

一种新型弱耦合并联髋关节康复机构设计及运动控制

邢济媛 徐继龙 刘福才

(燕山大学 工业计算机控制工程河北省重点实验室, 河北 秦皇岛 066004)

摘要 针对髋关节功能障碍人群, 提出了一种新型弱耦合并联髋关节康复机构, 该机构与人体下肢组成封闭运动链, 使其具有3个转动自由度, 且其转动中心与人体髋关节中心重合, 可满足髋关节康复运动需求。采用封闭矢量法建立了人-机逆运动学模型; 采用数值法建立了人-机正运动学模型; 基于模糊控制理论, 设计了模糊自适应比例-微分(Proportional-Derivative, PD)控制器, 利用跟踪误差及其导数构建控制律, 采用模糊算法进行控制参数在线自适应调整。仿真和实验结果表明, 设计的模糊自适应PD控制器响应速度快且跟踪效果良好。

关键词 并联机构 弱耦合 髋关节康复 轨迹跟踪 模糊自适应

Design and Motion Control of a Novel Weak-coupling Parallel Hip-joint Rehabilitation Mechanism

Xing Jiyuan Xu Jilong Liu Fucui

(Key Lab of Industrial Computer Control Engineering of Hebei Province, Yanshan University, Qinhuangdao 066004, China)

Abstract Aiming at the people with hip joint dysfunction, a novel weak-coupling parallel hip-joint rehabilitation mechanism is proposed. The mechanism and human lower limbs form a closed motion chain, so that it has three rotational degrees of freedom, and its rotation center coincides with the human hip joint center, which can meet the need of hip-joint rehabilitation. The human-machine inverse kinematics model is established using the closed loop vector method. The human-machine forward kinematics model is established using the numerical method. The fuzzy adaptive proportional-derivative (PD) controller is designed based on the fuzzy control theory. The control law is constructed using the tracking error and its derivative. The parameters of controllers are adaptively adjusted online using the fuzzy algorithm. The simulation and experiment results show that the fuzzy adaptive PD controller has fast response speed and good tracking effect.

Key words Parallel mechanism Weak-coupling Hip-joint rehabilitation Trajectory tracking Fuzzy adaptive

0 引言

随着我国人口老龄化的加剧, 脑卒中等急性脑血管疾病的患者数量逐年升高, 其中多数患者存在由此导致的下肢功能障碍^[1-3]。下肢运动功能障碍不仅严重影响患者的日常生活, 还给家庭和社会带来了巨大负担。髋关节康复机构作为下肢康复机构中的一类典型产品, 通过向下肢传递动力来辅助髋关节进行运动和康复训练, 可有效提升髋关节运动能力, 延缓髋关节生理机能衰退, 逐渐成为研究热点之一。

目前, 国内外许多科研院所针对髋关节康复机构进行了大量研究, 并取得了一定成果。根据机构类型不同, 髋关节康复机构可分为串联式和并联式两类。在串联髋关节康复机构研究方面, Lewis等^[4]提出了一种气动髋关节康复机构, 该机构采用气缸进行驱动, 可为髋关节屈伸运动提供有效助力。为了满足肌无力人群行走和身体平衡的需求, Zhang等^[5]开发了髋关节康复机构 NREL-Exo, 采用模块化设计理念, NREL-Exo 由弹性驱动器 (Series Elastic

Actuator, SEA)驱动,可为髋关节屈伸运动和内收外展运动提供动力,其连续输出转矩可达 $40\text{ N}\cdot\text{m}$ 。Kang等^[6]开发了一种髋关节康复机构,该机构由电动机、同步带、滚珠丝杠、碳纤维架、玻璃纤维弹簧、绝对式编码器、惯性测量单元等组成,可提供 $60\text{ N}\cdot\text{m}$ 的峰值扭矩和 $30\text{ N}\cdot\text{m}$ 的连续转矩。上述串联康复机构虽结构简单、控制容易,但存在两大问题:①机构运动自由度不足,无法实现髋关节全域内活动;②机构与髋关节转动中心不一致,易产生人机交互力,这导致穿戴者运动不适,疼痛甚至受伤^[7]。在并联髋关节康复机构研究方面,蔡宇波^[8]设计了一种可调心的并联髋关节康复机构,其由腰部调节组件、康复执行机构以及腿部调节组件构成,选用3-RRR球面并联机构。Zhang等^[9]提出了一种用于人体髋关节康复的变胞并联机构,该机构具有3-UPS/S和2-RPS/UPS/S两种配置,其中支链S为人体髋关节。Li等^[10-11]提出了一种具有2个转动自由度的并联髋关节康复机构,该机构由两条不同类型的驱动支链(UPU、UPS)和一条人体约束支链(S)组成,且将P副作为驱动副,可为髋关节屈曲/伸展运动和内收/外展运动提供助力。

并联机构具有刚度大、承载力强、稳定性好的优点,在髋关节康复领域应用中具有显著优势^[12-13]。但现有并联髋关节康复机构运动耦合性较强,机构正运动学建模困难,不利于控制^[14];同时,其驱动电动机多置于人体侧面,影响上肢摆臂运动,行动不便。

为了解决上述问题,本文采用生物融合式设计理念,提出了一种新型并联髋关节康复机构。采用封闭矢量法,建立了人-机系统的逆运动学模型;采用数值法,建立了人-机系统的正运动学模型;设计了人-机系统的模糊自适应比例-微分(Proportional-Derivative, PD)控制器,并通过仿真和实验,验证了该控制器的有效性。

1 髋关节康复机构简介

如图1所示,本文提出的髋关节康复机构由左、右对称的两个3-RRPS并联机构组成,可分别为人体左、右腿的运动提供助力。当人体穿戴上康复机构后,康复机构上半部分绑缚于人腰腹处,下肢绑带绑缚于人大腿处;由于人体髋关节为球窝状3自由度关节,可当作一个球副,机构与人体下肢组成封闭运动链,共同形成了一个新的并联机构3-RRPS/S。以髋

关节康复机构右侧部分为例,详细说明RRPS支链中各运动副的约束关系以及各支链的安装方位。

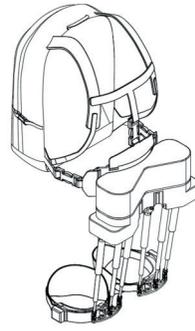


图1 髋关节康复机构虚拟样机

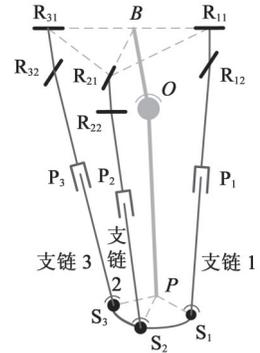


图2 3-RRPS/S机构简图

Fig. 1 Virtual prototype of the hip-joint rehabilitation mechanism Fig. 2 Schematic diagram of the 3-RRPS/S mechanism

如图2所示,对于任意一条RRPS支链,其内部各运动副存在如下约束关系: $R_{11}\perp R_{12}$, $R_{22}\perp P$ 。各支链的安装方位如下:3条支链中第一个R副的安装位置分别位于等腰三角形的3个顶点处,且支链1与支链3的第一个R副关于等腰三角形顶角的平分线对称,支链2的第一个R副的转动轴线与等腰三角形顶角的平分线共线;3条支链中S副均匀分布在同一圆弧上。

2 人-机系统运动学建模

如图3所示,在B点和P点分别建立定坐标系B-XYZ和动坐标系P-xyz。定义人体下肢直立状态为初始姿态,该姿态下坐标系P-xyz与B-XYZ各对应坐标轴相互平行。令 s_{ij} 和 θ_{ij} 分别为第*i*($i=1, 2, 3$)条支链中第*j*($j=1, 2$)个R副轴线的方向向量和转角; A_iC_i 的长度为*l*; BA_1 和 BA_3 的长度均为*a*; BA_2 的长度为*b*; PD_i 的长度为*r*; P点在坐标系B-XYZ中的坐标为 $(0, -c, h)$; O点在坐标系B-XYZ中的坐标为 (x_0, y_0, z_0) ; $\angle D_1PD_2 = \angle D_3PD_2 = 30^\circ$ 。

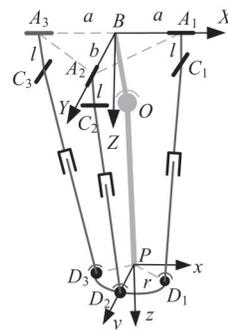


图3 3-RRPS/S机构的坐标系

Fig. 3 Coordinate system of the 3-RRPS/S mechanism

2.1 逆运动学建模

选用Z-Y-X欧拉角来描述髌关节康复机构中动平台姿态变化。令 α 、 β 、 γ 分别为动平台绕X、Y、Z轴的转动角度, 则动平台相对于坐标系B-XYZ的旋转变换矩阵 B_pR 为

$${}^B_pR = R_Z(\gamma)R_Y(\beta)R_X(\alpha) = \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & -c\alpha s\gamma + s\alpha s\beta c\gamma & s\alpha s\gamma + c\alpha s\beta c\gamma \\ c\beta s\gamma & c\alpha c\gamma + s\alpha s\beta s\gamma & -s\alpha c\gamma + c\alpha s\beta s\gamma \\ -s\beta & s\alpha c\beta & c\alpha c\beta \end{bmatrix} \quad (1)$$

式中, s代表sin; c代表cos。

采用封闭矢量法, 得到 l_{BD_i} 的表达式为

$$\begin{cases} l_{BD_1} = l_{BO} + l_{OP} + l_{PD_1} \\ l_{BD_2} = l_{BA_1} + l_{A_1C_1} + l_{C_1D_1} \end{cases} \quad (2)$$

令 ${}^P l_{OP}$ 和 ${}^P l_{PD_i}$ 分别为 l_{OP} 和 l_{PD_i} 在初始姿态下P-xyz中的矢量, 则 l_{OP} 和 l_{PD_i} 在B-XYZ中的表示分别为

$$\begin{cases} l_{OP} = {}^B_pR \cdot {}^P l_{OP} \\ l_{PD_i} = {}^B_pR \cdot {}^P l_{PD_i} \end{cases} \quad (3)$$

由Euler-Rodrigues方程可知, 当刚体绕轴线s转动 θ 角度时, 其旋转矩阵 $R_s(\theta)$ 的表达式为

$$R_s(\theta) = I + \sin\theta[s \times] + (1 - \cos\theta)[s \times][s \times] \quad (4)$$

令 ${}^B l_{A_1C_1}$ 和 ${}^B l_{C_1D_1}$ 分别为 $l_{A_1C_1}$ 和 $l_{C_1D_1}$ 在初始姿态下B-XYZ中的矢量, 则 $l_{A_1C_1}$ 和 $l_{C_1D_1}$ 在B-XYZ中的表示分别为

$$\begin{cases} l_{A_1C_1} = R_{s_{i1}}(\theta_{i1}) \cdot {}^B l_{A_1C_1} \\ l_{C_1D_1} = R_{s_{i1}}(\theta_{i1}) \cdot R_{s_{i2}}(\theta_{i2}) \cdot {}^B l_{C_1D_1} \end{cases} \quad (5)$$

联立式(1)~式(5), 得到人-机系统的逆运动学模型的表达式为

$$\begin{cases} \theta_{11} = \arctan K_1 - \phi_1 \\ \theta_{21} = \arctan K_2 \\ \theta_{31} = \arctan K_3 - \phi_3 \end{cases} \quad (6)$$

式中, $\phi_1 = \phi_3 = \arctan \frac{2c - \sqrt{3}r}{2h}$;

$$K_1 = -\frac{y_0 + a_1 c \beta s \gamma + b_1 k_{11} - c_1 k_{12}}{z_0 - a_1 s \beta + b_1 s \alpha c \beta + c_1 c \alpha c \beta};$$

$$K_2 = \frac{x_0 - a_2 c \beta c \gamma + b_2 k_{21} + c_1 k_{22}}{z_0 + a_2 s \beta - b_2 s \alpha c \beta + c_1 c \alpha c \beta};$$

$$K_3 = -\frac{y_0 - a_3 c \beta s \gamma + b_1 k_{11} - c_1 k_{12}}{z_0 + a_3 s \beta + b_1 s \alpha c \beta + c_1 c \alpha c \beta}.$$

其中, $a_1 = \frac{1}{2}r - x_0$; $a_2 = x_0$; $a_3 = \frac{1}{2}r + x_0$;

$$k_{11} = c \alpha c \gamma + s \alpha s \beta s \gamma; \quad k_{12} = s \alpha c \gamma - c \alpha s \beta s \gamma;$$

$$k_{21} = c \alpha s \gamma - s \alpha s \beta c \gamma; \quad k_{22} = s \alpha s \gamma + c \alpha s \beta c \gamma;$$

$$b_1 = \frac{\sqrt{3}}{2}r - c - y_0; \quad b_2 = c + y_0 - r; \quad c_1 = h - z_0.$$

当只有屈伸运动时, 令 $\beta = \gamma = 0$, 可得逆运动学表达式为

$$\begin{cases} \theta_{11} = \arctan\left(-\frac{y_0 + b_1 c \alpha - c_1 s \alpha}{z_0 + c_1 c \alpha + b_1 s \alpha}\right) - \phi_1 \\ \theta_{21} = 0 \\ \theta_{31} = \arctan\left(-\frac{y_0 + b_1 c \alpha - c_1 s \alpha}{z_0 + c_1 c \alpha + b_1 s \alpha}\right) - \phi_3 \end{cases} \quad (7)$$

由逆运动学表达式(7)解算可得

$$\alpha = f_\alpha(\theta_{11}, \theta_{31}) \quad (8)$$

如式(8)所示, 屈伸运动时, 屈伸运动的角度只与 θ_{11} 和 θ_{31} 有关, 该运动方向下输出 α 部分解耦, 即该机构具有弱耦合特性。

2.2 正运动学建模

根据式(2)和式(3), 分别求得 $l_{BD_1} - l_{BD_3}$ 和 $l_{BD_2} - (l_{BD_1} + l_{BD_3})/2$, 并将两者联立, 得到

$$\begin{cases} \alpha = \arcsin \frac{2L_{22c}c\theta_{21} - c_{11}L_{12c} - c_{31}L_{32c}}{(2 - \sqrt{3})\sqrt{r^2 - (-c_{11}L_{12c} + c_{31}L_{32c})^2}} \\ \beta = \arcsin \frac{-c_{11}L_{12c} + c_{31}L_{32c}}{r} \\ \gamma = \arcsin \frac{-s_{11}L_{12c} + s_{31}L_{32c}}{\sqrt{r^2 - (-c_{11}L_{12c} + c_{31}L_{32c})^2}} \end{cases} \quad (9)$$

式中, c_{i1} 代表 $\cos(\theta_{i1} + \phi_i)$; s_{i1} 代表 $\sin(\theta_{i1} + \phi_i)$;

$$L_{12c} = l_1 + |l_{C_1D_1}|c(\phi'_1 + \theta_{12});$$

$$\phi'_1 = \arctan \frac{(r - 2a)c\phi_1}{2(h - l_1c\phi_1)};$$

$$\phi'_2 = \arctan \frac{b + c - r}{h - l_1}; \quad \phi'_3 = \arctan \frac{(2a - r)c\phi_3}{2(h - l_1c\phi_3)}.$$

在式(9)中, 除3个输入变量外, 另有3个未知变量 $L_{12c}(i=1, 2, 3)$, 这些变量满足下述约束方程, 即

$$\begin{cases} |l_{OP} + l_{PD_i}| = |l_{OB} + l_{BD_i}| \\ r = |l_{BD_1} - l_{BD_3}| \\ 0.5176r = |l_{BD_1} - l_{BD_2}| \\ 0.5176r = |l_{BD_3} - l_{BD_2}| \end{cases} \quad (10)$$

将式(10)中各矢量代入参数值, 得到关系式

$$\begin{cases} a_1^2 + b_1^2 + c_1^2 = f_1 \\ a_2^2 + b_2^2 + c_1^2 = f_2 \\ a_3^2 + b_1^2 + c_1^2 = f_3 \\ r^2 = x_{11}^2 + y_{11}^2 + z_{11}^2 \\ 0.268r^2 = x_{21}^2 + y_{21}^2 + z_{21}^2 \\ 0.268r^2 = x_{31}^2 + y_{31}^2 + z_{31}^2 \end{cases} \quad (11)$$

式中, $l_{i2s} = |L_{c_i, D_i}|s(\phi'_i + \theta_{i2})$; $x_{11} = 2a + l_{12s} - l_{32s}$;

$$y_{11} = -s_{11}L_{12c} + s_{31}L_{32c}; \quad z_{11} = c_{11}L_{12c} - c_{31}L_{32c};$$

$$x_{21} = a + l_{12s} - L_{22c}s\theta_{21}; \quad y_{21} = s_{11}L_{12c} + b - l_{22s};$$

$$z_{21} = c_{11}L_{12c} - L_{22c}c\theta_{21}; \quad x_{31} = a - l_{32s} + L_{22c}s\theta_{21};$$

$$y_{31} = s_{31}L_{32c} + b - l_{22s}; \quad z_{31} = c_{31}L_{32c} - L_{22c}c\theta_{21};$$

$$f_1 = (a + l_{12s} - x_0)^2 + (-s_{11}L_{12c} - y_0)^2 + (c_{11}L_{12c} - z_0)^2;$$

$$f_2 = (L_{22c}s\theta_{21} - x_0)^2 + (b - l_{22s} - y_0)^2 + (L_{22c}c\theta_{21} - z_0)^2;$$

$$f_3 = (-a + l_{32s} - x_0)^2 + (-s_{31}L_{32c} - y_0)^2 + (c_{31}L_{32c} - z_0)^2。$$

将 L_{12c} 、 l_{12s} 作为未知变量, 根据拟 Newton 法^[15]对人-机系统的正运动学模型进行求解。

3 模糊自适应 PD 控制器设计

逆运动学模型可以将给定髋关节机构的参考轨迹解算到关节空间, 控制电动机驱动关节 R_{11} 、 R_{21} 和 R_{31} , 跟踪关节空间给定曲线, 即可完成整机姿态的控制。

传统比例-积分-微分 (Proportional-Integral-Derivative, PID) 控制由于简单易用, 在控制系统中广为使用, 但其参数固定不变, 在参数时变或具有非线性的系统中控制效果欠佳。模糊控制器将专家经验融入控制器设计中, 使用模糊控制器在线调整输出, 适用于非线性系统, 但鲁棒性不强。因此, 可将模糊控制器与 PID 控制器结合, 使其兼顾对非线性系统的优质控制效果和鲁棒性^[16]。常见结合方式有模糊 PID、模糊 PD、模糊比例-积分 (Proportional-Integral, PI) 等。在运动控制系统中, 为避免积分饱和和造成的振荡, 常取消积分环节, 使用比例和微分环节进行运动控制。因此, 本文使用模糊自适应 PD 控制器进行设计。

系统的误差 $e(t)$ 是支链参考轨迹与实际的支链角度的差值, 控制律的计算公式为

$$u(t) = (K_{p0} + \Delta K_p)e(t) + (K_{d0} + \Delta K_d)\dot{e}(t) \quad (12)$$

式中, K_{p0} 、 K_{d0} 分别为初始给定的比例和微分参数值; ΔK_p 、 ΔK_d 分别为经过模糊控制器计算得到的比例和微分参数补偿值。

其中, 误差 e 和误差变化律 \dot{e} 的模糊论域 U 均设为 $[-3, 3]$, 在论域 U 上取 7 个模糊子集, 分别为 {NB (负大)、NM (负中)、NS (负小)、ZO (零)、PS (正小)、PM (正中)、PB (正大)}。另外, 选择三角形隶属度函数作为模糊输入模糊化和模糊输出清晰化的隶属度函数, 有

$$f_i(x) = \begin{cases} 0, & x \leq a_i \\ \frac{x - a_i}{b_i - a_i}, & a_i < x \leq b_i \\ \frac{c_i - x}{c_i - b_i}, & b_i < x \leq c_i \\ 0, & x > c_i \end{cases} \quad (13)$$

式中, $a_i < b_i < c_i$ ($i = 1, 2, \dots, 7$); $f_i(x)$ 为第 i 个模糊子集的隶属度函数, 下文中 f 均表示隶属度函数。

模糊自适应控制器的模糊输入 E 、 E_c 与误差 e 、误差变化律 \dot{e} 的关系分别为

$$\begin{cases} E = f_{DF}(K_e e) \\ E_c = f_{DF}(K_{ec} \dot{e}) \end{cases} \quad (14)$$

式中, K_e 、 K_{ec} 分别为 e 和 \dot{e} 的量化因子; f_{DF} 为清晰值到模糊集合的映射。

模糊自适应控制器的模糊输出 U_{kp} 、 U_{kd} 与比例和微分参数补偿值 ΔK_p 、 ΔK_d 的关系分别为

$$\begin{cases} \Delta K_p = K_{kp} f_{FD}(U_{kp}) \\ \Delta K_d = K_{kd} f_{FD}(U_{kd}) \end{cases} \quad (15)$$

式中, K_{kp} 、 K_{kd} 分别为 U_{kp} 和 U_{kd} 的比例因子; f_{FD} 为模糊集向清晰值的映射。

根据专家经验^[17-19]制定模糊规则:

1) 当误差 $|e|$ 较大时, 设置较大的 ΔK_p 使得控制系统快速响应; 同时, 设置 ΔK_d 为负值, 减小误差微分反馈作用, 避免微分过饱和。

2) 当误差 $|e|$ 中等时, 若 $e \times \dot{e}$ 为正, 则说明控制系统在偏离预设轨迹, 设置较大的 ΔK_p 和 ΔK_d 以快速减小误差; 若 $e \times \dot{e}$ 为负, 则设置较小的 ΔK_p , 同时设置 ΔK_d 为很小的负值, 保证误差趋势的同时, 增强稳定性。

3) 当误差 $|e|$ 较小时, 设置 ΔK_p 为较小的负值, 保证小误差时的系统稳定; 若 $e \times \dot{e}$ 为正, 设置适当的 ΔK_d , 通过误差微分反馈作用调整误差趋势; 若 $e \times \dot{e}$ 为负, 设置 ΔK_d 为较小值。

表 1 和表 2 给出了经过参数调试后的模糊规则。

模糊规则使用 “if $E=A$ and $E_c=B$ then $U_{kp}=C$ and $U_{kd}=D$ ” 语句描述; 采用 Mamdani 推理法得到模糊输出 U_{kp} 和 U_{kd} ; 用重心法^[20]解模糊得到输出值, 推理曲面结果如图 4 所示。

4 仿真及实验验证

4.1 仿真模型的搭建

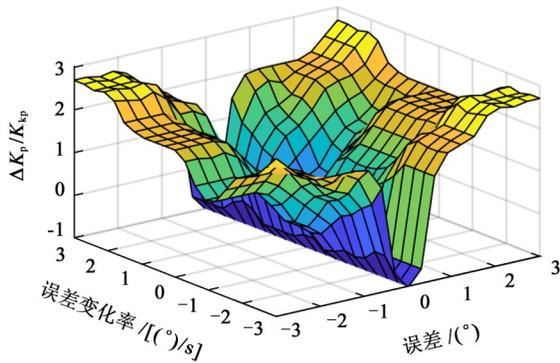
利用 Simulink 中 Fuzzy Logic 模块进行模糊推理, 根据表 1 和表 2 设置模糊规则, 搭建模糊自适应 PD 控制器结构。

表1 ΔK_p 的模糊规则
Tab. 1 Fuzzy rules of ΔK_p

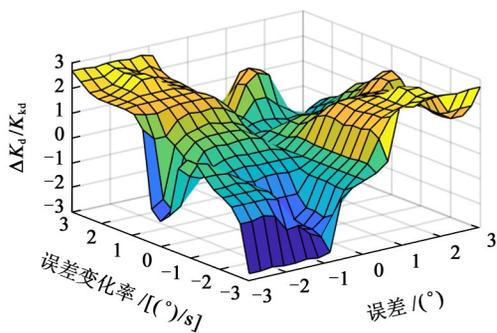
E/E_c	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	PB	PB	PM	PM	PS	PM	PB
NM	PB	PB	PM	PM	PS	PM	PM
NS	PM	PM	PS	PS	ZO	PS	PM
ZO	NS						
PS	PM	PS	ZO	PS	PS	PM	PM
PM	PM	PM	PS	PS	PM	PM	PB
PB	PB	PM	PS	PM	PM	PB	PB

表2 ΔK_d 的模糊规则
Tab. 2 Fuzzy rules of ΔK_d

E/E_c	NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
NB	PB	PM	PS	PB	PS	ZE	NB
NM	PB	PB	PM	PS	ZO	NS	NB
NS	PB	PM	PM	PS	ZO	NM	NB
ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO	ZO
PS	NB	NM	ZO	PS	PM	PM	PB
PM	NB	NS	ZO	PS	PM	PB	PB
PB	NB	ZE	PS	PM	PS	PM	PB



(a) 比例常数 U_{kp}



(b) 微分常数 U_{kd}

图4 模糊推理特性曲面

Fig. 4 Output surface of the fuzzy inference system

如图5所示, 模糊控制器以 $K_e e(t)$ 和 $K_{ec} \dot{e}(t)$ 作为

输入, 通过模糊规则进行模糊推理, 在线对 K_{p0} 和 K_{d0} 进行自适应调整, 对 $e(t)$ 和 $\dot{e}(t)$ 进行线性组合, 得到控制信号 U 。

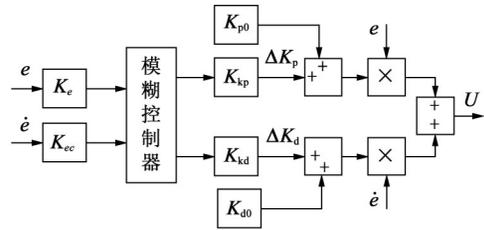


图5 模糊自适应PD控制器结构

Fig. 5 Structure of the fuzzy adaptive PD controller

根据图5所示模糊结构, 搭建模糊控制器的结构如图6所示。

电动机电压平衡模型方程和转矩平衡方程分别为

$$U = RI_d + L \frac{dI_d}{dt} + C_e n \quad (16)$$

$$J \frac{dn}{dt} = T_e - T_l \quad (17)$$

$$T_l = \begin{cases} [1 - |\text{sign}(n)|] T_e + (T_m + T_h) \text{sign}(n) & \text{其他} \\ (T_m + T_h) \text{sign}(n) & |T_e| > |T_m + T_h| \text{ 且 } n \neq 0 \end{cases} \quad (18)$$

式中, U 为电动机端子两端的电压; I_d 为流过电动机转子线圈的实际电流; L 为转子电感; R 为电动机绕组; C_e 为电磁常数; J 为机械转动惯量; n 为电动机转速; T_e 为电动机电磁转矩; T_l 为负载转矩; T_m 为机构转矩; T_h 为其他干扰。

根据式(16)~式(18)搭建的电动机仿真模型如图7所示。

搭建仿真模型, 对设计的控制器进行验证, 如图8所示。其中, 逆运动学模型为按照第2节中逆运动学模型编写的s函数, 电动机输出接Adams模型。给定预期姿态轨迹, 通过运动学反解得到电动机的参考角度, 并以该角度值作为闭环给定量进行控制。模糊自适应PD控制器利用误差信息得到电动机的控制信号 U , 从而控制各支链的角度使髋关节达到预期姿态。

4.2 仿真结果及分析

模糊自适应PD控制器中的各参数如下: $K_{p0} = [2 \ 200 \ 2 \ 200 \ 2 \ 200]$; $K_{d0} = [200 \ 200 \ 200]$; $K_{kp} = [1 \ 1 \ 1]$; $K_{kd} = [200 \ 200 \ 200]$; $K_e = [1 \ 1 \ 1]$; $K_{ec} = [1 \ 1 \ 1]$ 。仿真中负载电流取0.2 A, 为机构自身载荷值。图8中, 电动机其他参数如表3所示(注: 该参数与实验中电动机参数一致)。

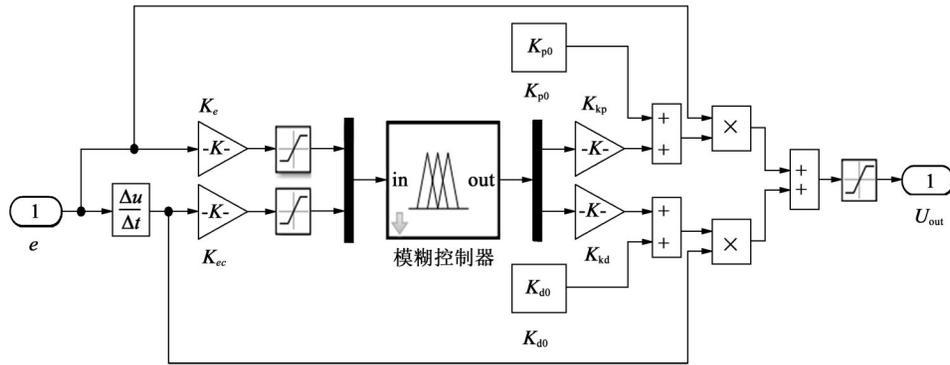


图6 模糊自适应PD控制器仿真结构

Fig. 6 Simulation structure of the fuzzy adaptive PD controller

图8中, 姿态跟踪的精准度取决于电动机闭环的跟踪精度。因此, 取参考曲线 $C_{\text{Target}}=15^\circ \sin(0.5\pi t)$, 分别使用PD控制器和模糊自适应PD控制器进行跟踪, 其中, PD控制器参数值 $K_p=2\ 200$ 、 $K_d=200$, 跟踪结果如图9所示。

表3 电动机参数

Tab. 3 Motor parameters

电动机参数	数值	电动机参数	数值
额定电压/V	24	线圈电感/mH	2.53
额定电流/A	2.3	机电系数	0.002 6
线圈电阻/ Ω	3.42		

根据电动机的期望角度和反馈角度, 绘制电动机跟踪误差曲线, 如图10所示。

由图9和图10可知, 在给定曲线下, 电动机固

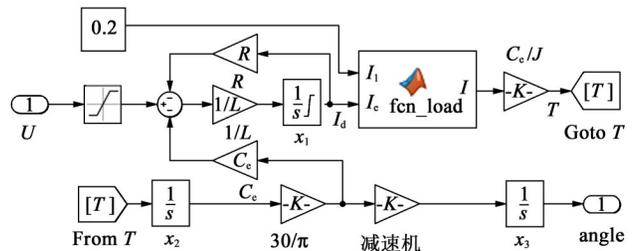


图7 电动机仿真模型

Fig. 7 Simulation model of the motor

定负载下, 相比PD控制器, 模糊自适应PD跟踪有更快的响应速度以及更小的超调量。这说明了模糊自适应PD控制器的优越性和有效性。但在实际应用中, 电动机参数和负载都是时变的, 因此, 需要在并联腕关节康复机构中进行实验来检验模糊自适应控制器的控制效果。

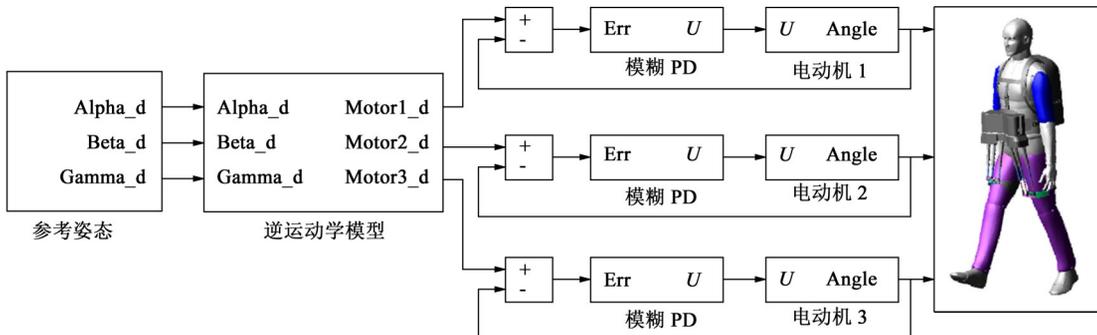


图8 模糊自适应PD控制器仿真模型

Fig. 8 Simulation model of the fuzzy adaptive PD controller

4.3 实验验证

为了进一步验证本文控制算法的有效性, 搭建腕关节康复机构物理样机, 如图11所示。

上位机生成腕关节康复机构姿态轨迹, 使用编码器获取电动机的角度信号, 单片机通过串口与上位机通信, 完成运动学参数解算、电动机控制以及编码器信号的采集与处理等任务。

图11中, 康复机构由减速电动机驱动, 编码器分辨率为2 000 CPR, 由一名体质量70 kg、身高172 cm的普通男性穿戴进行测试。本文控制算法先在Keil中编写, 然后下载到H7单片机中以控制康复机构进行运动, 算法在该控制板的采样时间为0.001 ms。

由于左、右腿对称布置, 机构结构以及物理特性相近, 实验以机构左腿为例进行说明。令 $\theta_{id}(i =$

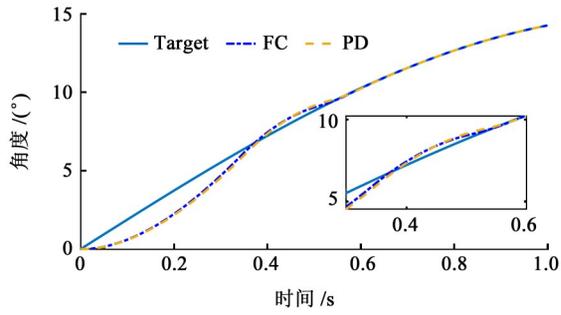


图9 轨迹跟踪仿真结果

Fig. 9 Simulation results of the trajectory tracking

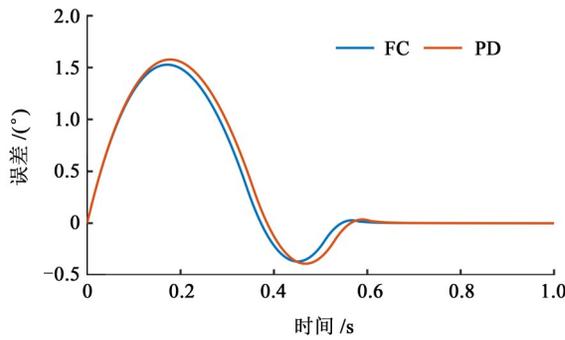


图10 跟踪误差仿真结果

Fig. 10 Simulation results of the tracking error



图11 髋关节康复机构的硬件系统结构图

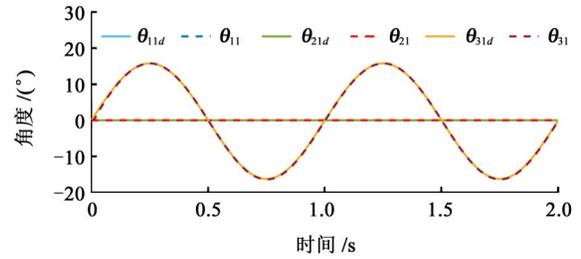
Fig. 11 Hardware system structure diagram of the hip-joint rehabilitation mechanism

1, 2, 3)为机构支链*i*中电动机(简称电动机*i*)的期望角度; θ_{i1} 为电动机*i*的反馈角度(也称实测角度)。假设人体髋关节以 $30^\circ \sin(2\pi t)$ 规律分别绕X、Y、Z轴运动, 即分别开展屈曲伸展、外展内收、内旋外旋运动实验, 根据人-机系统的逆运动学模型, 求得各电动机的角度变化规律并离线存储在单片机内; 以此规律作为期望轨迹, 通过模糊自适应PD算法进行闭环跟踪控制。电动机跟踪效果如图12所示。

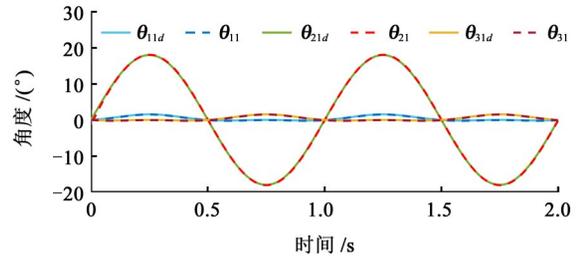
根据各电动机的期望角度和实测角度, 进一步绘制跟踪误差曲线, 如图13所示。

对比分析图12和图13可知, 在3种基础运动实验中, 电动机运动曲线平滑, 无明显尖刺; 进一步,

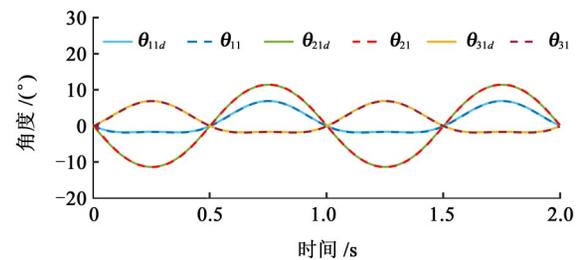
对跟踪误差实验结果分析可知, 髋关节在进行不同康复运动时, 各电动机的跟踪误差曲线在开始阶段均有较小的超调量, 但经过很短时间便趋于稳定状态, 在较小幅度下周期性变化。其中, 根据所设计的康复弱耦合结构特点, 屈曲伸展运动下由两侧电动机驱动, 载荷较小; 外展内收由中间电动机驱动, 载荷较大, 其误差都在 0.5° 内波动, 表明设计的自适应模糊控制器在负载变化情况下控制效果良好。



(a) 屈曲/伸展方向



(b) 内收/外展方向



(c) 内旋/外旋方向

图12 轨迹跟踪实验结果

Fig. 12 Experimental results of the trajectory tracking

定义第二周期跟踪误差绝对值均值为稳定收敛值, 电动机误差到稳定收敛值的最短时间为收敛时间。为更加详细、直观地分析各电动机的运动控制效果, 表4给出了实验中各电动机的误差信息。

由表4可知, 在实验中, 各方向的跟踪误差保持在 $0^\circ \sim -0.421^\circ$, 稳定收敛值在 $0^\circ \sim -0.143^\circ$, 实验中电动机运行较为稳定, 误差都保持在较低水平。这说明控制器在实际中也有较好的运动控制效果。

基于康复运动实验, 对所设计机构的弱耦合特性进行说明: 在实际的并联机构康复运动控制中, 其姿态控制需要将操作空间控制量转换到关节空间,

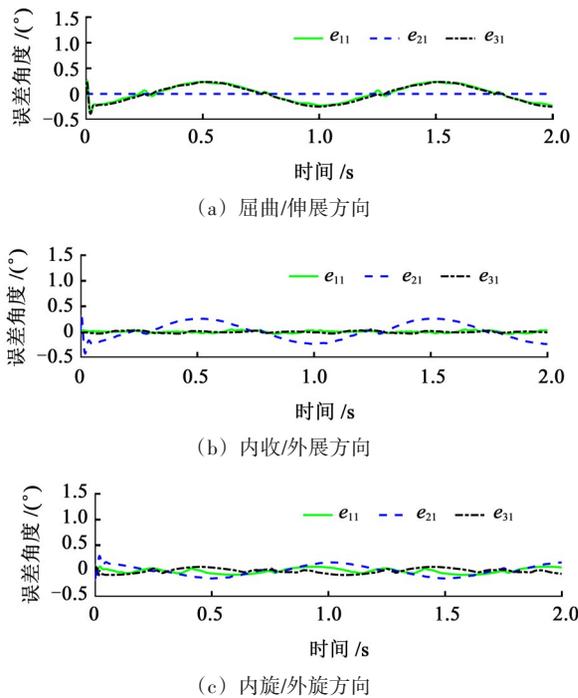


图13 跟踪误差实验结果

Fig. 13 Experimental results of the tracking error

表4 实验中电动机运动误差信息

Tab. 4 Motor motion error information in the experiment

运动类型	电动机	最大误差值/ (°)	稳定收敛值/ (°)	收敛时间/s
屈曲/ 伸展	电动机1	0.386	0.136 0	0.022
	电动机2	0	0	0
	电动机3	0.390	0.143 0	0.154
内收/ 外展	电动机1	0.048	0.016	0.035
	电动机2	0.421	0.140 7	0.021
	电动机3	0.033	0.014 2	0.45
内旋/ 外旋	电动机1	0.086	0.042 3	0.033
	电动机2	0.294	0.083 6	0.155
	电动机3	0.090	0.038 0	0.185

进行闭环控制，若要取得较好的实时控制效果，需要对逆运动学实时解算。本文提到的并联髋关节康复机构从机构设计上考虑，将人体中最常用的屈伸康复运动设计为部分解耦运动，简化了控制器运算结构，大大减小了计算量，从而提高了控制器带宽上限。另外，在髋关节康复运动过程中，髋关节以屈伸运动为主，在屈伸康复运动中，仅需要控制电动机1和电动机3动作，且电动机1和电动机3动作规律一致，此时的运动学模型可近似为线性进行控制，从而减小了控制难度。

5 结论与展望

提出了一种新型并联髋关节康复机构，该机构的运动轴线始终与人体髋关节运动轴线保持一致，能消除髋关节处由人-机位姿偏差所致的交互力。采用封闭矢量法和数值法，分别建立了人-机系统的逆、正运动学模型；基于模糊控制理论，设计了人-机系统模糊自适应PD控制器；进行了几种典型的康复运动仿真和实验，实验跟踪误差最大仅 0.421° 。这表明设计的模糊自适应PD控制器具有响应速度快、控制精度高的优点。由于控制律未引入参考轨迹信息和负载信息，实验中误差具有周期性波动的现象。下一步将根据髋关节不同时期康复运动需求，在控制器中加入前馈项，以适应髋关节在复合运动下的运动规律，进一步开展轨迹规划以及临床应用方面的工作。

参 考 文 献

- [1] 韩稷钰,王衍鸿,万大千.下肢外骨骼康复机器人的研究进展及发展趋势[J].上海交通大学学报(医学版),2022,42(2):241-246.
HAN Jiyu, WANG Yanhong, WAN Daqian. Research progress and development trend of lower extremity exoskeleton rehabilitation robot [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University (Medical Science), 2022, 42(2): 241-246.
- [2] CHEN Q, CAO C N, GONG L, et al. Health related quality of life in stroke patients and risk factors associated with patients for return to work[J]. Medicine, 2019, 98(16): e15130.
- [3] 包译, 朵强, 张源芮, 等. 下肢康复机器人对缺血性脑卒中恢复期患者步行功能的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2022, 37(8): 1079-1083.
BAO Yi, DUO Qiang, ZHANG Yuanrui, et al. Effect of lower limb rehabilitation robot on walking function of patients with ischemic stroke in recovery period [J]. Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2022, 37(8): 1079-1083.
- [4] LEWIS C L, FERRIS D P. Invariant hip moment pattern while walking with a robotic hip exoskeleton [J]. Journal of Biomechanics, 2011, 44(5): 789-793.
- [5] ZHANG T, TRAN M, HUANG H. NREL-Exo: a 4-DoFs wearable hip exoskeleton for walking and balance assistance in locomotion [C]//2017 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Vancouver, 2017: 508-513.
- [6] KANG I, HSU H, YOUNG A. The effect of hip assistance levels on human energetic cost using robotic hip exoskeletons [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2019, 4(2): 430-437.
- [7] 李怀仙,程文明,张铭奎.基于人机偏差模型的自对齐髋关节外骨骼解耦设计与计算[J].机器人,2017,39(5):627-637.

- LI Huaixian, CHENG Wenming, ZHANG Mingkui. Decoupled design and calculation of the self-aligned hip joint exoskeletons based on the human-robot misalignment model [J]. *Robot*, 2017, 39(5): 627-637.
- [8] 蔡宇波.一种可调心的并联髋关节康复机器人的设计与研究[D].秦皇岛:燕山大学,2018:9-20.
CAI Yubo. Design and study on a parallel hip joint rehabilitation robot with adjustable center of rotation [D]. Qinhuangdao: Yanshan University, 2018:9-20.
- [9] ZHANG W X, ZHANG S D, CECCARELLI M, et al. Design and kinematic analysis of a novel metamorphic mechanism for lower limb rehabilitation [C]//DING X, KONG X, DAI J. *Advances in Reconfigurable Mechanisms and Robots II*. Cham: Springer, 2016: 545-558.
- [10] LI J F, LI S C, ZHANG L Y, et al. Position solution and kinematic interference analysis of a novel parallel hip-assistive mechanism [J]. *Mechanism and Machine Theory*, 2018, 120: 265-287.
- [11] LI J F, ZHANG L Y, DONG M J, et al. Velocity and force transfer performance analysis of a parallel hip assistive mechanism [J]. *Robotica*, 2020, 38(4): 747-759.
- [12] 宋利平, 王强, 周平, 等. 并联式髋关节康复机构设计及分析[J]. *西华大学学报(自然科学版)*, 2013, 32(3): 77-80.
SONG Liping, WANG Qiang, ZHOU Ping, et al. Design and analysis of hip joint parallel rehabilitation mechanism [J]. *Journal of Xihua University (Natural Science Edition)*, 2013, 32(3): 77-80.
- [13] 贾增钰, 李瑞琴, 李庠. 空间8R髋关节康复并联机构的运动学分析[J]. *机械传动*, 2022, 46(2): 28-33.
JIA Zengyu, LI Ruiqin, LI Xiang. Kinematics analysis of spatial 8R hip joint rehabilitation parallel mechanism [J]. *Journal of Mechanical Transmission*, 2022, 46(2): 28-33.
- [14] 张灿果, 倪笑宇, 宋占锋, 等. 一种部分解耦并联机构运动学与动力学分析[J]. *机械传动*, 2022, 46(8): 72-77.
ZHANG Canguo, NI Xiaoyu, SONG Zhanfeng, et al. Kinematic and dynamic analysis of the partially decoupled parallel manipulator [J]. *Journal of Mechanical Transmission*, 2022, 46(8): 72-77.
- [15] 耿明超, 赵铁石, 王唱, 等. 基于拟Newton法的并联机构位置正解[J]. *机械工程学报*, 2015, 51(9): 28-36.
GENG Mingchao, ZHAO Tieshi, WANG Chang, et al. Direct position analysis of parallel mechanism based on quasi-Newton method [J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2015, 51(9): 28-36.
- [16] 刘金琨. 智能控制[M]. 4版. 北京: 电子工业出版社, 2017: 32-41.
LIU Jinkun. *Intelligent control* [M]. 4th ed. Beijing: Publishing House of Electronics Industry, 2017: 32-41.
- [17] 尹孟可, 郭士杰, 孙磊, 等. 下肢步行助力外骨骼机器人的模糊自适应PID控制[J]. *机械设计*, 2021, 38(9): 38-44.
YIN Mengke, GUO Shijie, SUN Lei, et al. Fuzzy adaptive PID control of the lower-limb walking-assistance exoskeleton robot [J]. *Journal of Machine Design*, 2021, 38(9): 38-44.
- [18] 李芳, 陈奇, 刘凯, 等. 气动人工肌肉驱动的并联平台模糊PID控制[J]. *机器人*, 2021, 43(2): 140-147.
LI Fang, CHEN Qi, LIU Kai, et al. Fuzzy PID control of parallel platform actuated by pneumatic artificial muscle [J]. *Robot*, 2021, 43(2): 140-147.
- [19] 杜明芳, 方建军, 梁岚珍. 图书馆机器人机械手参数自整定模糊PID控制器设计[J]. *智能系统学报*, 2012, 7(2): 161-166.
DU Mingfang, FANG Jianjun, LIANG Lanzen. Design of a parameter self-tuning fuzzy-PID controller of a library robot manipulator [J]. *CAAI Transactions on Intelligent Systems*, 2012, 7(2): 161-166.
- [20] 张蔚然, 鲁守银, 吴林彦, 等. 基于模糊补偿的主从式上肢外骨骼康复机器人训练控制方法[J]. *机器人*, 2019, 41(1): 104-111.
ZHANG Weiran, LU Shouyin, WU Linyan, et al. Master-slave upper-limb exoskeleton rehabilitation robot training control method based on fuzzy compensation [J]. *Robot*, 2019, 41(1): 104-111.

收稿日期: 2023-03-22 修回日期: 2023-05-05

基金项目: 河北省自然科学基金项目(F2022203043)

省级重点实验室绩效补助经费项目(22567612H)

作者简介: 邢济媛(1998—), 男, 山西临汾人, 硕士研究生; 主要研究方向为并联康复机构控制; xing_jiyuan@163.com。

通信作者: 刘福才(1966—), 男, 黑龙江勃利人, 博士, 教授; 主要研究方向为空间机构运动特性分析与控制技术; lfc@ysu.edu.cn。