

DOI: 10.7652/xjtuxb201710007

下肢康复机器人按需辅助自适应控制方法

尹贵¹, 张小栋^{1,2}, 陈江城¹, 马伟光¹, 张强¹, 杨昆才¹

(1. 西安交通大学机械工程学院, 710049, 西安;

2. 西安交通大学现代设计与转子轴承系统教育部重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 针对现有下肢康复机器人步态康复训练控制缺乏患者的主动参与、不能按患者的康复程度提供按需辅助的问题,提出了一种新的下肢康复机器人按需辅助自适应控制方法。该方法通过人机运动轨迹与理想康复目标轨迹的跟踪偏差实时学习受试者的康复程度,从而使康复机器人能根据受试者的康复程度,自适应地提供按需辅助。首先建立了下肢康复机器人的人机系统动力学模型,其次设计了按需辅助自适应控制器,最后进行了按需辅助控制仿真实验,并在单腿实物样机上对健康受试者进行了实验。结果表明:按需辅助自适应控制器在有遗忘因子项的情况下,能够根据轨迹跟踪偏差学习受试者的康复程度,自适应地衰减机器人对受试者的辅助力矩,满足按需辅助的目的。

关键词: 按需辅助;自适应控制;下肢康复机器人

中图分类号: TP242.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2017)10-0039-08

Approach for Adaptive Assistance Control of Lower Limb Rehabilitation Robot According to Human Need

YIN Gui¹, ZHANG Xiaodong^{1,2}, CHEN Jiangcheng¹, MA Weiguang¹,
ZHANG Qiang¹, YANG Kuncai¹

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China; 2. Key Laboratory of Education Ministry for Modern Design and Rotor-Bearing System, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: The control of lower limb rehabilitation robot mostly is lacking in human active participation during gait rehabilitation, which can not provide suitable assistance based on the human impairment level. A novel adaptive assistance control strategy according to human need is presented for lower limb rehabilitation robot. The rehabilitation degree of human subjects is learnt in real time following the tracking errors between the man-machine movement trajectory and the ideal rehabilitation trajectory, so that the rehabilitation robot can adaptively provide the assist-as-needed. The man-machine dynamic model of the lower limb rehabilitation robot system is established and the assist-as-needed controller of lower limb rehabilitation robot is designed. The simulation for the proposed algorithm is conducted and the experiment with healthy subjects is implemented on single mechanical leg prototype. The results show that the assist-as-needed controller can adaptively attenuate the assist torque of rehabilitation robot according to human rehabilitation level as long as the forgetting term remains non-zero to serve the purpose of assistance according to human need.

Keywords: assist-as-needed; adaptive control; lower limb rehabilitation robot

收稿日期: 2017-01-18。 作者简介: 尹贵(1987—),男,博士生;张小栋(通信作者),男,教授,博士生导师。 基金项目: 国家高技术研究发展计划资助项目(2015AA042301)。

网络出版时间: 2017-05-23 网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20170523.1603.002.html>

脊椎损伤、脑卒中风等中枢神经系统疾病引起的下肢运动功能障碍患者呈急剧增加的趋势,严重危害着人类的健康。减重步行训练是针对该类疾病患者步行康复治疗的重要手段之一,已有大量的临床研究证实了其有效性。由于下肢康复机器人是与运动功能受损的患肢相互作用,而病人是具备自主运动意识的对象,因此机器人和患者之间的交互控制不可或缺^[1]。

目前,常见的人机交互策略大多是基于阻抗控制的^[2]。Lokomat 引入患者与机器人之间的交互作用力,通过阻抗控制器调节康复机器人对患者的辅助力^[3-4]。但是,固定的阻抗模型需要为每个患者手动调整阻抗参数^[5],使得选择合适的阻抗参数变得困难,不能很好地实现按照患者康复需求的实时按需辅助控制。此外,阻抗控制仅在步态摆动阶段实施辅助有效,因为逆动力学算法不能够通过患者精确提取患者在步态支撑阶段的主动动力矩成分。

文献[6-7]对中风和脊髓损伤患者的步态康复训练采用了力控制方案。这种控制方案依赖于康复理疗师的决定,以增加或减少机器人的辅助力量^[8-12]。由于没有考虑到患者的运动能力和残疾程度,上述控制方法不能实现按患者康复所需辅助的步态康复训练。

文献[13-14]考虑了按需辅助步态训练的思想,虽然实现了一定程度上的按需辅助控制,但机器主动和患者主动模式的切换仍需要康复医疗师的决定,无法提供连续无缝自适应的按需辅助控制。文献[15]利用表面肌电信号估计人体运动的主动动力矩,为下肢康复机器人人机协同过程中的力学交互模式提供接口,但肌电信号模糊性强,抗干扰差,控制精度低。文献[16]针对上肢康复机器人提出了按需辅助的控制方法,而该方法仅针对上肢康复机器人的任务空间,没有应用到相应的关节空间,由于任务空间速度低,忽略了高速惯性的影响。文献[17]针对下肢康复机器人虽然提出了按需辅助的控制方法,但没有针对不同康复程度的患者进行实验,没能很好地对比揭示按需辅助控制的效果,而且该机器人驱动器采用的是气压柔性驱动器。针对电机刚性驱动的下肢康复机器人,考虑高速惯性作用影响的按需辅助自适应控制目前还没有涉及。

综上所述,阻抗控制不适用于支撑阶段;生物电信号控制模糊性强,抗干扰差,控制精度低;阻抗控制和基于生物电信号的控制都将步态周期划分为支撑阶段和摆动阶段分别进行控制,很难适应于不同

的步态周期阶段。为此,本文提出一种新的下肢康复机器人按需辅助自适应控制方法。该方法不需要康复理疗师决定被动康复训练和主动康复训练不同模式之间的切换,而是根据康复机器人人机系统的轨迹跟踪偏差实时学习患者的主动运动能力,实现按患者康复所需的辅助力矩控制。

1 人机系统动力学建模分析

本文以下肢步态康复训练过程中的下肢康复机器人和受试者共同构成的人机系统为研究对象,通过人与机器人相互协作完成整个期望的步态轨迹。下肢康复机器人对受试者完成期望轨迹跟踪起辅助协作作用,人机系统示意如下图1所示。

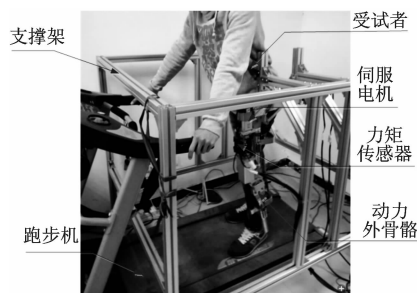


图1 下肢康复机器人人机系统实物图

下肢康复机器人人机系统中用于步态康复训练的机构主要是动力外骨骼装置。该动力外骨骼有2个主动自由度,髋关节和膝关节矢状面内的旋转运动,它们通过伺服电机驱动实现,单腿外骨骼可以等效为一个2连杆机构。

将下肢康复机器人人机系统作为一个整体进行研究,假定人体下肢和动力外骨骼的运动是同步一致的,应用拉格朗日动力学方程对人机系统进行建模^[17-18],可得整个下肢康复机器人人机系统的动力学方程如下

$$\mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + \mathbf{G}(\theta) = \mathbf{T}_{\text{rob}} + \mathbf{T}_h \quad (1)$$

式中: θ 、 $\dot{\theta}$ 和 $\ddot{\theta}$ 分别是人机系统同步运动时相应的角度、角速度和角加速度; $\mathbf{M}(\theta)$ 是人机系统的惯性力矩阵; $\mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})$ 是向心力和科里奥利力矩阵; $\mathbf{G}(\theta)$ 表示重力等外力矩阵项; $\mathbf{T}_{\text{rob}}$ 是下肢康复机器人提供的力矩; $\mathbf{T}_h$ 是受试患者产生的主动动力矩。

2 辅助控制方案的总体设计

当受试者因中枢神经系统损伤、肌肉萎缩等产生下肢不能行走时,下肢康复机器人以标准的正常人生理轨迹进行跟踪,受试者做被动康复训练。随着受试者康复程度的提高,受试者有主动作用参与

到步态康复训练中,此时需要实时衰减下肢康复机器人的辅助力矩,实施按受试者康复所需的下肢康复机器人自适应辅助控制。在标准的康复目标轨迹跟踪基础上,引入遗忘因子,通过人机系统的轨迹跟踪偏差实时学习受试者的主动运动能力,从而自适应地提供相应的辅助力矩,实现按受试者康复所需的辅助力矩控制。下肢康复机器人按需辅助自适应控制方案的总体结构如下图 2 所示。

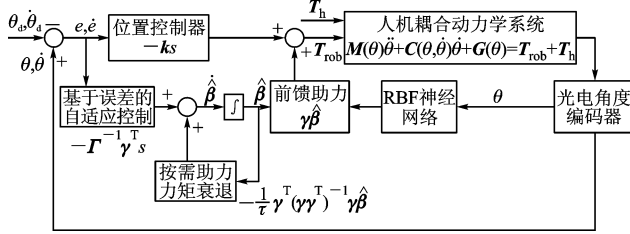


图 2 下肢康复机器人按需辅助自适应控制结构

下肢康复机器人按需辅助自适应控制是基于康复目标轨迹跟踪偏差,通过滑模控制^[18]实现的。其中,滑模面 s 和虚拟参考轨迹 v 被定义为

$$s_i = \dot{e}_i + \lambda_i e_i \quad (2)$$

$$v_i = \theta_{di} - \lambda_i e_i \quad (3)$$

$$e_i = \theta_i - \theta_{di} \quad (4)$$

式中:下标 i 表示不同的关节; e_i 表示下肢康复机器人膝关节或髋关节的轨迹跟踪偏差; θ_{di} 和 θ_i 分别表示下肢康复机器人髋关节或膝关节期望的角度和实际的角度; λ_i 表示正定的设计参数。下肢康复机器人的控制律可以表示如下

$$T_{rob} = \gamma(\theta, \dot{\theta}, v, \dot{v})\hat{\beta} - ks \quad (5)$$

控制律 ks 用于下肢康复机器人引导受试者跟踪期望的步态参考轨迹。 $\gamma\hat{\beta}$ 是动力外骨骼和受试者下肢相混合的助力模型,包括受试者产生的主动力矩,它粗略地表示下肢康复机器人对受试者的助力,被定义为前馈辅助力矩

$$\gamma\hat{\beta} = \hat{M}\dot{v} + \hat{C}\dot{v} + \hat{G} - \hat{T}_h \quad (6)$$

式中: $\hat{M}$ 、 $\hat{C}$ 和 $\hat{G}$ 分别表示下肢康复机器人人机系统的转动惯量、离心力系数和重力等外力系数的估计; v 和 $\dot{v}$ 分别表示虚拟的参考轨迹和速度; $\hat{T}_h$ 表示受试者产生的主动力矩估计。

前馈辅助力矩包括受试者产生的主动力矩,对受试者的主动力矩应具有足够的分辨率,以适应不同康复程度的受试者。本文采用高斯径向基函数对受试者产生的主动关节力矩进行建模。定义该高斯径向基函数如下

$$T_h = g_n = \exp\left(-\frac{|\theta_i - \mu_n|^2}{2\sigma^2}\right) \quad (7)$$

式中: g_n 表示第 n 个节点的高斯径向基函数值; θ_i 表示受试者当前的关节角度; μ_n 表示第 n 个节点的中心矢量; σ 表示高斯基函数的宽度。结合人机系统,根据受试者主动力矩估计最佳的仿真结果确定:将高斯径向基函数划分为 7 个节点,每个节点均匀间隔 10° ,且高斯基函数的宽度均为 5.81° 。下肢康复机器人系统前馈辅助力矩 $\gamma\hat{\beta}$ 中的回归矩阵 γ 定义为

$$\gamma = [g_1 \ g_2 \ \cdots \ g_m]^T \quad (8)$$

从而,RBF 神经网络权值 $\hat{\beta}$ 为一个 m 维的向量,该参数表示受试者无法完成期望关节运动所需辅助力矩量的系数。其中, $\hat{\beta}$ 的标准自适应律为

$$\dot{\hat{\beta}} = -\Gamma^{-1}\gamma^T s \quad (9)$$

式中: Γ 表示下肢康复机器人人机系统总体误差自适应速率的正定对称增益矩阵。

3 辅助自适应控制器设计

随着康复程度的提高,受试者有主动作用参与到步态康复训练中,为了实时衰减下肢康复机器人的前馈辅助力矩,在轨迹跟踪误差比较小时,通过下肢康复机器人的前馈辅助力矩对时间的偏微分来修改式(9)中标准的参数自适应律。当跟踪误差为 0 时,前馈辅助力矩对时间的偏微分可表示为

$$\frac{\partial}{\partial t}(\gamma\hat{\beta}) = \dot{\gamma}\hat{\beta} = -\frac{1}{\tau}\gamma\hat{\beta} \quad (10)$$

式中: $1/\tau$ 表示受试者对下肢康复机器人的遗忘率。满足式(10)的参数自适应率有无数组可行的解。通过寻求使 $\dot{\hat{\beta}}$ 最小的范数解,使 RBF 神经网络学习效果最优。 $\dot{\hat{\beta}}$ 的最小范数解可转化为求解在 $\gamma\hat{\beta}$ 的偏微分约束下的极小化问题

$$\min_{\dot{\hat{\beta}}} \left\{ f = \frac{1}{2}\dot{\hat{\beta}}^T \dot{\hat{\beta}}; g = -\dot{\gamma}\hat{\beta} - \frac{1}{\tau}\gamma\hat{\beta} = 0 \right\} \quad (11)$$

式(11)最小化的解是

$$\dot{\hat{\beta}} = -\frac{1}{\tau}\gamma^T(\gamma\gamma^T)^{-1}\gamma\hat{\beta} \quad (12)$$

将式(12)的参数自适应率添加到式(9)中,修改原来的参数自适应律,生成新的参数自适应律

$$\dot{\hat{\beta}} = -\frac{1}{\tau}\gamma^T(\gamma\gamma^T)^{-1}\gamma\hat{\beta} - \Gamma^{-1}\gamma^T s \quad (13)$$

式(13)右边的第 1 项用于减小下肢康复机器人的前馈助力。第 2 项是标准的自适应控制律用于减小人机系统的轨迹跟踪偏差,此项通过遗忘因子 τ 来衰减下肢康复机器人的前馈辅助力矩输出,以实现按需辅助自适应控制。

4 实验及结果分析

为了验证所提的下肢康复机器人按需辅助自适应控制方案是否有效,选取身高为 1.8 m、体质量为 100 kg 极限条件的受试者进行仿真,验证其原理的可行性;然后选取健康的受试者进行单腿外骨骼康复机器人样机试验。下肢康复机器人的大腿杆长为 0.515 6 m,质量为 5.447 kg;小腿杆长为 0.412 5 m,质量为 2.028 kg。

4.1 步态轨迹跟踪实验及结果分析

步态轨迹仿真控制实验的目的是,当引入遗忘因子时,确保康复机器人在受试者严重受损、没有主动运动能力的情况下也能完成步态康复训练。利用患者完全被动运动目标康复轨迹的最大跟踪偏差,确定下肢康复机器人的按需辅助控制器的遗忘因子的值。

在步态轨迹仿真控制实验中,控制器的参数 $\lambda = 10\mathbf{I}_{2 \times 2}$, $\Gamma = 0.15\mathbf{I}_{7 \times 7}$, $\mathbf{k} = \text{diag}(210, 160)$,步态周期定为 1.2 s,完全被动康复训练的最大轨迹跟踪误差设定为 3° 。受试者先在下肢康复机器人的引导带动下跟踪期望的目标步态轨迹;遗忘因子 τ 缓慢地减小,直到下肢康复机器人达到最大轨迹跟踪偏差,不能引导受试患者达到期望的目标轨迹为止,此时遗忘因子即为按需辅助控制器的遗忘因子值。通过轨迹跟踪仿真实验,确定遗忘因子的值为 0.5,有、无遗忘因子项的轨迹跟踪仿真结果如图 3 和图

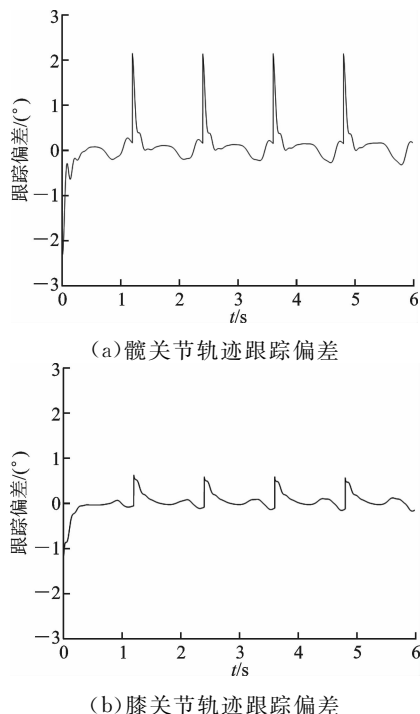


图 3 下肢康复机器人无遗忘因子项时轨迹跟踪偏差

4 所示。

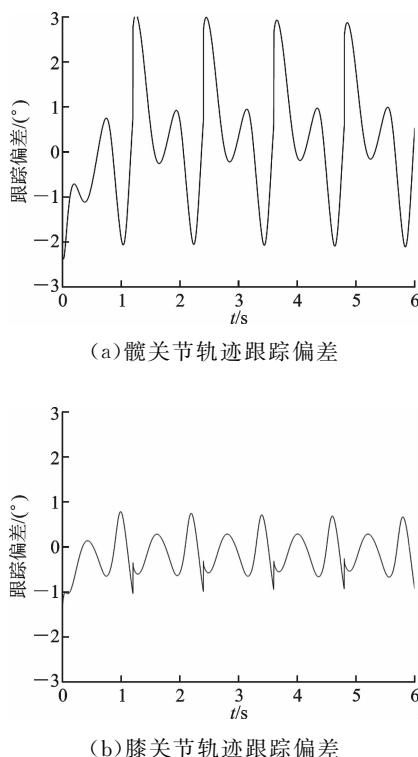


图 4 下肢康复机器人遗忘因子为 0.5 时轨迹跟踪偏差

由图 3 和图 4 可以看出:有遗忘因子项的轨迹跟踪偏差要比无遗忘因子项(遗忘因子为无穷大)时的偏差大,但有遗忘因子项的情况下,髋关节和膝关节的最大角度跟踪误差均小于 3° ,仍能保持较高的轨迹跟踪精度,偏离正常的生理步态轨迹比较小,能够满足步态康复训练的要求。

4.2 按需辅助自适应控制实验及结果分析

按需辅助控制实验是为了评估所提的按需辅助自适应控制方案是否有效,能否让受试者尽可能主动地参与步态康复训练,以提高受试者的步态康复训练效果。在按需辅助自适应控制仿真实验中,步态周期定为 1.2 s,将正常人的关节力矩作为完全康复的标准参照力矩,然后以此来模拟受试者不同的康复程度:轻度康复(正常标准力矩的 0.3),中度康复(正常标准力矩的 0.6)和基本康复(正常标准力矩的 0.9)。通过模拟受试者不同的康复程度,来确定按需辅助控制器能否随着康复程度的提高,降低下肢康复机器人的辅助力矩,让受试者尽可能多地参与到主动步态康复训练中,实现按需辅助。

在遗忘因子为 0.5 的情况下,不同康复程度受试者的辅助力矩衰减情况如下图 5 和图 6 所示。

从图 5 和图 6 中可以看出:随着受试者康复程度的提高,按需辅助控制器能够降低下肢康复机器

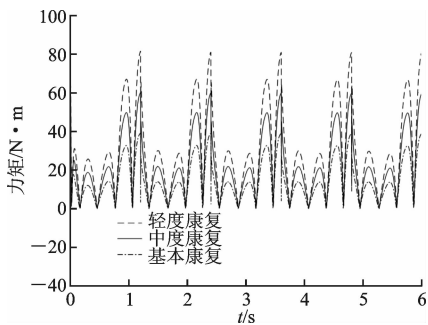


图 5 受试者不同康复程度时髋关节辅助力矩

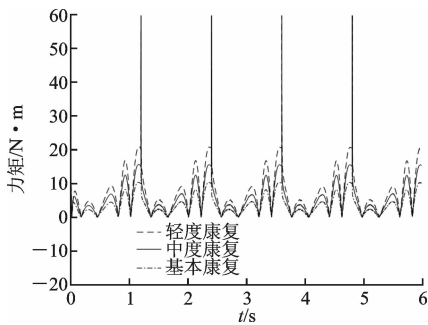


图 6 受试者不同康复程度时膝关节辅助力矩

人的辅助力矩,让受试者尽可能多地参与到主动步态康复训练中,以提高受试者的步态康复训练效果。由已有的文献可知:正常人体的髋关节驱动力矩在 $80\text{ N}\cdot\text{m}$ 以内,而本实验结果在轻度康复时的髋关节辅助力矩却大于 $80\text{ N}\cdot\text{m}$ 。这主要是因为本实验是针对整个下肢康复机器人人机系统的,机器人提供的辅助力矩还有一部分用于驱动机器人自身完成期望的轨迹运动,因此仿真的髋关节辅助力矩有可能大于正常人单独运动需要的驱动力矩。由于在步态周期转换时膝关节速度变化比较大,由前面的人机系统动力学模型简化为 2 连杆可知:忽略了人体足底力与跑步机作用的影响,在步态周期转换时,足底触地的瞬间,会对膝关节产生一定的冲击,导致膝关节力矩产生抖动现象。但是,在每个步态周期内,随着受试者康复程度的提高,下肢康复机器人的辅助力矩仍是逐渐降低的。

在遗忘因子为 0.5 的情况下,不同康复程度受试者的轨迹跟踪情况分别如图 7 和图 8 所示。

从图 5~图 8 可以看出:在有遗忘因子的情况下,按需辅助控制器能够通过轨迹跟踪偏差来实时学习受试者的康复程度,随着康复程度的提高,逐渐降低下肢康复机器人的辅助力矩,以提高受试者的步态康复训练效果;同时,也能保证较高的轨迹跟踪精度,满足受试者康复程度低的步态康复训练要求,能够同时适用于主动康复训练和被动康复训练,实

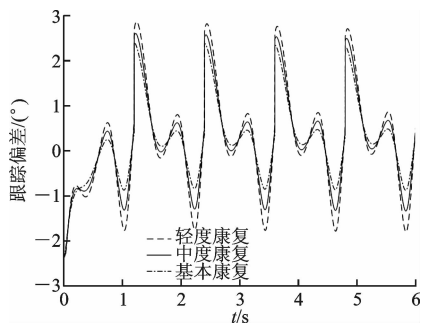


图 7 不同康复程度时康复机器人髋关节轨迹跟踪偏差

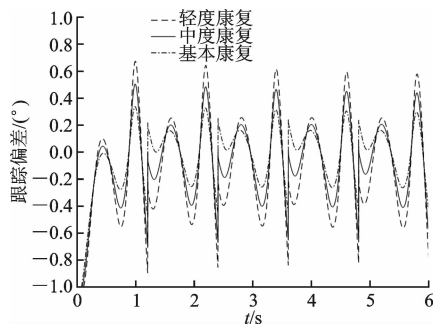


图 8 不同康复程度时康复机器人膝关节轨迹跟踪偏差

现连续无缝的按需辅助控制。

在没有遗忘因子项的情况下,受试者不同康复程度的辅助力矩衰减情况(仅以髋关节进行对比分析)如图 9 所示。

从图 9 可以看出:当没有遗忘因子项作用时,无论受试者处于何种康复状态,下肢康复机器人的辅助力矩基本不衰减,一直保持较高的水平,基本上和整个人机系统所需的力矩一样。这说明:在没有遗忘因子项时,下肢康复机器人替代受试者完成相应的步态轨迹运动,降低了受试者主动参与步态康复训练的程度和水平,抑制了受试者主动作用发挥。综上所述,机器人辅助力矩同时受遗忘因子和受试者主动作用的影响,最终可以达到稳定值。

只有遗忘因子项存在时,控制器才能通过一定程度的轨迹偏差,实时学习受试者的康复程度,让受试者尽可能主动地参与康复训练,降低下肢康复机器人的辅助力矩,从而实现按需辅助自适应控制。

4.3 单腿外骨骼样机实验

在上述仿真实验的基础上,选取 8 名年龄为 25~50 岁、身高为 1.60~1.80 m,体质量为 60~80 kg 的健康受试者在单腿外骨骼实物样机上进行实验。实验中,采样频率设定为 1 kHz,并采用 3 阶低通滤波对采集到的角度和力矩数据进行了滤波处理,步速设定为 1.2 m/s。然后,对健康受试者进行步态轨迹跟踪实验和按需辅助实验验证。

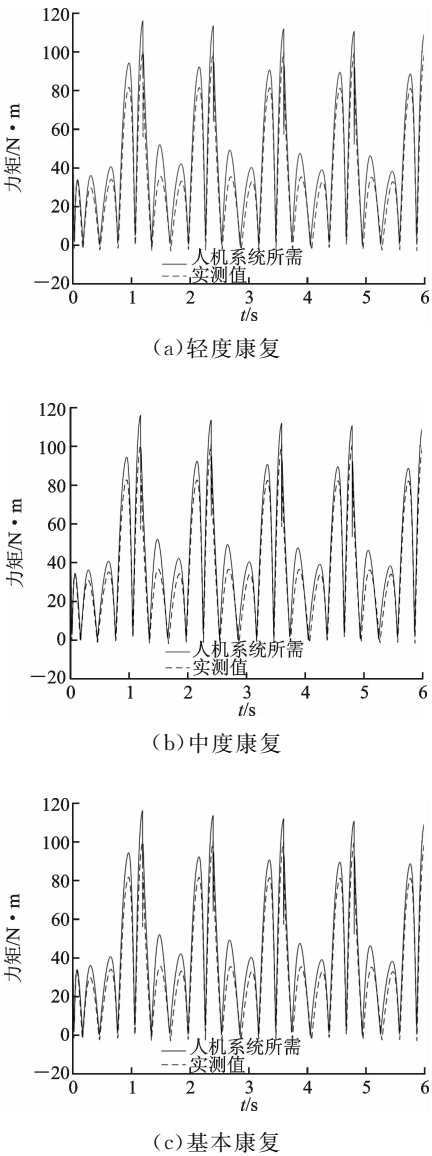


图 9 无遗忘因子项时不同康复程度的机器人髋关节辅助力矩

受试者先在康复机器人的带动下被动训练 20 min,进行轨迹跟踪实验验证。然后,在此基础上进行按需辅助控制实验,验证机器人按需辅助自适应控制器能否学习引导受试者完成期望目标轨迹所需的力矩值,并允许受试者最大限度地参与步态康复训练。

所有受试者的最大轨迹跟踪偏差和康复机器人的最大辅助力矩统计结果如表 1 所示。

当遗忘因子由无穷大变为 0.5 时,受试者的髋关节的最大轨迹跟踪偏差由 1.86° 变为 3.26° ,膝关节轨迹跟踪偏差由 0.48° 变为 1.18° 。由此可见:受试者的轨迹跟踪偏差是随着遗忘因子减小而逐渐增大的。受试者的髋关节角度跟踪最大偏差为 $3.26^{\circ} \pm 0.32^{\circ}$,超过了设定的轨迹跟踪偏差精度,主要是

表 1 受试者最大轨迹跟踪偏差和机器人辅助力矩

步态轨迹参数	遗忘因子 为无穷大	遗忘因子 为 0.5
髋关节最大跟踪偏差/ $^{\circ}$	1.86 ± 0.24	3.26 ± 0.32
膝关节最大跟踪偏差/ $^{\circ}$	0.48 ± 0.10	1.18 ± 0.15
髋关节最大力矩/ $\text{N} \cdot \text{m}$	116 ± 2.6	60 ± 1.8
膝关节最大力矩/ $\text{N} \cdot \text{m}$	28 ± 2.2	15 ± 1.6

由于机器人传动机构加工精度和装配精度误差,以及机器人测控系统的延时等带来的影响。但是,该轨迹跟踪的精度仍比较高,能满足无主动运动能力的受试者步态康复训练的要求。

有、无遗忘因子项的下肢康复机器人关节辅助力矩如图 10 所示,前 2 个步态周期表示患者被动康复训练,后 3 个步态周期表示主动康复训练。从图中可以看出:有遗忘因子项时,受试者由被动康复训练转入主动康复训练,康复机器人髋关节和膝关节的辅助力矩都有明显的衰减;无遗忘因子项时,受试者由被动训练转入主动训练,机器人髋关节和膝关节的辅助力矩仍然保持较高的水平,几乎不衰减,即使受试者有主动运动能力,也不能充分发挥。同时,由表 1 也可以看出:当遗忘因子由无穷大变为 0.5 时,康复机器人髋关节的最大辅助力矩由 $116 \text{ N} \cdot \text{m}$ 变为 $60 \text{ N} \cdot \text{m}$,膝关节辅助力矩由 $28 \text{ N} \cdot \text{m}$ 变为

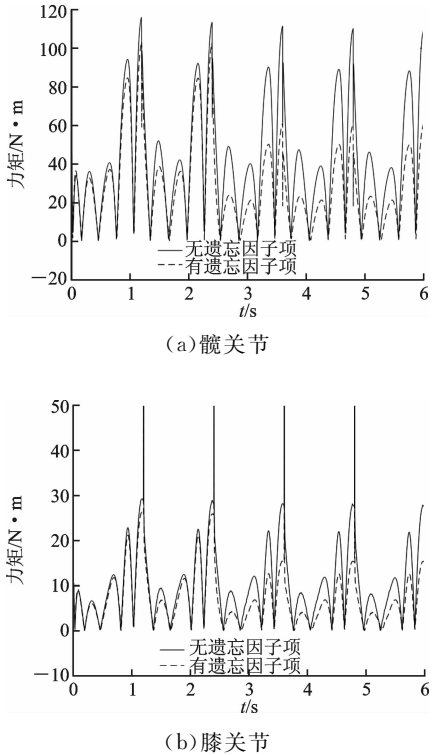


图 10 有、无遗忘因子项康复机器人的辅助力矩

15 N·m,这主要是由于受试者能够主动参与到步态康复训练中。有遗忘因子项时,所有受试者的关节辅助力矩都会衰减,康复机器人增大轨迹跟踪偏差,实时学习受试者的主动作用力,自适应地实现按需辅助控制。

综上所述,外骨骼单腿样机实验进一步说明了本文提出的按需辅助控制的可行性。按需辅助控制器在有遗忘因子项情况下,能够根据患者的主动作用,实时衰减下肢康复机器辅助力矩,而且可以保持较高的轨迹跟踪精度,不需要调整被动康复训练和主动康复训练的切换,实现连续无缝的按需辅助控制。

5 结 论

本文针对下肢康复机器人步态康复训练控制缺乏受试者的主动参与、不能接受试者的康复程度提供按需辅助的问题,提出了一种新的下肢康复机器人按需辅助自适应控制方法。按需辅助控制自适应控制方案的总体结构是基于滑模自适应实现的,在理想的目标康复轨迹跟踪的基础上,引入遗忘因子项,通过较小的轨迹跟踪偏差来学习患者的主动运动能力,进而结合人机系统动力学模型估计出完成理想期望轨迹所需的辅助力矩。然后,据此方案设计了按需辅助自适应控制器,并进行了控制仿真实验和单腿外骨骼样机实验验证。

实验结果表明:引入遗忘因子项后,所有受试者的轨迹跟踪偏差增大,康复机器人的辅助力矩减小,按需辅助自适应控制器通过轨迹跟踪偏差,实时衰减下肢康复机器人的辅助力矩,实现按需辅助自适应控制。无遗忘因子项时,即使受试者有主动运动能力,康复机器人的辅助力矩也不衰减,降低了患者主动参与步态康复训练的程度,抑制了受试者主动作用的发挥,不能最大限度地提高康复效果。

由于实验条件所限,本文选用健康的受试者进行单腿外骨骼样机实验,随后有待于进一步找到更多的实际患者,进行各种不同康复程度的按需辅助控制实验和患者康复效果评价研究。

参考文献:

- [1] 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. The lower limb rehabilitation robot and its interactive

control method [J]. Acta Automatica Sinica, 2014, 40(11): 2377-2390.

- [2] 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(1): 142-149.
- WEN Zhong, QIAN Jinwu, SHEN Linyong, et al. Trajectory adaptation for impedance control based walking rehabilitation training robot [J]. Robot, 2011, 33(1): 142-149.
- [3] JEZERNIK S, COLOMBO G, MORARI M. Automatic gait pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis [J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2004, 20(3): 574-582.
- [4] LEMAY M A, HOGAN N, VAN DORSTEN J W A. Issues in impedance selection and input devices for multi joint powered orthotics [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 1998, 6(1): 102-105.
- [5] RIENER R, LUNENBURGER L, JEZERNIK S, et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2005, 13(3): 380-394.
- [6] BANALA S K, KIM S H, AGRAWAL S K, et al. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2009, 17(1): 2-8.
- [7] BANALA S K, AGRAWAL S K, KIM S H, et al. Novel gait adaptation and neuro motor training results using an active leg exoskeleton [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2010, 15(2): 216-225.
- [8] HOGAN N, KREBS H I, ROHRER B, et al. Motions or muscles some behavioral factors underlying robotic assistance of motor recovery [J]. Journal of Rehabilitation Research and Development, 2006, 43(5): 605-618.
- [9] CAI L L, FONG A J, OTOSHI C K, et al. Implications of assist-as-needed robotic step training after a complete spinal cord injury on intrinsic strategies of motor learning [J]. Journal of Neuro Science, 2006, 26(41): 10564-10568.
- [10] DUSCHAU W A, CAPREZ A, LUNENBURGER L, et al. Path control: a method for patient-cooperative robot aided gait rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010, 18(1): 38-48.
- [11] ALBU-SCHAFFER A, BERTLEFF W, REBELE B, et al. Rokviss-robotics component verification on ISS

- current experimental results on parameter identification [C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2006: 3879-3885.
- [12] MAHVASH M, OKAMURA A M. Friction compensation for a force-feedback tele robotic system [C]// IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2006: 3268-3273.
- [13] YU Haoyong, HUANG Sunan, CHEN Gong, et al. Human-robot interaction control of rehabilitation robots with series elastic actuators [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(5): 1089-1100.
- [14] VENEMAN J F, KRUIDHOF R, HEKMAN E E G, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 379-386.
- [15] 陈江城, 张小栋, 李睿, 等. 利用表面肌电信号的下肢动态关节力矩预测模型 [J]. 西安交通大学学报, 2015, 49(12): 33-36.
- CHEN Jiangcheng, ZHANG Xiaodong, LI Rui, et al. Prediction model for dynamic joint torque of lower limb with surface EMG [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2015, 49(12): 33-36.
- [16] WOLBRECHT E T, CHAN V, REINKENSMEYER D J, et al. Optimizing compliant, model based robotic assistance to promote neurorehabilitation [J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2008, 16(3): 286-297.
- [17] HUSSAIN S, XIE S Q. Design and assist-as-needed control of an intrinsically compliant robotic orthosis for gait rehabilitation[D]. Auckland, New Zealand: The University of Auckland, 2012: 121-136.
- [18] 斯洛坦, 李卫平. 应用非线性控制 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2006: 266-280.

(编辑 杜秀杰)

(上接第6页)

- YANG Yuhu, ZHANG Jie, XU Lixin. Precision analysis of RV transmission mechanism [J]. Journal of Tianjin University(Science and Technology), 2013(7): 623-628.
- [7] 桂定一. 作用线增量法及其应用 [J]. 湖北汽车工业学院学报, 2005, 19(1): 16-19.
- GUI Dingyi. Functionary line increment means and its application [J]. Journal of Hubei Automotive Industries Institute, 2005, 19(1): 16-19.
- [8] 杨玉虎, 洪振宇, 张策. 机构位置误差分析的传递矩阵法 [J]. 机械工程学报, 2005, 41(2): 20-23.
- YANG Yuhu, HONG Zhenyu, ZHANG Che. Transferring matrix method for precision analysis of mechanism [J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2005, 41(2): 20-23.
- [9] 陈振宇, 沈兆光, 杨玉虎. 摆线针轮行星传动机构啮合特性分析 [J]. 机械设计, 2015(10): 9-14.
- CHEN Zhenyu, SHEN Zhaoguang, YANG Yuhu. Meshing characteristic analysis of cycloid pin gear planetary transmission mechanism [J]. Journal of Machine Design, 2015(10): 9-14.

(编辑 杜秀杰)

(上接第26页)

- [18] 王世山, 李彦明. 电力变压器绕组电磁力的分析计算 [J]. 高压电器, 2002, 38(4): 22-25.
- WANG Shishan, LI Yanming. Computation of electrodynamic force on windings of power transformer [J]. High Voltage Apparatus, 2002, 38(4): 22-25.
- [19] ZHANG H, YANG B, XU W, et al. Dynamic deformation analysis of power transformer windings in short-circuit fault by FEM [J]. IEEE Transactions on Applied Superconductivity, 2014, 24(3): 1-4.
- [20] 闫振华, 马波, 马飞越, 等. 220 kV 电力变压器短路动力学性能分析 [J]. 高压电器, 2014, 50(3): 79-83, 87.
- YAN Zhenghua, MA Bo, MA Feiyue, et al. Dynamic performance analysis of winding for 220 kV power transformer with short circuit [J]. High Voltage Apparatus, 2014, 50(3): 79-83, 87.
- [21] 汲胜昌, 程锦, 李彦明. 油浸式电力变压器绕组与铁心振动特性研究 [J]. 西安交通大学学报, 2005, 39(6): 616-619.
- JI Shengchang, CHENG Jin, LI Yanming. Research on vibration characteristics of windings and core of oil-filled transformer [J]. Journal of Xi'an Jiaotong University, 2005, 39(6): 616-619.

(编辑 杜秀杰)