

doi: 10.11835/j.issn.1000-582X.2023.205

基于气动肌肉驱动关节自抗扰控制

黄国勤, 米俊丞, 左思红

(重庆大学机械与运载工程学院, 重庆 400044)

摘要:为了解决气动人工肌肉驱动的下肢康复机器人轨迹跟踪中存在外界干扰和系统参数不确定的问题,提出了一种关节控制自抗扰算法。该方法在气动人工肌肉关节伺服控制系统数学模型基础上,通过三阶状态扩张观测器对系统状态及系统干扰进行估计,对干扰进行实时补偿,并基于分离性原理进行参数整定;利用气动人工肌肉试验平台对控制系统进行定角度条件下的阶跃信号跟踪控制、方波跟踪控制和正弦跟踪控制对比验证实验。实验结果表明:所设计的自抗扰控制器较比例-积分-微分(proportion integration differentiation, PID)控制器响应时间更快、控制误差更低,满足下肢康复机器人的应用控制要求。

关键词:机械电子工程;下肢康复机器人;气动人工肌肉;自抗扰控制;参数整定;轨迹跟踪

中图分类号:TP242

文献标志码:A

文章编号:1000-582X(2024)09-051-10

Auto disturbance rejection control of joints driven by pneumatic muscles

HUANG Guoqin, MI Juncheng, ZUO Sihong

(College of Mechanical and Vehicle Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China)

Abstract: To solve the problems of external interference and system parameter uncertainty in the trajectory tracking of a lower limb rehabilitation robot driven by pneumatic artificial muscles, an active disturbance rejection algorithm for joint control is proposed. Based on the mathematical model of the servo control system of the pneumatic artificial muscle joint, the method firstly estimates the system state and disturbance using a third-order state expansion observer. It then compensates for the disturbance in real time and adjusts the parameters based on the separation principle. Subsequently, with using a pneumatic artificial muscle test platform, the step signal tracking control, square wave tracking control, and sine tracking control of the control system are compared and verified under fixed angle conditions. Experimental results show that the designed active disturbance rejection control (ADRC) has a faster response time and lower control error than the proportional integral differential (PID) controller, meeting the application control requirements of the lower limb rehabilitation robot.

Keywords: mechanical and electronic engineering; lower limb rehabilitation robot; pneumatic artificial muscle; auto disturbance rejection control; parameter setting; track tracking

收稿日期:2022-05-12 网络出版日期:2023-03-24

基金项目:国家重点研发计划资助项目(2019YFB1703600);国家自然科学基金资助项目(62033001)。

Supported by National Key R&D Program of China (2019YFB1703600), and National Natural Science Foundation of China (62033001).

作者简介:黄国勤(1976—),男,副教授,博士,主要从事流体传动与智能控制、机器人技术研究,(E-mail) huanguoqin@cqu.edu.cn。

气动人工肌肉(pneumatic artificial muscle, PAM)是一种类似人体肌肉的仿生驱动器,具有功率/质量比大、柔顺性强等特点,可广泛用于具有高频、强非线性运动特征的系统驱动,如踝关节康复机器人、农业采摘机器人等^[1-2]。因此,研究气动人工肌肉的控制方法具有重要的应用价值和广阔的市场前景。

当前气动人工肌肉在快速响应和精确控制上仍是学术界的一大难题。由于气体的可压缩性,气动人工肌肉具有非线性和迟缓等特性^[3],仅凭经典的比例-积分-微分(proportion integration differentiation, PID)控制难以达到理想控制效果。近年来,也有多位学者尝试对气动人工肌肉的经典控制算法进行拓展和创新。针对气动人工肌肉驱动的4脚机器人在复杂地形的步态控制,张云等^[4]运用Kimura振荡器设计出一种新型中枢模式发生器(central pattern generators, CPG)网络 and 自适应步态控制器。Zhang等^[5]提出了依赖Kalman滤波的控制器,并结合气动人工肌肉数学模型来对误差进行预测、补偿及反馈。王斌锐等^[6]将级联气动肌肉设计与模糊控制相结合,增大了气动人工肌肉的输出力和作用范围。Zhao等^[7]利用滑模控制有效克服了气动人工肌肉的随机胀缩性问题。龚道雄等^[8]把气动人工肌肉驱动的机器人关节系统运动问题简化为一种非线性最优控制问题,将此非线性控制系统线性化后再利用模型设计了其最优控制律。Hao等^[9]设计了一种积分-比例-积分-积分-导数控制器,减少了一些气动人工肌肉因强非线性和不对称滞后性带来的控制难度。

这些控制方法的效果大多取决于系统模型或直观经验。因为内外部条件的复杂性和未知性,加上气动人工肌肉自身良好的柔顺性,此类控制方法的效果不稳定。在实际应用中,以气动人工肌肉作为驱动的下肢康复机器人的控制策略主要为位置控制,位置控制策略要求控制系统精度高和响应速度快。因此,笔者以下肢康复机器人的关节为研究对象,针对高速开关阀驱动的气动人工肌肉,设计了基于自抗扰控制(active disturbance rejection control, ADRC)的二阶自抗扰控制器,该控制器的实现不需要依赖准确的气动人工肌肉数学模型。为了验证所设计的ADRC控制器效果,建立了单自由度气动肌肉位置伺服系统试验台,在试验台上进行了阶跃、方波和正弦输入信号跟踪试验,最后与PID控制试验结果进行对比分析和验证。

1 气动人工肌肉系统建模

1.1 气动人工肌肉试验平台

气动人工肌肉PAM主要由橡胶管和外覆的纤维编制网和两端接头组成,通过充/放气可实现单向直线运动和复原运动。当充气时,压缩气体进入气动人工肌肉腔内,腔内压力增强,气动人工肌肉的橡胶管径向膨胀并带动编织袋角度变化,气动人工肌肉的直线长度方向产生收缩力,带动外接负载运动。当腔内压缩气体被释放时,气动人工肌肉的径向和轴向都逐渐恢复原样。

下肢康复机器人运动控制的对象是各个关节,与关节相连接的是驱动元件——气动肌肉,通过双气动肌肉之间的相互作用带动关节的转动。对拉式布置的双气动人工肌肉因为其单向收缩性,在关节转动处于极限位置(顺时针或逆时针转角的最大值)时,一个气动人工肌肉处于充气的最大压力,另一个气动人工肌肉的压力等于大气压力,此时前者处于收缩极限,后者则处于拉伸极限。当处于中间某些位置时,2个肌肉会处于充气状态,所以,问题在于0点位置的选择。文中实验选择2根气动肌肉处于充气状态下的相对平衡状态作为0点位置,由此搭建了基于高速开关阀的气动人工肌肉驱动的单关节伺服位置控制研究试验台。原理图如图1所示,试验台实物则如图2所示。

压缩气体经减压阀、高速开关阀(MHE2-MS1H-3/2G-QS-4-K)接入PAM。采用2个高速开关阀为一组控制单根气动人工肌肉的充气和排气,其中阀1和阀3都各自有一个排气口被堵塞,可作为两位三通阀使用。以气动人工肌肉PAM1为例,如图1所示,阀1的排气口被堵住,当阀1输入脉宽调制(pulse width modulation, PWM)信号时,通过控制充入气动人工肌肉PAM1的气体流量使得气动人工肌肉PAM1因压力增大而收缩。当阀1关闭,阀2输入脉宽调制信号时,通过控制气动人工肌肉PAM1腔内排出的流量控制气动人工肌肉PAM1因压力减小而伸长。气动人工肌肉PAM2同理。采用绝对型旋转编码器(E6C3-AG5B 1024P/R)接入到单关节的同步带轮轴上,用于测量气动人工肌肉驱动关节转动角度。另外,采用STM32单片机(F103ZET6)作为下位机,实现控制算法和读取旋转编码器信号,通过STM32单片机芯片的TIM定时器产生理想脉宽调制信号,经过放大驱动开关阀,实现对气动人工肌肉关节位置的伺服控制。

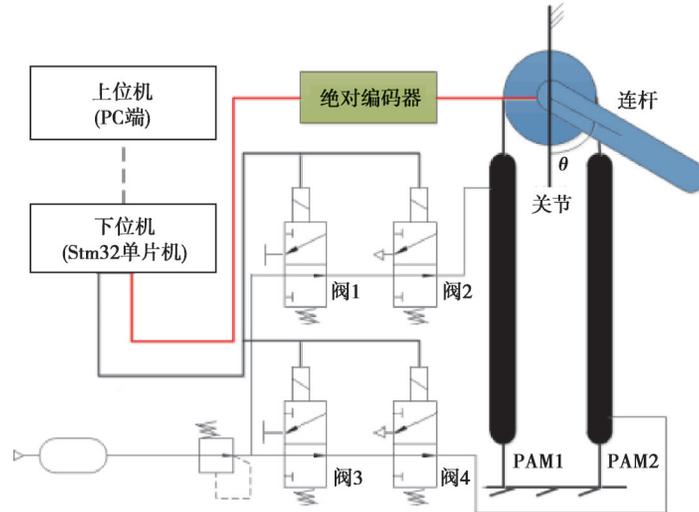


图 1 双 PAM 试验台控制原理图

Fig. 1 Control schematic diagram of dual PAM test bench

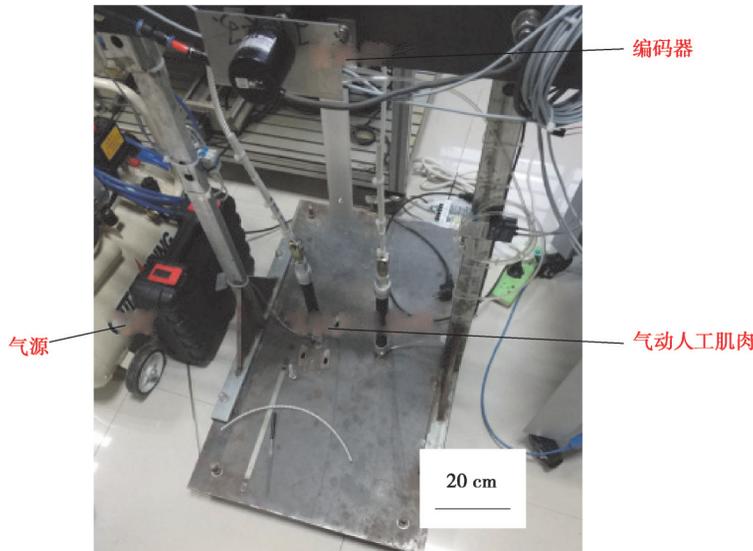


图 2 PAM 试验台实物图

Fig. 2 Physical image of PAM test bench

1.2 系统模型

气动人工肌肉的静态模型表征气动人工肌肉的收缩力、内腔压力和长度之间的函数关系,将气动人工肌肉视为理想圆柱体,根据虚功原理可得到静态数学模型^[10]

$$F(\varepsilon, p) = \pi R_0^2 p [A(1 - k_0 \varepsilon)^2 - B] \quad (1)$$

式中: R_0 为气动人工肌肉初始状态半径; k_0 为修正参数; ε 为气动人工肌肉收缩率, $\varepsilon = (E_0 - E_1)/E_0$, E_0 和 E_1 分别为气动人工肌肉初始状态长度和收缩时的长度; p 为气动人工肌肉内腔压力; $A = 3/\tan 2\gamma$, $B = e/\sin 2\gamma$, γ 为气动人工肌肉初始状态编织角。

高速开关阀内,气体在运动过程中受到各方面的影响,使用 Sanvile 公式计算它的质量流量^[11],为

$$Q_g = \begin{cases} uSp_1 \sqrt{\frac{2K}{CT(K-1)}} \sqrt{\left(\frac{p_2}{p_1}\right)^{\frac{2}{K}} - \left(\frac{p_2}{p_1}\right)^{1+\frac{1}{K}}}, & R_1 < \frac{p_2}{p_1} < 1; \\ uSp_1 \left(\frac{2}{K+1}\right)^{\frac{1}{K-1}} \sqrt{\frac{2K}{CT(K+1)}}, & \frac{p_2}{p_1} \leq R_1. \end{cases} \quad (2)$$

式中： Q_g 为气体质量流量； u 为输入脉宽调制信号占空比； S 为阀口流通有效截面积； R_1 为临界压力比； p_1 和 p_2 分别为上游、下游压力； T 为气源温度； K 为气体绝热指数； C 为气体常数。

脉宽调制信号决定开关阀的工作状态，脉宽调制信号的基频下限不能低于100 Hz，上限不能高于180 Hz，在试验时设定为150 Hz。占空比与气体质量流量的相对关系会传递出一种线性变化^[12]。

气动人工肌肉腔室在内部体积有限的情况下的绝热充/放气过程，仍然遵守热力学能量守恒方程，依此可得气动人工肌肉的能量守恒方程为

$$\dot{p} = \pm \frac{KCT}{V} Q_g - \frac{Kp}{V} \dot{V}, \quad (3)$$

式中， V 为气动肌肉收缩过程中腔室体积。

对于气动人工肌肉有

$$E = e \sin \theta, \quad (4)$$

$$n\pi D = e \cos \theta, \quad (5)$$

式中： e 为气动人工肌肉的单根纤维长度； E 为气动肌腱长度； D 为气动人工肌肉的横截面直径； n 为纤维缠绕圈数； θ 为同步带轮转角。

$$V = \frac{(e^2 - E^2)E}{4n^2\pi}. \quad (6)$$

取 V 取值为气动人工肌肉充气体积的均值。此时，可将式(3)改为气动人工肌肉压力模型为

$$\dot{p} = K_q Q_g, \quad (7)$$

式中， $K_q = \pm \frac{KCT}{V}$ 。

由式(3)可得到气动人工肌肉充气过程的压力流量方程

$$\dot{p} = \frac{K(3pE^2 + 4n^2\pi CTQ_g - pe^2)}{(e^2 - E^2)E}. \quad (8)$$

同理，由式(3)的能量守恒方程，可推导得到排气过程的压力流量方程：

$$\dot{p} = \frac{K(-3pE^2 + 4n^2\pi CTQ_g + pe^2)}{(E^2 - e^2)E}. \quad (9)$$

对系统作动力学分析可得出单关节的转矩为

$$T_0 = (F_1 - F_2)r = 0.5mge_n \sin \theta + \zeta \dot{\theta} + I\ddot{\theta}, \quad (10)$$

式中： m 为负载质量； r 为同步带轮半径； ζ 为系统阻尼系数； F_1 、 F_2 为双气动人工肌肉的张力； e_n 为连杆长度； I 为连杆转动惯量。

选取 X_1 、 X_2 、 X_3 为系统状态变量，令 $X_1 = \theta$ 、 $X_2 = d\theta/dt$ 、 $X_3 = p$ ，则系统状态方程为

$$\begin{cases} \dot{X}_1 = X_2, \\ \dot{X}_2 = \frac{2F_1 r - 2F_2 r - mge_n \sin \theta - 2aX_2}{2I}, \\ \dot{X}_3 = \frac{3KE^2 \dot{X}_3 - Ke^2 \dot{X}_3 \pm 4Kn^2\pi CTQ_g}{E(e^2 - E^2)}. \end{cases} \quad (11)$$

2 自抗扰控制器设计

自抗扰控制器(ADRC)主要由跟踪微分器(tracking differentiator, TD)、扩张状态观测器(extended state observer, ESO)、非线性状态误差反馈(nonlinear state error feedback, NLSEF)组成^[12]。

利用式(10)与自抗扰控制结合，占空比 u 为控制量，有

$$\ddot{\theta} = f(\theta, \dot{\theta}) + w + Gu, \quad (12)$$

式中： $f(\theta, \dot{\theta})$ 为系统内部扰动； G 为补偿系数； w 为外部扰动。

式(11)线性化可建立依赖于模型的二阶非线性ADRC系统，因为此系统多次线性化后会得到较大的误

差,因此应用如图 3 所示不依赖模型的自抗扰控制。图中, b 为补偿因子, Z_1 、 Z_2 、 Z_3 分别为系统状态 x_1 的估计值、系统状态 x_2 的估计值、系统总扰动(包括内部不确定性和外部扰动)的估计值。

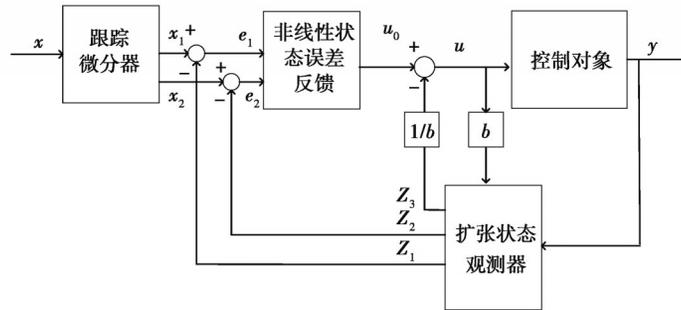


图 3 不依赖于模型的 ADRC 控制图
Fig. 3 Model independent ADRC control chart

2.1 跟踪微分器

自跟踪微分器接收信号 $x(t)$ 始,经处理得到跟踪信号 x_1 和微分信号 x_2 ,并且 $x_2 = dx_1/dt$ 。利用二阶最速开关系统构造二阶跟踪微分器^[13]:

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2, \\ \dot{x}_2 = -r_1 \operatorname{sign} \left(x_1 - x + \frac{x_2 |x_2|}{2r_1} \right). \end{cases} \quad (13)$$

再次对系统进行离散化

$$\begin{cases} x_1(k+1) = x_1(k) + hx_2(k), \\ x_2(k+1) = x_2(k) - r_1 u(k), \\ |u(k)| \leq r_1. \end{cases} \quad (14)$$

式中: h 和 r_1 是可控制参数; h 为采样步长。

得到最速综合函数 fhan

$$\operatorname{fal}(v_0, \alpha, \delta) = \begin{cases} \frac{v_0}{\delta^{1-\alpha}}, & |v_0| \leq \delta; \\ |v_0|^\alpha \operatorname{sign}(v_0), & |v_0| > \delta. \end{cases} \quad (15)$$

$$\begin{cases} d = r_1 h^2, a_0 = hv_2, y = v_1 + a_0; \\ a_1 = \sqrt{d^2 + 8d|y|}; \\ a_2 = a_0 + \operatorname{sign}(y) \frac{a_1 - d}{2}; \\ s_y = \frac{\operatorname{sign}(y+d) - \operatorname{sign}(y-d)}{2}; \\ a = a_2 + a_0 s_y + y s_y - a_2 s_y; \\ s_a = \frac{\operatorname{sign}(a+d) - \operatorname{sign}(a-d)}{2}; \\ \operatorname{fhan} = -r_1 \left(\frac{a s_a}{d} + \operatorname{sign}(a) - s_a \operatorname{sign}(a) \right). \end{cases} \quad (16)$$

式中, δ 为函数 fal 在原点附近的线性区间宽度,再利用最速综合函数建立离散最速反馈系统^[13]

$$\begin{cases} f_h = \operatorname{fhan}(x_1(k_1) - x(k_1), x_2(k_1), r_1, h_0), \\ x_1(k+1) = x_1(k) + hf_h, \\ x_2(k+1) = x_2(k) + hf_h, \end{cases} \quad (17)$$

式中: h_0 为滤波因子; r_1 为微分器的带宽或响应速度的调节参数; k_1 为微分器对输入信号变化的放大程度; v_0 为

系统初始状态; d 为系统的动态特性或状态变量的变化率; s_a 为饱和函数。

参数 r_1 的大小与 x_1 跟踪信号 x 的速度密切相关,其值与跟踪时间呈负相关,但 r_1 过大会引起高频脉冲噪声进而影响信号。因此, r_1 越小,跟踪信号越好。

2.2 扩张状态观测器

如图3所示,建立离散系统状态观测器^[13]

$$\begin{cases} \varepsilon_1 = z_1(k_1) + y(k_1), \\ z_1(k_1 + 1) = z_1(k_1) + h(z_2(k_1) - \varepsilon_1 \beta_{01}), \\ z_2(k_1 + 1) = z_2(k_1) + h(z_3(k_1) + \beta_{02} \text{fal}(\varepsilon_1, 0.5, \delta) + bu(k_1)), \\ z_3(k_1 + 1) = z_3(k_1) - h\beta_{03} \text{fal}(\varepsilon_1, 0.25, \delta), \end{cases} \quad (18)$$

式中, β_{01} 、 β_{02} 、 β_{03} 为反馈增益的可控制参数,并影响观测器的收敛速度。

2.3 非线性状态误差反馈

跟踪微分器输出输入信号各阶导数 x_1 、 x_2 ,而 Z_1 、 Z_2 相当于状态的估计量,在跟踪输入信号 $x(t)$ 时的状态误差和2组变量存在一定关系,用它们之间的非线性约束来实现非线性状态误差反馈^[13]:

$$\begin{cases} e_1 = x_1(k_1) - z_1(k_1), \\ e_2 = x_2(k_1) + z_2(k_1), \\ u_0(k_1) = \beta_1 \text{fal}(e_1, 0.5, \delta) + \beta_2 \text{fal}(e_1, 1.5, \delta). \end{cases} \quad (19)$$

可得控制量为

$$u(k_1) = u_0(k_1) - \frac{z_3}{b}, \quad (20)$$

式中: β_1 、 β_2 、 b 均为可控制参数。当实验控制量 $u(k)$ 为正且非0时,开关阀4输入为1的占空比,开关阀3输入则为 $u(k)$,此时气动人工肌肉PAM2处于充气过程,外在状态表现为压缩形式;反之, $u(k)$ 不大于0时,开关阀4占空比输入为其对应 $u(k)$ 的绝对值,开关阀3输入则为0,此时气动人工肌肉PAM2处于排气过程,外在状态表现为拉伸形式。

上述ADRC控制器参数需要整定 β_{01} 、 β_{02} 、 β_{03} 、 β_1 、 β_2 、 b ,其余参数利用经验调整^[13]。

参数整定的方法有高志强教授等^[14-15]提出的结合带宽的概念,此方法应用广泛,意义深刻且调试简单,但主要用于线性ADRC,和非线性控制系统没有很好的相性。不同于传统参数整定方法,齐晓慧等^[16]依靠人工智能整定效果较好,然而由于其复杂的原理和应用条件等原因,限制了该方法的推广。文中的参数则使用分离性原理和非线性扩张状态观测器整定公式整定^[12]

$$\begin{cases} h = \sqrt{\frac{1}{1000r_1}}, h = 0.5h_0, h = 0.2\delta; \\ \beta_{01} = \frac{1}{h}, \beta_{02} = \frac{1}{3h^2}, \beta_{03} = \frac{1}{32h^3}. \end{cases} \quad (21)$$

根据式(21),采样时间可以将大部分参数定为常量,因此只需整定 b 、 β_1 、 β_2 。最后,由系统的承受能力确定参数 r_1 ,ADRC控制整定参数见表1所示。PID控制器整定参数见表2所示。

表1 ADRC参数

Table 1 ADRC parameters

h	r_1	h_0	β_{01}	δ	β_{02}	β_{03}	β_1	β_2	b
0.01	80	0.02	100	0.03	100	5 000	1	35	1.1

表2 PID参数

Table 2 PID parameters

k_p	k_i	k_D
260.0	0.1	2.0

3 试验结果与分析

实验条件为气源压力0.5 MPa、连杆负载质量3 kg时,由文献[17]知,正常人下肢的各关节运动角度范

围,结合实验条件和效果,取一个满足各个关节的中间值,因此,给定转角试验信号 $\theta=20^\circ$,ADRC 和 PID 控制的阶跃响应曲线如图 4 所示。

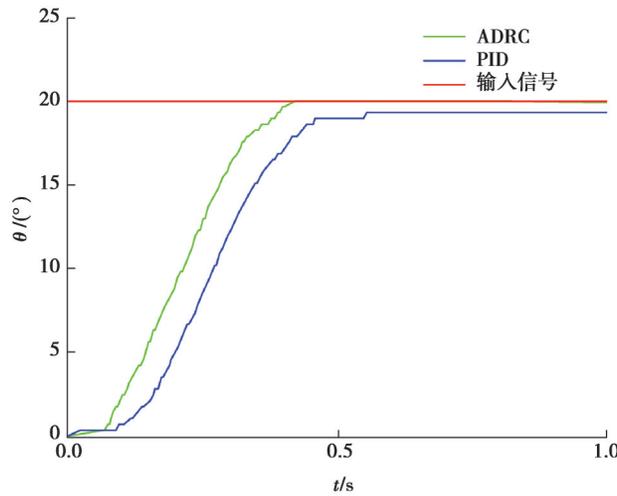


图 4 $\theta=20^\circ$ 时的阶跃响应图

Fig. 4 Step response at $\theta=20^\circ$

图 4 显示,在输入信号 $\theta=20^\circ$ 时,ADRC 控制器的稳态误差仅为 0.03° ,PID 控制系统的稳态误差却是 0.67° ,而且 ADRC 的响应时间比 PID 缩短了 76.2%。表 3 列出了 2 种控制器的稳态误差和响应时间。

表 3 阶跃响应性能表 ($\theta=20^\circ$)

Table 3 Step response performance ($\theta=20^\circ$)

控制器	稳态误差/ $^\circ$	响应时间/s
ADRC	0.03	0.423
PID	0.67	0.555

在上述实验条件下,气源压力与连杆负载保持不变,给定最大转角试验信号为 θ 为 20° ,最小转角试验信号 θ 为 10° ,频率为 0.5 Hz 的方波信号,跟踪曲线如图 5 和图 6 所示,误差曲线见图 7 和图 8 所示。此方波信号下的 ADRC 和 PID 控制器的均方根误差和平均绝对误差如表 4 所示。

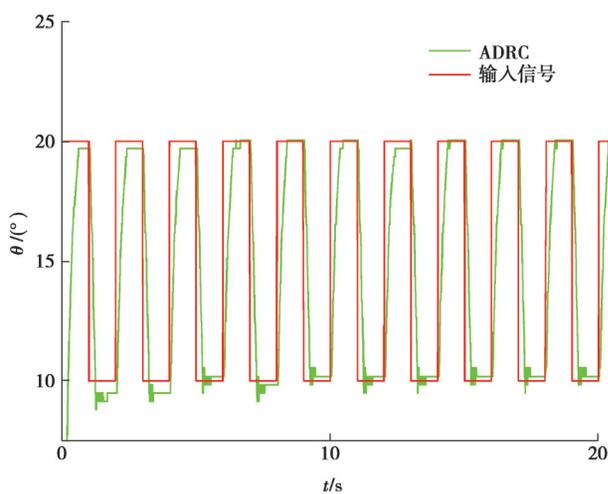


图 5 ADRC 跟踪 0.5 Hz 的方波信号图

Fig. 5 ADRC tracking square wave signal at 0.5 Hz

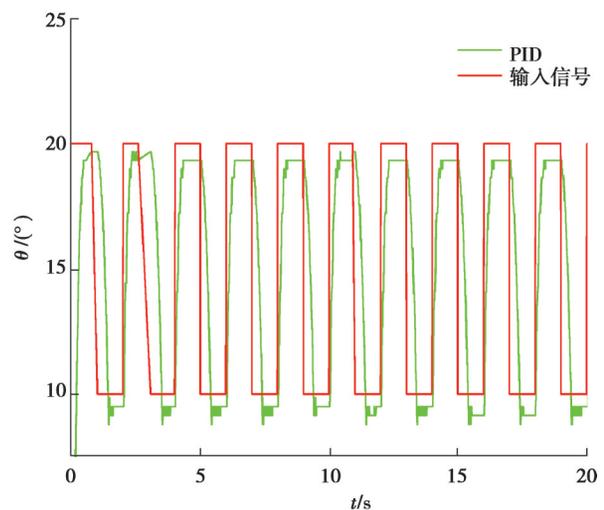


图 6 PID 跟踪 0.5 Hz 的方波信号图

Fig. 6 PID tracking square wave signal at 0.5 Hz

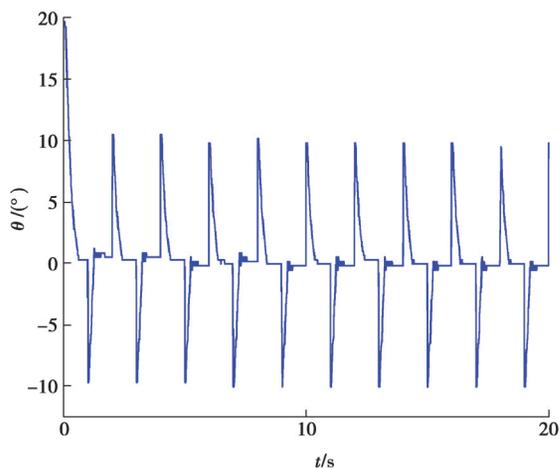


图7 ADRC跟踪0.5 Hz的方波信号误差图

Fig. 7 ADRC tracking square wave signal error at 0.5 Hz

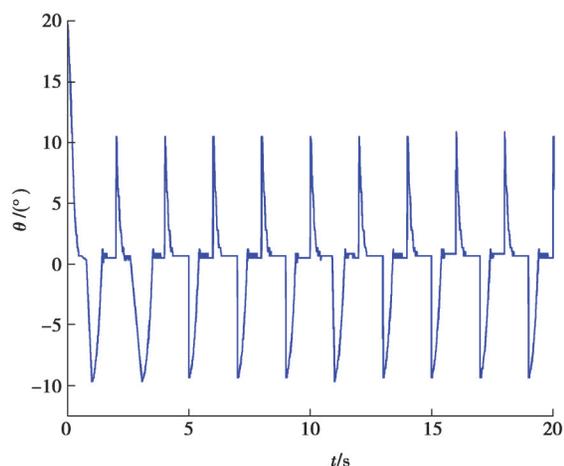


图8 PID跟踪0.5 Hz的方波信号误差图

Fig. 8 PID tracking square wave signal error at 0.5 Hz

表4 方波跟踪性能表

Table 4 Square wave tracking performance

控制器	输入信号频率/Hz	均方根误差/(°)	平均绝对误差/(°)
ADRC	0.5	3.441	1.674
PID	0.5	3.984	2.562

如图5和图6显示,PID相对ADRC在跟踪输入信号时有0.03 s的时滞,在上升周期中,ADRC处于稳定时的平均误差为 0.08° ,PID对应的稳定误差为 0.61° 。在下降周期中,ADRC处于稳定时的平均误差为 0.25° ,PID对应的稳定误差则为 0.57° 。对比之下可见,ADRC的稳定误差比PID小得多。对比图7和图8,具体可由表4中数据显示,ADRC相比PID,均方根误差减小了13.63%,平均绝对误差则减小了34.66%。综合图5~8所示,在信号上升和下降过程中,ADRC的误差都比PID要小。从本实验中可以看出,在响应速度、稳定性和精确度上,ADRC的控制效果好于PID。

给定系统输入0.5 Hz的正弦信号,此信号规律可表示为 $\theta=10\sin(\pi t)+15$,系统跟踪信号图及相应控制器输出控制量曲线、误差曲线如图9~12所示。此正弦信号下的ADRC和PID控制器的均方根误差、峰值最大误差和平均绝对误差如表5所示。

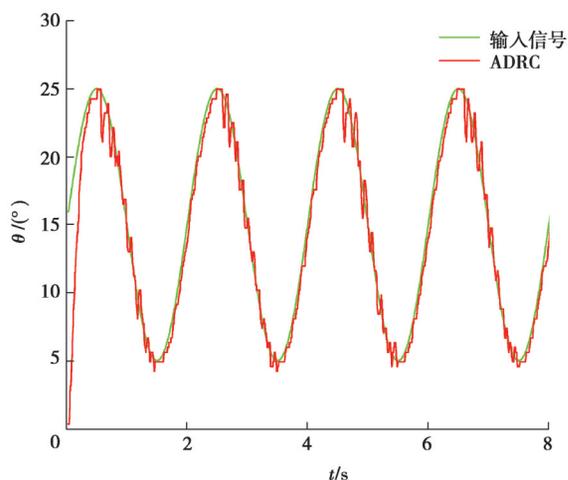


图9 ADRC跟踪0.5 Hz的正弦信号图

Fig. 9 ADRC tracking sinusoidal signal at 0.5 Hz

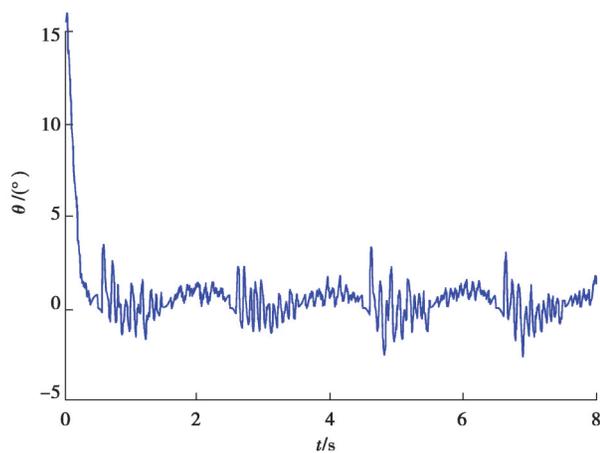


图10 ADRC跟踪0.5 Hz的正弦信号误差图

Fig. 10 ADRC tracking sinusoidal signal error at 0.5 Hz

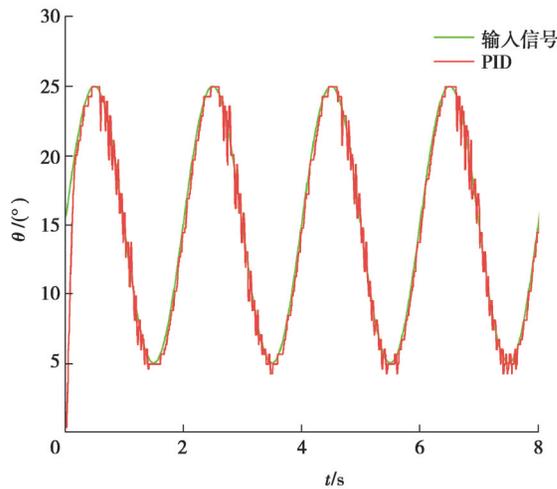


图 11 PID 跟踪 0.5 Hz 的正弦信号图

Fig. 11 PID tracking sinusoidal signal at 0.5 Hz

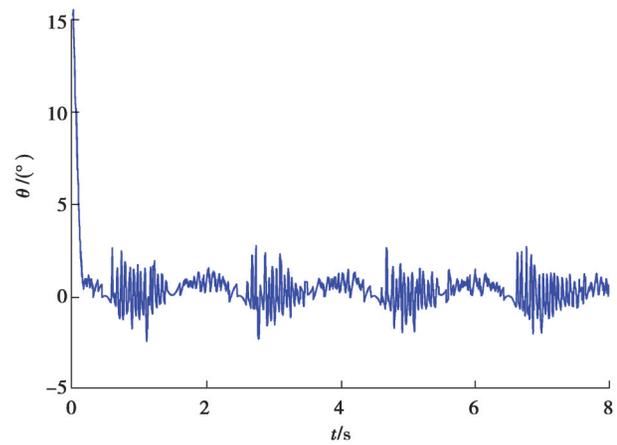


图 12 PID 跟踪 0.5 Hz 的正弦信号误差图

Fig. 12 PID tracking sinusoidal signal error at 0.5 Hz

表 5 正弦跟踪性能表

Table 5 Sinusoidal tracking performance

控制器	输入信号频率/Hz	均方根误差/(°)	峰值最大误差/(°)	平均绝对误差/(°)
ADRC	0.5	1.323	2.814	0.664
PID	0.5	1.456	3.471	0.734

如图 9 和图 11 显示,ADRC 在跟踪输入信号时具有更好的灵敏度和时效性,能够快速响应并跟踪输入信号;而 PID 跟踪曲线有 0.05 s 的时滞。对比图 10 和图 11,ADRC 相较 PID 而言,均方根误差减小了 9.13%,而峰值最大误差减小了 18.93%,平均绝对误差则减小了 9.54%。综合图 9~12,2 种控制器在上升周期的跟踪信号的稳定性和误差状态都优于下降周期。但在跟踪信号的下降周期,ADRC 控制器的误差波峰和方差都低于 PID 控制器。同样,PID 控制系统在信号下降周期产生一定的振荡,稳定也不如 ADRC 控制器。由此实验可以再次得出,无论是响应速度还是稳定性和精确度,ADRC 都要优于 PID。

4 结束语

下肢康复机器人关节驱动采用的气动肌肉具有强非线性和回滞特性,且系统参数难以准确确定,导致难以实现准确的控制。针对这一难题,笔者搭建了基于高速开关阀驱动气动人工肌肉 PAM 位置的伺服控制实验平台,建立系统的数学模型;在此基础上提出了不依赖于精确模型的自抗扰控制方法。该方法通过扩张状态观测器对系统总扰动进行估计,通过气动肌肉占空比的非线性约束来实现误差反馈对扰动进行补偿,得到控制规律,进行参数整定。通过 ADRC 和 PID 两种控制方法的轨迹跟踪试验证明,文中的自抗扰方法可以使气动人工肌肉的位置控制误差更小并拥有更快速的响应速度,满足气动人工肌肉在下肢康复机器人等应用的控制要求。如果将驱动气动人工肌肉的高速开关阀换成伺服阀或比例阀,采用类似的自抗扰方法,关节位置控制精度有望得到进一步的提升。

参考文献

- [1] 刘延斌,庞翔元,张彦斌,等.踝关节康复机器人主动训练柔顺控制研究[J].系统仿真学报,2020,32(1):54-60.
Liu Y B, Pang X Y, Zhang Y B, et al. Research on active training compliance control of ankle rehabilitation robot[J]. Journal of System Simulation, 2020, 32(1): 54-60.(in Chinese)
- [2] 王斌锐,周唯逸,许宏.智能气动肌肉的静态驱动特性研究[J].农业机械学报,2009,40(3):208-212,193.
Wang B R, Zhou W Y, Xu H. Static actuating characteristics of intelligent pneumatic muscle[J]. Transactions of the Chinese Society for Agricultural Machinery, 2009, 40(3): 208-212, 193.(in Chinese)

- [3] 杨玉贵, 彭光正, 王涛, 等. 具有固定重力补偿的模糊免疫PD控制在气动人工肌肉驱动机械手位置控制中的应用[J]. 机器人, 2008, 30(3): 259-263.
Yang Y G, Peng G Z, Wang T, et al. Application of fuzzy immune PD controller with fixed gravity compensation to displacement control for manipulator actuated by pneumatic muscle actuator[J]. Robot, 2008, 30(3): 259-263.(in Chinese)
- [4] 张云, 郭振武, 陈迪剑, 等. 基于Kimura振荡器和虚拟模型的气动肌肉四足机器人步态控制[J]. 兵工学报, 2018, 39(7): 1411-1418.
Zhang Y, Guo Z W, Chen D J, et al. Gait control of quadruped robot driven by pneumatic muscle based on kimura oscillator and virtual model[J]. Acta Armamentarii, 2018, 39(7): 1411-1418. (in Chinese)
- [5] Zhang D H, Zhao X G, Han J D. Active model-based control for pneumatic artificial muscle[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2017, 64(2): 1686-1695.
- [6] 王斌锐, 张斌, 沈国阳, 等. 级联气动肌肉仿人肘关节建模与模糊控制[J]. 机器人, 2017, 39(4): 474-480.
Wang B R, Zhang B, Shen G Y, et al. Modeling and fuzzy control of humanoid elbow driven by cascaded pneumatic muscles[J]. Robot, 2017, 39(4): 474-480.(in Chinese)
- [7] Zhao X G, Ma H Y, Ye D, et al. Independent stiffness and force control of antagonistic pneumatic artificial muscles joint[C]//International Conference on Advanced Robotics and Mechatronics.IEEE, 2017:734-739.
- [8] 龚道雄, 何睿, 于建均, 等. 一种气动肌肉拮抗驱动机器人关节的类人运动控制方法[J]. 机器人, 2019, 41(6): 803-812.
Gong D X, He R, Yu J J, et al. A human-like motion control method for robotic joint actuated by antagonistic pneumatic muscles[J]. Robot, 2019, 41(6): 803-812.(in Chinese)
- [9] Hao L N, Yang H, Sun Z Y, et al. Modeling and compensation control of asymmetric hysteresis in a pneumatic artificial muscle[J]. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 2017, 28(19): 2769-2780.
- [10] Tondu B, Ippolito S, Guiochet J, et al. A seven-degrees-of-freedom robot-arm driven by pneumatic artificial muscles for humanoid robots[J]. The International Journal of Robotics Research, 2005, 24(4): 257-274.
- [11] Zhu X C, Tao G L, Yao B, et al. Adaptive robust posture control of parallel manipulator driven by pneumatic muscles with redundancy[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2008, 13(4): 441-450.
- [12] Gao Z Q. From linear to nonlinear control means: a practical progression[J]. ISA Transactions, 2002, 41(2):177-189.
- [13] 韩京清. 自抗扰控制技术:估计补偿不确定因素的控制技术[M]. 北京:国防工业出版社, 2008.
Han J Q. Active disturbance rejection control technology: control technology for estimating and compensating uncertain factors[M]. Beijing: National Defense Industry Press, 2008.(in Chinese)
- [14] Gao Z Q. Scaling and bandwidth-parameterization based controller tuning[C]//Proceedings of the American Control Conference. New York: IEEE, 2003: 4989-4996.
- [15] Fu C F, Tan W. A new method to tune linear active disturbance rejection controller[C]//2016 American Control Conference (ACC). Boston: IEEE, 2016: 1560-1565.
- [16] 齐晓慧, 李杰, 韩帅涛. 基于BP神经网络的自适应自抗扰控制及仿真[J]. 兵工学报, 2013, 34(6): 776-782.
Qi X H, Li J, Han S T. Adaptive active disturbance rejection control and its simulation based on BP neural network[J]. Acta Armamentarii, 2013, 34(6): 776-782.(in Chinese)
- [17] 向望. 气动肌腱式下肢康复机器人设计与关节控制研究[D]. 重庆: 重庆大学, 2020.
Xiang W. Research on design and joint control of pneumatic tendon-driven lower limb rehabilitation robot[D]. Chongqing: Chongqing University, 2020. (in Chinese)

(编辑 詹燕平)