

基于患肢状态观察器的被动康复训练运动控制^①

潘礼正^{②***} 宋爱国^{③*} 徐国政^{***} 李会军^{*} 徐宝国^{*}

(^{*} 东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

(^{**} 常州大学机械工程学院 常州 213016)

(^{***} 南京邮电大学自动化学院 南京 210003)

摘要 针对机器人辅助被动康复训练运动很少考虑训练过程中患肢状态变化的情况,提出了基于患肢状态观察器的被动康复训练运动控制方法。该方法用患肢状态观察器根据位置和速度跟踪误差提取患肢运动特征,运用模糊推理逻辑实时评估患肢物理状态;然后动态规划决策机制根据患肢状态自适应地调整规划运动速度;最后利用位置阻抗控制实现训练运动。定量和定性两类实验结果表明,该方法较传统方法具有更好的跟踪性能和运动平稳性,且能够实现人性化和智能化的康复训练运动。

关键词 康复机器人, 康复训练, 状态观察器, 运动控制

0 引言

康复机器人体现了康复医学与机器人技术的完美结合。利用现代机器人技术辅助或代替治疗师以完成一定的诊疗工作,已成为国际机器人领域的一个研究热点^[1]。在机器人辅助中风患者进行患肢康复训练过程中,由于服务对象的特殊性,机器人的智能化以及相应的运动控制策略显得尤为重要。被动训练运动常用于各种原因引起的肢体运动障碍但又不宜主动运动的情况^[2],患者偏瘫后为缓解肌痉挛并防止肌肉软组织硬化必需尽快进行关节被动牵引训练。国内外不少研究人员和机构对机器人辅助患肢进行被动康复训练运动控制策略开展了研究。文献[3]采用自适应模糊滑模控制策略实现 2-DOF 气动康复机器人进行上肢被动训练,仿真结果表明该方法能够取得很好的位置跟踪性能。文献[4]设计了 6-DOF iPAM 康复机器人,该系统采用导纳控制策略辅助中风患者进行被动康复训练,实验表明导纳控制方法能够可靠地协调辅助患肢进行训练运动。文献[5]采用力阻抗控制方法实现上肢/手腕的被动康复训练,通过平面内的八个方向运动实验表明所采用控制策略能够实现稳定可靠的重复运动训练。浙江大学研制的外骨骼下肢康复设备根据患

者的不同康复阶段分别采用被动步态位置控制及半主动步态训练自校正控制策略,其中在半主动步态训练过程中采用阻抗控制方法作为步态修正算法^[6,7]。文献[8]设计了一款可穿戴式多自由度气动肌肉驱动上肢康复机器人,通过传统 PID 位置控制实现多关节复合运动功能康复训练。上述机器人辅助患肢被动康复训练控制方法虽然取得了一定的运动控制效果,但在控制系统设计中很少将患肢的实时物理状态融入控制系统,且很少考虑在训练过程中患肢出现姿势变换以及突发抽搐等物理状态变化情况。为满足临床实际使用要求,所设计的运动控制策略应充分结合临床情况,能够根据患肢物理状态对运动参数进行实时调节,实现高安全智能的康复运动训练。针对上述问题以及临床实际需求,本文提出基于患肢状态观察器的被动康复训练运动控制方法。该方法首先根据提取的运动特征利用模糊推理逻辑实时评估受训患肢的物理状态,然后根据设计的动态规划机制在线调整规划运动速度,进而在患肢出现姿势变换或突发抽搐等情况时实现自适应的降速或停止运动训练(必要时启动紧急模式),从而有效避免在患肢状态变化时可能造成的损伤。在构建的 4 自由度全臂机械手(whole arm manipulator, WAM)康复机器人系统上进行了实验

① 863 计划(2006AA04Z246),国家自然科学基金(61104206)和江苏省自然科学基金(BK2010063)资助项目。

② 男,1979 年生,博士生;研究方向:康复机器人传感与控制技术;E-mail: plz517@sina.com.cn

③ 通讯作者,E-mail: a.g.song@seu.edu.cn

(收稿日期:2012-08-30)

证,结果表明所提算法具有更好的跟踪性能且能够实现更切合实际安全智能的康复运行训练。

1 患肢状态观测器

被动运动是指有物理治疗师或者借助器械来帮助患者完成的运动,患者不做任何主动活动。利用康复机器人辅助患肢进行被动运动过程中,机器人在所设计的关节运动控制器作用下平稳地牵引患肢沿着事先规划的运动轨迹进行训练^[9]。训练运动中,由于姿势的变换、手臂的抖动以及突发痉挛抽搐等原因患肢状态是动态变化的。特别是在突发抽搐等意外情况下,如果仍按事先规划的轨迹进行运动训练很可能会对患肢造成二次损伤,因而能够实时地评估患肢状态显得尤为重要。

1.1 特征提取

在使用机器人对患肢进行被动康复训练过程中,机器人自身的不确定性和患者在康复训练时对机器人运行产生的干扰会影响其跟踪性能^[10]。显而易见患肢状态的变化对控制效果产生一定的影响,即患肢姿势变换、手臂抖动以及突发抽搐等实际情况在位置和速度跟踪性能上均有体现。无论是何种因素引起的患肢状态变化,其产生的干扰对跟踪性能的影响是由患肢物理状态变化程度决定的。因此,通过位置速度跟踪误差的相关特征能够反映训练患肢物理状态。

由于标准差能够很好地反映数值的离散变化情况,且具有很好的实用性^[11],为了在实际使用中能够得到实时有效的特征信息作为后续评估环节的输入,本文采用分段平滑标准差方法来计算位置/速度误差的特征信息,具体表示如下:

$$\begin{cases} \delta_k = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\bar{x}_k - x_{k-i})^2}{n-1}} \\ \bar{x}_k = \frac{\sum_{i=1}^n x_{k-i}}{n}, \quad k > n \end{cases} \quad (1)$$

n 为每段窗口采样点数, $\bar{x}_k$ 表示第 k 段采样平均值, x_{k-i} 为第 $k-i$ 采样点值, δ_k 为第 k 个采样点时计算得到的对应特征信息。

针对开始的 n 个点,按下式来计算相应的特征信息:

$$\delta_k = |x_k - \sum_{i=1}^k \frac{x_i}{k}|, \quad k \leq n \quad (2)$$

1.2 患肢状态评估

根据患肢位置/速度跟踪运动状态特征,利用模糊推理逻辑实时评估患肢物理状态,模糊推理采用双输入单输出形式。本文中为了更准确地评估患肢状态,模糊推理输入不仅包含所提取的位置/速度误差特征信息,还包含了跟踪误差的变化量信息。使用的模糊推理输入量 χ_p, χ_v 具体表达如下:

$$\begin{cases} \chi_p = f_{ep} + k_p \times f(e_{\max}, e_{\min}) \\ \chi_v = f_{ev} + k_v \times f(e_{\max}, e_{\min}) \end{cases} \quad (3)$$

其中, $f(e_{\max}, e_{\min}) = \sqrt{|(e_{\max} - \bar{e}) \times (e_{\min} - \bar{e})|}$, f_{ep}, f_{ev} 分别为位置误差和速度误差的特征, $f(e_{\max}, e_{\min})$ 为反映跟踪误差特性的函数, k_p 和 k_v 分别为位置/速度误差特性函数系数。

模糊推理输出 ρ 反映患肢稳定状态,在模糊化以及解模糊化过程中,输入输出变量定义成 5 个模糊子集 $\{NZ, ZE, PS, PM, PB\}$, 采用三角和梯形形式的隶属度函数,具体分布如图 1 所示。

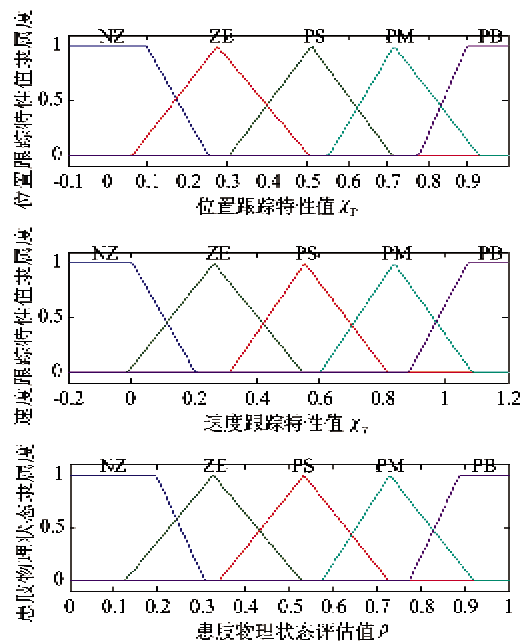


图 1 模糊推理输入/输出隶属度函数

动态规划决策机制根据实时监测的患肢状态,结合决策规则对训练运动速度进行自适应规整,实现不同程度的降速或停止训练运动(必要时启动紧急模式),如图 2 所示。例如在训练过程中当患肢出现小扰动姿势变换时,训练运动应该降速进行;当出现较大扰动的患肢状态变化以及突发抽搐时,此时应该停止训练运动,以免对患肢造成损伤。本文根据临床实际情况,其中规整运动系数设置为 $\{1, 2/3, 1/3, 0\}$ 4 种等级。启用紧急模式时,康复机械

臂处于“漂浮”状态,能够毫无约束地跟随患肢自由运动。

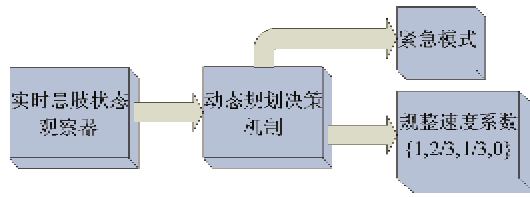


图2 动态自适应规划框图

2 基于位置的阻抗控制

患者偏瘫后,由于迅速形成的致密结缔组织以及局部循环障碍等原因,患肢相对健肢而言状态稳定性差且易受到二次损伤,所以被动运动应平稳,避免冲击性动作,以免造成新的损伤或者引起反射性痉挛。利用机器人辅助患肢进行的被动康复训练,机器人末端和患肢之间的柔顺性以及运动的平稳性显得非常重要。

阻抗控制^[12]由于其模型的特点,通过调节机器人末端的位置/速度和作用力的动态关系来实现位置和力控制,能够很好地实现本质柔顺性。基于位置的阻抗控制理论较成熟,控制性能较好,同时由于本文研究被动康复训练运动控制策略,因此采用基于位置的阻抗控制来设计控制系统。

阻抗控制是通过建立位置/速度和作用力间的质量-阻尼-弹簧模型^[13],根据位置/速度误差与作用力之间的某种动态关系,调整反馈位置/速度误差来实现柔顺性,本文中康复机器人期望阻抗方程可表示为

$$M(\ddot{X}_r - \ddot{X}_d) + B(\dot{X}_r - \dot{X}_d) + K(X_r - X_d) = \Delta F \quad (4)$$

M 、 B 、 K 分别为惯性矩阵、阻尼矩阵和刚度矩阵; X_r 、 X_d 为康复机械手规划和期望的位置; $\dot{X}_r$ 、 $\dot{X}_d$ 、 $\ddot{X}_r$ 、 $\ddot{X}_d$ 分别为相应的速度和加速度; ΔF 为力信息变化量。

在频域空间,方程(4)可表达为

$$\frac{\Delta X(s)}{\Delta F(s)} = \frac{1}{Ms^2 + Bs + K} \quad (5)$$

3 WAM 康复机器人系统

3.1 系统组成

WAM 上肢康复机器人系统由美国 Barrett 公司生产的 4 自由度 WAM 机器人本体、外部计算机以及自行研制的三维力传感器^[14]和患肢支撑架等构

建而成,如图3所示。WAM 机器人是一款高性能的具有良好反馈驱动(back-drivability)特性的灵巧型机械臂^[15]。由于其具有较高的安全性能,已经在美国芝加哥康复研究中心进行了临床使用,在卡内基美隆大学机器人研究所作为医疗平台开展各种研究工作^[16]。外部计算机上开发的控制算法可以通过 CAN 总线、以太网或无线网络对 WAM 机器人进行各种控制。三维力传感器用于实时反馈在训练过程中机器人末端同患肢之间的相互作用力,通过串口通讯发送至外部计算机。患肢支撑架用于在训练过程中支托患肢。

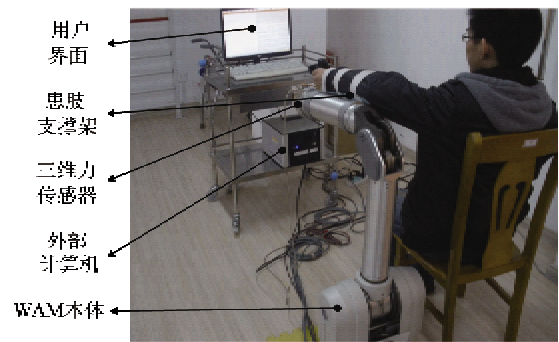


图3 WAM 上肢康复机器人系统

在外部计算机上运用 Ubuntu Linux 平台开发 WAM 康复机器人临床实验软件部分,软件部分主要由基于 Linux Gtk + 2.0/GDK 技术开发的康复训练系统图形用户界面和基于 Linux-Xenomai 技术开发的机器人实时控制软件。为了进一步提高 WAM 机器人控制实时性和安全性,实验系统软件规划上采用多线程机制对整个系统的任务进行规整。其中,WAM 机器人主控制循环线程流程图如图4,在

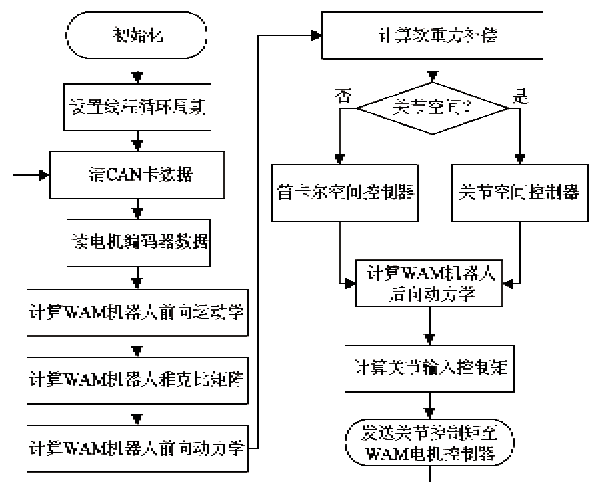


图4 WAM 机器人主控制循环线程流程图

该线程中调用所开发的控制算法对机器人进行运动控制。

3.2 被动康复训练运动控制策略

传统的被动训练运动控制策略通常按事先规划的轨迹通过一定的跟踪控制方法来实现运动控制。规划的轨迹在训练过程中往往是不变的,不能根据患肢的状态进行实时动态调整,没有很好考虑患肢姿势变换、手臂抖动以及突发抽搐等临床实际情况。本文将患肢状态融入到反馈控制环节,通过设计患肢状态观察器实时评估患肢状态,进而规划决策机制动态调整所规划的运动速度。

设计的基于患肢状态观察器的被动训练运动控制系统结构主要包括患肢状态观察器、动态规划决策机制、阻抗控制器、PID 位置控制器、重力补偿环

节等,如图 5 所示。阻抗控制器用于实现训练过程中机器人末端和患肢之间的柔顺性,PID 位置控制器实现位置跟踪进而使机器人牵引患肢进行训练运动,重力补偿环节对机器人本体、患肢支撑架进行完全软重力补偿。经过阻抗控制调节以及融合软重力补偿后康复训练过程中机器人关节最终输入控制力矩可表示为

$$\tau_c = K_P(\theta_d - \theta) + \int K_I(\theta_d - \theta) dt + K_D(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + \tau_{comp} \quad (6)$$

K_P 、 K_I 、 K_D 为 PID 控制器增益参数, θ_d 、 θ 、 $\dot{\theta}_d$ 、 $\dot{\theta}$ 分别为机器人期望和实际的关节位置和速度, τ_{comp} 为重力补偿矩。

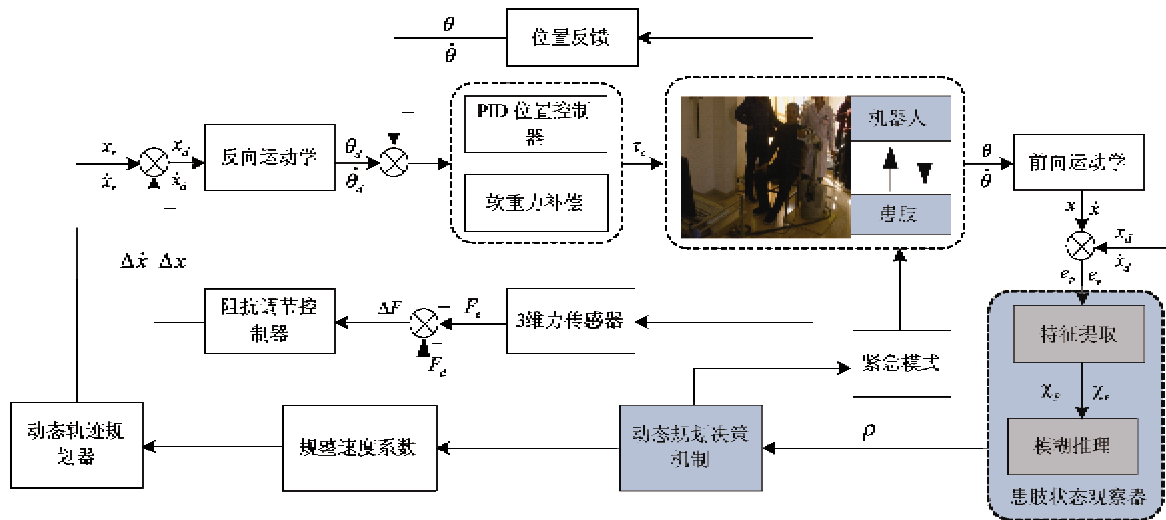


图 5 被动康复训练运动控制系统框图

4 实验与结果

在关节空间通过规划 WAM 机器人第 3 关节 (简称为 J3) 为正弦变化轨迹,实现肩关节水平外伸/内展康复训练,规划的初始循环运动周期为 18.1s。根据实验系统的实际使用情况,肩关节水平外伸/内展康复训练时,机器人第 3 关节位置 PID 控制器的参数选择为: $K_{P3} = 300$, $K_B = 0.5$, $K_{D3} = 1.5$ 。采样频率设置为 500Hz,分段滑动标准差中参数 n 选为 10,模糊推理输入/输出变量论域设置为 $\chi_p \in [-0.1, 1.0]$, $\chi_v \in [-0.2, 1.2]$, $\rho \in [0, 1.0]$ 。

为更全面验证本文所提算法的效果,分别进行了定量和定性两类实验研究,考察基于患肢状态观

察器的动态规划训练运动控制策略和传统的控制方法性能的差异。为了更有效地量化分析比较控制性能,在实验中暂时屏蔽所提运动控制策略中的紧急模式功能。以 1 名成年健康男性受试者为对象,通过在训练过程中施加持续 1s 的 10N 扰动进行定量实验研究;以及通过在训练时人为故意模拟不同的患肢物理状态(无扰动、小扰动、大扰动)进行定性实验研究。在定性实验中,要求受试者在模拟不同类型物理状态患肢扰动时尽可能每次按照同样的动作且在轨迹运动到同样位置处进行,以便于不同算法控制性能的比较。为减少偶然因素对实验结果造成的影响,受试者先做大量的模拟练习且实验重复做 5 次,最终实验分析结果为 5 次实验平均。

定量实验位置误差和速度误差比较如图 6 所示。由于每次实验时很难精确保证所加扰动在同一

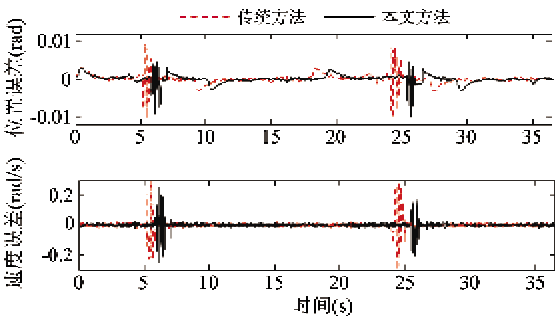
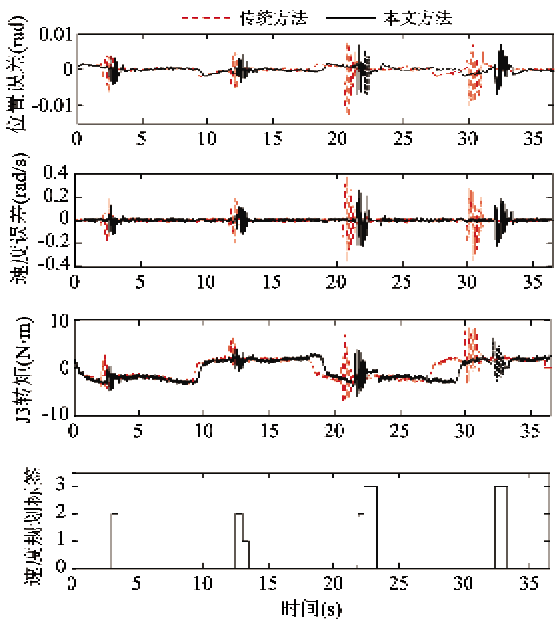


图6 10N持续1s定量扰动实验

表1 本文方法/传统方法定量实验跟踪性能比较

	位置跟踪(rad)			速度跟踪(rad/s)		
	最大绝对误差	绝对误差和	单位时间绝对误差和	最大绝对误差	绝对误差和	单位时间绝对误差和
本文方法	0.0102	2.6253	0.0689	0.2554	36.5808	0.9596
传统方法	0.0114	2.6744	0.0742	0.3038	41.6095	1.1552

轨迹跟踪(位置误差、速度误差)、控制矩信息以及采用本文方法时动态规划速度系数标签,具体如图7所示。



注:速度标签0, 1, 2, 3分别对应速度系数1, 2/3, 1/3, 0

图7 模拟患肢不同状态定性实验

从图7能够明显看出,在扰动处本文方法跟踪误差较传统方法要小,且控制矩的变化较平稳。从记录的动态规划速度系数调整图可以看出,本文方法能够根据患肢的不同稳定状态在训练过程中进行动态速度规整,从而避免在患肢状态变化时可能对其造成二次损伤。

时间处,故图中不同控制方法所添加扰动时间点有些差异,但这并不影响对控制性能的分析。为进一步分析控制性能的差异,采用最大绝对误差、误差绝对和、单位时间误差绝对和3个指标来评估,具体结果如表1所示。从定量实验指标分析结果可以看出,本文方法较传统方法具有更好的轨迹跟踪性能。

在定性实验中要求受试者处于放松状态进行被动训练并在第1、2训练周期中一定时段分别模拟小扰动和大扰动状态。实验中记录了对应关节J3的

为更全面比较本文所提方法和传统方法运动控制性能的差异,对跟踪误差和控制矩数据进一步进行分析,从跟踪误差(位置、速度跟踪误差)和运动平稳性两方面展现分析结果。和定量实验分析一样,采用最大绝对误差、绝对误差和、单位时间误差绝对和来评估控制的跟踪性能;采用最大绝对转矩、转矩最大绝对变化率以及0.1s内转矩最大绝对变化率来评估控制运动的平稳性。具体跟踪性能和运动平稳性的分析结果如表2所示。从位置和速度跟踪指标分析来看,所提方法跟踪误差均小于传统方法,表现了较好的跟踪控制性能,分析结果和定量实验结果一致。通过驱动转矩变化指标情况看,本文控制方法在控制矩变化上较平缓。本文方法和传统方法转矩最大绝对变化率分别为259.667、414.1877N·m/s,本文控制方法表现了较好的平稳性。

表2 本文方法/传统方法控制性能比较

	控制性能	本文方法	传统方法
位置跟踪	最大绝对误差(rad)	0.0073	0.013
	绝对误差和(rad)	2.6605	3.0027
	单位时间绝对误差和(rad)	0.0678	0.0831
速度跟踪	最大绝对误差(rad/s)	0.2526	0.3788
	绝对误差和(rad/s)	50.5318	60.933
	单位时间绝对误差和(rad/s)	1.2874	1.687
转矩变化	最大绝对转矩(N·m)	6.208	8.8959
	最大绝对变化率(N·m/s)	259.667	414.1877
	0.1s内最大变化率(N·m/s)	97.8857	146.1871

5 结 论

本文针对传统被动康复训练运动控制方法在训练过程中没有充分考虑患肢状态变化等临床情况,提出了基于患肢状态观察器的训练运动控制策略。给出了通过分段平滑标准差方法提取患肢运动特征,以及利用模糊推理逻辑的患肢状态观察器设计方法,实现在线评估患肢物理状态。根据患肢的不同状态,通过动态规划决策机制实现不同程度的降速或停止训练运动(必要时启动紧急模式),很好地满足了临床实际使用要求。定量和定性两类实验从不同角度验证了所提算法的有效性和实用性。通过和传统方法进行控制性能比较表明,所提方法具有更好的跟踪性能和运动平稳性,且基于患肢状态观察器的运动控制策略能够在患肢姿势变换、突发抽搐等情况下自适应调整训练规划,体现了康复训练的人性化和智能化。

参考文献

- [1] Laura M C, David J R. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009, 6: 20
- [2] 纪树荣. 运动疗法技术学. 北京: 华夏出版社, 2005
- [3] Chang M K. An adaptive self-organizing fuzzy sliding mode controller for a 2-DOF rehabilitation robot actuated by pneumatic muscle actuators. *Control Engineering Practice*, 2010, 18: 13-22
- [4] Culmer P R, Jackson A E, Makower S, et al. A control strategy for upper limb robotic rehabilitation with a dual robot system. *IEEE-ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15(4): 575-585
- [5] Jakob O, Imre C, Zlatko M. Universal haptic drive: a robot for arm and wrist rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 18(3), 293-302
- [6] 董亦鸣. 下肢康复医疗外骨骼训练控制系统研究与初步实现: [硕士学位论文]. 杭州: 浙江大学机械与能源工程学院, 2008
- [7] 张立勋, 伊蕾, 白大鹏. 六连杆助行机器人生理学运动规划研究. 高技术通讯, 2011, 21(8): 830-835
- [8] 吴军, 王永骥等. 新型可穿戴式多自由度气动上肢康复机器人. 华中科技大学学报(自然科学版), 2011, 39(11): 279-282
- [9] Ju M S, Lin C C K, Lin D H, et al. A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller; hybrid fuzzy control of rehabilitation robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2005, 13(3): 349-358
- [10] 杨俊友, 白殿春, 王硕玉等. 全方位轮式下肢康复训练机器人轨迹跟踪控制. 机器人, 2011, 33(3): 314-318
- [11] Choi J. Approximate MAP detection with ordering and successive processing for iterative detection and decoding in MIMO systems. *IEEE Journal of Selected Topics in Signal Processing*, 2011, 5(8): 1415-1425
- [12] Hogan N. Impedance control: an approach to manipulation; part 1-theory, part 2-implementation, and part 3-application. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985, 107(1): 1-24
- [13] Qiao B, Lu R J. Impedance force control for position controlled robotic manipulators under the constraint of unknown environments. *Journal of Southeast University*, 2003, 19(4): 359-363
- [14] Song A G, Wu J, Qin G, et al. A novel self-decoupled four degree-of-freedom wrist force/torque sensor. *Measurement*, 2007, 40(9/10): 883-891
- [15] 潘礼正, 宋爱国. 上肢康复机器人实时安全控制. 机器人, 2012, 34(2): 197-203
- [16] Rooks B. The harmonious robot. *Industrial Robot*, 2006, 33(2): 125-130

Passive rehabilitation-training motion control based on impaired-limb state observer

Pan Lizheng^{* **}, Song Aiguo^{*}, Xu Guozheng^{***}, Li Huijun^{*}, Xu Baoguo^{*}

(^{*} School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096)

(^{**} School of Mechanical Engineering, Changzhou University, Changzhou 213016)

(^{***} College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003)

Abstract

Considering that robot-assisted passive rehabilitation-training exercises rarely manage impaired-limb state changes in the training process, a motion control method based on an impaired-limb state observer is proposed for passive rehabilitation training. Firstly, the method uses an impaired-limb state observer to acquire the limb's movement characteristics according to position-and-velocity tracking errors, and fuzzy reasoning is used to evaluate the impaired-limb physical state in real time. Then the dynamic programming decision-making mechanism adaptively adjusts the planning movement speed according to the evaluated state. Finally, the training exercise is carried out with position-based impedance control. The results of quantitative and qualitative experiments indicate that the proposed method presents a better tracking performance and motion stability than traditional methods, meanwhile, supplying more humane and intelligent rehabilitation training.

Key words: rehabilitation robot, rehabilitation training, state observer, motion control