

基于 DMFC 的上肢外骨骼人一机协调控制系统

方 丽, 彭顺生

(湖南大学 信息科学与工程学院, 长沙 410082)

摘要: 上肢外骨骼人一机协调控制系统中的一个关键问题是直角坐标系中的力信号转换成联合坐标系中力矩, 该过程中奇点几乎一直存在; 为了解决这个问题, 提出了一种基于动态模型力控制器 (dynamic model of force control, DMFC) 的控制系统; 利用阻尼最小二乘法处理负载, 转矩补偿负载质量, 避免了奇异性; 在外骨骼的末端执行器处安装力传感器用于测量外骨骼和负载之间的力, 通过相互作用力自动反映使用者的运动意图; 实验结果表明, 提出的控制系统具有非常好的稳定性和可负载性, 当施加负载补偿时, 不附加任何物体与附加 5 公斤对象的外骨骼末端执行器位置之间的稳态误差可减小至 $0.01 \mu\text{m}$ 以下, 完全满足起吊重物的上肢外骨骼需求。

关键词: 上肢外骨骼; 人一机协调控制; 奇点; 动态模型; 阻尼最小二乘

A DMFC-based Man-machine Coordinated Control System of Upper Limb Exoskeleton

Fang Li, Peng Shunsheng

(College of Electrical and Information Engineering, Hunan University, Changsha 410082, China)

Abstract: The key problem of upper limb exoskeleton man-machine coordinated control system is Cartesian coordinate system signal convert into joint coordinate's moment. Singular points almost exist in the processing all the time. A new control system based on dynamic model of force control is proposed in this paper. Damped least squares method is used to handle the load, and the load torque compensation quality, avoiding singularity. In addition, the sensor at the end of exoskeleton actuator is used to measure the force between the exoskeleton and the load, and the user's motion intent is reflected by interaction automatically. Experimental results show that the proposed control system has a very good stability and load resistance, when the load is applied, The steady-state error between the end position of the exoskeleton that not loading anything and the end position of the exoskeleton that not loading 5kg is reduced to $0.01 \mu\text{m}$, and this is quite meet the upper limb exoskeleton lifting heavy demand.

Keywords: upper limb exoskeleton; man-machine coordinated control system; singular point; dynamic model based control; dmped least squares

0 引言

机器人外骨骼系统是提高穿着者在多种环境下各种能力的一人一机协调系统^[1]。操作人员需要负责位置控制, 环境感知和由机器人的人工智能模块提供的运动信号^[2]。该系统利用机械结构结合人体的肢体以改善穿着者的肌肉力量^[3]。20 世纪 90 年代以来, 在美国, 日本和欧洲, 机器人外骨骼一直是研究热点, 在军事, 医学康复和勘探等方面有着广泛的应用。

本文的目的是确定合适的控制方法。许多现有的上肢外骨骼控制器已经以康复为目的而做研究, 但很少考虑将其应用于工业。本文提出了一种动态模型的力控制器 (dynamic model of force control, DMFC), 具有结构简单、稳定性好的特点。

本文剩余部分组织如下: 第 1 节介绍相关研究, 第 2 节概述上肢外骨骼模型, 第 3 节介绍本文提出的控制系统, 第 4 节为实验验证部分, 第 5 节总结全文。

1 相关研究

近年, 学者们提出了许多人机交互 (human-computer

interaction, HRI) 控制系统, 例如, 文献 [4] 设计一种可穿戴的四自由度 (degrees of freedom, DOF) 康复机器人, 自由度与人体运动自由度同轴, 能对前肢、后背各部位进行支撑和牵引。文献 [5] 研究了 6-DOF 的外骨骼式上肢康复机器人, 主要对正向运动和逆向运动进行求解。文献 [6] 设计了 7DOF 上肢外骨骼, 通过使用力传感器获得穿着者的运动意图。文献 [7] 设计了基于电动马达驱动的 8 自由度上肢外骨骼, 通过使用力传感器测量人为操作与外骨骼之间所产生的力和力矩, 然后利用其控制该信息。文献 [8] 主要解决行军过程中士兵承载负重问题, 分析下肢自由度和步态, 通过建立七杆模型解决单足和双足支撑问题。文献 [9] 设计了一种控制器, 通过使用机电传感器和扭矩传感器的信号产生一个自由度, 从而补充肌力的运动扭矩。这些模型大多功能单一, 且结构复杂。

HRI 可分为认知 HRI (Cognitive human-computer interaction, CHRI) 和物理 HRI (Physical human-computer interaction, PHRI)^[10]。通常基于 PHRI 控制器比 CHRI 信号测量更为简单, 保证信号的再现性, 并能获得可靠信号。文献 [2] 通过模拟人机交互虚拟成机械阻抗对外骨骼所需的位置提出控制方法。文献 [11] 进行人体建模成阻抗并通过生成所需的位置与相互作用力以提出了 PID 控制准入。后来, 文献 [12] 也通过使用弹簧来测量穿戴者的运动意图来进行人机交互建

收稿日期: 2015-01-18; 修回日期: 2015-03-20。

基金项目: 国家自然科学基金(61175124)。

作者简介: 方丽 (1980-), 女, 湖南衡阳人, 讲师, 硕士生在读, 主要从事机器学习、数据挖掘方向的研究。

模,提出了一种基于滑模控制的外骨骼控制器。然而,通过泛化来模拟人型是不可能实现的。使用的虚拟模型,如阻抗或导纳过滤实验方法所产生的人体模型参数是必要的。对于工业应用,采用一概而论的人体模型的方法是不恰当的。许多现有的上肢外骨骼控制器已经以康复为目的而做研究,但很少考虑其应用到工业上去,本文研究为了提高产业工人的肌肉力量,因此,对象系统必须是安全可靠的运动意图信号。

2 上肢外骨骼模型

2.1 外骨骼系统

本文使用的机器外骨骼在肩部有两个自由度,在肘部有一个自由度。该驱动器支持肩部伸展/弯曲(E/F),肩关节外展/内收(AB/AD),和肘部E/F自由度。该外骨骼制造适应于20~29岁的男性身体。该机器外骨骼肩部和肘部范围的运动(ROM)是基于一个标准中国男性的数据。此外,该机器的环节长度能够调节人们关节的旋转中心和所述外骨骼关节,使其二者可链接。整合性的缺乏可能是由于一个人的身体尺寸差异或由于人与机器关节的旋转中心之间的差距所造成的。该系统有两个接触点:背部和用户的手。外骨骼控制信号使用了用户和外骨骼之间的相对力,由3个轴力传感器(图1)测得。表1给出了本实验设计的规格。

表1 HEXAR的规格

规格	值	单位
自由度	6	DOF
外骨骼重量	26	kg
有效载荷	300	N
耗电量	1.2	kW
最大的关节速度	35	RPM



图1 使人体力量增加的XAR系统

2.2 外骨骼模型

处理工业环境中重负载主要是由人体的前侧来执行,所述外骨骼具有与人体相似的自由度。因此,本文设置了外骨骼的自由度布置,如图2所示,肩部伸展/弯曲(E/F),肩关节外展/内收(AB/AD),并在处理对象时大多采用肘E/F运动。该外骨骼与人体接合的位置为 P_h ,而 P_e 是其中所述外骨骼与该对象接合的位置。机器运动学分析的Denavit-Hartenberg参数如表2所示,本文进行了运动学分析,在一个基础框架中计算了 P_h 和 P_e 的位置。

表2 XAR系统的Denavit-Hartenberg参数

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	q_i
1	0	0	0	q_1
2	-90°	0	0	q_2
3	0	l_1	0	q_3

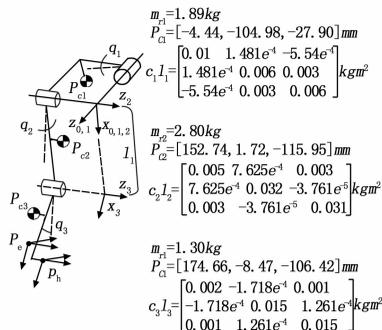


图2 协调系统和XAR的链路参数

该外骨骼的动力学模型利用拉格朗日动力学^[12]设计得到。拉格朗日动力学的一般形式为:

$$\tau = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial k}{\partial \dot{q}} \right) - \left(\frac{\partial k}{\partial q} \right) + \frac{\partial p}{\partial q} \quad (1)$$

式(1)中, τ 为致动器转矩的 3×1 向量, q 为广义坐标 3×1 向量, k 是动能, p 为势能。机器外骨骼的动能式,如式(2)所示,势能如式(3)所示。式(2)中, i 为链接参数, m_i 是外骨骼链接的质量, P_{c_i} 为质心,且 $C_i I_i$ 为惯性张量。所有这些因素都来源于CAD数据。此外, v_{c_i} 是链路的速度,而 ω_i 是链路的角速度。式(4)由Coriolis的机器惯性矩阵 $M(q)$ 的转矩和离心力 $C(q, \dot{q})$ 和重力 $G(q)$ 扭矩表达的式(1)得到的。

$$k = \sum_{i=1}^n k_i \quad (i = 1, 2, 3) \quad (2)$$

$$\text{其中: } k_i = \frac{1}{2} m_i v_{c_i}^T v_{c_i} + \frac{1}{2} \omega_i^T C_i I_i \omega_i$$

$$p = \sum_{i=1}^n p_i \quad (i = 1, 2, 3) \quad (3)$$

$$\text{其中: } p_i = -m_i^0 g^T P_{c_i}$$

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) \quad (4)$$

3 基于DMFC的协调控制系统

3.1 人一机合作控制器

控制器需要为对象重量做关节扭矩补偿^[13],上肢骨骼只附着于操作者的背部和手。运动的意图是通过使用安装在手柄的3轴力传感器来鉴定,作为控制器的输入值。运动意图测量人一机之间的相互作用力,机器控制器控制机器,使该力趋于零。控制器通过安装3轴力传感器在对象关节部位补偿负载的影响,以补偿对象负载的转矩。

图3所示为基于力控制器的动态模型框图, f_{nr} 是外骨骼机器与穿着者之间的相互作用力, f_d 是控制目标值。 f_d 默认为零,因为假设机器跟随穿着者运动且当机器与穿着者之间的相互作用力为零。端部执行器应该移动到位置 P_c 处以补偿 f_d 和 f_{nr} 之间的差,表述如下:

$$P_c = K_F^{-1} (K_F \Delta f + K_I \int_0^t \Delta f dt) \quad (5)$$

$$\text{其中: } \Delta f = f_d - f_{nr}$$

式(5)中, K_F 为力传感器的增益是由穿着者控制, K_P 和 K_I 分别为比例增益和力控制的积分增益。式(6)的线性加速度通过使用式(7)转化为每个关节的角加速度。反过来,作为用于端部执行器的扭矩输入,通过使用式(8)的逆动力学移动到目标位置。

$$a = -K_D \dot{p}_e + K_P \Delta p_{ce} + K_{I_p} \int_0^t \Delta p_{ce} dt \quad (6)$$

其中: $\Delta p_{ce} = p_c - p_e$ 。

$$\alpha = J_h^{-1}(q)(a - \dot{J}_h(q, \dot{q})\dot{q}) \quad (7)$$

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + J_h^T f_{hr} \quad (8)$$

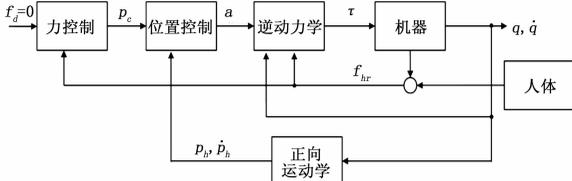


图 3 人一机协作控制器的框图

3.2 运动奇异回避

当所述外骨骼接近运动奇异时, 式 (7) 的 J_h^{-1} 变成奇异矩阵, 这使得它无法计算, 并导致系统变得不稳定。在这种情况下, 外骨骼将出现故障, 振动并有可能与附近的人或物体相碰撞。为了克服这个奇点, J_h^{-1} 被替换为雅可比的伪逆。式 (9) 通过雅可比矩阵的奇异值分解 (SVD) 得到, 以计算雅可比矩阵的伪逆, 雅可比矩阵的伪逆可以用式 (10) 计算。

$$J_h = U \sum V^T = \sum_{i=1}^r \sigma_i u_i v_i^T \quad (9)$$

式 (9) 中, U 是 $m \times m$ 的正交矩阵, \sum 是 $m \times m$ 对角矩阵, V 是 $n \times n$ 的正交矩阵, r 为雅可比矩阵的秩, u_i 是 U 的第 i 列, σ_i 是主对角线 \sum 的第 i 个奇异值, v_i 为 V 的第 i 列。

$$J_h^T = \sum_{i=1}^r \sigma_i^{-1} v_i u_i^T \quad (10)$$

然而, σ_i^{-1} 返回一个非常大的值时的奇异性趋近于零, 这仍然表示系统不稳定。而 DLS (阻尼最小二乘) 方法可以避免这个问题^[14-15]。DLS 方法通过奇异鲁棒逆 (SRI) 取代来防止 J_h^{-1} 变得非常大, 弥补了伪逆法的缺点。SRI 可以通过缩小式 (11) 计算最小向量来得到。

$$\|J_h \Delta e\|^2 + \lambda \|\Delta \theta\|^2 \quad (11)$$

式 (11) 中, λ 是一个非零的阻尼常数。当其值越大时, 它可以帮助系统更好地工作, 但是当其值过大时, 它将降低收敛速度。利用式 (12) 计算最小值。

$$\left\| \begin{bmatrix} J_h \\ \lambda E \end{bmatrix} \Delta \theta - \begin{bmatrix} e \\ 0 \end{bmatrix} \right\| \quad (12)$$

$$\begin{bmatrix} J_h \\ \lambda E \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} J_h \\ \lambda E \end{bmatrix} \Delta \theta = \begin{bmatrix} J_h \\ \lambda E \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} e \\ 0 \end{bmatrix} \quad (13)$$

$$\Delta \theta = J_h^* (J_h J_h^T + \lambda^2 E)^{-1} e \quad (14)$$

因此, 使用与式 (13) 相同的方法将其转化为正规方程, 式 (14) 则通过解式 (12) 得到。在这里, $J_h J_h^T + \lambda^2 E$ 是非奇。最后, SRI 在式 (15) 中给出。

$$J_h^* = J_h (J_h J_h^T + \lambda^2 E)^{-1} \quad (15)$$

式 (15) 中, 可以通过执行 J_h^* 的 SVD 表示式 (16)。当比较式 (13) 与式 (10), 式 (13) 中 $\sigma_i^* / \sigma_i + \lambda$ 返回一个比较小的值, 即使奇点接近 0, 因此, 能避免系统不稳定。式 (16) 可以通过用所计算的 J_h^* 代替 J_h^{-1} 导出式 (14)。

$$\alpha = J_h^*(q)(a - \dot{J}_h(q, \dot{q})\dot{q}) \quad (16)$$

阻尼常数 λ 被设定以增加它的值作为外骨骼的端部执行器接近奇点, 如式 (17)。 ω 是可操作性的方法, 由式 (18) 来

定义。 ω_0 和 κ_{\max} 分别为阈值和可操作度与阻尼常数的最大值。

$$\lambda = \begin{cases} \lambda_{\max} \left(1 - \frac{\omega}{\omega_0}\right) & \text{if } \omega < \omega_0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases} \quad (17)$$

$$\omega = \sqrt{\det(JJ^T)} \quad (18)$$

3.3 外部负载补偿

当机器外骨骼处理对象的负载时, 转矩补偿需要外部负载^[16], 所以本文增加一个负载补偿, 以实现力控制器。图 4 是基于动态模型控制器的框图, 使其补偿对象的负载。该对象负载和机器外骨骼 f_e 之间的相互作用力, 可以由引起对象自负载和由惯性力引起的力的总和所表示, 如式 (19) 所示。

$$f_e = f_{\text{load}} + f_{\text{inertia}} \quad (19)$$

为了补偿该对象负荷的影响所需要的扭矩, τ_{load} 如下:

$$\tau_{\text{load}} = -J_e^T f_e \quad (20)$$

式 (20) 中, J_e 是雅可比矩阵的位置 p_e , 该位置为对象负载连接到所述机器外骨骼。通过计算出的补偿力矩负荷 τ_{load} 中的逆动力学, 当如式 (21) 中的物体负载时, 可得到对机器外骨骼的各关节的最终扭矩。

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) + J_h^T f_{hr} + \tau_{\text{load}} \quad (21)$$

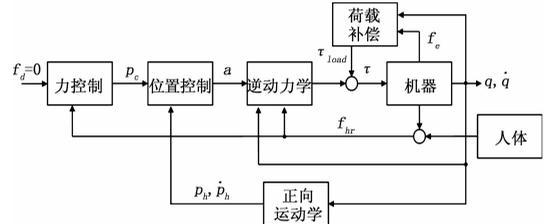


图 4 有外部负载补偿的人一机合作控制器的框图

4 实验与分析

4.1 人一机协作控制器

人一机协作控制器是基于力控制的, 它控制外骨骼来建立相互作用力, 由穿着者的运动和他/她的机器生成。为了验证这一点, 当外骨骼穿着者从目标 1 处移动到目标 2 处时, 实验测量 p_h 和 f_{hr} 。图 5 给出实验系统和在图框中的方法。这里, p_h 是在该穿着者的手和外骨骼相结合的位置, 并由所述外骨骼编码器测得的关节角, 利用正向运动学的帧来计算。

此外, f_{hr} 为人机交互力, 并使用安装在该点 p_h 的 3 轴载荷传感器测量。因此, f_{hr} 是在机器外骨骼提供由穿戴者运动的力矢量, 穿戴者的运动信息可以通过该力矢量的大小和方向来确定。本文提出的控制器控制所述的外骨骼, 使得 f_{hr} 变为零。因此, 外骨骼在被测量的 f_{hr} 矢量方向上移动, 用于所述外骨骼移动的距离由 f_{hr} 矢量的大小来确定。因此, 本实验推测的 f_{hr} 向量的方向与穿戴者打算移动的方向相同。此外, 假定 f_{hr} 矢量的幅度是旨在由穿戴者的运动幅度。

图 6 所示为外骨骼的实验结果, 当外骨骼穿着者从目标 1 处移动到目标 2 处时, f_{hr} 第一次出现后约 0.05 秒时外骨骼开始移动, 并发现增加 f_{hr} 会导致外骨骼的运动速度的相应增加。

4.2 外部荷载补偿

为了验证的以动态模型为基础的控制器的负载处理性能, 当外部负载被补偿, 并在不同的重量负荷为没有得到补偿, 本文以相同的输入值比较机器末端执行器的行为。实验用的 0 公斤, 2.5 公斤和 5 公斤负荷重量, 输入信号是从机器外骨骼基

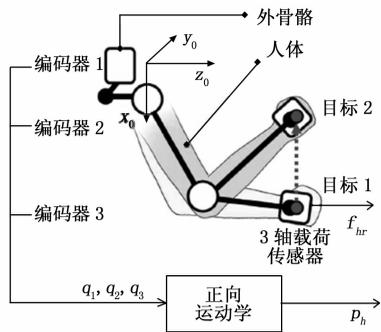
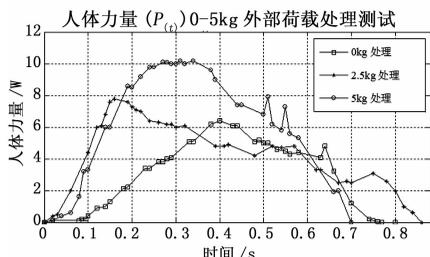


图 5 人一机合作控制器验证的实验步骤

重量从 0 公斤提高到 2.5 公斤至 5 千克，平均力量从 3.04 W 上升到 4.16 W 到 6.06 W。此外，峰值力量从 6.34 W 上升到 7.79 W 到 10.23 W。



(a) 人体力量 $(P(t))$

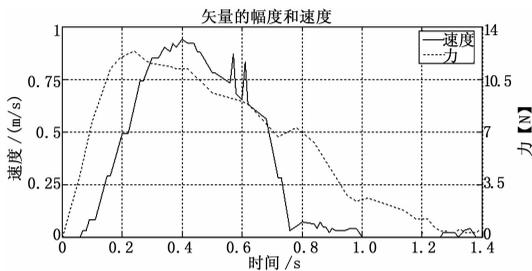
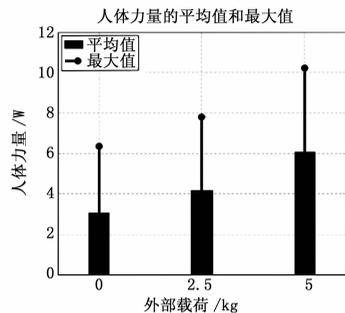


图 6 人一机合作控制器中的人机下的实验结果



(b) 最大力量 (P_{max}) 和平均力量 (P_{avg})

图 8 提起 0 千克, 2.5 千克, 5 千克物体时人类的力量

帧的 z 方向上的 10 N 步信号。图 7 给出了在 x 轴和 z 轴上参照基准帧，机器末端执行器的变化：(a) 是没有补偿的外部负载，(b) 是具有补偿的外部负载。通过比较这两种情况，当外部负载进行补偿时，可以验证它们显示几乎相同行为的各种外部负载。即使用者可以用相同的力来操作机器，而不管物体的重量，这表明穿戴者的肌肉力量已经被增加，因为除了操纵力所有的力量都来自机器。当机器用相同的力作为输入操作时，穿戴者能够对不同的对象载荷移动相同的距离。

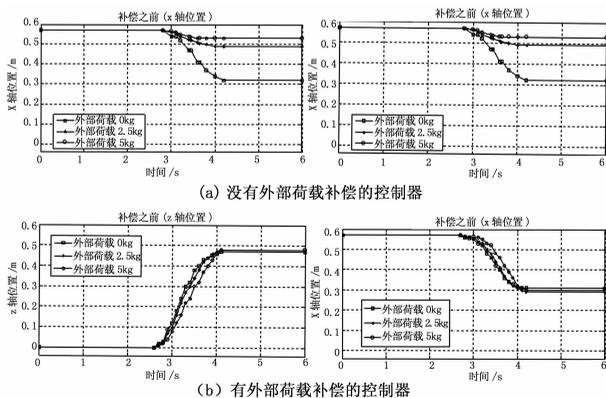


图 7 处理 0 公斤, 2.5 公斤, 5 公斤物体的实验结果来验证外部负载补偿的影响

为了验证增加外骨骼穿着者的肌肉力量的影响，当穿戴者举起重量分别为 0 千克, 2.5 千克, 5 千克的物体时，测量穿着者的力量。其中， f_{hr} 是人与外骨骼之间的相互作用力， v_h 是人体臂和外骨骼点处加速的速度。图 8 (a) 根据外部负载的重量给出了人体力量的测量结果。穿戴者不可能操纵外骨骼，从而具有跨越单个实验的相同值 f_{hr} 和 v_h 。因此，总的趋势是由计算峰值力量 ($P_{max} = \max[P(t)]$) 和平均力量 ($P_{avg} = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$) 来检测。图 8 (b) 给出在提起 0 千克, 2.5 千克, 5 千克的物体时的峰值力量和平均力量。作为外部物体的

5 结语

本文设计上肢外骨骼人一机协作控制的目的是增加穿戴者的力量。该控制器是基于力控制的动态模型，通过人与外骨骼之间的相互作用力来反映出穿戴者的运动意图。在实验中，验证了人机交互的力矢量的方向和大小，外骨骼端部执行器的轨迹和速度进行了比较。其结果是，外骨骼在相似的方向上移动到该力矢量，以及更大数量级的力矢量导致了更快的相应运动。此外，对于在奇异点处外骨骼控制的稳定性，避免奇异性是通过使用 DLS 方法的应用。最后，外部负载补偿通过使用力传感器测量的值应用到控制器上去。实验结果表明，本文提出的人一机控制器适用于以起重重物的目的上肢外骨骼。

参考文献:

[1] 王文庆, 张涛, 龚娜. 基于多传感器融合的自主移动机器人测距系统 [J]. 计算机测量与控制, 2013, 21 (2): 343-345.
 [2] Lee H, Lee B, Kim W, et al. Human-robot cooperative control based on pHRI (Physical Human-Robot Interaction) of exoskeleton robot for a human upper extremity [J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2012, 13 (6): 985-992.
 [3] 许祥. 基于外骨骼的上肢康复机器人设计与研究 [D]. 南京: 南京理工大学, 2014.
 [4] 许祥, 侯丽雅, 黄新燕, 等. 基于外骨骼的可穿戴式上肢康复机器人设计与研究 [J]. 机器人, 2014, 32 (2): 102-110.
 [5] 曹电锋, 杨启志, 庄佳奇, 等. 一种六自由度上肢康复机器人的结构设计及运动学分析 [J]. 工程设计学报, 2013, 18 (4): 329-335.
 [6] Caldwell D G, Tsagarakis N G, Kousidou S, et al. soft exoskeletons for upper and lower body rehabilitation design [J]. International Journal of Humanoid Robotics, 2007, 4 (3): 549-573.

稳。表明所设计的反演控制器能够实现快速的独立桨距角跟踪，表现出了较好的鲁棒自适应能力。

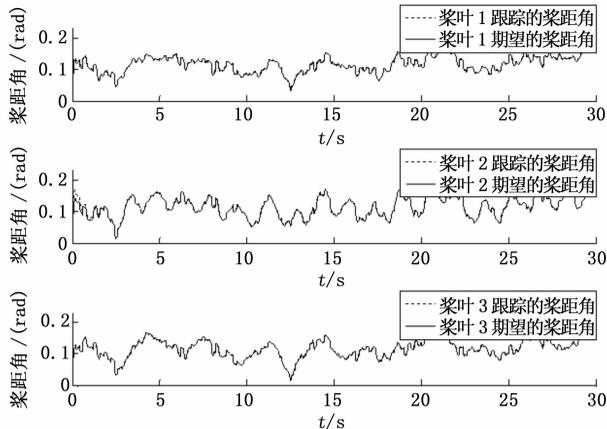


图 4 3 个桨叶的桨距角跟踪性能曲线

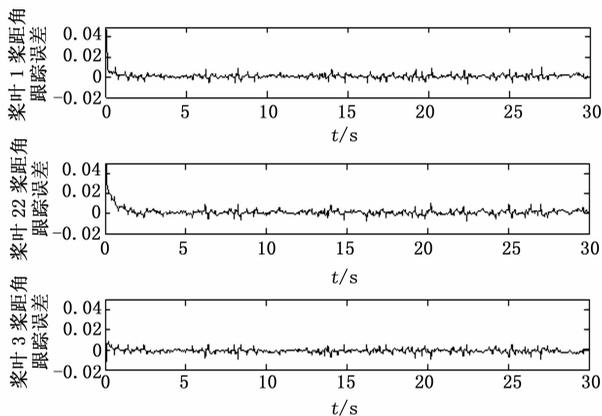


图 5 桨距角跟踪误差曲线

4 结论

实际的风力发电机组桨叶系统包含未建模动态，在运行过程中又有系统参数的时变和不确定项，本文在充分考虑以上影响的情况下，设计了风力机桨叶桨距角跟踪反演控制器。在设

计时，运用反演控制原理，通过引入自适应鲁棒函数，有效消除参数时变及不确定项的影响。利用 Lyapunov 稳定性定理，证明了系统的状态跟踪误差和自适应参数估计误差指数收敛于原点的一个邻域。所设计的控制器能够使 3 个桨叶，快速独立跟踪各自期望的桨距角，表现出控制器良好鲁棒控制性能。

参考文献:

[1] 张文苑, 郑恩让, 朱玉国, 等. 兆瓦级同步风力发电机变桨距控制策略研究 [J]. 计算机测量与控制, 2009, 17 (11): 2203-2204.

[2] 廖冬, 常梦星. 基于反馈数学控制的大型风力机组变频信号抗扰动方法 [J]. 计算机测量与控制, 2014, 22 (9): 2886-2889.

[3] 崔双喜, 王维庆, 张新燕. 无模型控制在大型风电机组独立变桨中的应用 [J]. 计算机测量与控制, 2013, 21 (8): 2132-2135.

[4] 金鑫, 钟翔, 谢双义, 等. 大型风力发电机转矩 LQR 控制及载荷优化 [J]. 电力系统保护与控制, 2013, 41 (6): 93-98.

[5] 董海鹰, 魏占宏, 赵香桂, 等. 基于多种群遗传算法的电动变桨系统的变论域模糊控制 [J]. 控制工程, 2014, 21 (2): 182-188.

[6] 邱静, 徐大林, 孔屹刚. 基于模糊控制的电动变桨距系统建模与仿真 [J]. 机械与电子, 2011 (1): 64-67.

[7] 李辉, 杨超, 赵斌, 等. 风电机组电动变桨系统建模及运行特性评估与测试 [J]. 电力系统自动化, 2013, 37 (11): 20-25.

[8] 陈金元, 李相俊, 谢巍. 风力发电系统液压变桨执行机构的 H_{∞} 控制 [J]. 电力建设, 2014, 35 (6): 1-6.

[9] 谷志锋, 朱长青, 邵天章, 等. 全状态 EKF 估计的最优反演鲁棒励磁控制设计 [J]. 电力系统保护与控制, 2013, 41 (19): 118-125.

[10] 朱凯, 齐乃明, 秦昌茂. BTT 导弹的自适应滑模反演控制设计 [J]. 宇航学报, 2010, 31 (3): 769-773.

[11] 孙隼华, 崔明月, 李永福. 具有参数不确定性的轮式移动机器人自适应 backstepping 控制 [J]. 控制理论与应用, 2012, 29 (9): 1198-1204.

[12] 缪志强, 王耀南. 基于径向小波神经网络的混沌系统鲁棒自适应反演控制 [J]. 物理学报, 2012, 61 (3): 030503-1-030503-7.

[13] 王芳, 宗群, 田栢苓, 等. 基于鲁棒自适应反步的可重复使用飞行器再入姿态控制 [J]. 控制与决策, 2014, 29 (1): 12-18.

[14] 周衍柏. 理论力学教程 [M]. 北京: 高等教育出版社, 2009.

(上接第 2384 页)

[7] Kapoor A, Simaan N, Taylor R H. Suturing in confined spaces: constrained motion control of a hybrid 8-DoF robot [A]. Advanced Robotics, 2005. ICAR05. Proceedings., 12th International Conference on. IEEE [C]. 2005, 21 (19): 452-459.

[8] 唐志勇, 谭振中, 裴忠才. 下肢外骨骼机器人动力学分析与设计 [J]. 系统仿真学报, 2013, 21 (6): 457-463.

[9] Andreasen D S, Alien S K, Backus D A. Exoskeleton with EMG based active assistance for rehabilitation [A]. Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on. IEEE [C]. 2005, 23 (12): 333-336.

[10] Wearable robots: biomechatronic exoskeletons [M]. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2008.

[11] Yu W, Rosen J, Li X. PID admittance control for an upper limb exoskeleton [A]. American Control Conference [C]. 2011.

IEEE, 2011, 42 (27): 1124-1129.

[12] Craig J J. Introduction to robotics: mechanics and control [M]. Upper Saddle River, NJ, USA.: Pearson/Prentice Hall, 2005.

[13] 郑青山, 侯保林. 基础振动下两自由度机械臂的鲁棒控制 [J]. 机械制造与自动化, 2013, 21 (3): 155-157.

[14] Buss S R. Introduction to inverse kinematics with jacobian transpose, pseudoinverse and damped least squares methods [J]. IEEE Journal of Robotics and Automation, 2004, (27) 17: 1-19.

[15] 李铁铮, 居鹤华. 基于栅格空间的移动机器人快速路径规划方法 [J]. 计算机测量与控制, 2012, 20 (1): 164-166.

[16] Bellmont Montoya J. Control of a robotic arm during a robotized flexible needle insertion in interventional radiology [J]. 2013, 43 (27): 1274-1281.