

DOI:10.3969/j.issn.1001-4551.2024.09.018

基于反步法的下肢外骨骼机器人控制研究*

苏东海, 王海啸, 梁 全, 郭新博, 王忠伟

(沈阳工业大学 机械工程学院, 辽宁 沈阳 110870)

摘要: 针对下肢外骨骼预定轨迹的控制问题, 在构建了二自由度机械腿的运动学和动力学模型的基础上, 提出了一种非对称液压缸负载力、伸缩量与外骨骼转动扭矩、运动角度的转化关系, 采用反步法控制下肢外骨骼系统的运动轨迹。首先, 采用 D-H 法建立了二自由度下肢外骨骼系统的运动学模型, 研究了外骨骼末端执行器关节速度的变化关系, 并利用拉格朗日动力学方程推导了外骨骼动力学的数学模型; 然后, 使用了液压缸负载力控制为机械腿运动提供了相应的扭矩, 进而控制了下肢外骨骼的运动姿态; 其次, 针对下肢外骨骼运动时的高精度要求, 利用反步法控制理论, 建立了阀控非对称缸系统, 结合下肢外骨骼动力学系统整体的状态空间方程, 利用下肢外骨骼液压伺服系统控制了下肢外骨骼进行预定轨迹运动; 最后, 对 AMESim 软件与 Visual Studio 软件进行了联合仿真, 对比分析了 PID 控制与反步法控制的精度问题。研究结果表明: 针对下肢外骨骼预定轨迹控制, 反步法控制误差最大值为 2° , 对比传统 PID 控制, 误差降低了 67%; 设计的反步法控制器对于下肢外骨骼具有良好的控制精度。

关键词: 电液伺服系统; 非对称液压缸; 反步法控制; 下肢外骨骼系统状态空间方程; D-H 法; AMESim; 控制精度

中图分类号: TH77; TP242; TH137.5

文献标识码: A

文章编号: 1001-4551(2024)09-1692-12

Control of lower extremity exoskeleton robot based on backstepping method

SU Donghai, WANG Haixiao, LIANG Quan, GUO Xinbo, WANG Zhongwei

(School of Mechanical Engineering, Shenyang University of Technology, Shenyang 110870, China)

Abstract: Aiming at the study of the predetermined trajectory control problem of the lower extremity exoskeleton, the kinematics and dynamics model of the two-degree-of-freedom mechanical leg was constructed. A transformation relationship between the load force and the expansion of the asymmetric hydraulic cylinder, and the rotation torque and motion angle of the exoskeleton was proposed, and the precise trajectory control of the exoskeleton was further realized by using the backstepping method. Firstly, the kinematics model of the two-degree-of-freedom lower extremity exoskeleton system was established by using the Denavit-Hartenberg (D-H) method. The relationship between the joint velocity of the exoskeleton end-effector was studied, and the mathematical model of the exoskeleton dynamics was derived by using the Lagrange dynamic equation. Then, by controlling the load force of the hydraulic cylinder, the corresponding torque was provided for the movement of the mechanical leg, and the motion posture of the lower limb exoskeleton was controlled. Secondly, aiming at the high precision requirement of the lower extremity exoskeleton movement, the state space equation of the valve-controlled asymmetric cylinder system combined with the whole lower extremity exoskeleton dynamics system was established by using the backstepping control theory. The hydraulic servo system of the lower extremity exoskeleton was controlled, so as to control the lower extremity exoskeleton to carry out the predetermined trajectory movement. Finally, through the joint simulation of AMESim software and Visual Studio software, the accuracy of PID control and backstepping control was compared and analyzed. The research results show that the maximum error of the backstepping control was 2° for the predetermined trajectory control of the lower extremity exoskeleton. Comparing with the traditional PID control, the error is reduced by 67%. The designed backstepping controller had good control accuracy for lower limb exoskeleton.

Key words: electro-hydraulic servo system; asymmetric hydraulic cylinder; backstepping control; state space equation of lower limb exoskeleton system; Denavit-Hartenberg (D-H) method; AMESim; control accuracy

收稿日期: 2023-11-15

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51775354)

作者简介: 苏东海(1964-), 男, 黑龙江牡丹江人, 博士, 教授, 博士生导师, 主要从事流体传动与控制方面的研究。E-mail: sqydb_01@163.com

0 引言

下肢外骨骼机器人是一种穿戴在人体下肢的机械装置,可以为人体承担一定负重^[1]。作为与人体存在紧密联系的机器人,与普通机器人相比,下肢外骨骼机器人对于运动轨迹的精度要求较高。

在不同的领域中,下肢外骨骼机器人的应用也不同。在军事领域和工业领域中,下肢外骨骼机器人的工作重点主要是提高穿戴者的负载能力以及提高穿戴者的工作效率^[2],如美国加州大学伯克利分校机器人实验室所研发的 BLEEX 系列外骨骼机器人^[3]和 XOS^[4]系列外骨骼机器人等。在医疗领域中,下肢外骨骼机器人的主要应用是帮助患者进行下肢康复训练、为老年人正常行走提供助力等,如电子科技大学 PRMI 实验室所研究的外骨骼机器人^[5]、日本筑波大学研制的 HAL^[6]系列外骨骼机器人等。

按驱动方式来分,下肢外骨骼系统可分为无驱动式下肢外骨骼系统和有驱动式下肢外骨骼系统。无驱动式下肢外骨骼系统主要利用弹性元件的形变为穿戴者提供动力,如沈阳新松无动力下肢外骨骼;有驱动式下肢外骨骼系统又可以根据驱动方式分为电机驱动、液压驱动、人造肌肉^[7]等。其中,电机驱动在机器人驱动方面应用较广,但电机驱动的功率密度与液压驱动相比较低;而液压驱动是当前技术最为成熟的驱动方式,在外骨骼机器人方面具有较多的实际应用经验^[8]。因此,笔者采用液压驱动方案进行研究。

以控制方式来分,下肢外骨骼可以分为两大类:第一类下肢外骨骼系统可以在为穿戴者提供动力的同时,根据与穿戴者之间的人机交互不断调整自身关节的扭矩,从而适应穿戴者的行为动作;第二类下肢外骨骼则采用预定轨迹进行运动,同时也可以协助穿戴者进行有效的运动康复训练^[9],其主要适用者为无法实现自主运动的人群。笔者主要对下肢外骨骼预定轨迹控制进行研究。

下肢外骨骼机器人的控制系统是一种非线性、强耦合系统^[10]。目前,国内外进行了很多对于外骨骼控制系统的研究。陈启军等人^[11]提出了一种无需知道机器人动力学模型信息情况的自适应控制策略,可以控制两关节机器人进行轨迹跟踪;但其负载较小,达不到外骨骼的负载要求。桓茜等人^[12]推导了下肢外骨骼 7 连杆简化模型的运动学公式,针对外骨骼单、双腿运动的不同姿态,推导出了各关节的驱动力矩方程;但并未结合动力机构进行动力驱动模拟实验。汪志红等

人^[13]提出了一种液压型下肢外骨骼系统,根据建立的外骨骼关节角度变化与液压缸伸缩位移的联系,得到了液压缸位移伸缩曲线;但其并未给出验证以及控制方法。

针对上述问题,首先,笔者深入探讨各关节扭矩的动力学方程;随后,结合液压伺服系统,构建系统状态空间方程,并在此基础上,利用反步法设计控制器,实现对下肢外骨骼系统的预定轨迹运动控制目的;最后,为验证设计的合理性及有效性,采用 AMESim 与 Visual Studio 软件进行联合仿真控制分析,对外骨骼的相关参数进行相似匹配,并将其与传统 PID 仿真控制结果进行对比。

1 下肢外骨骼机器人运动学

二自由度液压外骨骼机械单腿的结构如图 1 所示。

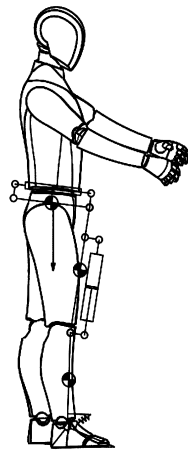


图 1 下肢外骨骼结构示意图

Fig. 1 Schematic diagram of lower limb exoskeleton structure

图 1 中,液压系统一端被固定在机械腿上,非对称缸伸长端与另一条机械腿相连。笔者采用控制液压缸伸缩长度的方法以控制机械腿转角的变化。

基于 D-H 法,笔者对二自由度机械腿的运动链进行描述^[14],对连杆进行了编号,如图 2 所示。

图 2 中,机械系统包含两个连杆和两个关节,两个连杆分别受到两个不同非对称液压缸的驱动,液压缸的伸缩量可以采用伺服阀进行精确控制;利用几何关系转换,能够有效地将液压缸的伸缩长度转化为关节旋转运动,以实现机械系统的精确控制目的。

二自由度外骨骼机械腿 D-H 转换的连杆参数如表 1 所示。

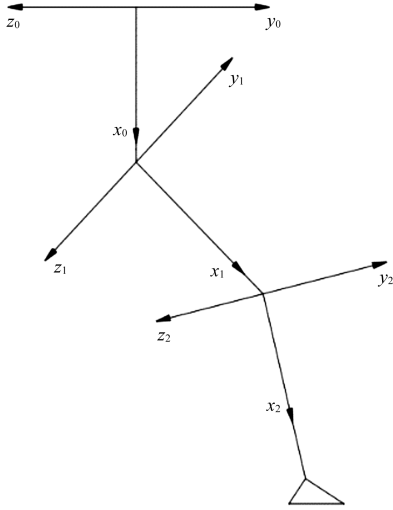


图 2 D-H 坐标系图

Fig. 2 D-H coordinate system diagram

表 1 D-H 参数表

Table 1 D-H parameter table

连杆	a_{i-1}	l_{i-1}	d_i	θ_i	范围
0	0	l_0	0	0	0
1	0	l_1	0	θ_1	0
2	0	l_2	0	θ_2	0

注： a_{i-1} 为连杆扭度； l_{i-1} 为连杆长度（其中 l_0 为躯干长度，笔者不做研究）； d_i 为连杆偏移量； θ_i 为第 i 个关节的角度。

从基本坐标系到末端执行器坐标系 {2} 的变换矩阵如下：

$${}^0T_2 = \begin{bmatrix} c12 & -s12 & 0 & l_2c12 + l_1c1 \\ s12 & c12 & 0 & l_2s12 + l_1s1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中： $c(\cdot) \equiv \cos(\theta)$ ； $s(\cdot) \equiv \sin(\theta)$ ； $s12 \equiv \sin(\theta_1 + \theta_2)$ ； $c12 \equiv (\theta_1 + \theta_2)$ （该文公式均使用如上缩写）。

末端执行器的位置如下：

$${}^0P = \begin{bmatrix} X_E \\ Y_E \\ Z_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_2c12 + l_1c1 \\ l_2s12 + l_1s1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2)$$

末端执行器的速度表达式如下：

$$\begin{bmatrix} \dot{X}_E \\ \dot{Y}_E \\ \dot{Z}_E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_2s12 - l_1s1 & -l_2s12 & 0 \\ l_2c12 + l_1c1 & l_2c12 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} = J \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

式中： J 为雅可比矩阵。

则关节速度可表达如下：

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \\ 0 \end{bmatrix} = J^{-1} \begin{bmatrix} \dot{X}_E \\ \dot{Y}_E \\ \dot{Z}_E \end{bmatrix} \quad (4)$$

2 外骨骼机器人动力学

基于拉格朗日-欧拉公式，笔者推导二自由度机械腿的动力学，以针对液压缸的负载力进行控制。

二自由度下肢外骨骼模型如图 3 所示。

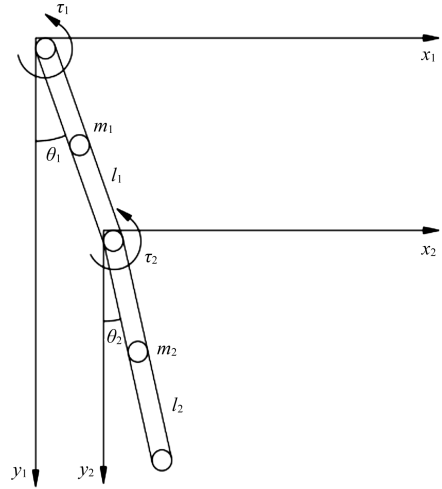


图 3 二自由度外骨骼模型图

Fig. 3 Two degree of freedom exoskeleton model diagram
 θ_1, θ_2 为关节转角； l_1, l_2 为连杆长度； m_1, m_2 为两个连杆的质量； τ_1, τ_2 为连杆 1 和连杆 2 的旋转扭矩。

在外骨骼机械腿模型动力学推导过程中，笔者对以下几点进行定义：

- 1) 不考虑系统动力机构（液压系统）的动力学；
- 2) 忽略摩擦对于动力学系统的影响；
- 3) 假设每个连杆的质量均匀且集中在中心。

首先，需要对系统的动能和势能进行计算，外骨骼的动能 K 随角度 θ 和速度 v 的变化表达式如下：

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} \dot{\theta}^T M(\theta) \dot{\theta} = \frac{m_i v^2}{2} \quad (5)$$

二自由度外骨骼系统可以简化为二连杆（杆 1，杆 2），因此整个系统的动能可以表示为两个连杆的动能之和，即：

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \sum_i^n K_i(\theta, \dot{\theta}) = \frac{m_1 v_1^2}{2} + \frac{m_2 v_2^2}{2} \quad (6)$$

为了计算 K_1, K_2 ，需要分别计算两个连杆的质心位置和速度表达式，其中，质心位置表达式如下：

$$\begin{aligned} x_1 &= a_1 \sin \theta_1, \\ y_1 &= a_1 \cos \theta_1, \\ x_2 &= l_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin \theta_2, \\ y_2 &= l_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos \theta_2 \end{aligned} \quad (7)$$

其中： $a_i = \frac{1}{2} l_i$ 。

由此，可以求得杆 1 质心的速度 v_1^2 为：

$$\begin{aligned} \mathbf{v} &= \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \end{bmatrix}, \\ \mathbf{v}^2 &= \|\mathbf{v}\|^2 = \mathbf{v}^T \mathbf{v}, \\ \mathbf{v}_1^2 &= [a_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad -a_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1] \begin{bmatrix} a_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \\ -a_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \end{bmatrix}, \\ v_1^2 &= a_1^2 \dot{\theta}_1^2 \end{aligned} \quad (8)$$

同理,杆2的速度 v_2^2 为:

$$v_2^2 = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + a_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2\theta_1 \dot{\theta}_2 l_1 a_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (9)$$

以髋关节为基准点(零势能点)为参考,外骨骼的两个连杆势能和 $U(\theta)$ 为:

$$U(\theta) = \sum_i^n U_i(\theta),$$

$$U(\theta) = m_1 g a_1 \sin \theta_1 + m_2 g (l_1 \sin \theta_1 + a_2 \cos \theta_2) \quad (10)$$

将所求得的 v_1^2, v_2^2 代入动能表达式,可求得连杆动能为:

$$\begin{aligned} K_1(\theta, \dot{\theta}) &= \frac{m_1 v_1^2}{2} = \frac{1}{2} (m_1 a_1^2 + J_1) \dot{\theta}_1^2, \\ K_2(\theta, \dot{\theta}) &= \frac{m_2 v_2^2}{2} = \frac{1}{2} m_2 (l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + a_2^2 \dot{\theta}_2^2 + \\ & 2\theta_1 \dot{\theta}_2 l_1 a_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)) + \frac{1}{2} J_2 \dot{\theta}_2^2 \end{aligned} \quad (11)$$

式中: J_i 为连杆 i 的转动惯量。

拉格朗日-欧拉公式基于系统中的功和能量的关系,定义了动态系统的行为。基于拉格朗日量 L ,系统的动力学方程为:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} - \frac{\partial L}{\partial \theta} = \boldsymbol{\tau}_i \quad (12)$$

式中: L 为拉格朗日函数; $\boldsymbol{\tau}_i$ 为施加在 θ_i 上的广义坐标力矩。

对于杆1,拉格朗日方程如下:

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} &= l_1^2 m_2 \dot{\theta}_1 + l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_2 + (a_1^2 m_1 + J_1) \dot{\theta}_1, \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} &= l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 - l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \\ & (a_1^2 m_1 + l_1^2 m_2 + J_1) \ddot{\theta}_1 + l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_2, \\ \frac{\partial L}{\partial \theta_1} &= a_1 m_1 g \sin \theta_1 + l_1 m_2 g \sin \theta_1 - l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2, \\ \boldsymbol{\tau}_1 &= l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_2^2 + (a_1^2 m_1 + l_1^2 m_2 + J_1) \ddot{\theta}_1 + \\ & l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_2 - a_1 m_1 g \sin \theta_1 - l_1 m_2 g \sin \theta_1 \end{aligned} \quad (13)$$

同理,对于坐标杆2,拉格朗日方程如下:

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = a_2^2 m_2 \dot{\theta}_2 + l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1 + J_2 \dot{\theta}_2,$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} &= -l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1^2 + l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \\ & \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + (a_2^2 m_2 + J_2) \ddot{\theta}_2 + l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_1, \\ \frac{\partial L}{\partial \theta_2} &= a_2 m_2 g \sin \theta_2 + l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2, \\ \boldsymbol{\tau}_2 &= -l_1 a_2 m_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1^2 + (a_2^2 m_2 + J_2) \ddot{\theta}_2 - \\ & a_2 m_2 g \sin \theta_2 + l_1 a_2 m_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \ddot{\theta}_1 \end{aligned} \quad (14)$$

机器人的动力学方程通常由拉格朗日方法导出的耦合非线性微分方程来表示^[15],即:

$$\mathbf{M}(\theta) \ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\boldsymbol{\theta}}) \dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{G}(\theta) = \boldsymbol{\tau} \quad (15)$$

式中: $\mathbf{M}(\theta)$ 为二连杆惯性矩阵; $\mathbf{C}(\theta, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ 为离心力和科里奥利力矢量矩阵; $\mathbf{G}(\theta)$ 为二连杆重力分量矩阵。

将式(15)进行整理如下:

$$\begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} G_1 \\ G_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} \quad (16)$$

其中:

$$\begin{aligned} M_{11} &= m_1 a_1^2 + m_2 l_1^2 + m_2 a_2^2 + 2m_2 a_2 l_1 \cos(\theta_2) + J_1 + J_2, \\ M_{12} &= m_2 a_2^2 + m_2 a_2 l_1 \cos \theta_2 + J_2, \\ M_{21} &= m_2 a_2^2 + m_2 a_2 l_1 \cos \theta_2 + J_2, \\ M_{22} &= m_2 a_2^2 + J_2, \\ C_{11} &= C_{22} = 0, \\ C_{12} &= m_2 a_2 l_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_2, \\ C_{21} &= -m_2 a_2 l_1 \sin(\theta_1 - \theta_2) \dot{\theta}_1, \\ G_{11} &= m_2 g a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + m_1 g a_1 \sin \theta_1 + m_2 g l_1 \sin \theta_1, \\ G_{21} &= m_2 g a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2). \end{aligned}$$

式(16)所推导出的动力学方程均为“隐式方程”,要想对下肢外骨骼运动进行非线性反步法控制,需要将方程组变为“显式微分方程组”。设系统的状态变量为:

$$x_1 = \theta_1, x_2 = \theta_2, x_3 = \dot{\theta}_1, x_4 = \dot{\theta}_2 \quad (17)$$

则系统的状态方程为:

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_3, \\ \dot{x}_2 &= x_4, \\ \dot{x}_3 &= -\mathbf{M}^{-1} [H_{11} x_3^2 + H_{12} x_4^2 + 2K_1 x_3 x_4 + \\ & G_{M1} - M_{22} \tau_1 + M_{12} \tau_2], \\ \dot{x}_4 &= \mathbf{M}^{-1} [H_{21} x_3^2 + H_{22} x_4^2 + 2K_2 x_3 x_4 + \\ & G_{M2} - M_{21} \tau_1 + M_{11} \tau_2] \end{aligned} \quad (18)$$

其中:

$$\begin{aligned} \mathbf{M} &= M_{11} M_{22} - M_{12} M_{21}, \\ H_{11} &= -C_{11} M_{12}, \\ H_{12} &= C_{22} M_{22}, \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} H_{21} &= -C_{11}M_{11}, \\ H_{22} &= C_{22}M_{21}, \\ K_1 &= C_{22}M_{22}, \\ K_2 &= C_{22}M_{21}, \\ G_{M1} &= G_1M_{22} - G_2M_{12}, \\ G_{M2} &= G_1M_{21} - G_2M_{11}. \end{aligned}$$

由式(18)动力学方程可以看出:针对外骨骼连杆进行姿态控制,关键在于对各连杆关节输入适当的扭矩,只要控制扭矩的大小变化,就可以使外骨骼进行特定姿态的运动。对于电液伺服驱动的外骨骼系统来说,如果采用阀控缸系统,就需将液压缸的输出力利用机械结构转化为连杆关节的旋转扭矩。

以髋关节为例,机械结构如图4所示。

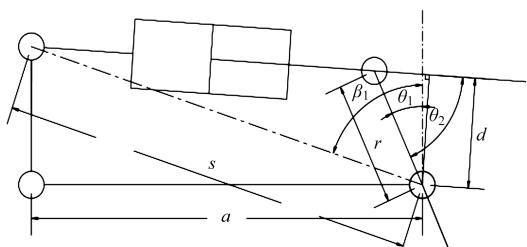


图4 髋关节结构示意图

Fig.4 Schematic diagram of hip joint structure

当液压缸运动到图4位置时,液压缸的输出力 F 对髋关节产生的旋转扭矩为:

$$\tau_{x1} = Fd = Fr\sin\theta_2 \quad (19)$$

式中: r 为机械结构已知参数。

θ_2 可由几何关系求出,即:

$$\theta_2 = 180 - \left(\arccos \frac{r - s\cos(\beta_1 - \theta_1)}{\sqrt{s^2 + r^2 - 2srcos(\beta_1 - \theta_1)}} \right) \quad (20)$$

式中: β_1, θ_2 为关节结算角度,可根据几何关系求得; θ_1 为关节运动角度; s, r 为外骨骼相关设计参数。

由于电液伺服控制需要得到液压缸的运行速度(用于组成负载压力和负载流量之间的微分方程),笔者采用式(21)和式(22)求导数的方法,根据关节处的角位移反馈,便可计算出液压缸的运行速度。

液压缸伸长量为:

$$x_p = \sqrt{s^2 + r^2 - 2srcos(\beta_1 - \theta_1)} - a \quad (21)$$

式中: x_p 为液压缸伸长量; a 为液压缸的初始长度。

对式(20)两边进行求导,即:

$$\dot{x}_p = - \frac{sr\sin(\beta_1 - \theta_1)\dot{\theta}_1}{\sqrt{s^2 + r^2 - 2srcos(\beta_1 - \theta_1)}} \quad (22)$$

由此,可以根据关节转角计算出液压缸的运行速度;同理,可求得膝关节处液压缸对关节产生的旋转扭矩和膝关节处液压缸的运行速度。

3 电液伺服系统

3.1 伺服阀

伺服阀是电液伺服系统中最重要控制元件,它可以根据接收的电信号来调节阀口,控制流经伺服阀液体的流量和压力,以输出相应的液压能,从而驱动执行机构进行工作。

伺服阀是构建电液伺服系统的核心元件,伺服阀的动态特性在很大程度上影响着电液伺服系统的整体性能。考虑到伺服阀建模的复杂性,为了简化分析过程,笔者在此将伺服阀模型近似视为一阶惯性系统,即滑阀位移与输入电压关系为:

$$\dot{x}_v = k_v u \quad (23)$$

式中: k_v 为伺服阀的增益系数。

3.2 负载模型

根据笔者的推导,二自由度外骨骼机械腿如果想要在固定时间运动到固定位置,需要特定的扭矩,而这个扭矩在该研究中由液压缸提供。根据牛顿第二定律,其动力学可以表示为:

$$m \ddot{x} = A p_L - B \dot{x} - Kx - F_L \quad (24)$$

式中: m 为活塞和负载的总质量; x 为活塞位移; p_L 为液压缸的负载压力, $p_L = p_1 - np$; p_1, p_2 为液压缸左右两腔压力; A 为液压缸中油液的有效作用面积; B, K 为活塞和负载的黏性阻尼系数以及负载的弹簧刚度^[16],在该研究中已忽略; F_L 为额外作用在负载上的外力。

笔者采用阀控非对称缸作为外骨骼姿态控制的动力执行机构。在阀控非对称缸的动力学方程推导过程中,笔者忽略加速度和阻尼等动态特性,只考虑 $F = A p_L$,即液压缸输出的负载力 = 负载压力 × 有效工作面积。

3.3 执行器

忽略泄漏在伺服阀和液压缸中的影响后,执行器的动力学模型如下:

$$\frac{V_i}{4\beta_e(1+n^2)} \dot{p}_L = -Ax + Q_L \quad (25)$$

式中: V_i 为液压缸双腔总容积; β_e 为油液的有效体积模量; n 为非对称缸两腔有效作用面积比,即 A_1/A_2 ; Q_L 为负载流量,与伺服阀滑阀位移有关。

其中,负载流量 Q_L 的表达式为:

$$Q_L = C_d \omega x_v \left(S(x) \sqrt{\frac{2(p_s - p_L)}{\rho(1+n^3)}} + S(-x) \sqrt{\frac{2(np_s + p_L)}{\rho(1+n^3)}} \right) \quad (26)$$

式中: C_d 为伺服阀阀口流量系数; ω 为伺服阀节流口的面积梯度; $\omega = \pi d_v$; d_v 为伺服阀阀芯的直径; p_s 为供油压力; ρ 为液体密度^[17]; S 函数为区分伺服阀芯正负位移的符号函数。

S 函数值为:

$$S(x_v) = \begin{cases} 1, & x_v \geq 0 \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \quad (27)$$

定义系统状态变量 $\mathbf{x} = [p_L \quad x_v]^T$, 则系统状态方程为:

$$\begin{aligned} \dot{p}_L &= -\frac{2A\beta_e(1+n^2)}{V_l} \dot{x}_p + \frac{2\beta_e(1+n^2)}{V_l} C_d \omega x_v \\ \left(S(x) \sqrt{\frac{2(p_s - p_L)}{\rho(1+n^3)}} + S(-x) \sqrt{\frac{2(np_s + p_L)}{\rho(1+n^3)}} \right) \\ \dot{x}_v &= k_v u \end{aligned} \quad (28)$$

式中: p_L 为液压缸负载压力; A 为液压缸有效工作面积; β_e 为油液弹性模量; \dot{x}_p 为液压缸运行速度; C_d 为伺服阀阀口流量系数; ω 为伺服阀节流口的面积梯度; x_v 为阀芯位移; p_s 为供油压力; ρ 为液体密度; u 为伺服阀的控制信号^[18]。

将式(28)进行整理,可得:

$$\begin{aligned} \dot{p}_L &= -\Phi_3 \dot{x}_p + g_3(p_L) x_v, \\ \dot{x}_v &= k_v u \end{aligned} \quad (29)$$

3.4 外骨骼系统动力学方程

笔者已经推导了二自由度连杆动力学方程和阀控缸动力学方程,并且得出液压缸的输出力与机械腿关节扭矩之间的转化关系。由此,可以进行阀控对称缸控制的二自由度机械腿系统的整体动力学方程推导。

设阀控对称缸控制的二自由度机械腿系统的状态变量为:

$$x_1 = \theta_1, x_2 = \theta_2, x_3 = \dot{\theta}_1, x_4 = \dot{\theta}_2, x_5 = p_{L1}, x_6 = p_{L2} \quad (30)$$

系统的状态方程为:

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_3, \\ \dot{x}_2 &= x_4, \\ \dot{x}_3 &= -M^{-1} [-H_{11}x_3^2 + H_{12}x_4^2 + 2K_1x_3x_4 + G_{M1} - \\ &\quad M_{22}d_1A_{c1}x_5 + M_{12}d_2A_{c2}x_6], \\ \dot{x}_4 &= M^{-1} [-H_{21}x_3^2 + H_{22}x_4^2 + 2K_2x_3x_4 + G_{M2} - \\ &\quad M_{21}d_1A_{c1}x_5 + M_{11}d_2A_{c2}x_6], \\ \dot{x}_5 &= -\psi_{31}\dot{x}_{p1} + g_{31}(x_5, x_7) x_7, \\ \dot{x}_6 &= -\psi_{32}\dot{x}_{p2} + g_{32}(x_6, x_8) x_8, \\ \dot{x}_7 &= k_{v1} u_1, \\ \dot{x}_8 &= k_{v2} u_2 \end{aligned} \quad (31)$$

为了推导非线性反步法,需要对上述方程进行整

理,重新定义系统的状态变量如下:

$$\mathbf{x}_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}, \mathbf{x}_2 = \begin{bmatrix} x_3 \\ x_4 \end{bmatrix}, \mathbf{x}_3 = \begin{bmatrix} x_5 \\ x_6 \end{bmatrix}, \mathbf{x}_4 = \begin{bmatrix} x_7 \\ x_8 \end{bmatrix} \quad (32)$$

整理后的系统状态空间方程为:

$$\begin{aligned} \dot{\mathbf{x}}_1 &= \mathbf{x}_2, \\ \dot{\mathbf{x}}_2 &= \Psi_2 F_2(\mathbf{x}_2) + G_2(\mathbf{d}) \mathbf{x}_3, \\ \dot{\mathbf{x}}_3 &= \Psi_3 F_3(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2) + G_3(\mathbf{x}_3) \mathbf{x}_4, \\ \dot{\mathbf{x}}_4 &= K_v \mathbf{u} \end{aligned} \quad (33)$$

其中:

$$\begin{aligned} \Psi_2 &= \begin{bmatrix} -M^{-1} & 0 \\ 0 & M^{-1} \end{bmatrix}, \\ F_2(\mathbf{x}_2) &= \begin{bmatrix} -H_{11}x_3^2 + H_{12}x_4^2 + 2K_1x_3x_4 + G_{M1} \\ -H_{21}x_3^2 + H_{22}x_4^2 + 2K_2x_3x_4 + G_{M2} \end{bmatrix}, \\ G_2(\mathbf{d}) &= \begin{bmatrix} M^{-1}M_{22}A_{c1}d_1 & -M^{-1}M_{12}A_{c2}d_2 \\ -M^{-1}M_{21}A_{c1}d_1 & M^{-1}M_{11}A_{c2}d_2 \end{bmatrix}, \\ d_i &= r_i \cdot \sin\theta_i, i = 1, 2, \\ \Psi_3 &= \begin{bmatrix} -\Phi_{31} & 0 \\ 0 & -\Phi_{32} \end{bmatrix}, \\ \Phi_{3i} &= \frac{2A_i\beta_{ei}(1+n_i^2)}{V_{ii}}, i = 1, 2, \\ F_3(\mathbf{x}_1, \mathbf{x}_2) &= \begin{bmatrix} f_{31}(x_1, x_3) \\ f_{32}(x_2, x_4) \end{bmatrix}, \\ f_{3j}(x_j, x_{j+2}) &= \frac{s_i r_i \sin(\beta_i - x_i)}{\sqrt{s_i^2 + r_i^2 - 2s_i r_i \cos(\beta_i - x_i)}} x_{j+2}, \\ &\quad i = 1, 2, j = 1, 2, \\ G_3(x_3, x_4) &= \begin{bmatrix} g_{31}(x_5, x_7) & 0 \\ 0 & g_{32}(x_6, x_8) \end{bmatrix}, \\ g_{3i}(x_j, x_{j+2}) &= \frac{2\beta_{ei}(1+n_i^2)}{V_{ii}} C_d w S_i, i = 1, 2, j = 5, 6, \\ S_i &= S(x) \sqrt{\frac{2(p_s - p_L)}{\rho(1+n_i^3)}} + S(-x) \sqrt{\frac{2(n_i p_s + p_L)}{\rho(1+n_i^3)}}, \\ &\quad i = 1, 2, \\ K_v &= \begin{bmatrix} k_{v1} & 0 \\ 0 & k_{v2} \end{bmatrix}. \end{aligned}$$

3.5 反步法控制

由上述所求得阀控非对称缸控制的二自由度下肢外骨骼系统状态空间方程可以看出:阀控非对称缸的流量方程、液压缸的伸缩速度方程及液压缸的负载力与关节扭矩之间的转换方程均为非线性方程,方程中含有平方根、平方项、分段函数、正余弦的非线性关系,导致下肢外骨骼会在运动过程中产生较大的误差。

反步法对非线性方程具有良好的控制效果。其原

理是根据状态空间方程的阶数构造一个与阶数相等的虚拟控制量,即对状态空间方程的每一个子方程构造反馈线性化^[19],使非线性方程变为线性方程,进行闭环控制;同时,也可以对液压伺服系统中不确定的性能参数进行自适应估计,提高系统的稳定跟踪。

将伺服阀作为一阶惯性环节时,外骨骼系统的状态空间表达式为 4 阶,因此,反步法应分四步进行:

1) 第一步。设 $i=1$, 定义:

$$e_1 = x_1 - x_{1,d} \quad (34)$$

式中: $x_{1,d}$ 为外骨骼期望运动轨迹; x_1 为外骨骼实际运动轨迹。

其导数为:

$$\dot{e}_1 = \dot{x}_1 - \dot{x}_{1,d} = x_2 - \dot{x}_{1,d} \quad (35)$$

式中: x_2 为外骨骼实际运动角速度。

定义李雅普诺夫函数如下:

$$V_1 = \frac{1}{2} e_1^T e_1 \quad (36)$$

其导数为:

$$\dot{V}_1 = e_1^T \dot{e}_1 = e_1^T (x_2 - \dot{x}_{1,d}) \quad (37)$$

如果令:

$$x_2 = x_{2,d} = -k_1 e_1 + \dot{x}_{1,d} \quad (38)$$

则有:

$$\dot{V}_1 = e_1^T (x_2 - \dot{x}_{1,d}) = -k_1 e_1^T e_1 < 0 \quad (39)$$

状态空间的第一个方程是稳定的;

2) 第二步。设 $i=2$, 定义:

$$e_2 = x_2 - x_{2,d} \quad (40)$$

式中: $x_{2,d}$ 为外骨骼角速度的期望值。

其导数为:

$$\dot{e}_2 = \dot{x}_2 - \dot{x}_{2,d} \quad (41)$$

定义李雅普诺夫函数为:

$$V_2 = \frac{1}{2} e_1^T e_1 + \frac{1}{2} e_2^T e_2 \quad (42)$$

其导数为:

$$\dot{V}_2 = \dot{V}_1 + e_2^T \dot{e}_2 = e_1^T \dot{e}_1 + e_2^T (\dot{x}_2 - \dot{x}_{2,d}) = e_1^T (e_2 + x_{2,d} - x_{1,d}) + e_2^T [\Psi_2 F_2(x_2) + G_2 x_3 - \dot{x}_{2,d}] \quad (43)$$

此时角加速度的期望值为:

$$\begin{aligned} \dot{x}_{2,d} &= \frac{\partial x_{2,d}}{\partial t} = \frac{\partial [-k_1(x_1 - x_{1,d}) + \dot{x}_{1,d}]}{\partial t} = \frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_1} \dot{x}_1 + \\ &\frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_{1,d}} \dot{x}_{1,d} + \frac{\partial x_{2,d}}{\partial \dot{x}_{1,d}} \ddot{x}_{1,d} = \frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_1} x_2 + \frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_{1,d}} \dot{x}_{1,d} + \frac{\partial x_{2,d}}{\partial \dot{x}_{1,d}} \ddot{x}_{1,d} = \\ &-k_1 x_2 + k_1 \dot{x}_{1,d} + \ddot{x}_{1,d} \end{aligned} \quad (44)$$

如果令:

$$x_3 = x_{3,d} = G_2^{-1} \left[-k_2 e_2 - e_1 + \frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_1} x_2 + \frac{\partial x_{2,d}}{\partial x_{1,d}} \dot{x}_{1,d} + \right.$$

$$\left. \frac{\partial x_{2,d}}{\partial \dot{x}_{1,d}} \ddot{x}_{1,d} - \Psi_2 F_2(x_2) \right] = G_2^{-1} [-k_2 e_2 - k_1 x_2 + k_1 \dot{x}_{1,d} + \ddot{x}_{1,d} - \Psi_2 F_2(x_2)] \quad (45)$$

则有:

$$\dot{V}_2 = -k_1 e_1^T e_1 - k_2 e_2^T e_2 < 0 \quad (46)$$

状态空间的第一个和第二个方程都是稳定的。

接下来是阀控缸系统反步算法的推导;

3) 第三步。设 $i=3$, 定义:

$$e_3 = x_3 - x_{3,d} \quad (47)$$

其导数为:

$$\dot{e}_3 = \dot{x}_3 - \dot{x}_{3,d} \quad (48)$$

定义李雅普诺夫函数如下:

$$V_3 = V_2 + \frac{1}{2} e_3^T e_3 \quad (49)$$

其导数为:

$$\begin{aligned} \dot{V}_3 &= \dot{V}_2 + e_3^T \dot{e}_3 = \dot{V}_2 + e_3^T (\dot{x}_3 - \dot{x}_{3,d}) = \dot{V}_2 + \\ &e_3^T [F_3(x_1, x_2) + G_3(x_3, x_4) x_4 - \dot{x}_{3,d}] \end{aligned} \quad (50)$$

如果令:

$$x_4 = x_{4,d} = G_3(x_3, x_4)^{-1} [-k_3 e_3 + \dot{x}_{3,d} - F_3(x_1, x_2)] \quad (51)$$

$$\begin{aligned} \dot{V}_3 &= \dot{V}_2 + e_3^T [F_3(x_1, x_2) + G_3(x_3, x_4) x_4 - \dot{x}_{3,d}] = \\ &-k_1 e_1^T e_1 - k_2 e_2^T e_2 - k_3 e_3^T e_3 < 0 \end{aligned} \quad (52)$$

则状态空间的第一个、第二个和第三个方程都是稳定的;

4) 第四步。设 $i=4$, 定义:

$$e_4 = x_4 - x_{4,d} \quad (53)$$

其导数为:

$$\dot{e}_4 = \dot{x}_4 - \dot{x}_{4,d} \quad (54)$$

定义李雅普诺夫函数如下:

$$V_4 = V_3 + \frac{1}{2} e_4^T e_4 \quad (55)$$

其导数为:

$$\begin{aligned} \dot{V}_4 &= \dot{V}_3 + e_4^T \dot{e}_4 = \dot{V}_3 + e_4^T (\dot{x}_4 - \\ &\dot{x}_{4,d}) = \dot{V}_3 + e_4^T (K_v u - \dot{x}_{4,d}) \end{aligned} \quad (56)$$

如果令:

$$u = K_v^{-1} (-k_4 e_4 + \dot{x}_{4,d}) \quad (57)$$

则:

$$\begin{aligned} \dot{V}_4 &= \dot{V}_3 + e_4^T (K_v u - \dot{x}_{4,d}) = -k_1 e_1^T e_1 - \\ &k_2 e_2^T e_2 - k_3 e_3^T e_3 - k_4 e_4^T e_4 < 0 \end{aligned} \quad (58)$$

式中: k_1, k_2, k_3, k_4 为反步法控制参数。

由此可见,整个系统的闭环状态空间是稳定的。

4 仿真实验及分析

进行下肢外骨骼实体实验,需要搭建外骨骼设备,成本较高,相应的机械零件数目也较大,所需的精度要求也较高。为此,笔者将采用 AMESim 软件与 Visual Studio 软件进行联合仿真实验分析;并针对仿真实验结果的有效性,将对比传统 PID 控制,以此来对实验结果进行比较论证。

4.1 AMESim 软件

为了验证设计机构的正确性,笔者采用 AMESim

软件进行仿真验证^[20]。AMESim 软件是法国 IMAGINE 公司于 1995 年推出的基于键合图的液压/机械系统建模、仿真及动力学分析软件,全称为高级工程系统仿真建模环境 (advanced environment for performing simulations of engineering systems)。

AMESim 软件是一种多学科领域的复杂系统建模与仿真平台^[21],可根据软件中的机械库、信号控制库、液压库等进行系统建模,极大程度地接近真实的情况。

根据设计结果,笔者对软件库中的不同模型进行搭配建模,并根据真实情况进行相应的参数设置,建立一个贴近真实的液压伺服外骨骼模型,如图 5 所示。

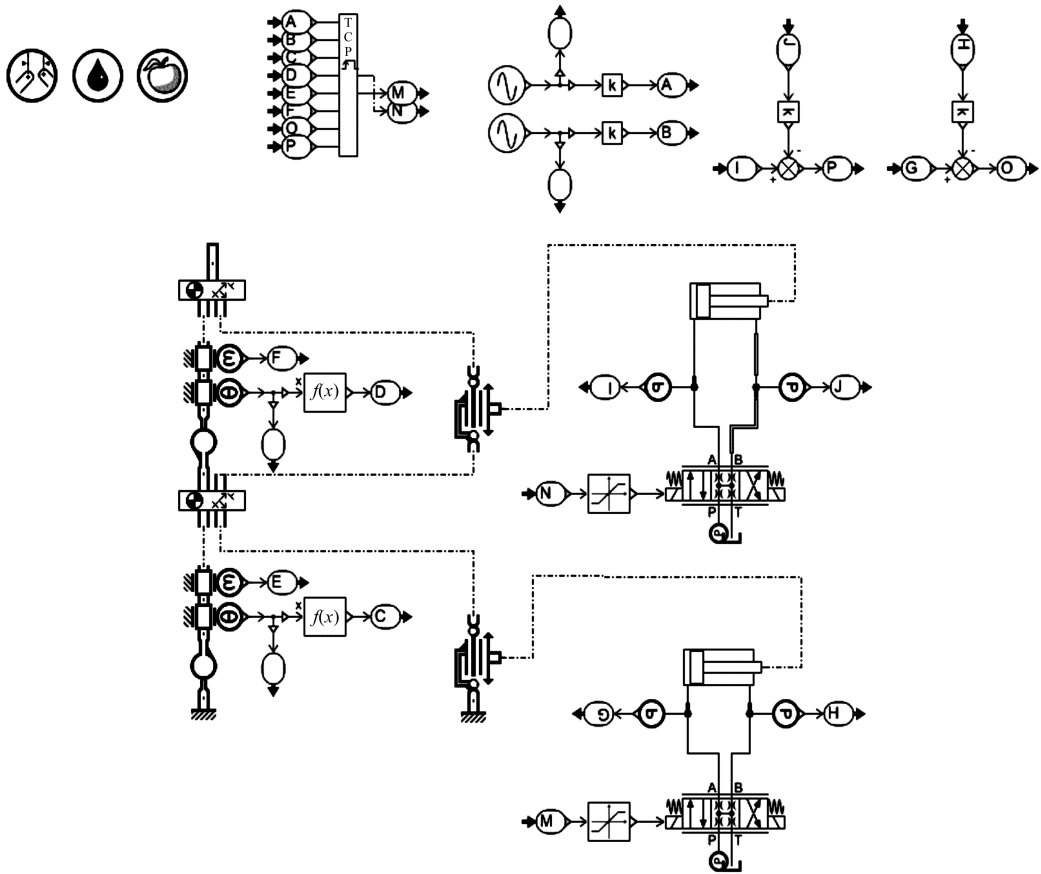


图 5 AMESim 下肢外骨骼系统模型图

Fig. 5 Model of AMESim's lower limb exoskeleton system

AMESim 软件提供了与多款软件联合仿真的接口,可以进一步提高所设计控制器的控制效果,例如 MATLAB、Visual Studio 等。

该研究采用 Visual Studio 与 AMESim 软件进行联合仿真,可对实际系统进行模拟,以提高仿真的真实性和准确性。

笔者采用 AMESim 软件,对下肢外骨骼电液伺服系统进行仿真的过程中^[22],需要对外骨骼及液压系统

进行参数设置(仿真时间为 10 s)。

系统的参数如图表 2 所示。

笔者利用 AMESim 软件中的 2D 机械库建立二自由度下肢外骨骼模型,如图 6 所示。

图 6 中,可以直观地观察到模型的整个运动过程,这为后续分析和研究提供便利。

在对机械库中相应连杆的参数进行设置时,可以给定连杆的质心位置、质量和转动惯量,使整个控制模

表 2 仿真参数

Table 2 Simulation parameters

参数/单位	数值
液压缸 1 活塞直径 D_1 /mm	32
液压缸 1 活塞杆直径 d_1 /mm	20
液压缸 1 腔体长度 a_1 /m	0.2
液压缸 2 活塞直径 D_2 /mm	32
液压缸 2 活塞杆直径 d_2 /mm	20
液压缸 2 腔体长度 a_2 /m	0.2
杆 1 长度 l_1 /m	0.48
杆 1 质量 m_1 /kg	40
髌关节初始角度 $\theta_{10}/(^{\circ})$	0
杆 2 长度 l_2 /m	0.46
杆 2 质量 m_2 /kg	40
膝关节初始角度 $\theta_2/(^{\circ})$	0
重力加速度 $g/(m/s^2)$	9.8
系统供油压力 P_s/MPa	15
液压油密度 $\rho/(kg/m^3)$	850

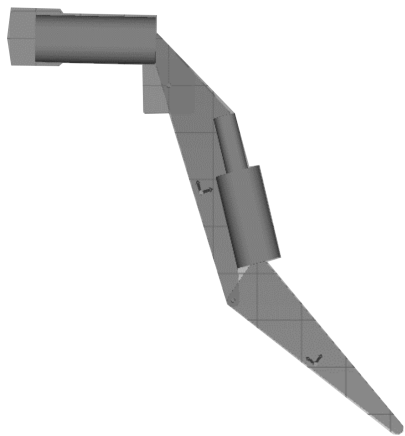


图 6 二自由度外骨骼 2D 动画效果图

Fig. 6 2D animation effect of two degrees of freedom exoskeleton

拟过程更贴近实际效果。

4.2 仿真结果分析

根据前文推导的外骨骼系统状态空间方程及反步法控制器,笔者利用 AMESim 与 Visual Studio 进行联合仿真验证。

外骨骼髌关节和膝关节给定的运动轨迹如图 7 所示。

反步法控制下的外骨骼系统运动轨迹图 8 所示。

期望轨迹和实际轨迹误差图如图 9 所示。

由图 9 可知:反步法控制的下肢外骨骼运动在启动时的跟踪效果不太理想,这是由于液压缸无杆腔与有杆腔压力差值在理想情况下需达到的差值相差较大(系统启动时,液压缸双腔内压力均为 0,无法快速达

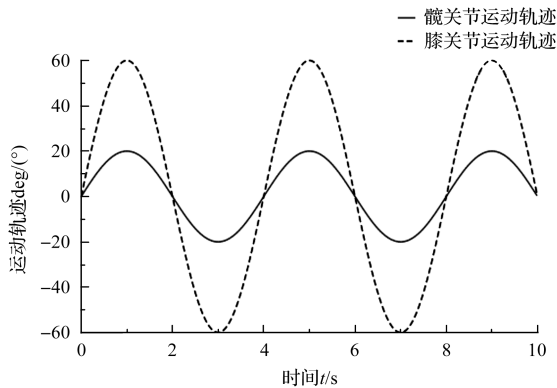


图 7 外骨骼期望运动轨迹图

Fig. 7 Expected trajectory of exoskeleton movement

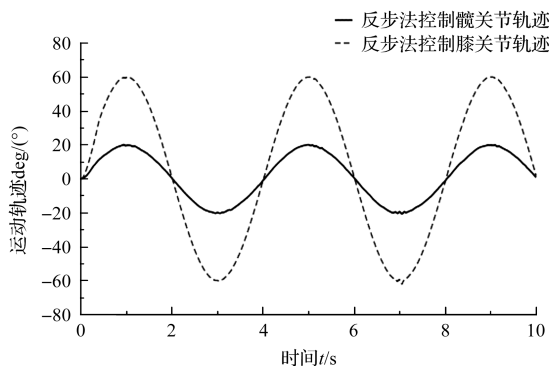


图 8 反步法控制下的运动轨迹图

Fig. 8 Motion trajectory under backstepping control

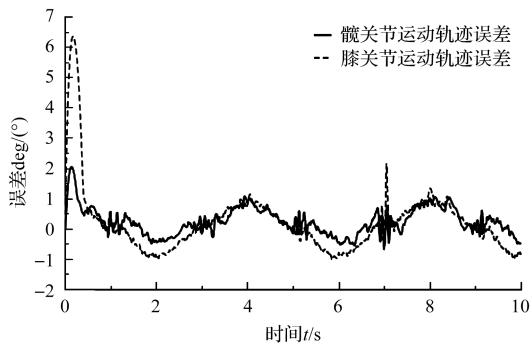


图 9 期望轨迹和实际轨迹误差图

Fig. 9 Expected and actual trajectory error values

到所需压力差以驱动关节进行相应转动);当系统运行 0.5 s 后,达到稳定状态,此时反步法控制下肢外骨骼可以达到很好的跟踪效果。

由此可知:应用反步法可以对外骨骼系统进行有效控制,使外骨骼进行平稳运动。

4.3 对比分析

为了验证反步法控制外骨骼非线性系统的高效性,笔者采用反步法与 PID 控制方法,分别对同一系统、同一模型进行控制;并对对比分析两种控制结果,得出两种控制方法的性能优劣。

髋关节轨迹跟踪图如图 10 所示。

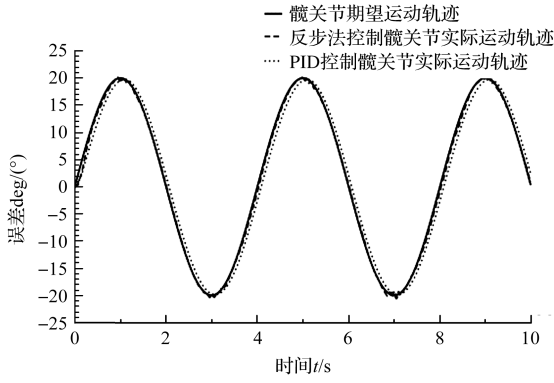


图 10 反步法与 PID 控制髋关节轨迹跟踪图

Fig. 10 Hip joint trajectory tracking diagram using backstepping method and PID control

反步法与 PID 控制膝关节轨迹跟踪图如图 11 所示。

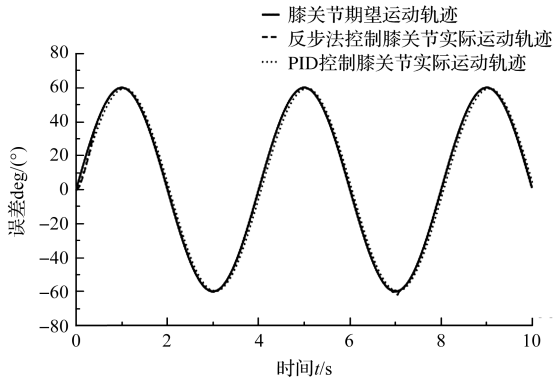


图 11 反步法与 PID 控制膝关节轨迹跟踪图

Fig. 11 Knee joint trajectory tracking diagram using backstepping method and PID control

由图 10 和图 11 可知,反步法控制下的轨迹跟踪效果更好。

为方便对比,笔者将髋关节处 2 s ~ 6 s 时间内的轨迹跟踪情况进行放大,如图 12 所示。

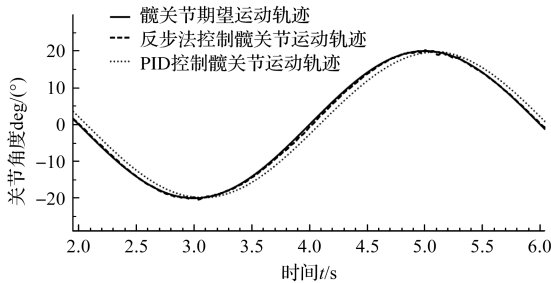


图 12 髋关节轨迹跟踪局部放大图

Fig. 12 Partial enlarged view of hip joint trajectory tracking

由图 12 可知:反步法控制的外骨骼运动轨迹更加贴近预定轨迹,而 PID 控制的外骨骼运动轨迹偏移较大。

由此可见,与 PID 控制相比,反步法控制对于外骨

骼非线性系统的控制效果更好。

反步法与 PID 控制髋关节轨迹跟踪误差图如图 13 所示。

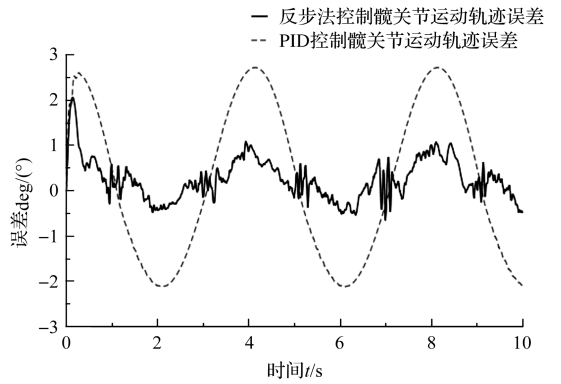


图 13 反步法与 PID 控制髋关节轨迹跟踪误差图

Fig. 13 Error diagram of hip joint trajectory tracking using backstepping method and PID control

由图 13 可知:PID 控制的髋关节运动轨迹与期望运动轨迹误差最大为 3°,反步法控制的髋关节运动轨迹与期望运动轨迹误差最大为 2°,这是由于液压缸启动时左右两腔压力差较大引起的,故此误差值可忽略。

当液压缸平稳运行后,反步法控制的轨迹跟踪误差最大为 1°,误差较 PID 控制的误差值减小了 67%。

反步法与 PID 控制膝关节轨迹跟踪误差图如图 14 所示。

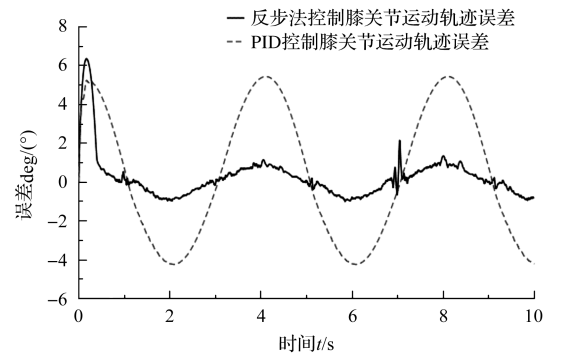


图 14 反步法与 PID 控制膝关节轨迹跟踪误差图

Fig. 14 Error diagram of knee joint trajectory tracking using backstepping method and PID control

由图 14 可知:PID 控制的膝关节运动轨迹与期望运动轨迹误差最大为 5°,反步法控制的膝关节运动轨迹与期望运动轨迹误差最大为 6°,这也是因液压缸启动时左右两腔压力差引起的,故此误差值可忽略。

当液压缸平稳运行后,反步法控制的轨迹跟踪误差最大为 2°,误差较 PID 控制的误差值减小了 67%。在外骨骼角度轨迹为 0 时,反步法控制外骨骼误差趋近于 0。

综上,由 PID 控制与反步法控制的仿真结果可知:

当外骨骼系统平稳运行时,从轨迹跟踪精度来看,反步法控制的髌、膝关节跟踪误差值对比 PID 控制减小了 67%;从响应速度来看,图 12 中反步法控制的响应速度更快。

由此可以得出结论:在外骨骼非线性系统控制方面,采用反步法比 PID 控制具有更快的响应速度和更准确的轨迹跟踪精度。

5 结束语

在下肢外骨骼控制方面,笔者采用反步法理论设计了控制器,控制了液压伺服系统的输出力,为下肢外骨骼相应关节转动提供了力矩,控制了下肢外骨骼的运动。

研究结论如下:

1) 根据 D-H 法分析了外骨骼运动学原理,利用拉格朗日-欧拉公式推导了二自由度外骨骼机器人的动力学方程,并建立了状态空间方程;根据二自由度下肢外骨骼系统的几何关系,推导了液压伺服系统输出力与下肢外骨骼系统关节扭矩之间的转化关系;

2) 将伺服阀视为一阶惯性系统,推导了阀控非对称缸的状态空间方程,并根据所推导的二自由度外骨骼机器人的动力学方程、液压伺服系统输出力与下肢外骨骼系统关节扭矩之间的转化关系,建立了二自由度外骨骼系统整体状态空间方程;

3) 由于反步法在非线性系统中的控制具有较强的鲁棒性,推导并设计了反步法控制器;同时,利用 AMESim 与 Visual Studio 进行了联合仿真验证,并将其同 PID 控制结果进行了对比,得出结论,反步法对下肢外骨骼系统的预定轨迹运动控制最大误差值为 2° ,比传统 PID 控制的误差减小了 67%;响应速度优于 PID 控制。

该研究的创新点在于,针对外骨骼动力系统,提出了一种非对称液压缸负载力和伸缩量与外骨骼转动扭矩及运动角度的转化关系,并推导了液压伺服系统结合二自由度外骨骼动力系统的状态空间方程,从而利用反步法控制外骨骼非线性系统按照预定轨迹进行运动。

但是,当前的研究仅仅针对的是外骨骼单腿二自由度系统控制,尚未对双腿同步运动以及人机交互干扰进行研究。因此,在后续的工作中,笔者将对下肢外骨骼双腿同步运动进行研究,利用反步法控制外骨骼双腿进行摆动相和支撑相的运动;同时添加干扰力,探究反步法控制的抗干扰能力;并将进一步搭建下肢外骨骼实体,利用目前的结论进行验证分析。

参考文献 (References):

- [1] 黄 瑞. 下肢助力外骨骼层级交互式学习控制算法研究 [D]. 成都: 电子科技大学控制科学与工程学院, 2018.
HUANG Rui. Research on Hierarchical Interactive Learning Control Algorithm for Lower Limb Exoskeleton [D]. Chengdu: School of Automation Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, 2018.
- [2] 孙 翰, 韩亚丽, 李沈炎, 等. 液压驱动下肢外骨骼系统设计与控制研究 [J]. 液压与气动, 2022, 46(9): 30-37.
SUN Han, HAN Ya-li, LI Shen-yan, et al. Design and control of hydraulic driven lower extremity exoskeleton system [J]. Hydraulic and Pneumatic, 2022, 46(9): 30-37.
- [3] RAADE J W, KAZEROONI H. Analysis and design of a novel hydraulic power source for mobile robots [J]. IEEE. Transactions on Automation Science & Engineering, 2005, 2(3): 226-232.
- [4] KIM C S. Development of a passive modular knee mechanism for a lower limb exoskeleton robot and its effectiveness in the workplace [J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2020, 21(2): 227-236.
- [5] 郑航明. 自主减重外骨骼下肢机器人的混合控制系统设计与实现 [D]. 成都: 电子科技大学自动化工程学院, 2014.
ZHENG Hang-ming. Design and Implementation of Hybrid Control System for Autonomous Weight-loss Exoskeleton Lower Limb Robot [D]. Chengdu: School of Automation Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, 2014.
- [6] KAWAMOTO H, KANDONE H, SAKURAI T, et al. Development of an assist controller with robot suit HAL for hemiplegic patients using motion data on the unaffected side [J]. IEEE. , 2014, 43(2): 3077-80.
- [7] 王 鑫. 类豹型四足机器人高速运动及其控制方法研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学机电工程学院, 2013.
WANG Xin. Research on High-speed Motion and Control Method of Leopard-like Quadruped Robot [D]. Harbin: School of Mechanical and Electrical Engineering, Harbin Institute of Technology, 2013.
- [8] 吴汉忠. 液压驱动的下肢外骨骼机器人的设计与研究 [D]. 上海: 东华大学材料科学与工程学院, 2021.
WU Han-zhong. Design and Research of Hydraulic-driven Lower Extremity Exoskeleton Robot [D]. Shanghai: College of Materials Science and Engineering, Donghua University, 2021.
- [9] KALITA B, NARAYAN J, DWIVEDY S K. Development of active lower limb robotic-based orthosis and exoskeleton

- devices: a systematic review [J]. *International Journal of Social Robotics*, 2020, 13(2): 1-19.
- [10] 王立柱, 陈炜, 马利, 等. 下肢外骨骼机器人的控制仿真研究[J]. *天津理工大学学报*, 2017, 33(5): 1-5.
WANG Li-zhu, CHEN Wei, MA Li, et al. Control simulation research on lower limb exoskeleton robots [J]. *Journal of Tianjin University of Technology*, 2017, 33(5): 1-5.
- [11] 陈启军, 张宏辉, 王月娟, 等. 一种简单的机器人鲁棒自适应轨迹跟踪控制算法[J]. *华中科技大学学报: 自然科学版*, 2004, 32(S1): 52-54.
CHEN Qi-jun, ZHANG Hong-hui, WANG Yue-juan, et al. A simple robust adaptive trajectory tracking control algorithm for robots [J]. *Journal of Huazhong University of Science and Technology: Natural Science Edition*, 2004, 32(S1): 52-54.
- [12] 桓茜, 王伟, 田子谕, 等. 下肢外骨骼机器人动力学建模分析[J]. *机械工程与自动化*, 2023, 52(1): 59-61.
HUAN Qian, WANG Wei, TIAN Zi-yu, etc. Dynamics modeling and analysis of lower extremity exoskeleton robot [J]. *Mechanical Engineering and Automation*, 2023, 52(1): 59-61.
- [13] 汪志红, 周明龙, 王志. 液压型下肢外骨骼设计及其运动学建模[J]. *机器人技术与应用*, 2023, 36(4): 21-25.
WANG Zhi-hong, ZHOU Ming-long, WANG Zhi. Design and kinematic modeling of hydraulic lower limb exoskeletons [J]. *Robotics Technology and Applications*, 2023, 36(4): 21-25.
- [14] PATNAIK S, JAIN L C, TZAFESTAS S G, et al. *Innovations in Robot Mobility and Control* [M]. Springer Berlin Heidelberg, 2005.
- [15] 孙建华. 基于网络面向柔顺运动的机器人遥操作系统研究[D]. 成都: 电子科技大学机械与电气工程学院, 2004.
SUN Jian-hua. Research on Robot Teleoperation System for Compliant Motion Based on Network [D]. Chengdu: School of Mechanical and Electrical Engineering, University of Electronic Science and Technology of China, 2004.
- [16] 董振乐, 杨英浩, 姚建勇, 等. 匹配和不匹配干扰共存时电液伺服系统预设性能渐近跟踪控制[J]. *中国机械工程*, 2022, 33(20): 2437-2443.
DONG Zhen-le, YANG Ying-hao, YAO Jian-yong, et al. Asymptotic tracking control of preset performance for electro-hydraulic servo systems with coexistence of matched and mismatched disturbances [J]. *China Mechanical Engineering*, 2022, 33(20): 2437-2443.
- [17] 王滢, 吴俊杰, 张忠东, 等. 下肢外骨骼电液伺服控制系统的设计与仿真[J]. *机床与液压*, 2018, 46(9): 17-22.
WANG Ying, WU Jun-jie, ZHANG Zhong-dong, et al. Design and simulation of an electro-hydraulic servo control system for lower limb exoskeletons [J]. *Machine Tool and Hydraulic*, 2018, 46(9): 17-22.
- [18] 岳坤明, 钱炜, 沈伟, 等. 基于ESO的电液位置伺服系统自适应反步滑模控制[J]. *机床与液压*, 2023, 51(12): 30-38.
YUE Kun-ming, QIAN Wei, SHEN Wei, et al. Adaptive backstepping sliding mode control of electro-hydraulic position servo system based on ESO [J]. *Machine Tool and Hydraulic*, 2023, 51(12): 30-38.
- [19] LI Lu-yu, CHENG Bao-wei, ZHANG Yu, et al. Study of a smart platform based on backstepping control method [J]. *Earthquake Engineering and Engineering Vibration*, 2017, 16(3): 599-608.
- [20] 陶闾, 陆佳平, 王婧月. M型袋口折边复原机构设计与运动学分析[J]. *包装与食品机械*, 2022, 40(5): 107-112.
TAO Wei, LU Jia-ping, WANG Jing-yue. Kinematics analysis and design of M-shaped bag mouth folding restoring mechanism [J]. *Packaging and Food Machinery*, 2022, 40(5): 107-112.
- [21] 吴亚锋, 郭军. 基于AMESim的飞机液压系统仿真技术的应用研究[J]. *沈阳工业大学学报*, 2007, 44(4): 368-371.
WU Ya-feng, GUO Jun. Application research of aircraft hydraulic system simulation technology based on AMESim [J]. *Journal of Shenyang University of Technology*, 2007, 44(4): 368-371.
- [22] 乔俊淋, 郑德维, 胡梓惟, 等. 助力外骨骼机器人结构设计与运动学建模分析[J]. *机械设计*, 2024, 41(1): 21-27.
QIAO Jun-lin, ZHENG De-wei, HU Zi-wei, et al. Structural design and kinematic modeling analysis of an assisted exoskeleton robot [J]. *Journal of Machine Design*, 2024, 41(1): 21-27.

本文引用格式:

苏东海, 王海嘯, 梁全, 等. 基于反步法的下肢外骨骼机器人控制研究[J]. *机电工程*, 2024, 41(9): 1692-1703.

SU Donghai, WANG Haixiao, LIANG Quan, et al. Control of lower extremity exoskeleton robot based on backstepping method [J]. *Journal of Mechanical & Electrical Engineering*, 2024, 41(9): 1692-1703.

《机电工程》杂志: <http://www.meem.com.cn>