

外骨骼上肢康复机器人滑模控制策略研究

管瑞欣

(陕西铁路工程职业技术学院, 陕西 渭南 714000)

摘要:介绍一种外骨骼型上肢康复机器人,在分析其运动学和动力学的基础上,推导一种滑模控制算法并分析其收敛性。在 MATLAB/Simulink 环境中建立了机器人的控制实验模型,通过实验验证了所设计的控制器对康复机器人的运动具有较好的控制效果,可以满足上肢康复训练的要求。

关键词:康复机器人;外骨骼;运动学;动力学;滑模控制

中图分类号:TH16; TP391 **文献标志码:**A **文章编号:**1671-5276(2021)04-0223-05

Research on Sliding Mode Control Strategy of Exoskeleton Upper Limb Rehabilitation Robot

GUAN Ruixin

(Shaanxi Railway Institute, Weinan 714000, China)

Abstract: An exoskeleton type upper limb rehabilitation robot is introduced. Based on the analysis of the kinematics and dynamics of the rehabilitation robot, the derivation process of the sliding mode control algorithm and the convergence of the control method are analyzed. In the MATLAB/Simulink environment, a control experiment model of the rehabilitation robot is established. The experiment verifies that the designed controller is effective in controlling the rehabilitation robot, which meets the training requirements of upper limb rehabilitation.

Keywords: rehabilitation robot; exoskeleton; kinematics; dynamics; sliding mode control

0 引言

目前,社会人口老龄化严重,且由于一些自然和非自然事件的发生,例如:交通事故、地震和工作中操作机械失误等都会造成人类肢体不同程度的运动障碍^[1-2]。因此,目前社会需要大量的康复医疗设备。

康复设备不但减轻了康复医疗师的工作压力,而且工作效率高。康复医疗师采用人工康复训练均是通过经验来施加作用力的,但是康复设备不但可以解放康复医疗师,而且可以高精度地完成康复训练的任务。

目前,研究较多的康复设备主要包含两个类型:一是绳索驱动康复设备;另一个是外骨骼型的康复设备。由于绳索驱动康复设备工作空间有限,运动精度高,而且重构能力很好,因此,绳索驱动康复设备也吸引了很多学者的兴趣:合肥工业大学曾斌团队设计了绳索驱动并联机器人,主要应用于3D打印和腰部的康复训练;还针对系统刚度分布和控制策略等进行了研究,并通过实验测试进行了验证^[2-3]。哈尔滨工程大学张立勋教授、王克义教授和王砚麟博士等对绳索驱动康复机器人的控制策略和系统的运动稳定性等问题进行了研究,分别针对平面构型和空间构型进行了研究^[4-8]。

但是,绳索驱动康复机器人中绳索只能提供单方向的张力,绳索的柔性会降低系统的刚度,对绳索驱动康复机器人的控制并实现患者安全性具有很大的挑战。而骨骼型的康复及机器人不存在这个问题,因其具有人机交互契合度高、运动舒适性和灵活性好的性能特点,使得外骨骼型的机器人在工业、康复和军事领域均具有很好的应用前景^[9-11]。

广西科技大学高学山团队研究了一款两自由度下肢康复机器人,结合模糊PID和传统PID控制方法进行研究^[12],并进行了实验分析。汪浩然使用不完全微分PID算法设计了一种双闭环控制器,内环采用PI算法进行速度控制,外环采用PD算法进行机器人的位置控制^[13]。

南京航空航天大学吴青聪团队研究了一款软质康复外骨骼机器人,在关节处引入了柔性驱动环节,并设计了模糊神经网络阻抗控制算法,通过定阻抗和变阻抗的实验研究^[14],变频率复制训练时关节转矩提升88.3%和57.6%,可以很好地改善康复机器人的稳定性。

本文介绍了一种外骨骼上肢康复机器人,在运动学和动力学的基础上,设计了一种基于名义模型的滑模控制器,并通过实例仿真进行了控制效果的验证。结果表明控制效果可以满足上肢康复训练的基本要求。

基金项目:渭南市科技计划重点研发-基础研究项目(2018-ZDYF-JCYJ-27);陕西铁路工程职业技术学院科学研究基金项目(KY2019-32)

作者简介:管瑞欣(1991—),女,山西运城人,助教,硕士,研究方向为电力电子技术、控制理论应用。

1 外骨骼上肢康复机器人运动学

从解剖学的角度来讲,上肢的运动是较为复杂的,上肢生理结构如图 1(a) 所示,主要包括肩胛区、肩关节、大臂、肘关节、前臂、腕关节以及手部。肩关节被视为球副有 3 个自由度,肘关节为轴关节有 1 个自由度,综合考虑其基本运动功能,可将其简化为两自由度的运动^[9]。肩关节被简化为 1 个自由度,即肘关节和肩关节两个自由度,此时,上肢的运动关系如图 1(b) 所示。为了辅助患者上肢的康复训练,设计了一款外骨骼康复机器人,该康复机器人和上肢简化模型相同,存在两个和肩关节 O' 和肘关节 O_1' 相对应的关节 O 和 O_1 , l_1 和 l_2 分别表示上肢大臂和前臂的有效长度。所设计的外骨骼上肢康复训练机器人的简化模型如图 1(c) 所示。

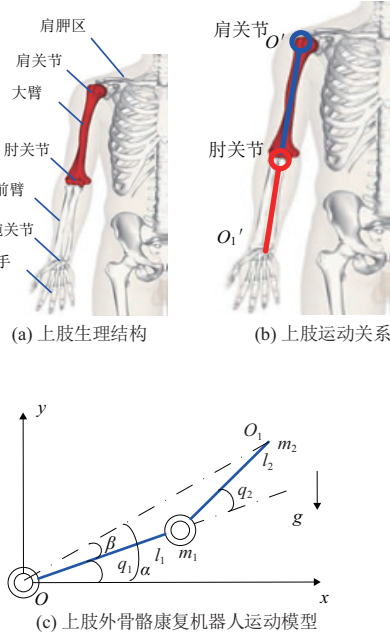


图 1 上肢结构、运动关系和外骨骼机器人构型

如图 1 所示,在肩关节处建立坐标系 $O-xy$,其中: q_1 和 q_2 分别表示肩关节和肘关节的角位移; O_1 表示外骨骼上肢康复机器人末端在工作空间中的位置(即腕关节的位置); m_1 和 m_2 分别表示外骨骼上肢康复机器人大臂和小臂的质量。上肢大臂和小臂的运动由外骨骼上肢康复机器人的肩关节和肘关节处的电机驱动,实现康复机器人的大、小臂的运动。

由图 1 可知,外骨骼上肢康复机器人末端在工作空间中的位置 O_1 可以表示为

$$\begin{cases} x_1 = l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 + q_2) \\ y_1 = l_1 \sin q_1 + l_2 \sin(q_1 + q_2) \end{cases} \quad (1)$$

则以下关系式可以得到

$$x_1^2 + y_1^2 = l_1^2 + l_2^2 + 2 l_1 l_2 \cos q_2 \quad (2)$$

从而可以得到

$$q_2 = \arccos\left(\frac{x_1^2 + y_1^2 - l_1^2 - l_2^2}{2 l_1 l_2}\right) \quad (3)$$

由图 1 可以得到

$$\alpha = \arctan\left(\frac{y_1}{x_1}\right) \quad (4)$$

根据余弦定理,由图 1 可知

$$\beta = \arccos\left(\frac{x_1^2 + y_1^2 + l_1^2 - l_2^2}{2 l_1 \sqrt{x_1^2 + y_1^2}}\right) \quad (5)$$

进一步得到

$$q_1 = \begin{cases} \alpha - \beta, & q_2 > 0 \\ \alpha + \beta, & q_2 \leq 0 \end{cases} \quad (6)$$

假设 $\mathbf{x} = [x_1, y_1]$, $\mathbf{q} = [q_1, q_2]$, 则存在以下关系式:

$$\frac{d\mathbf{x}}{d\mathbf{q}} = \mathbf{J} \quad (7)$$

式中 $\mathbf{J}$ 为外骨骼上肢康复机器人雅克比矩阵,可以表示为

$$\mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{dx_1}{dq_1} & \frac{dx_1}{dq_2} \\ \frac{dy_1}{dq_1} & \frac{dy_1}{dq_2} \end{bmatrix} \quad (8)$$

通过计算可得:

$$\begin{aligned} \mathbf{J} &= \begin{bmatrix} -l_1 \sin q_1 - l_2 \sin(q_1 + q_2) & -l_2 \sin(q_1 + q_2) \\ l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 + q_2) & l_2 \cos(q_1 + q_2) \end{bmatrix}, \\ \dot{\mathbf{J}} &= \begin{bmatrix} -l_1 \cos q_1 - l_2 \cos(q_1 + q_2) & -l_2 \cos(q_1 + q_2) \\ -l_1 \sin q_1 - l_2 \sin(q_1 + q_2) & -l_2 \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \mathbf{q}_1 + \\ &\quad \begin{bmatrix} -l_2 \cos(q_1 + q_2) & -l_2 \cos(q_1 + q_2) \\ -l_2 \sin(q_1 + q_2) & -l_2 \sin(q_1 + q_2) \end{bmatrix} \mathbf{q}_2. \end{aligned}$$

因此,外骨骼上肢康复机器人雅克比矩阵和机器人结构有关。

2 动力学分析

为实现外骨骼上肢康复机器人的运动控制,需要进一步将关节角的动力学方程转化为关于机器人末端位置的力学方程。

根据虚功原理^[10]可知,在静态平衡状态下,外骨骼上肢康复机器人末端的作用力 $\mathbf{F}_x$ 和关节力矩 $\boldsymbol{\tau}$ 之间存在如下关系:

$$\mathbf{F}_x = \mathbf{J}^T \boldsymbol{\tau} \quad (9)$$

由方程式(7),可得

$$\begin{cases} \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1} \dot{\mathbf{x}} \\ \dot{\mathbf{x}} = \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J} \mathbf{J}^{-1} \dot{\mathbf{x}} + \mathbf{J} \dot{\mathbf{q}} \end{cases} \quad (10)$$

因此,

$$\dot{\mathbf{q}} = \mathbf{J}^{-1} (\dot{\mathbf{x}} - \mathbf{J} \mathbf{J}^{-1} \dot{\mathbf{x}}) \quad (11)$$

一般关节型刚性机器人的动力学模型可以写为

$$\mathbf{D}(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau} \quad (12)$$

式中: $\mathbf{D}(\mathbf{q})$ 为惯性矩阵; $\mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})$ 为哥氏力和离心力; $\mathbf{G}(\mathbf{q})$ 为重力。

将式(9)-式(11)代入方程式(12),并进一步整理可得外骨骼上肢康复机器人的动力学模型:

$$\mathbf{D}_x(\mathbf{q}) \ddot{\mathbf{x}} + \mathbf{C}_x(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) \dot{\mathbf{x}} + \mathbf{G}_x(\mathbf{q}) = \mathbf{F}_x \quad (13)$$

其中

$$\begin{cases} D_x(q) = J^{-T} D(q) J^{-1} \\ C_x(q, \dot{q}) = J^{-T} (C(q, \dot{q}) - D(q) J^{-1} \dot{J}) J^{-1} \\ G_x(q) = J^{-T} G(q) \end{cases}$$

3 滑模控制器设计

假设外骨骼上肢康复机器人末端的期望运动轨迹为 $x_d(t)$, 则期望运动轨迹速度和加速度为 $\dot{x}_d(t)$ 和 $\ddot{x}_d(t)$, 因此, 运动跟踪误差可以表示为

$$\begin{cases} e(t) = x_d(t) - x(t) \\ \dot{x}_r(t) = \dot{x}_d(t) + \Lambda e(t) \end{cases} \quad (14)$$

式中: $e(t)$ 为位置跟踪误差; $\dot{x}_r(t)$ 为速度跟踪误差; Λ 为正定矩阵。

设计的滑模面函数为

$$s(t) = \dot{x}_r(t) - \dot{x}(t) = \dot{e}(t) + \Lambda e(t) \quad (15)$$

则滑模控制器设计为

$$F_x = D_x(q) \dot{x}_r + C_x(q, \dot{q}) \dot{x}_r + G_x(q) + Ks \quad (16)$$

式中 $K > 0$, 为增益矩阵。

将控制律式 (16) 代入外骨骼上肢康复机器人的动力学模型式 (13), 可以得到

$$D_x(q) \dot{x} + C_x(q, \dot{q}) \dot{x} + G_x(q) = D_x(q) \dot{x}_r + C_x(q, \dot{q}) \dot{x}_r + G_x(q) + Ks \quad (17)$$

然后将 $\dot{x} = \dot{x}_r - s$ 和 $\dot{x} = \dot{x}_r - s$ 代入式 (17), 可得

$$D_x(q) \dot{s} + C_x(q, \dot{q}) s + Ks = 0 \quad (18)$$

此外, 由于 $D_x(q)$ 是对称且正定的, 因此, 定义 Lyapunov 函数为

$$V = \frac{1}{2} s^T D_x(q) s \quad (19)$$

则有

$$\dot{V} = s^T D_x(q) \dot{s} + \frac{1}{2} s^T \dot{D}_x(q) s \quad (20)$$

因为矩阵 $\dot{D}_x(q) - 2C_x(q, \dot{q})$ 是斜对称矩阵, 因此:

$$s^T (\dot{D}_x(q) - 2C_x(q, \dot{q})) s = 0 \quad (21)$$

将式 (21) 代入式 (20) 并进行整理, 得到

$$\dot{V} = s^T (D_x(q) \dot{s} + C_x(q, \dot{q}) s) \quad (22)$$

则

$$\begin{aligned} \dot{V} &= -s^T Ks \leq -\lambda_{\min}(K) s^T s = -\frac{2\lambda_{\min}(K)}{\lambda_{\max}(D_x(q))} s^T s \\ \frac{1}{2} \lambda_{\max}(D_x(q)) s^T s &\leq -2\lambda V \end{aligned} \quad (23)$$

式中: $\lambda_{\min}$ 和 $\lambda_{\max}$ 分别表示 K 的最小特征值和 $D_x(q)$ 的最大特征值, 且 $\lambda > 0$, 则方程式 (23) 的解为

$$V(t) \leq e^{-2\lambda(t-t_0)} V(t_0) = e^{-2\lambda(t-t_0)} V(t_0) \quad (24)$$

由上式可知, $V(t)$ 式指数是收敛的, 且收敛速度取决于 λ 。因此, s 是指数收敛, 也就是说 $e(t)$ 和 $\dot{e}(t)$ 均为指数收敛。

4 实例仿真分析

分析控制策略的可行性, 在 MATLAB/Simulink 中搭建上肢康复机器人的控制仿真实验模型, 并通过以下具体实例进行分析。上肢康复机器人具体结构参数如下: $l_1 = l_2 = 0.5 \text{ m}$, 外骨骼上肢康复机器人的大、小臂质量分别为 $m_1 = 1.24 \text{ kg}$ 和 $m_2 = 0.92 \text{ kg}$, 末端的负重为 0.5 kg ; 重力加速度 $g = 9.8 \text{ m/s}^2$ 。

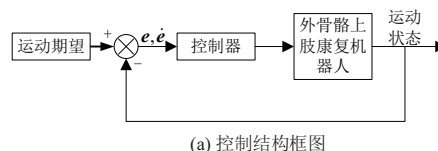
假设上肢康复机器人末端的运动期望轨迹为

$$\begin{cases} x_{d1} = \cos t \\ y_{d1} = \sin t \end{cases} \quad (25)$$

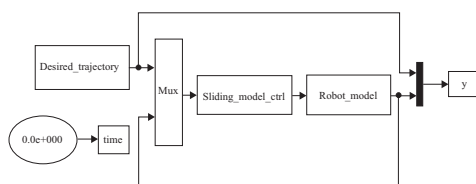
由式 (25) 可知, 期望运动轨迹为以 $(0, 0)$ 为圆心, 半径为 1 m 的圆, 假设机器人末端初始条件为 $x = [1, 1] \text{ m}$, 且 $\dot{x} = [0, 0]$ 。另外, 设置滑模控制器式 (16) 的增益为 $K = [30, 0; 0, 30]$, $\Lambda = [15, 0; 0, 15]$ 。

外骨骼上肢康复机器人的控制结构如图 2(a) 所示, 其中控制器采用式 (16) 所示的滑模控制律, 通过检测外骨骼下肢康复的运动状态并进行反馈, 和运动期望进行比较, 得到实际跟踪轨迹的运动误差作为滑模控制器的输入, 最后由控制器控制外骨骼上肢康复机器人的运动, 从而实现闭环控制。

在 MATLAB/Simulink 中搭建上肢康复机器人的控制仿真实验模型如图 2(b) 所示, 其中 Sliding_model_ctrl 模块和 Robot_model 模块分别表示通过 S-Function 编写的滑模控制算法模型和上肢康复机器人模型, Desired_trajectory 表示给定的运动期望, 如式 (25) 所示。



(a) 控制结构框图



(b) 搭建的Simulink仿真实验模型

图 2 控制结构框图和仿真实验模型

通过设置仿真模型的结构参数和控制器参数, 对上肢康复机器人滑模控制器的轨迹跟踪性能进行实验验证。在上述滑模控制器的作用下, 外骨骼上肢康复机器人的运动状态如图 3-图 6 所示。图 3 为外骨骼上肢康复机器人的末端位置变化曲线, 由于机器人末端的初始位置为 $(1, 1) \text{ m}$, 而期望轨迹的初始位置为 $(1, 1) \text{ m}$, 位置误差导致在机器人初始的运动误差较大, 特别是 y_1 的误差更为明显, 但是大约在 0.38 s 处机器人可以很好地跟踪期望的运动。

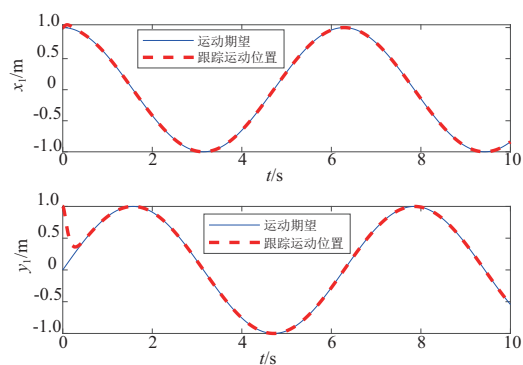


图3 末端位置跟踪曲线

图4为外骨骼上肢康复机器人末端运动速度变化曲线。同样,由于实际初始位置和期望运动的初始位置的差别,导致机器人末端的运动速度在开始运动时误差较大,但大约在0.38s以后,机器人末端的运动速度可以很好地跟踪期望的运动。

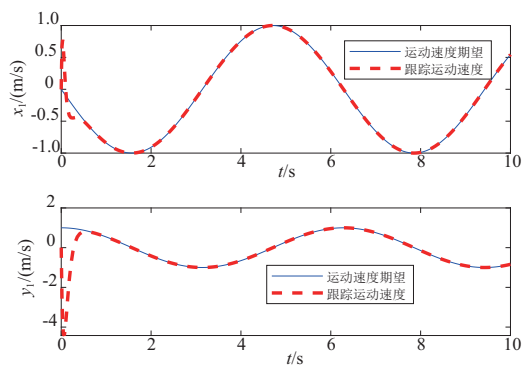


图4 末端速度跟踪曲线

图5为康复机器人、小臂末端作用力 F_x 和关节驱动力矩 τ 的变化曲线,肩关节的驱动力矩在开始运动时存在较大的抖动,而且康复机器人小臂末端输出的作用力也在开始运动时存在较大的抖动,这也是由于实际初始位置和期望运动的初始位置的差别所导致的。大约在0.38s以后关节力矩和大、小臂末端的输出力变化是平缓的。

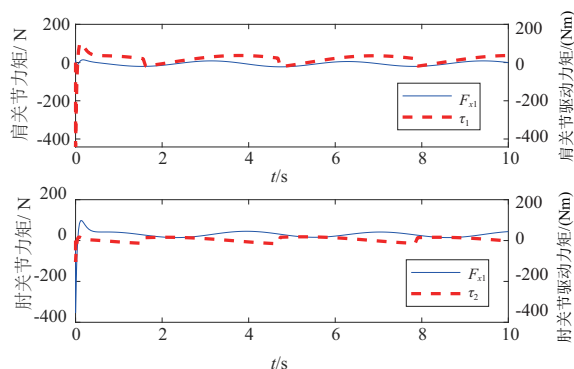
图5 F_x 和 τ 变化曲线

图6为上肢康复机器人末端的运动轨迹跟踪曲线,图7为康复机器人末端的运动误差。由图可知,在初始运动时,由于y方向的初始位置和期望位置相差较大,因此运

动误差较大,但在0.32s以后,康复机器人末端的实际运动可以很好地跟踪期望的运动。综上所述,设计的滑模控制器对康复机器人的运动具有好的运动控制效果,可以满足上肢康复训练的基本需求。

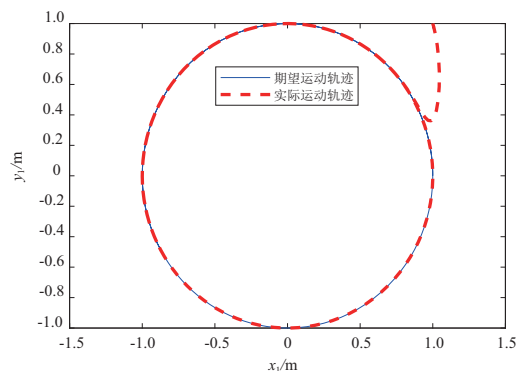


图6 运动轨迹跟踪效果

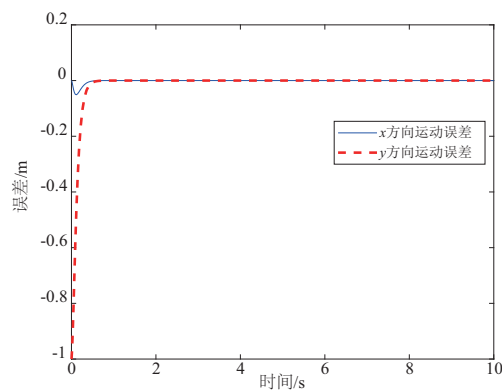


图7 运动误差

5 结语

针对外骨骼上肢康复训练的需求,介绍了一款两自由度外骨骼上肢康复机器人。为了实现对外骨骼上肢康复机器人的实时控制,在机器人的运动学和动力学的基础上,设计了滑模控制器对康复机器人进行控制。通过仿真实验验证了所设计的控制器对康复机器人的运动具有较好的控制效果,可以满足上肢康复训练的要求。

参考文献:

- [1] WANG Y L, WANG K Y, ZHAO W Y, et al. Effects of single crouch walking gaits on fatigue damages of lower extremity main muscles[J]. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2019, 19(7):1940046.
- [2] ZI B, ZHU Z C, DU J L. Analysis and control of the cable-supporting system including actuator dynamics [J]. Control Engineering Practice, 2011, 19(5):491-501.
- [3] CHEN Q, ZI B, SUN Z, et al. Design and development of a new cable-driven parallel robot for waist rehabilitation [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2019, 24(4):1497-1507.
- [4] WANG Y L, WANG K Y, ZHANG Z X, et al. Analysis of dynamical stability of rigid-flexible hybrid-driven lower limb rehabilitation robot [J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2020, 34(4):1735-1748.

- [5] WANG Y L, WANG K Y, WANG W L, et al. Appraise and analysis of dynamical stability of cable-driven lower limb rehabilitation training robot[J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2019, 33(11):5461-5472.
- [6] ZHANG L X, LI L L, ZOU Y P, et al. Force control strategy and bench press experimental research of a cable driven astronaut rehabilitative training robot[J]. IEEE Access, 2017, 5:9981-9989.
- [7] WANG Y L, WANG K Y, ZHANG Z X, et al. Analysis of dynamical stability of rigid-flexible hybrid-driven lower limb rehabilitation robot[J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2020, 34(4):1735-1748.
- [8] WANG Y L, WANG K Y, ZHANG Z X. Design, comprehensive evaluation, and experimental study of a cable-driven parallel robot for lower limb rehabilitation[J]. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2020, 42(7):1-20.
- [9] 肖永飞,王学林,李志海,等. 一种上肢外骨骼运动学分析与奇异性消除方法[J]. 机器人,2016,38(1):33-40.
- [10] 杨智勇,归丽华,张静,等. 能量辅助骨骼服的研究现状及发展趋势[J]. 山东科技大学学报(自然科学版),2012,31(5):41-49.
- [11] 潘礼正,宋爱国,徐国政,等. 上肢康复机器人实时安全控制[J]. 机器人,2012,34(2):197-203,210.
- [12] 张鹏飞,高学山,李健,等. 人体下肢康复训练外骨骼的轨迹跟踪控制[J]. 兵工自动化,2020,39(8):91-96.
- [13] 汪浩然. 两自由度 Dobot 机器人控制仿真分析[J]. 自动化仪表,2019,40(9):80-83,87.
- [14] 张玉明,吴青聪,陈柏,等. 下肢软质康复外骨骼机器人的模糊神经网络阻抗控制[J]. 机器人,2020,42(4):477-484,493.

收稿日期:2021-03-30

(上接第 203 页)

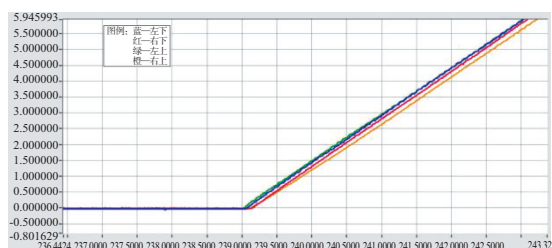


图7 运动同步曲线

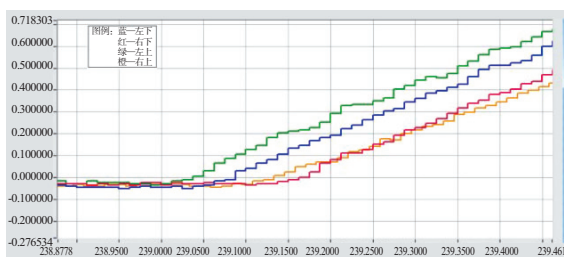


图8 同步曲线局部放大

4 结语

本文研究的攻角传感器自动调节系统,结构简单轻巧,每个攻角调节装置主要含有1个电机、1个电机支座及装夹在风标上的夹头;操作方便,只需选择所需调节的

攻角传感器及变化数值即可;并且该系统易于扩展,能够与其他测试系统集成,形成集成测试系统。不同的机型攻角传感器数量不同,攻角传感器的楔形面角度不同,但仅需稍加改动,改变调节装置的夹头V槽角度,增加调节装置,该系统同样可使用。经过试验验证,该系统的单个调节精度和多个同步调节精度都在 0.5° 范围内,满足现场使用要求。

参考文献:

- [1] 张兆亮. 失速保护系统容差研究[C]. 北京:第六届民用飞机航电国际论坛论文集,2017.
- [2] 张兆亮. 民用飞机失速保护系统集成概述[C]. 北京:中国航空学会,2016 第五届民用飞机航电系统国际论坛,2016.
- [3] 马航帅. 基于虚拟大气的大攻角大气数据估计技术研究[D]. 南京:南京航空航天大学,2012.
- [4] 赵克良,周峰,张森. 民用飞机攻角传感器安装定位研究[J]. 空气动力学学报,2015,33(3):420-426.
- [5] 西门子(中国)有限公司. 深入浅出西门子 S7-1200PLC [M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2010.
- [6] 上海安浦鸣志自动化设备有限公司. SS 分体式步进伺服-基本型硬件手册[Z]. 上海:[s.n],2015.
- [7] 上海安浦鸣志自动化设备有限公司. Modbus/RTU 用户手册[Z].上海:[s.n],2015.
- [8] 西门子(中国)有限公司. 深入浅出西门子 WINCC [M]. 北京:北京航空航天大学出版社,2004.

收稿日期:2020-06-19