

机器人辅助上肢抗阻运动控制与临床实验研究^①

徐国政^{②*} 宋爱国^{**} 崔建伟^{**} 李会军^{**} 梁志伟^{*} 徐宝国^{**} 潘礼正^{**}

(^{*} 南京邮电大学自动化学院 南京 210046)

(^{**} 东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

摘要 针对机器人辅助患肢肌力增强渐进抗阻训练过程中阻力不能随患肢病情进行实时调整的问题,用一种新的模糊自适应阻抗力监督控制方法设计了一个机器人辅助上肢抗阻运动控制系统。该系统依据这种新的控制方法首先对患肢肌力恢复水平进行评估并据此设计机器人上层渐进抗阻基础阻力模糊规划器,得到每个训练周期的基础阻力,再通过设计的机器人下层模糊自适应阻抗力控制器,在基础阻力确定的基础上,根据患肢抗阻训练过程中肌力的变化对患肢与机器人末端之间的相互作用力做进一步的调整。运用 Barrett 公司 4 自由度机器人 WAM Arm 构建的临床康复实验系统平台,验证了该系统的算法的有效性。

关键词 康复机器人, 渐进抗阻, 监督控制, 模糊逻辑

0 引言

康复机器人技术是近年来发展起来的一种新的运动神经康复治疗技术^[1],机器人辅助患肢肌力训练是其主要应用之一。机器人辅助患肢肌力训练主要是由患者带动机器人在系统的力控制器作用下进行抗阻练习。阻抗控制作为一种有效的机器人柔顺力控制方法,已经逐渐应用于康复机器人的运动控制中^[2]。文献[3]利用阻抗控制技术设计了膝关节康复机器人控制系统,实验结果表明在阻抗控制器作用下,患者膝关节与机器人之间的相互作用力能够得到较好的控制。文献[4]设计了 LOPES 外骨骼步态康复机器人,该机器人各关节均采用阻抗控制方法对受试者与机器人之间的双边接触力进行控制,其控制算法的有效性通过实验得到了验证。文献[5]为外骨骼上肢康复机器人 L-EXOS 设计了阻抗力反馈控制器,并以健康受试者为对象,基于虚拟现实技术对上肢进行了有效的伸展抗阻训练。文献[6]建立了手臂肌力训练模式目标阻抗控制模型,并以健康受试者为对象验证了可以通过设置阻抗控

制参数以满足不同患者肌力训练的需要。上述阻抗控制方法虽具有一定的力控制效果,但大都仍以健康受试者为对象,临床康复效果未得到进一步验证,而且在控制器设计过程中,病患部位与机器人之间的目标阻抗不能随病情的恢复进行实时调整,因此从临床治疗角度来看,还具有一定的局限。此外在临床肌力增强训练中,目前大都依据渐进抗阻原则进行训练,但每个训练周期所需的基础阻力是由康复医师事先凭经验确定,仍存在一定的不足。针对上述问题,本研究用一种新的模糊自适应阻抗力监督控制方法,设计了一个能根据患肢训练过程中肌力的变化对患肢与机器人之间的相互作用力进行调整的机器人辅助上肢抗阻运动控制系统,并运用 Barrett 公司 4 自由度 WAM Arm 机器人构建临床康复实验平台,验证了其控制算法的有效性。

1 抗阻运动控制器设计

图 1 给出了机器人辅助上肢抗阻运动控制系统的框图,系统主要由上层渐进抗阻基础阻力模糊规划器和下层模糊自适应阻抗力控制器两部分组成。

① 863 计划(2008AA040202),国家自然科学基金(61104216,61104206),江苏省自然科学基金(BK2010063,BK200814)和南京邮电大学引进人才基金(NY211020)资助项目。

② 男,1979 年生,博士,讲师;研究方向:康复机器人传感与网络化控制技术;联系人,E-mail: xgzscu@yahoo.com.cn (收稿日期:2011-07-19)

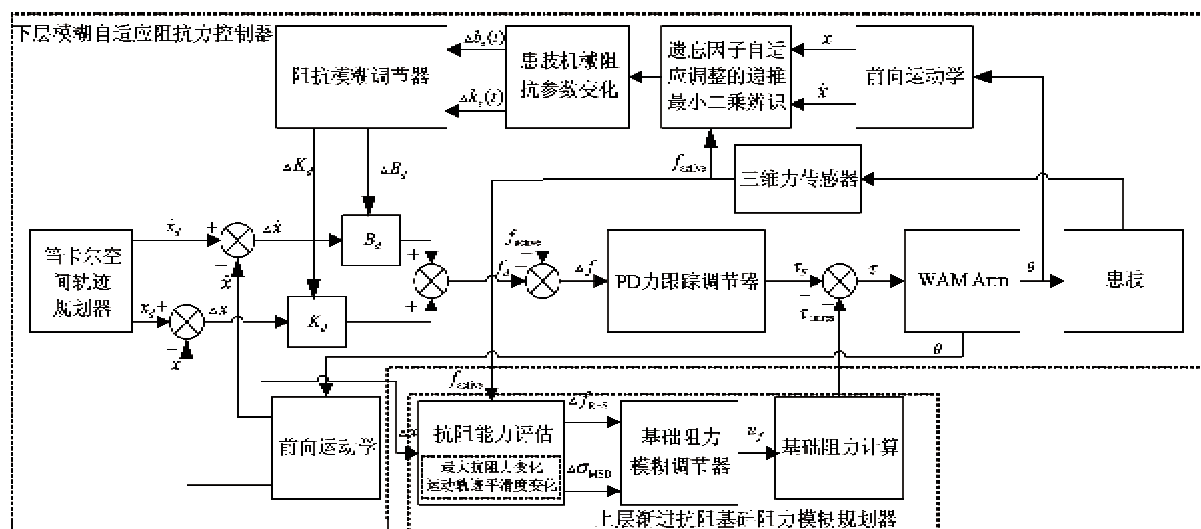


图1 机器人辅助上肢抗阻运动控制系统框图

1.1 上层渐进抗阻基础阻力模糊规划器

渐进抗阻基础阻力模糊规划器主要利用模糊推理技术并根据抗阻训练过程中患肢的运动协调能力和所能克服的最大阻力来确定每个训练周期符合患肢当前肌力水平的基础阻力训练值。在患者带动机器人沿事先规定的目标轨迹进行肌力增强训练时,其运动协调能力可用训练过程中运动轨迹平滑度来表征。设计基础阻力模糊规划器时,以相邻训练周期运动轨迹平滑度变化 $\Delta\sigma_{MSD}$ 及患肢克服最大阻力变化值 Δf_{RES} 作为控制器输入,基础阻力调节系数 u_f 作为控制器输出。其中 σ_{MSD} 用抗阻训练周期中轨迹跟踪误差标准差表示, f_{RES} 为抗阻训练周期中患肢所能克服的最大阻力。

根据文献[1]中力自适应调整规律,上层渐进抗阻基础阻力调整算法可以进一步定义为

$$f_{ini_{i+1}} = f_{ini_i} + u_{f_i} \left(\sum_{j=1}^{N_i} |\bar{K}_{d_i} \Delta x_{ij}| / N_i \right) \quad (1)$$

式中 $f_{ini_{i+1}}$ 和 f_{ini_i} 分别为第 $i+1$ 和 i 个抗阻训练周期基础阻力; u_{f_i} , $\bar{K}_{d_i}$, Δx_{ij} , N_i 分别为第 i 个训练周期基础阻力调节系数、目标刚度平均值、运动轨迹跟踪误差和训练次数。

模糊化过程中分别对控制器输入、输出定义 5 个模糊子集(负大:NB;负小:NS;零:ZE;正小:PS;正大:PB),并在各自论域上选择三角或梯形函数作为隶属度函数,得到初始阻力调节系数模糊调整规则表如表 1 所示。

1.2 下层模糊自适应阻抗力控制器

抗阻训练是在患肢能克服自身肢体重力前提下进行的,因此考虑运用弹簧-阻尼模型来表示患肢的

表 1 渐进抗阻基础阻力调节系数 u_{f_i} 模糊调整规则

Δf_{RES}	$\Delta\sigma_{MSD}$				
	NB	NS	ZE	PS	PB
NB	PB	PS	ZE	NS	NS
NS	PB	PS	PS	ZE	NS
ZE	PS	ZE	ZE	NS	NB
PS	PB	PS	PS	ZE	NS
PB	PS	PS	PS	NS	NB

动力学特性并对患肢的病情特性进行在线评估^[7,8]:

$$f_e(t) = b_e(t)\delta\dot{x}(t) + k_e(t)\delta x(t) \quad (2)$$

f_e 为患肢与机器人之间的相互作用力, δx , $\delta\dot{x}$ 分别为患肢的位移和速度, b_e , k_e 分别表示患肢的阻尼和刚度。运用双边线性 Z 变换^[8],式(2)可表示为差分方程

$$f_e(k) + f_e(k-1) = a_1(k)\delta x(k) + a_2(k)\delta x(k-1) \quad (3)$$

其中 $a_1(k) = b_e(k) \left(\frac{2}{T} \right) + k_e(k)$, $a_2(k) = k_e(k) - b_e(k) \left(\frac{2}{T} \right) T$ 为采样周期。

针对机器人辅助患肢康复训练过程中患肢病情变化的不确定性,进一步运用作者在文献[9]中提出的遗忘因子自适应调整最小二乘递推辨识算法对上述患肢阻尼和刚度参数进行在线辨识,参数估计结果可以分别表示为

$$\begin{aligned} \hat{b}_e(k) &= T \left(\frac{a_1(k) - a_2(k)}{4} \right) \\ \hat{k}_e(k) &= \frac{a_1(k) + a_2(k)}{2} \end{aligned} \quad (4)$$

在对患肢病情特性进行在线评估的基础上,进行机器人下层模糊阻抗力控制器设计。根据上层基础阻力模糊规划器得到的基础阻力及患肢当前的肌力状态,对患肢同机器人末端之间的相互作用力做进一步地调整。考虑如下目标阻抗控制模型^[2]:

$$B_d(\dot{X}_d - \dot{X}) + K_d(X_d - X) = F_d \quad (5)$$

B_d, K_d 分别为机器人末端与患肢之间的目标阻尼和刚度, $\dot{X}_d, X_d, \dot{X}, X$ 分别为机器人末端期望和实际的速度和位移矢量。 F_d 为机器人末端同患者之间相互作用力的期望值。

模糊阻抗力控制器中分别设计了独立的目标刚度和目标阻尼模糊逻辑调节器。为了能够根据患肢肌力恢复程度实时调整机器人末端同患肢之间的相互作用力,以能够表征其病情恢复程度的机械阻抗参数变化量 $\Delta \hat{b}_e, \Delta \hat{k}_e$ 作为模糊阻抗力控制器的输入,目标刚度和目标阻尼变化量 $\Delta K_d, \Delta B_d$ 分别作为相应模糊调节器的输出。模糊阻抗力控制器主要由模糊阻抗控制外环和 PD 力跟踪控制内环构成,如图 1 所示。由图可知,外环位置、速度偏差通过模糊目标阻抗控制模型产生期望作用力 f_d , 内环为 PD 力跟踪控制闭环,用来消除力跟踪误差。考虑上述因素,作用力期望值 f_d 和关节输入力矩 τ 可分别表示为

$$f_d = (B_d + \Delta B_d)(\dot{X}_d - \dot{X}) + (K_d + \Delta K_d)(X_d - X) \quad (6)$$

$$\tau = K_p(f_d - f_{\text{active}}) + K_D \frac{d(f_d - f_{\text{active}})}{dt} + \tau_{\text{inires}} \quad (7)$$

K_p, K_D 为力跟踪控制器增益, f_{active} 为传感器检测到的患肢主动作用力, τ_{inires} 为通过渐进抗阻基础阻力模糊规划器计算得到的每个训练周期的基础阻力,输入/输出隶属度函数定义如图 2 所示。

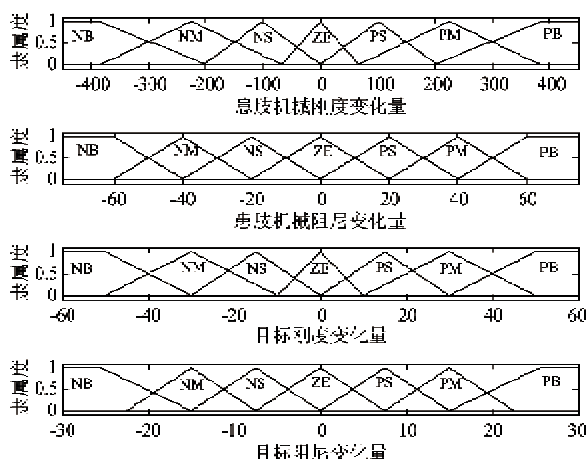


图 2 模糊阻抗力控制器输入、输出隶属度函数

2 实验装置

基于 WAM Arm 机器人构建的临床肌力康复训练实验系统如图 3 所示。WAM 是美国 Barrett 公司生产的一款高性能、可反馈驱动(back-drivability)的灵巧型机械臂,主要有 4 自由度和 7 自由度两种配置。该机器人系统具有基于 Ubuntu Linux 开发的高

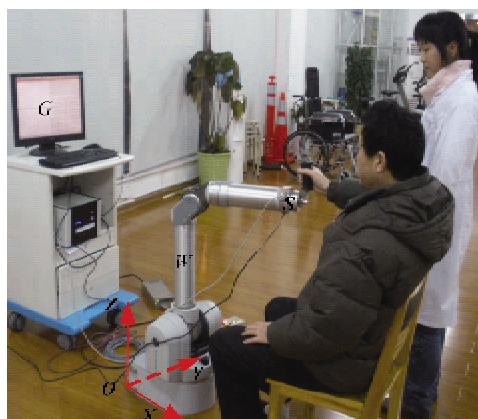


图 3 WAM Arm 临床肌力康复训练实验系统

度开放软件,用户可以在此平台上进行高级控制算法的实验验证。到目前为止,WAM 已经应用于外科手术等很多领域,特别因为其具有良好的示教功能,已经在美国芝加哥康复研究中心得到了较好的应用。基于 WAM Arm 构建的临床肌力康复训练实验系统主要由 WAM 机器人(W)、自行研制的 3 维力传感器(S)^[10](图 4)和图形用户界面(G)组成。3 维力传感器主要用来实时检测机器人末端同患肢之间的相互作用力。基于 Linux Qt 技术开发的康复系统图形用户界面主要用来显示、记录患者抗阻训练过程中的参考和实际轨迹,设置并实时显示机器人的工作状态。

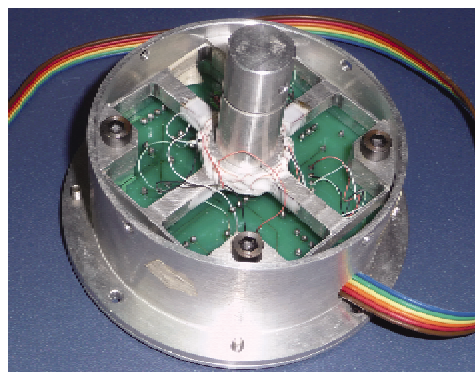


图 4 自行研制的三维力传感器

3 实验结果与分析

在东南大学附属中大医院康复中心选取 3 例住院治疗的偏瘫患者 S1-S3 (表 2) 为实验对象分别在垂直(XOZ)和水平(XOY)平面内进行为期 8 周的临床肌力增强训练,考察各自在本文所提模糊自适应阻抗力监督控制器作用下的临床治疗效果。在进行抗阻训练前,S1-S3 均已完成 4~6 周的被、主动康复训练,能平衡自身肢体重力且关节活动基本正常,达到临床抗阻训练基本要求。

表 2 肌力增强抗阻训练病例筛选

编号	年龄	性别	患病时间(年)	中风原因	患病程度	主被动训练(周)
S1	70	男	1.8	脑梗塞	重	6
S2	62	女	1.3	脑出血	中	6
S3	56	男	0.8	高血压	轻	4

3.1 渐进抗阻基础阻力模糊规划器调节结果

依据上层基础阻力模糊规划器设计原则,首先按临床渐进抗阻 DeLorme 方法^[7]测出待训练 3 位病例病肌连续 10 次等张收缩所能承受最大负荷的 2/3 作为各自抗阻训练的初始值。经临床测定,S1-S3 垂直屈伸、水平外伸内展初始最大抗阻负荷分别为 6,10,13 和 5,8,12 (单位:N)。在确定初始基础阻力后,根据患肢肌力恢复水平并按照基础阻力模糊规划原则对后续训练周期的基础阻力进行调整。模糊化过程中运动轨迹平滑度变化 $\Delta\sigma_{MSD} \in [-0.1, 0.1]$, 患肢克服最大阻力变化值 $\Delta f_{RES} \in [-5, 5]$ N, 调节系数 $u_f \in [-1.5, 1.5]$ 。图 5 给出

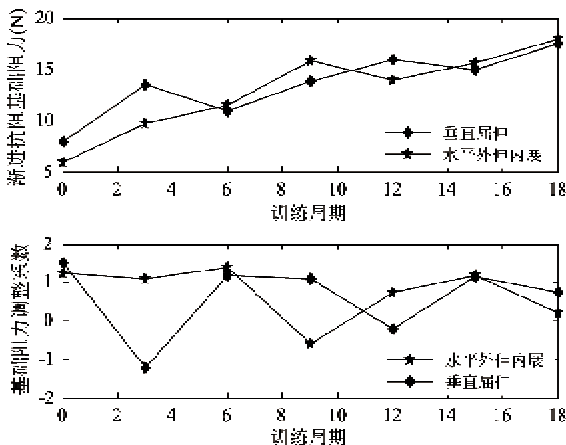
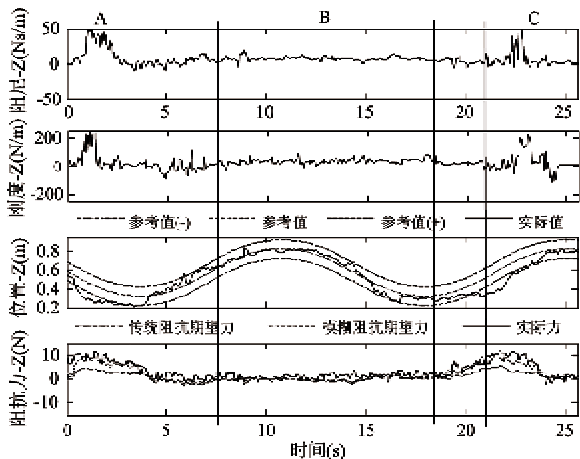


图 5 渐进抗阻基础阻力及修正系数调整

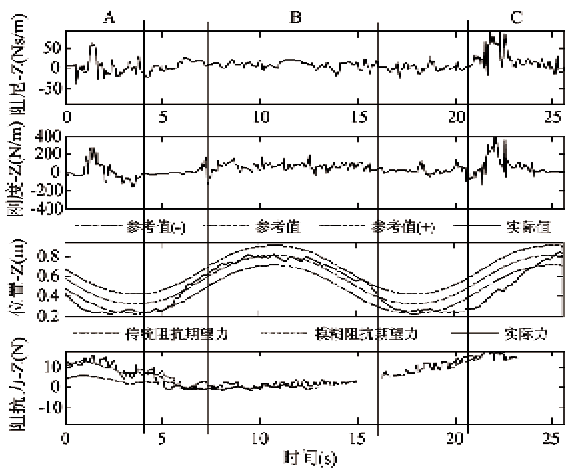
了一例患者在 18 周期抗阻训练过程中基础阻力及对应系数模糊调节结果。依据控制器设计原则分析图示结果可知,如果所设置的基础阻力导致患肢的运动协调能力下降,则表明基础阻力设定值偏大,此时基础阻力调节系数会相应减小;反之,基础阻力调节系数自适应地增加。

3.2 模糊自适应阻抗力控制器调节结果

在确定每个训练周期基础阻力后,根据训练过程中肌力变化对患肢与机器人之间的相互作用力做进一步调整。模糊阻抗控制器目标阻抗变化量分别取为 $\Delta B_d \in [-30, 30]$ (Ns/m), $\Delta K_d \in [-60, 60]$ (N/m)。传统阻抗控制器目标阻尼和刚度分别设置为 5Ns/m 和 25N/m。通过反复实验,PD 力控制器比例、微分增益分别取为 45 和 135 时能较好地实现对期望阻抗力的跟踪控制。为更好地对不同条件下两种控制器的力调整效果进行比较,选取实际运动轨迹尽可能相近的实验结果进行分析。图 6(a)和图 6(b)分别给出了一例患者在 $u_f = 1.4$ 且 $f_{ini} = 8$ N



(a) $u_f = 1.25$, $f_{ini} = 8$ N



(b) $u_f = 1.1$, $f_{ini} = 13.5$ N

图 6 垂直屈伸渐进抗阻肌力训练力调整

及 $u_f = 1.1$ 且 $f_{ini} = 13.5\text{ N}$ 条件下完成垂直屈/伸运动时两种阻抗力控制器对接触力的调整结果。图 7(a)和图 7(b)分别给出了在 $u_f = 1.1$ 且 $f_{ini} =$

9.7 N 及 $u_f = 1.4$ 且 $f_{ini} = 11.5\text{ N}$ 条件下完成水平外伸/内展抗阻训练时两种阻抗力控制器对接触力的调整情况。

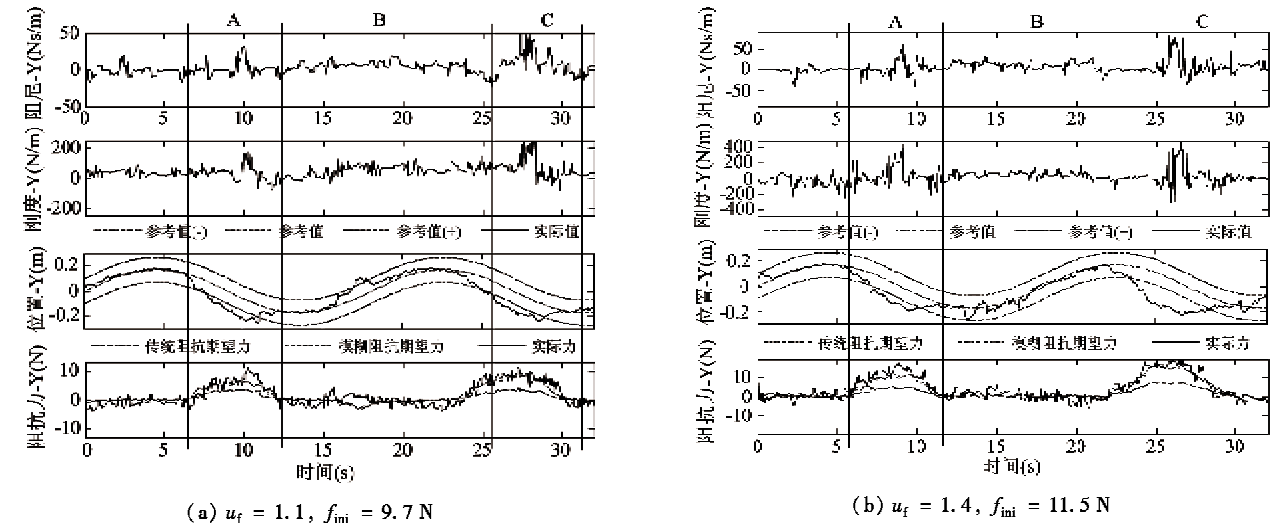


图 7 水平外伸内展渐进抗阻肌力训练力调整

综合分析图 6 和图 7。首先,比较图 6(a)和图 7(a)-A/C 与图 6(b)和图 7(b)-A/C 中对应患肢刚度和阻尼参数估计值。可以看出,在完成近似相同的抗阻运动时,后者阻抗参数估计值明显要比前者大,这是因为后者除了要克服因轨迹偏差而产生的阻抗控制力作用外,其所克服的基础肌力要大于前者。其次,当病肌刚度和阻尼参数估计值连续超过事先设定的阈值之后,模糊阻抗控制器开始调整 WAM 末端与患肢之间的目标阻抗,进而调节相互作用力。由图可以看出,模糊阻抗控制器所产生的目标阻力要大于传统阻抗控制器所产生的目标阻力,具体比较结果如表 3 和表 4 所示。进一步分析可知,在 PD 力跟踪控制器作用下,机器人末端产生的实际阻力基本能较好地跟踪模糊控制器产生的目标阻力。最后,分析图 6(a)和图 7(a)-B 与图 6(b)和图 7(b)-B,当患肢实际运动接近目标轨迹时,两种控制器几乎都没有施加阻力,此时病肌仅在各自的基础阻力作用下进行抗阻训练,对应的病肌刚度和阻尼参数估计值收敛到一个固定值。

垂直 屈曲/伸展	$u_f = 1.25, f_{in} = 8\text{ N}$		$u_f = 1.1, f_{in} = 13.5\text{ N}$	
	A	C	A	C
模糊阻抗(N) (目标/实际)	10.2/9.8	11.8/11.2	13.1/12.4	16.3/15.8
传统阻抗(N)	4.6	5.5	5.7	7.3

表 4 水平外伸内展两种阻抗控制器最大目标/实际阻力比较

水平 外伸/内展	$u_f = 1.1, f_{in} = 9.7\text{ N}$		$u_f = 1.4, f_{in} = 11.5\text{ N}$	
	A	C	A	C
模糊阻抗(N) (目标/实际)	6.7/8.3	10.1/11.3	12.1/14.2	16.5/18.1
传统阻抗(N)	3.6	3.7	4.9	7.7

3.3 临床肌力评估结果

根据临床肌力评定方法^[11],选取训练后的病肌连续 10 次等张收缩所能承受最大负荷作为肌力康复评价指标,对 S1-S3 在本文所提模糊自适应阻抗力监督控制方法作用下的临床治疗效果进行评估,整个评估过程由康复医师依据临床肌力测量方法进行测定。图 8 给出了 S1- S3 在为期 8 周的肌力增强

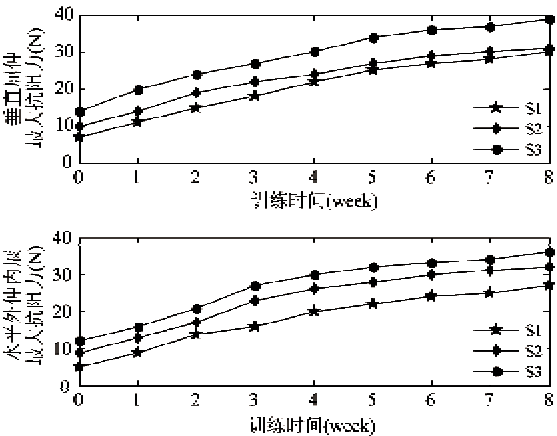


图 8 垂直屈伸、水平外伸内展抗阻能力评估

抗阻训练过程中各自肌力的康复评估结果。由图可以看出,经过一段时间抗阻训练后,垂直平面内患肢屈伸肌力 S1-S3 分别增加到 31N、32N、39N;水平外伸内展肌力变化 S1 为[7,27]N,S2 为[9,32]N,S3 为[12,36]N。分析上述评估结果,三例患者在阻抗力监督控制器作用下,肌力均得到不同程度的提高。

4 结 论

本文用一种新的模糊自适应阻抗力监督控制方法构建了机器人辅助上肢渐进抗阻运动控制系统。系统运用所提方法分别构建了上层渐进抗阻基础阻力模糊规划器和下层模糊自适应阻抗力控制器。运用 WAM Arm 机器人构建了临床康复实验系统并选取 3 例偏瘫患者进行了为期 8 周的临床肌力增强训练,实验结果表明:(1)上层基础阻力模糊规划器能较好地根据患肢在抗阻运动过程中的运动协调能力和所能克服的最大阻力规划出每个训练周期的基础阻力;(2)下层模糊自适应阻抗力控制器能较好地根据患肢训练过程中肌力的变化对患肢同机器人之间的相互作用力做进一步的调整。

参考文献

- [1] Crespo L M, Reinkensmeyer D J. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009, 6(20): 1-15
- [2] Krebs H I, Hogan N, Aisen M L, et al. Robot-aided neuro-rehabilitation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, 1998, (6): 75-87
- [3] Akdoğan E, Taçgin E, Adli M A. Knee rehabilitation using an intelligent robotic system. *Journal of Intelligent Manufacturing*, 2009, 20: 195-202
- [4] Veneman J F, Kruidhof R, Hekman EEG, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Trans. Neural Syst Rehabil Eng.*, 2007, 15(3): 379-385
- [5] Frisoli A, Salsedo F, Bergamasco M, et al. A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2009, 6: 115-126
- [6] 张力勋,杨勇,张今瑜等.手臂康复机器人阻抗控制实验研究. *哈尔滨工程大学学报*, 2008, 29(1): 69-72
- [7] 纪树荣. *运动疗法技术学*. 北京:华夏出版社, 2005
- [8] Mallapragada V, Erol D, Sarkar N, et al. A new method of force control for unknown environments. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 2007, 4(3): 313-322
- [9] Xu G Z, Song A G, Li H J. Control system design for an upper-limb rehabilitation robot. *Adv Robotics*, 2011, 25(1): 229-251
- [10] Song A G, Wu J, Qin G, et al. A novel self-decoupled four degree-of-freedom wrist force/torque sensor. *Measurement*, 2007, (40): 883-891
- [11] 恽晓平. *康复疗法评定学*. 北京:华夏出版社, 2005

Robot-assisted upper-limb anti-resistance movement control and its clinical experimental study

Xu Guozheng*, Song Aiguo**, Cui Jianwei**, Li Huijun**, Liang Zhiwei*, Xu Baoguo**, Pan Lizheng**

(* College of Automation, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210046)

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

Abstract

A robot-assisted upper-limb anti-resistance movement control system was designed using a new fuzzy adaptive impedance force supervisory control method to solve the problem that the resistive force can not be real-time regulated with the recovery level of the impaired limb's muscle strength in progressive anti-resistance training. The system uses a high-level initial resistive force fuzzy regulator to obtain the initial resistive force for each training process based on the evaluation of the impaired limb's recovery level, and then uses its fuzzy adaptive impedance force controller to further adjust the interactive force between the robot and the impaired limb. The clinical experiment was conducted on the Barrett four degree of freedom WAM Arm and the results verify the effectiveness and potentialities of the system's control strategy.

Key words: rehabilitation robot, progressive anti-resistance, supervisory control, fuzzy logic