东. 外骨骼助力机器人的人机耦合运动特性[J]. 现代机械, 2016(2): 1-5.
- CHEN Yong, LI Ronghua, ZHANG Liandong. Man-machine coupling motion characteristics of exoskeleton walking aid robot[J]. Modern Machinery, 2016(2): 1-5.
- [14] AOLE S, ELAMVAZUTHI I, WAGHMARE L, et al. Improved active disturbance rejection control for trajectory tracking control of lower limb robotic rehabilitation exoskeleton[J]. Sensors, 2020, 20(13): 3681.
- [15] 王跃灵, 金振林, 李研彪. 球面 3-RRR 并联机构动力学建模与鲁棒-自适应迭代学习控制[J]. 机械工程学报, 2010, 46(1): 68-73.
- WANG Yueling, JIN Zhenlin, LI Yanbiao. Spherical 3-RRR parallel mechanism dynamic modeling and robust-adaptive iterative learning control[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2010, 46(1): 68-73.
- [16] LI Zhiqiang, XIE Hanxing, LI Weilin, et al. Proceeding of human exoskeleton technology and discussions on future research[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2014, 27(3): 437-447.
- [17] XU Wenkang, CHU Bing, ROGERS E. Iterative learning control for robotic-assisted upper limb stroke rehabilitation in the presence of muscle fatigue[J]. Control Engineering Practice, 2014, 31: 63-72.
- [18] ZENG Chun, SHEN Dong, WANG Jinrong. Adaptive learning tracking for robot manipulators with varying trial lengths[J]. Journal of the Franklin Institute, 2019, 356(12): 5993-6014.
- [19] MAJDI M M, SEYEDALI M. Hybrid whale optimization algorithm with simulated annealing for feature selection[J]. Neurocomputing, 2017, 260: 302-312.
- [20] WANG Yan, NIU Jianjun. Iterative learning control algorithm with a fixed step[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2011, 24(4): 669-675.
- [21] ZHU Xuefeng, WANG Jianhui. Double iterative compensation learning control for active training of upper limb rehabilitation robot[J]. International Journal of Control, Automation and Systems, 2018, 16(3): 1312-1322.
- [22] 郑壕楠. 基于迭代学习的机械臂轨迹跟踪控制研究[D].

郑州大学, 2018.

ZHENG Haonan. Research on Robotic Arm Trajectory Tracking Control Based on Iterative Learning [D]. Zhengzhou University, 2018.

- [23] 周晓东. 基于迭代学习算法的 3-DOF 拟人机械臂轨迹跟踪控制研究[D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2018.

ZHOU Xiaodong. Research on trajectory tracking control of 3-DOF anthropomorphic manipulator based on iterative learning algorithm[D]. Qinhuangdao : Yanshan University, 2018.

作者简介: 王文东(通信作者), 男, 1984 年出生, 博士, 副教授, 硕士研究生导师。主要研究方向为康复外骨骼机器人、人机交互系统设计、柔顺控制方法。

E-mail: wdwang@nwpu.edu.cn

袁小庆, 男, 1979 年出生, 博士, 副教授, 硕士研究生导师。主要研究方向为外骨骼机器人与人机协同控制方法。

E-mail: yuan@nwpu.edu.cn

张鹏, 男, 1987 年出生, 博士, 助理研究员。主要研究方向为机器人与智能控制方法。

E-mail: zhangpeng0682@163.com