

# 上肢康复机器人模糊自适应交互控制研究

单泉, 张顺, 黄建聪, 陈砚

(东北大学秦皇岛分校 控制工程学院, 河北 秦皇岛 066004)

**摘要:** 为解决脑卒中患者在主动康复训练过程中因患者个体差异导致的训练强度不足或过强问题, 提出了一种基于模糊规则的上肢康复机器人自适应交互控制系统. 针对不同病情患者的肌力差异, 设计模糊自适应阻抗控制器. 控制器基于人机交互力和系统误差, 利用模糊推理对阻尼和刚度系数进行自适应调节, 改变训练强度, 实现康复机器人按需辅助控制. 为保证康复训练过程中运动轨迹的准确跟踪, 设计GA-FuzzyPID控制器, 基于改进遗传算法对模糊规则隶属度函数和规则库进行优化, 降低康复机器人轨迹跟踪误差. 基于Matlab/Simulink对系统进行轨迹跟踪和自适应阻抗控制仿真实验. 结果表明, 轨迹跟踪实验中, GA-FuzzyPID控制器的轨迹误差相较于PID控制器和FuzzyPID控制器分别降低了55.9%和34.0%, 有效提高了轨迹跟踪精度; 自适应阻抗控制实验通过与固定阻抗方法进行对比, 验证了所提自适应交互控制系统的有效性和可行性.

**关键词:** 上肢康复机器人; 阻抗控制; 模糊规则; 遗传算法; 自适应控制

中图分类号: TP 242; TP 391.9 文献标志码: A 文章编号: 1005-3026(2024)07-0974-10

## Research on Fuzzy Adaptive Interactive Control of Upper Limb Rehabilitation Robots

SHAN Quan, ZHANG Shun, HUANG Jian-cong, CHEN Yan

(School of Control Engineering, Northeastern University at Qinhuangdao, Qinhuangdao 066004, China.  
Corresponding author: SHAN Quan, E-mail: shanquan@neuq.edu.cn)

**Abstract:** An adaptive interactive control system based on fuzzy rules for upper limb rehabilitation robots is proposed to address the insufficient or excessive training intensity during active rehabilitation exercises for stroke patients due to their individual differences. According to the difference of muscle strength of patients with different conditions, a fuzzy adaptive impedance controller is designed, which adjusts the damping and stiffness coefficients adaptively with fuzzy inference based on human-machine interaction forces and system errors, altering the training intensity to achieve on-demand assistive control for rehabilitation robots. Additionally, to ensure accurate tracking of the motion trajectory during rehabilitation training, a GA-FuzzyPID controller is designed to optimize the fuzzy rule membership functions and rule base according to an improved genetic algorithm, thereby reducing the trajectory tracking error of rehabilitation robots. Finally, trajectory tracking and adaptive impedance controlling simulation experiments are conducted for the system based on Matlab/Simulink. The results show that in the trajectory tracking experiment, the trajectory error of GA-FuzzyPID controller is reduced by 55.9% and 34.0% respectively compared with PID controller and FuzzyPID controller, which effectively improves the trajectory tracking accuracy. Compared with the fixed impedance method, the adaptive impedance control experiment verifies the effectiveness and feasibility of the proposed adaptive interactive control system.

**Key words:** upper limb rehabilitation robot; impedance control; fuzzy rule; genetic algorithm; adaptive control

随着人口老龄化加剧,由脑卒中引起的肢体功能丧失人群逐渐增加,脑卒中患者的术后康复治疗引起了广泛关注.近年来,随着机器人技术的飞速发展,其在康复领域得到了广泛应用.相较于传统训练模式,康复机器人能够准确实现训练动作,并实时监测反馈患者情况,提高了康复训练的效率和针对性.Zhang 等<sup>[1]</sup>研制的 EULRR 型末端牵引式上肢康复机器人,能够同时对两侧手臂进行康复训练,提高了康复效率;苗青等<sup>[2]</sup>研制的双边末端台式机器人能够对人体进行上肢双边协调训练,提高了上肢康复训练效果.

现阶段,机器人康复训练主要基于阻抗控制进行实现,阻抗控制由 Hogan<sup>[3]</sup>于 1984 年提出,因其有效解决了机器人与环境间的交互问题,在康复机器人中得到广泛应用.Akdoğan 等<sup>[4]</sup>使用混合阻抗控制完成了上肢康复机器人系统设计;Jamwal 等<sup>[5]</sup>通过阻抗控制实现了踝关节并联机器人的主动控制;Khoshdel 等<sup>[6]</sup>提出了一种基于 sEMG 的阻抗控制方法,并通过实验验证了其可行性.但是,通过研究<sup>[7-8]</sup>发现,脑卒中后,患者会出现不同程度肌无力症状,这导致基于传统固定阻抗控制的主动康复训练难以有效适应不同患者的肢体情况,无法满足不同病情患者的差异需求.为此,本文将模糊规则与阻抗控制相结合,设计模糊自适应阻抗控制器,使康复机器人能够根据患者肌力情况对阻抗系数进行自适应调节,实现康复机器人按需辅助控制.

同时,由于康复机器人与人体的交互,基于模型的传统控制器难以在交互中提供精确控制<sup>[9]</sup>.多项研究表明,将模糊规则与传统控制方法相结合<sup>[10-11]</sup>,能够有效提高康复机器人轨迹跟踪能力,实现康复训练稳定精确控制.Jiang 等<sup>[12]</sup>针对下肢康复机器人设计了一种基于模糊 PID 控制方法的控制系统,实现对康复训练的稳定精确控制;Wang 等<sup>[13]</sup>引入智能模糊算法建立模糊自适应 PID 控制器,改善系统动态特性,并通过仿真验证了该理论的可行性.但是,上述系统采用的模糊规则多是依靠以往控制经验制定的,具有较强主观性,这导致系统难以达到最优控制效果.为此,本文采用改进遗传算法优化 FuzzyPID 控制器隶属度函数及规则库,获取系数最优解,降低轨迹跟踪误差,实现康复机器人康复训练运动轨迹的准确跟踪.

## 1 上肢康复机器人设计

### 1.1 上肢康复机器人模型

在解剖学中对人体上肢划分为肩部、肘部及

腕部三部分,本文所研究的上肢康复机器人主要实现肩肘 4 个自由度的康复训练,如图 1 所示,分别为肩关节屈曲/伸展、外展/内收、旋外/旋内运动以及肘关节屈曲/伸展运动.

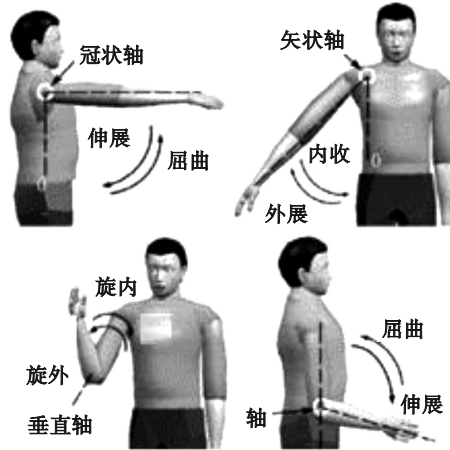


图 1 肩肘关节运动示意图

Fig. 1 Schematic diagram of shoulder and elbow joint movement

为避免上肢康复机器人在带动患者上肢进行康复训练时超出患者关节最大活动范围而导致患肢二次伤害,在进行上肢康复机器人控制系统设计时,需分别针对人体上肢肩肘关节的具体运动范围限定上肢康复机器人的最大允许活动范围.基于文献<sup>[14]</sup>获得的肩、肘关节活动范围如表 1 所示.

表 1 肩肘关节活动范围

Table1 Range of shoulder and elbow joint motion		
关节	运动类型	角度/(°)
肩关节	屈曲	0~180
	伸展	0~50
	外展	0~60
	内收	0~45
肘关节	旋外	0~80
	旋内	0~100
	屈曲	0~145
	伸展	0~5

上肢康复机器人模型如图 2 所示,由平面运动和翻转运动两部分组成.平面运动部分由伺服电机、滚珠丝杠、末端执行器和多组光轴组成,工作原理为伺服电机通过联轴器驱动滚珠丝杠使光轴配合十字滑块带动末端执行器进行移动,患者通过连接末端执行器进行肩关节屈曲/伸展、外展/内收、旋外/旋内康复训练;翻转运动部分主要由电动推杆组成,工作原理为通过改变电动推杆伸长量使翻转平台沿转动轴进行不同角度的翻

转,实现肘关节屈曲/伸展康复训练. 上肢康复机器人样机及患者人机交互演示如图 3 所示.

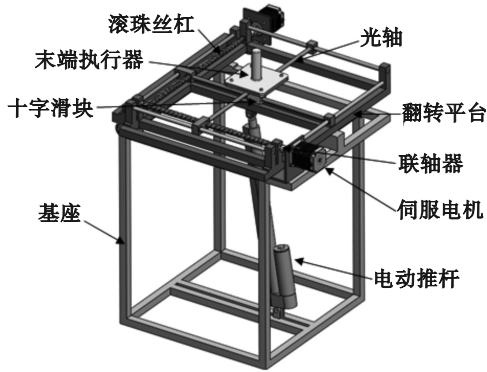


图 2 上肢康复机器人模型

Fig. 2 Upper limb rehabilitation robot model

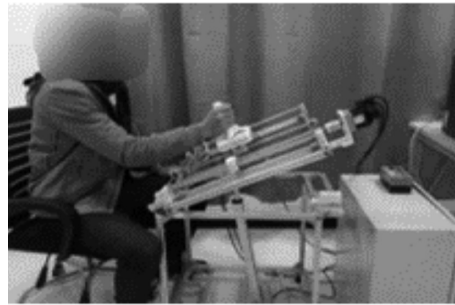
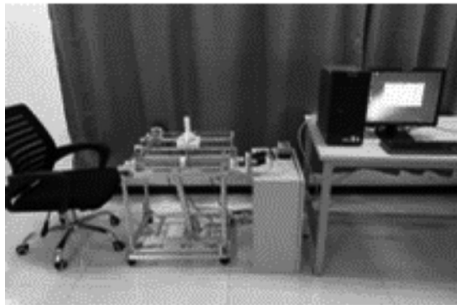


图 3 上肢康复机器人样机及人机交互演示

Fig. 3 Upper limb rehabilitation robot prototype and human-machine interaction demonstration

$$\begin{aligned}
 A^B &= \begin{bmatrix} X_A \\ Y_A \\ Z_A \end{bmatrix}, B^m = \begin{bmatrix} x_A \\ y_A \\ z_A \end{bmatrix}, B^B = \begin{bmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \end{bmatrix}, \\
 O^B &= \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ h \end{bmatrix}, R_m^B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix}, \\
 B^B &= R_m^B B^m + O^B. \tag{1}
 \end{aligned}$$

式中:  $R_m^B$  是坐标系  $\{m\}$  到  $\{B\}$  的旋转变换矩阵.

$B^m$  和  $A^B$  可表示为

$$B^m = \begin{bmatrix} 0 \\ l \\ 0 \end{bmatrix}, A^B = \begin{bmatrix} 0 \\ L \\ 0 \end{bmatrix}. \tag{2}$$

$R_m^B$  可表示为

$$R_m^B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix}. \tag{3}$$

由式(1)求得

$$B^B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ l \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ h \end{bmatrix}. \tag{4}$$

推杆长度  $S$  表达式为

### 1.2 上肢康复机器人正运动学分析

由于末端牵引式康复机器人的康复训练过程是通过末端执行器来实现的,所以需要通过对上肢康复机器人进行正运动学分析来确定末端执行器运动轨迹与人体上肢关节转动角度的对应关系,为后续上肢康复机器人末端执行器的轨迹规划提供理论基础.

具体推导过程如下:如图 4 所示,在平面运动部分搭建动平台坐标系  $o-xyz$ ,底部搭建静平台坐标系  $O-XYZ$ ,动平台原点与转动副间距为  $l$ ,静平台与转动副间距为  $L$ ,动、静平台间距为  $h$ . 假定  $B^m$  为  $B$  点相对于坐标系  $O-XYZ$  相对坐标值,  $B^B$  为  $B$  点绝对坐标值,  $A^B$  为  $A$  点绝对坐标值. 平面绕  $x$  轴转动,转动角度为  $\alpha$ ,机器人各点坐标系如下:

$$S = |B^B - A^B| = \left[ (X_B - X_A)^2 + (Y_B - Y_A)^2 + (Z_B - Z_A)^2 \right]^{\frac{1}{2}}. \tag{5}$$

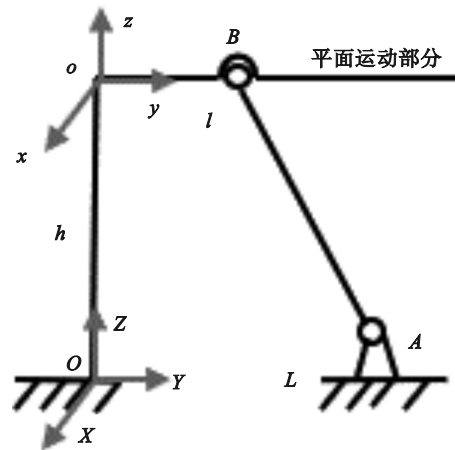


图 4 上肢康复机器人简图

Fig. 4 Schematic diagram of the upper limb rehabilitation robot

已知人体肘关节转动角度  $\alpha$  值,可求推杆长度  $S$ . 通过与初始状态推杆长度差值可得推杆长度变化量,即控制系统所需末端执行器的运动轨迹.

## 2 基于模糊规则的自适应交互控制

基于模糊规则的自适应交互控制方案如图 5 所示, 控制系统主要由两部分组成, 用于反映患者运动意图的模糊自适应阻抗控制器和进行康复机器人轨迹跟踪的 GA-FuzzyPID 控制器. 模糊自适应阻抗控制器将人机交互力  $F_c$  与位置误差  $e$ , 速度误差  $e'$  作为模糊阻抗调节器的输入, 使用

模糊推理对阻抗系数进行自适应调整, 得到反映患者肌力情况的系数调整量, 随后, 阻抗控制器根据  $F_c$  得到反映患者运动意图的轨迹调整量  $X_c$ . 其中, 通过正运动学模型可以将人体关节转动角度  $\theta_d$  转换为康复机器人末端执行器参考轨迹  $X_d$ , 与  $X_c$  生成期望轨迹  $X_r$ . 最后, GA-FuzzyPID 控制器以位置误差  $e$  和误差速率  $ec$  作为输入, 得到最优 PID 参数, 实现对康复机器人运动轨迹的准确跟踪.

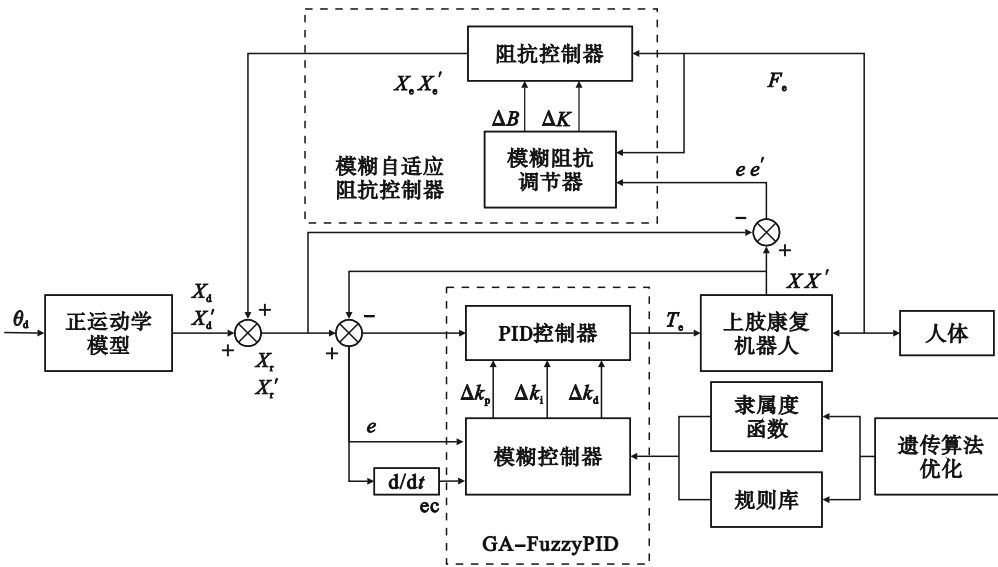


图 5 模糊自适应交互控制系统原理图

Fig. 5 Schematic diagram of the fuzzy adaptive interactive control system

### 2.1 模糊自适应阻抗控制器设计

阻抗控制器采用基于位置的阻抗控制进行设计, 表达式为

$$F_c = M(X'' - X_r'') + B(X' - X_r') + K(X - X_r). \quad (6)$$

式中:  $F_c$  表示人体手掌与康复机器人末端执行器之间的交互力;  $X_r$  表示康复机器人末端执行器期望轨迹;  $X$  表示末端执行器实际轨迹;  $M$  为惯性系数;  $B$  为阻尼系数;  $K$  为刚度系数. 其中,  $M$  反映了机器人的加速度特性, 对有较大加速度的高速运动影响较大, 对基于康复机器人的轨迹训练影响较小, 可以忽略不计. 因此, 本文主要针对阻尼系数  $B$  和刚度系数  $K$  进行研究. 将式(6)进行拉普拉斯变换得

$$X_c = \frac{F_c}{(Ms^2 + Bs + K)}. \quad (7)$$

由式(7)可知, 通过调整阻抗系数能够赋予康复机器人不同的阻抗特性, 实现不同强度的康复训练, 并且阻抗系数的改变也会使轨迹调整量  $X_c$  发生变化, 由此可知, 期望轨迹调整量的变化能够在一定程度上反映康复机器人的训练强度.

施加交互力后, 轨迹调整量偏小, 证明此时的阻抗系数偏大, 训练强度相较于患者来说过强, 需要通过减小阻抗系数来降低训练难度, 改善康复训练积极性. 同理, 当轨迹调整量偏大时, 需要通过增大阻抗系数来提高训练难度, 提高康复训练效果. 综上所述, 本文以系统误差和人机交互力作为主要依据, 模糊规则为控制基础, 构建模糊自适应阻抗控制器, 对阻抗系数进行自适应调节, 实现康复机器人按需辅助控制, 以此来满足不同病情患者的康复需求.

自适应交互控制系统模糊阻抗调节器由模糊刚度调节器和模糊阻尼调节器组成. 模糊刚度调节器根据运动轨迹偏差量和人体上肢对康复机器人施加的交互力通过模糊规则实时调整刚度系数, 模糊规则原理如图 6 所示; 同理, 模糊阻尼调节器根据运动速度偏差量和交互力实时调整阻尼系数.

模糊刚度调节器设计中, 将控制系统轨迹误差量  $e$  和交互力  $F_c$  作为系统输入, 使用隶属度值法对输入量进行模糊化处理, 其中, 隶属度函数

采用高斯型函数,分5级进行调节,设定为负大、负小、零、正大、正小,用NL,NS,ZE,PS,PL表示,模糊化后的输入量经模糊推理得到刚度系数变化量 $\Delta K$ 模糊值,其中模糊推理的规则库数据如表2所示.最后,对 $\Delta K$ 模糊值进行解模糊操作,解模糊采用面积重心法式(8),输出刚度系数变化量 $\Delta K$ 精确解,求得自适应阻抗控制最优刚度参数 $K^*$ .

$$v_o = \frac{\int_v v u_v(v) dv}{\int_v u_v(v) dv} \quad (8)$$

式中: $v_o$ 为解模糊操作后输出的精确解; $V$ 为解模糊操作隶属度函数中的某一点; $u_v(v)$ 为解模糊操作第 $v$ 处的隶属度函数值.

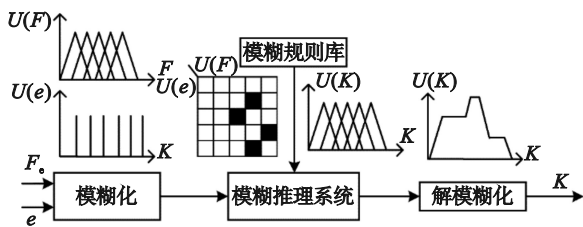


图6 模糊规则原理图

Fig. 6 Fuzzy rule schematic

表2 刚度参数模糊规则表

Table2 Fuzzy rule table of stiffness parameters

$e$	$F_e$				
	NL	NS	ZE	PS	PL
NL	NL	NL	NS	ZE	ZE
NS	NL	NS	NS	ZE	PS
ZE	NS	NS	ZE	PS	PS
PS	NS	ZE	PS	PS	PL
PL	ZE	ZE	PS	PL	PL

同理,在模糊阻尼调节器设计中,将控制系统速度误差 $e'$ 和交互力 $F_e$ 作为输入量,使用隶属度值法对其进行模糊化处理并分成5级调节,随后经模糊推理得到阻尼系数变化量 $\Delta B$ 的模糊值,阻尼参数模糊规则库数据如表3所示.最后,将 $\Delta B$ 进行解模糊操作求得自适应阻抗控制最优阻尼参数 $B^*$ .

### 2.2 GA-FuzzyPID控制器设计

在上肢康复机器人轨迹跟踪控制中,使用FuzzyPID控制器的控制系统较传统PID控制器运动轨迹跟踪误差有所降低,但采用主观经验法选取的模糊控制规则具有一定局限性,难以获取系数最优解.针对上述问题,本文采用改进遗传算法对模糊规则中的隶属度函数及模糊规则库

进行迭代优化,生成PID参数最优解,GA-FuzzyPID控制器利用最优PID参数值,实现康复训练运动轨迹的准确跟踪.本文遗传算法优化模糊规则流程如图7所示.

表3 阻尼参数模糊规则表

Table3 Fuzzy rule table of damping parameters

$e'$	$F_e$				
	NL	NS	ZE	PS	PL
NL	NL	NS	NS	ZE	PS
NS	NL	NS	NS	ZE	PS
ZE	NS	ZE	ZE	PS	PL
PS	NS	ZE	PS	PS	PL
PL	NS	PS	PS	PL	PL

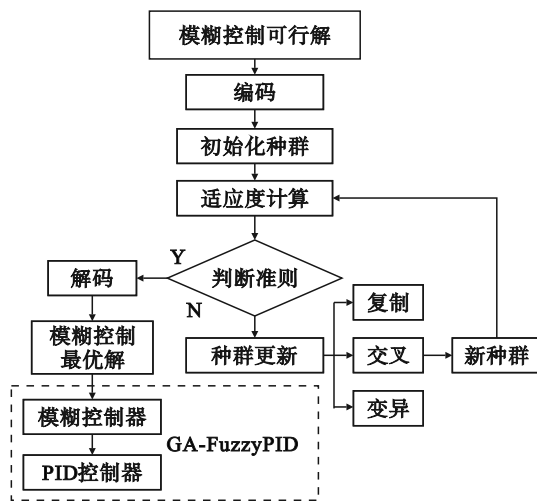


图7 遗传算法优化模糊规则流程图

Fig. 7 Flowchart of fuzzy rule optimization by genetic algorithm

1) 模糊规则可行解:如图8所示,设定GA-FuzzyPID控制器隶属度函数为三角形函数,将函数底边宽度和模糊规则库作为遗传算法可行解.由GA-FuzzyPID控制器模糊规则可知,隶属度函数包含轨迹跟踪误差 $e$ ,误差率 $ec$ ,比例系数 $k_p$ ,积分系数 $k_i$ 及微分系数 $k_d$ ,每组隶属度函数分5个等级对系统输入量进行调节,设为NL,NS,ZE,PS,PL,可行解数量总计25;由PID控制器参数及隶属度函数分级可知,模糊规则库包含 $k_p, k_i, k_d$ 三组,GA-FuzzyPID控制器可行解数量总计100,即迭代种群中单个个体基因数量为100.

2) 编码:针对控制器可行解过多、数据过于冗长的问题,本文采用实数制对可行解进行编码,规定可行解编码范围为 $[1, 5]$ ,定义模糊规则隶属度函数等级NL=1, NS=2, ZE=3, PS=4, PL=5.

3) 初始化种群:为防止种群规模太小导致精

度不足或种群规模太大而导致算法性能下降,因此通过实验总结得出初始种群个体数  $size=30$ , 并且由上述模糊规则可行解可知, 设定个体基因数量  $code=100$ , 通过随机选取范围  $[1, 5]$  的整数对个体基因进行赋值, 随机形成初始种群。

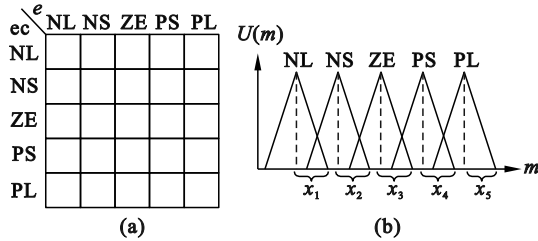


图 8 模糊规则

Fig. 8 Fuzzy rules

(a) 模糊规则库; (b) 隶属度函数。

4) 适应度计算: 选用 ITAE 指标作为此次优化的适应度函数. ITAE 是系统轨迹误差绝对值乘以时间项对时间的积分, 既可以体现轨迹误差的大小, 又能体现误差收敛速度。

$$ITAE = \int_0^{\infty} t |e(t)| dt. \quad (9)$$

5) 判断准则: 当种群中出现最优个体时, 算法停止迭代, 并对编码基因进行解码得到最优解. 本文选用轨迹误差绝对值的最大值作为迭代终止标准:

$$\max |e| \begin{cases} \leq \varepsilon, \\ > \varepsilon. \end{cases} \quad (10)$$

当  $\max |e| \leq \varepsilon$  时系统输出最优解,  $\max |e| > \varepsilon$  时, 进行种群更新操作。

6) 种群更新: 当初代种群中没有最优个体时, 系统需要通过复制、交叉、变异操作生成新一代种群, 迭代循环寻找最优个体. 其中, 交叉概率  $P_c$  和变异概率  $P_m$  会直接影响算法的收敛性.  $P_c/P_m$  较小时, 种群产生新个体的概率会降低, 容易使算法陷入局部最优解, 无法逼近最优解; 当  $P_c/P_m$  过大时, 优良个体在种群的保留率会降低. 针对此问题, 本文决定使用自适应遗传方法对种群进行更新, 并根据当前种群的适应度值来决定交叉和变异概率的大小, 提高迭代寻优效果。

$$P_c = \begin{cases} P_{c1} - \frac{(P_{c1} - P_{c2})(f' - f_{avg})}{f_{max} - f_{avg}}, & f' \geq f_{avg}; \\ P_{c1}, & f' < f_{avg}. \end{cases} \quad (11)$$

$$P_m = \begin{cases} P_{m1} - \frac{(P_{m1} - P_{m2})(f - f_{avg})}{f_{max} - f_{avg}}, & f \geq f_{avg}; \\ P_{m1}, & f < f_{avg}. \end{cases} \quad (12)$$

式中:  $f_{max}$  为种群最大适应度值;  $f_{avg}$  为种群平均适

应度值;  $f'$  为交叉两个个体中较大适应度值;  $f$  为变异个体的适应度值;  $P_{c1}, P_{c2}, P_{m1}, P_{m2}$  为种群设定值。

复制: 复制操作是从上代种群以一定概率选取优良个体组成新种群, 繁殖得到下代个体. 个体被选中概率与适应度值有关, 适应度值越高, 被选中概率越大. 本文以 ITAE 指标为基准, 将种群中个体 ITAE 排序, 并通过玻尔兹曼方法进行选择:

$$P(i) = \frac{e^{b \cdot f_i}}{Z}, \quad (13)$$

$$Z = \sum_{i=1}^n e^{b \cdot f_i}. \quad (14)$$

式中:  $f_i$  为第  $i$  个个体的适应度值;  $b$  为玻尔兹曼选择器选择强度参数,  $b > 0$  时, 增大具有高适应度值的个体被选中概率;  $b < 0$  时, 则降低概率;  $b = 0$  时, 所有个体选择概率均为  $1/N$ 。

交叉: 选用多点交叉法, 从旧种群中随机选取两个个体, 随机选取串联基因多点  $\alpha_i \in [2, 99]$  进行交换, 生成新个体并保存到下代种群。

变异: 为防止遗传算法在迭代优化过程中陷入局部最优解, 在迭代过程中, 需对迭代种群个体进行变异操作. 本文选用多点变异方法, 随机选取个体中某个或多个基因  $\beta_i \in [1, 100]$ , 对其进行变异操作, 变异值为  $[1, 5]$ , 变异后子代保留至下一种群。

7) 解码: 判断准则得到最优个体后, 将编码产生的个体进行解码操作, 生成遗传算法最优解。

### 3 仿真结果与分析

基于 Matlab/Simulink 的控制系统仿真模型如图 9 所示, 系统利用轨迹规划模块设定参考轨迹, 并通过运动控制模块作用于康复机器人模型, 最后由示波器模块显示康复机器人模型末端执行器的运动轨迹及轨迹误差. 其中模糊控制器根据误差及速率对 PID 参数进行调节. 模糊调节器根据误差和交互力对阻抗系数进行调整, 并通过阻抗控制器输出轨迹调整量, 实现自适应控制。

#### 3.1 轨迹跟踪仿真实验

使用改进遗传算法迭代得到的最优隶属度函数及模糊规则库如图 10 和表 4~表 6 所示, 将改进遗传算法与传统遗传算法进行对比, 迭代对比结果如图 11 所示, 与传统遗传算法相比, 改进遗传算法在第 5 次迭代时得到种群最优解, 迭代收

收敛速度优于传统遗传算法,并且通过第 10 次迭代后的 ITAE 指标可以得出,传统遗传算法在此次迭代中出现了局部最优解情况,无法收敛得到最优解。

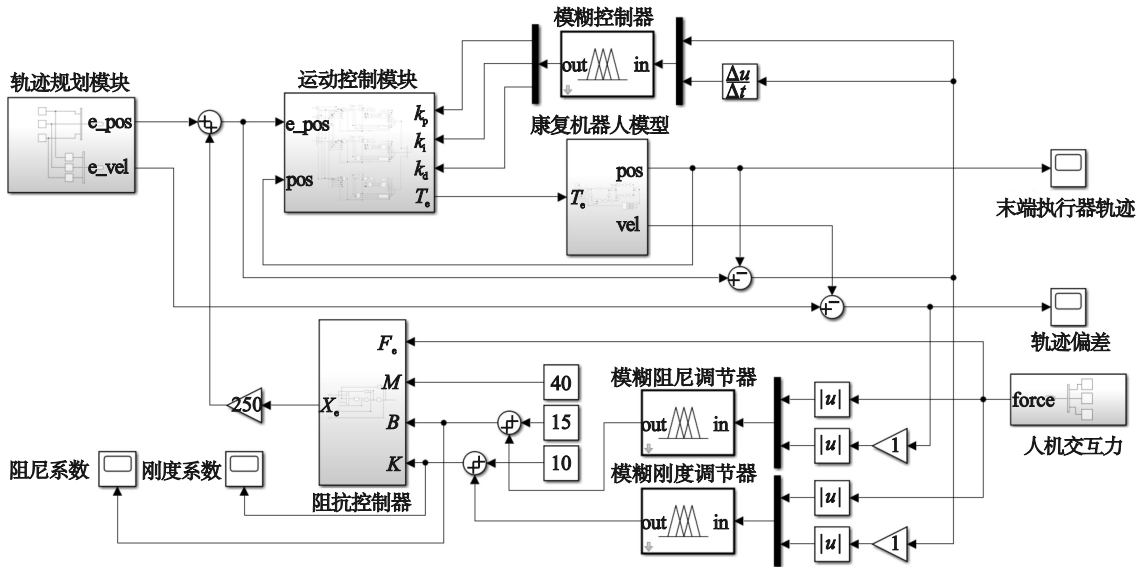


图 9 自适应交互控制系统仿真模型

Fig. 9 Simulation model of the adaptive interactive control system

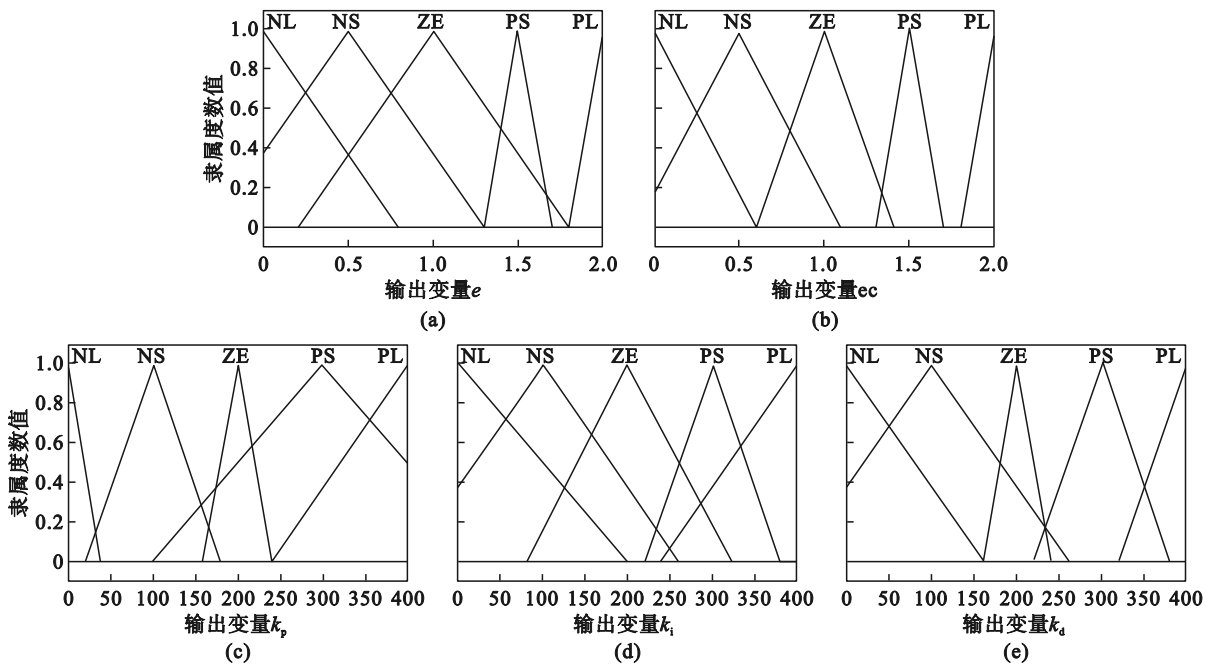


图 10 最优隶属度曲线

Fig. 10 Optimal membership curves

(a)— $e$ ; (b)— $ec$ ; (c)— $k_p$ ; (d)— $k_i$ ; (e)— $k_d$ .

表 4  $k_p$  模糊规则库  
Table 4  $k_p$  fuzzy rule base

ec	e				
	NL	NS	ZE	PS	PL
NL	ZE	PL	PL	ZE	NL
NS	PS	NL	ZE	PL	PL
ZE	PS	PS	NS	ZE	PS
PS	NL	NS	ZE	PS	PS
PL	NL	NS	ZE	ZE	ZE

表 5  $k_i$  模糊规则库  
Table 5  $k_i$  fuzzy rule base

ec	e				
	NL	NS	ZE	PS	PL
NL	NS	PS	NS	ZE	PL
NS	NL	ZE	NL	PS	PL
ZE	ZE	PS	ZE	NS	NL
PS	PS	PS	PS	NS	PL
PL	PS	PL	PL	PL	PS

表 6  $k_d$  模糊规则库  
Table 6  $k_d$  fuzzy rule base

ec	e				
	NL	NS	ZE	PS	PL
NL	NS	PS	PL	ZE	PL
NS	NS	NS	PS	NS	PL
ZE	NL	ZE	PS	PS	NS
PS	PS	PS	ZE	ZE	ZE
PL	ZE	PL	PS	ZE	NS

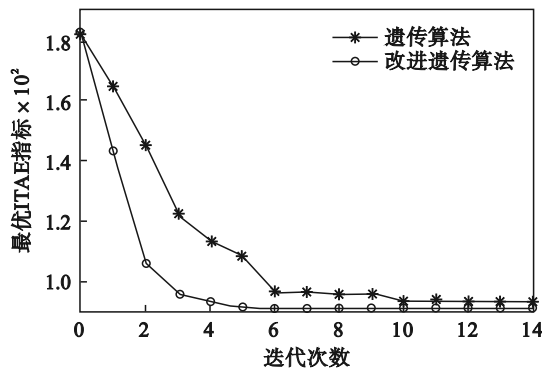


图 11 遗传算法迭代对比

Fig. 11 Iterative comparison of genetic algorithms

为验证 GA-FuzzyPID 控制器的轨迹跟踪控制性能, 本文通过 Matlab/Simulink 对其进行轨迹跟踪仿真实验, 将 GA-FuzzyPID 控制器与 PID 控制器、FuzzyPID 控制器进行运动轨迹跟踪对比, 仿真结果如图 12, 图 13 所示. 由图 13 得, PID 控制器最大轨迹跟踪误差为 0.752 mm, FuzzyPID 误差为 0.503 mm, GA-FuzzyPID 误差为 0.332 mm. 通过误差对比可知, GA-FuzzyPID 控制器误差相较于 PID 控制器降低了 55.9%, 相较于 FuzzyPID 控制器降低了 34.0%, 有效实现了运动轨迹的准确跟踪.

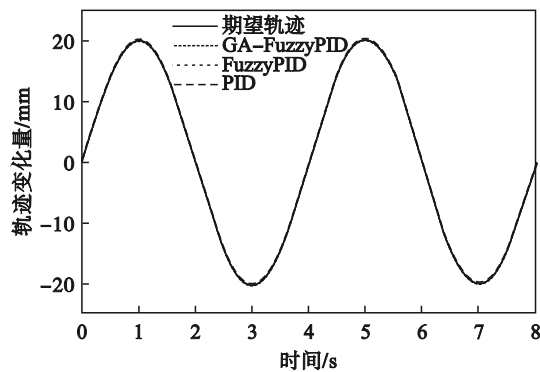


图 12 轨迹跟踪曲线

Fig. 12 Trajectory tracking curve

本文引入多种控制系统性能指标, 对上述 3 种控制器性能进行对比, 结果如表 7 所示.

其中: ISE 为平方误差积分准则, 用于评价控制系统响应速度; ITSE 为时间乘平方误差积分准则, 用于评判瞬态响应后期误差; ITAE 用于评判瞬态响应的振荡. 由表 7 可知, GA-FuzzyPID 控制器的性能指标均小于 PID 控制器和 FuzzyPID 控制器的性能指标, 表明 GA-FuzzyPID 的控制性能最优, 自适应交互控制系统能够实现康复机器人主动训练运动轨迹的精确跟踪.

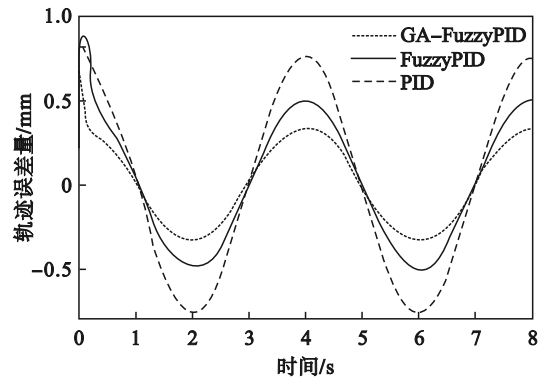


图 13 轨迹跟踪误差

Fig. 13 Trajectory tracking error

表 7 控制器性能指标  
Table 7 Controller performance indicators

控制器	性能指标			
	$\max( e )$	ISE	ITSE	ITAE
PID	0.752	3.343	20.24	34.37
FuzzyPID	0.503	1.568	8.982	22.89
GA-FuzzyPID	0.332	0.685	3.991	15.26

控制器性能指标公式:

$$ISE = \int_0^{\infty} [e(t)]^2 dt, \quad (15)$$

$$ITSE = \int_0^{\infty} t[e(t)]^2 dt, \quad (16)$$

### 3.2 自适应阻抗控制仿真实验

实验通过模拟两种脑卒中极端肌力情况来自适应交互控制系统进行分析验证. 如图 14 所示, 设定康复训练动作为一组肩关节伸展/屈曲. 其中, A 组重度患者人机交互力  $F_b$  的峰值为 4 N; B 组轻度患者人机交互力  $F_b$  的峰值为 12 N, 分别对两种情况进行基于固定阻抗控制和自适应阻抗控制的轨迹跟踪, 并根据期望轨迹结果来验证自适应交互控制系统的控制效果. 其中通过固定阻抗控制仿真实验得出的固定阻抗系数为:  $M_0=40, B_0=15, K_0=10$ . 自适应交互控制系统中阻抗系数设定为:  $M^*=M_0, B^*=B_0+\Delta B, K^*=K_0+\Delta K$ .

A 组仿真实验结果如图 15 所示, 固定阻抗控

制系统中,随着人机交互力的不断变化,阻抗控制器根据交互力 $F_e$ 生成轨迹调整量,使期望轨迹在参考轨迹的基础上按照患者的运动意图进行偏移,末端执行器期望轨迹的运动范围为 $[-14, 14]$ ,最大偏移量为 13 mm.施加交互力后,偏差量较小,表明此时的训练强度相较于重度脑卒中患者来说较高,系统阻抗系数过大,患者无法按照自身的运动意图进行主动康复训练,训练积极性有所降低.为此,控制系统需要通过减小阻抗系数来降低康复训练难度.由图 16 可知,自适应阻抗控制系统中,经模糊阻抗调节器调整后,阻尼系数 $B$ 和刚度系数 $K$ 的取值范围降至 $[6, 10]$ 和 $[4, 6]$ ,并且随着交互力增大而减小.由式(7)可知,在患者施加同样交互力的情况下,随着阻抗系数的减小,轨迹调整量相应增大,自适应阻抗期望轨迹的运动范围增至 $[-32, 32]$ ,最大偏移量为 31 mm,大于固定阻抗控制下轨迹偏移量,康复训练强度得到降低,脑卒中重度患者能够按照自身运动意图完成康复训练,训练积极性得到提高.

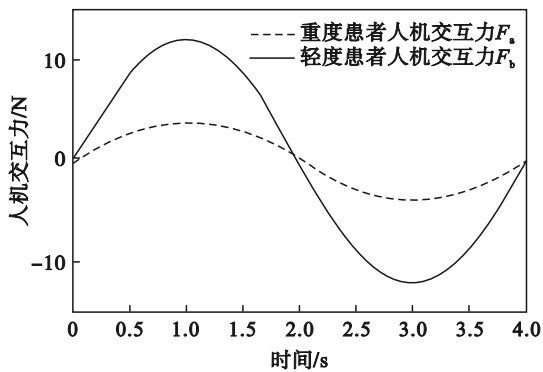


图 14 人机交互力

Fig. 14 Human-machine interaction force

同理,B组仿真实验结果如图 17 所示,固定阻抗控制系统中,阻抗控制器根据交互力 $F_e$ 生成轨迹调整量,使期望轨迹在参考轨迹的基础上按照患者运动意图进行偏移,末端执行器期望轨迹的运动范围为 $[-62, 62]$ ,最大偏移量为 58 mm.在施加交互力后,偏差量较大,表明此时的训练强度相较于轻度脑卒中患者来说较低,系统阻抗参数过小,患者无法通过主动康复训练来恢复肢体力量,康复效果减弱.为此,需要通过增大阻抗系数来提高康复训练难度.由图 18 可知,自适应阻抗控制系统中,经模糊阻抗调节器调整后,阻尼系数 $B$ 和刚度系数 $K$ 的取值范围增至 $[20, 25]$ 和 $[13, 16]$ ,并且随着交互力的增大而增大.在患者施加同样交互力的情况下,随着阻抗系数的增大,轨迹调整量相应减小,期望轨迹的运动范围减至 $[-27, 27]$ ,最大偏移量为 29 mm,小于固定阻抗控制下的偏移量,康复训练强度得到了提高,脑卒中轻度患者能够通过主动康复训练来锻炼肢体力量,康复训练效果得到改善.

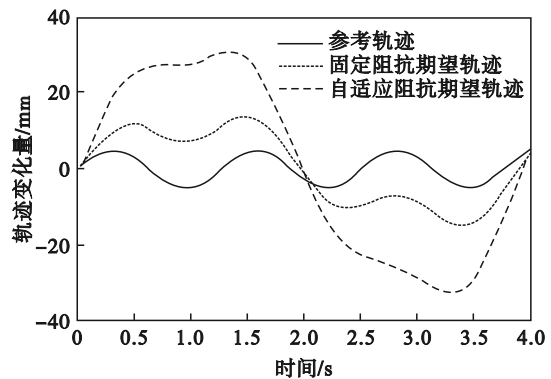


图 15 A组阻抗轨迹跟踪对比

Fig. 15 Comparison of impedance trajectory tracking of Group A

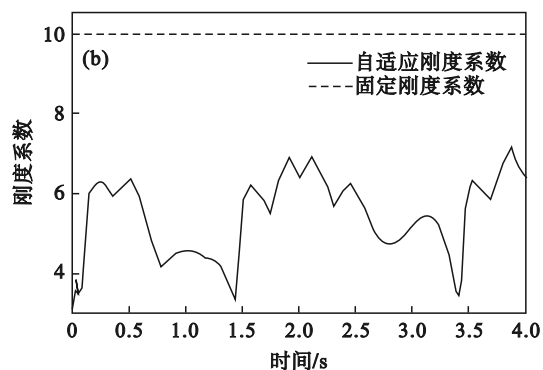
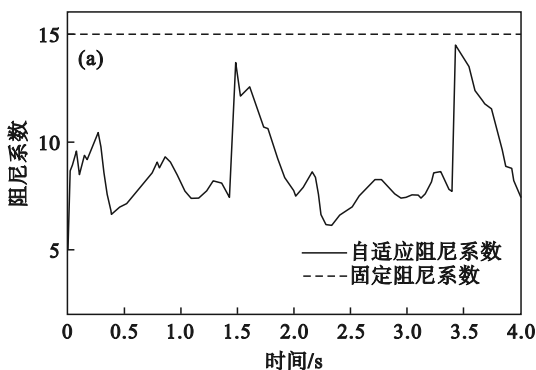


图 16 A组阻抗参数对比

Fig. 16 Comparison of impedance parameters of Group A

(a)—阻尼系数 $B$ ; (b)—刚度系数 $K$ .

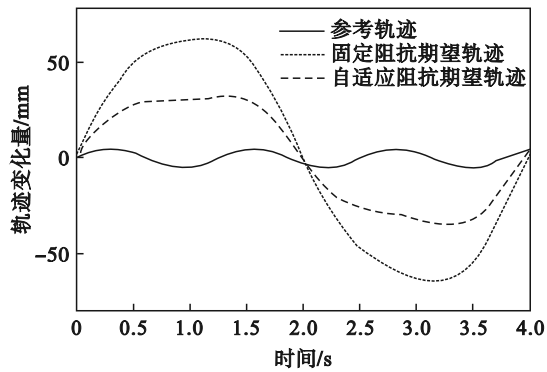


图 17 B组阻抗轨迹跟踪对比

Fig. 17 Comparison of impedance trajectory tracking of Group B

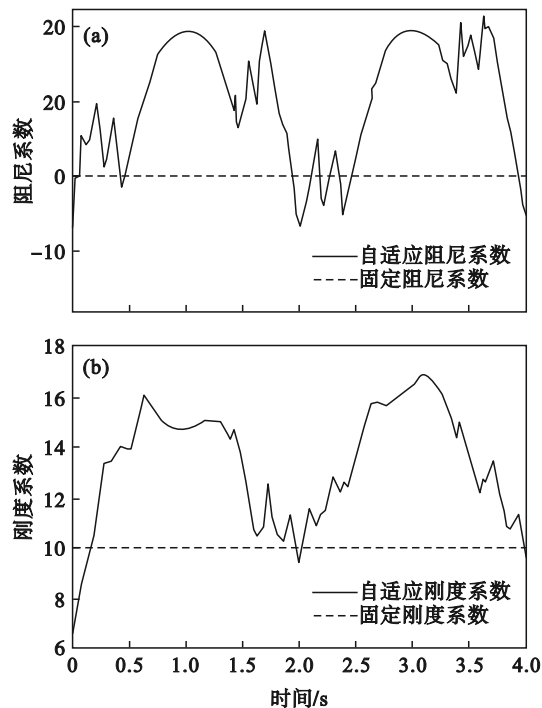


图 18 B组阻抗参数对比

Fig. 18 Comparison of impedance parameters of Group B

(a)—阻尼系数 $B$ ; (b)—刚度系数 $K$ .

综上所述,自适应交互控制系统能够通过自适应调节阻抗参数来改变康复机器人阻抗特性,调整康复训练强度,实现上肢康复机器人按需辅助控制,满足不同患者的康复训练需求,证明了所提控制系统的有效性和可行性。

## 4 结 语

本文提出了一种基于模糊规则的自适应交互控制系统,根据不同病情患者的康复需求,对主动康复训练强度进行自适应调节,实现上肢康复机器人的按需辅助控制,提高了训练积极性,改善了康复治疗效果。同时,本文采用改进遗传

算法,对FuzzyPID控制器中隶属度函数和规则库进行了优化处理,实现了对反应患者运动意图的康复机器人运动轨迹的准确跟踪。

下一阶段将在上肢康复机器人实验平台上对模糊自适应交互控制系统进行实验,验证本文所提方法的自适应控制能力和康复训练效果。

## 参考文献:

- [1] Zhang L G, Guo S, Sun Q. Development and assist-as-needed control of an end-effector upper limb rehabilitation robot[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(19): 6684.
- [2] 苗青, 孙晨阳, 张明明, 等. 基于任务表现的机器人辅助康复自适应控制策略[J]. *机器人*, 2021, 43(5): 539-546. (Miao Qing, Sun Chen-yang, Zhang Ming-ming, et al. Adaptive control strategy for robot-assisted rehabilitation based on task performance[J]. *Robotics*, 2021, 43(5): 539-546.)
- [3] Hogan N. Impedance control: an approach to manipulation [C]//American Control Conference. San Diego: IEEE, 1984: 304-313.
- [4] Akdoğan E, Aktan M E, Koru A T, et al. Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearm rehabilitation: performance analysis and clinical results[J]. *Mechatronics*, 2018, 49: 77-91.
- [5] Jamwal P K, Hussain S, Ghayesh M H, et al. Impedance control of an intrinsically compliant parallel ankle rehabilitation robot [J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2016, 63(6): 3638-3647.
- [6] Khoshdel V, Akbarzadeh A, Naghavi N, et al. sEMG-based impedance control for lower-limb rehabilitation robot [J]. *Intelligent Service Robotics*, 2018, 11: 97-108.
- [7] Gray V, Rice C L, Garland S J. Factors that influence muscle weakness following stroke and their clinical implications: a critical review [J]. *Physiotherapy Canada*, 2012, 64(4): 415-426.
- [8] Andrews A W, Bohannon R W. Distribution of muscle strength impairments following stroke [J]. *Clinical Rehabilitation*, 2000, 14(1): 79-87.
- [9] 程晓芳. 基于惯性传感器的可穿戴人机交互设备信息控制模型[J]. *计算机测量与控制*, 2019, 27(6): 70-74. (Cheng Xiao-fang. Inertial sensor based information control model for wearable human-computer interaction devices[J]. *Computer Measurement and Control*, 2019, 27(6): 70-74.)
- [10] Tran H T, Cheng H, Duong M K, et al. Fuzzy-based impedance regulation for control of the coupled human-exoskeleton system[C]//IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO 2014). Bali, 2014: 986-992.
- [11] Sharma R, Gaur P, Bhatt S, et al. Optimal fuzzy logic-based control strategy for lower limb rehabilitation exoskeleton[J]. *Applied Soft Computing*, 2021, 105: 107226.
- [12] Jiang D W, Shi G Q, Pang Z X, et al. Control of a new cycling rehabilitation robot based on fuzzy PID[J]. *Journal of Physics: Conference Series*, 2020, 1622(1): 012119.
- [13] Wang H B, Lu T T, Niu B S, et al. Research on fuzzy PID control algorithm for lower limb rehabilitation robot[C]//4th Information Technology and Mechatronics Engineering Conference. Chongqing, 2018: 956-960.
- [14] 卡潘德吉 A. 骨关节功能解剖学[M]. 顾冬云, 戴尅戎, 译. 北京: 人民军医出版社, 2011. (Kapandji A. Functional anatomy of bone and joint [M]. Translated by Gu Dong-yun, Dai Ke-rong. Beijing: People's Military Medical Press, 2011.)