

文章编号: 1004-7220(2023)05-0982-07

基于精确反馈线性化的动力型下肢假肢支撑期解耦控制

耿艳利^{1,2}, 王希瑞¹, 刘松岳¹, 宣伯凯^{1,2}

(1. 河北工业大学 人工智能与数据科学学院, 天津 300130; 2. 智能康复装置与检测技术教育部工程研究中心, 天津 300130)

摘要:目的 针对膝-踝-趾动力型假肢系统支撑期强耦合性会导致假肢系统控制精度下降的问题,提出精确反馈线性化方法对动力型假肢系统解耦。**方法** 采集人体下肢步态信息,将支撑期划分为支撑前中期和支撑末期,建立两个模态的动力学模型;使用精确反馈线性化解耦方法对支撑期假肢系统解耦,结合滑模控制设计动力型下肢假肢控制器;搭建联合仿真平台验证方法的有效性。**结果** 解耦后系统相较于解耦前控制精度提高,解耦后支撑前中期膝、踝计算平均绝对误差(mean absolute error, MAE)分别减少至 0.0011° 、 0.0026° ,均方根误差(root mean square error, RMSE)分别减少至 0.0147° 、 0.0236° ;支撑末期膝、踝、趾 MAE 分别减少至 0.0111° 、 0.0051° 、 0.0065° , RMSE 分别减少至 0.0219° 、 0.0210° 、 0.0129° ,总体控制误差减少,响应速度加快,并且假肢能够在仿真环境中稳定运行。**结论** 本文提出的解耦方法可有效简化下肢假肢系统的控制,并为假肢系统的进一步研究奠定基础。

关键词: 动力型下肢假肢; 动力学模型; 精确反馈线性化; 滑模控制

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.05.020

The Decoupling Control of Active Transfemoral Prosthesis at Stance Phase Based on Exact Feedback Linearization

GENG Yanli^{1,2}, WANG Xirui¹, LIU Songyue¹, XUAN Bokai^{1,2}

(1. School of Artificial Intelligence, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; 2. Engineering Research Center of Intelligent Rehabilitation Device and Detection Technology, Ministry of Education, Tianjin 300130, China)

Abstract: Objective Aiming at the problem that the strong coupling characteristics of knee-ankle-toe active prosthesis system in stance phase will lead to the decrease in control precision of prosthesis system, the method of exact feedback linearization was proposed to decouple the active transfemoral prosthesis system. **Methods** Gait data of human lower limbs were collected. Stance phase was divided into the early and middle stance phase and the last stance phase. The dynamic model of two stance phases was established. The prosthesis system in stance phase was decoupled based on exact feedback linearization decoupling. The integral sliding mode controller was designed to control the active transfemoral prosthesis. The co-simulation platform was built to verify effectiveness of the method. **Results** The decoupled system could improve the control accuracy. After decoupling, the calculated mean absolute error (MAE) of knee and ankle in the early and middle stance phase was reduced to 0.0011° and 0.0026° respectively. Root mean square error (RMSE) was reduced to 0.0147° and 0.0236° respectively. At the last stance phase, the MAE of knee, ankle and toe was reduced to 0.0111° , 0.0051° and 0.0065° respectively, and the RMSE was reduced to 0.0219° , 0.0210° and 0.0129° respectively.

收稿日期: 2022-09-11; 修回日期: 2022-10-21

基金项目: 国家重点研发计划项目(2022YFC2009500, 2021YFC012270), 国家自然科学基金青年项目(61803143), 河北省高等学校科学技术研究项目(QN2020252), 河北省自然科学基金项目(F2021202021)

通信作者: 耿艳利, 副教授, E-mail: gengyl@hebut.edu.cn

The overall control error was reduced and the response speed was accelerated, and the prosthesis could operate stably in the co-simulation environment. **Conclusions** The decoupling method proposed in this study can effectively realize the decoupling of the transfemoral prosthesis system and lay the foundation for the prosthetic system.

Key words: active transfemoral prosthesis; dynamic model; exact feedback linearization; sliding mode control

由于各类疾病、自然灾害与交通事故等因素导致下肢截肢者人数不断增加,穿戴高性能下肢假肢能够帮助残疾人恢复正常生活^[1-2]。研究人员针对人体不同运动状态以及运动环境对人体下肢生物力学的影响已经开展了诸多研究^[3-5],目前下肢假肢的研究主要集中在假肢机械结构、系统建模与控制策略等方面^[6-7]。在机械结构方面,主要包含电动型假肢、液压式假肢、磁流变假肢^[8-10]。在系统建模方面,主要以拉格朗日方程建立动力学模型方法为主^[11]。在控制策略方面,Yang等^[12]建立下肢假肢摆动期动力学模型,通过设计终端滑模控制器和相应的扰动观测器,减少系统抖振,实现了良好的跟踪效果;Wu等^[13]结合时延估计设计一种无模型鲁棒积分滑模阻抗控制器,有效抑制阻抗误差,消除动态模型中的非线性关系和扰动;Li等^[14]针对膝关节假肢提出一种基于强化学习的策略迭代方法,使膝关节角度在运动过程中更接近正常人的活动范围。

动力型下肢假肢是一个强耦合的系统,由于假肢各关节间的耦合作用较大,会导致系统整体控制精度不高,故需要采取解耦控制降低系统耦合度。针对于不同系统的解耦,Sun等^[15]利用离线训练神经网络逼近公式中的非线性静态映射关系得到神经网络逆系统,然后与原系统级联得到复合伪线性系统,完成对工业机器人近似解耦线性化;Chen等^[16]利用计算力矩控制(computed torque control, CTC)解耦方法,通过计算系统的惯性矩阵和非线性项,实现了UR5机器人系统的解耦控制;罗春阳等^[17]设计自抗扰解耦控制器,去除系统模型中的静态耦合项,实现了对全向移动机器人的解耦。精确反馈线性化解耦方法,是在微分几何的基础上对系统进行线性化,并且没有忽略任何非线性项,其线性化是精确的,很多研究人员利用精确反馈线性化实现了不同系统的解耦控制^[18-19]。

综上所述,动力型下肢假肢支撑期控制复杂,

并且存在关节间耦合度高的问题。本文借鉴多关节机器人解耦控制,提出精确反馈线性化方法,并对动力型下肢假肢支撑期进行解耦控制研究,解决支撑前中期与末期因为关节耦合造成控制不稳定的问题。

1 方法

1.1 动力型下肢假肢支撑期系统建模

使用VICON MX步态信息采集系统采集人体下肢步态信息,并根据足底压力将支撑期划分为支撑前中期、支撑末期两个模态(见图1)。当脚跟着地至全脚掌着地时期为支撑前中期,因为身体触地时刻身体向下运动的冲量导致足底压力在这个过程中达到峰值;前脚掌着地到趾关节离地为支撑末期,此刻身体向前移动需要推力,足底压力出现第2次波峰,之后进入摆动期。

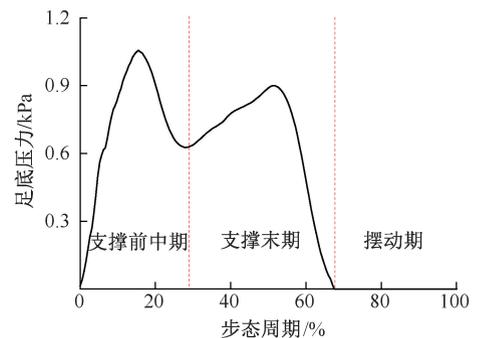


图1 人体步态信息划分

Fig. 1 Human gait information division

本文利用拉格朗日方程,建立假肢支撑前中期与末期的动力学模型。以支撑前中期为例,其关节坐标定义如图2所示。在此模态,身体围绕踝关节运动,故以踝关节为原点建立坐标系。

大腿、小腿的质心位置矢量坐标为:

$$P_1 = (-L_2 \sin \theta_a - l_{c1} \sin(\theta_k + \theta_a), L_2 \cos \theta_a + l_{c1} \cos(\theta_k + \theta_a)) \quad (1)$$

$$P_2 = (-l_{c2} \sin \theta_a, l_{c2} \cos \theta_a) \quad (2)$$

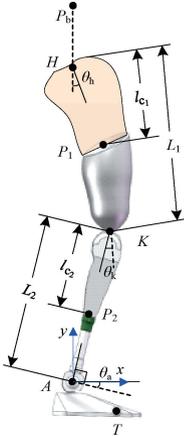


图2 支撑前中期下肢关节坐标定义

Fig. 2 Definition of transfemoral prosthesis joint coordinate in early and middle stance phase

注: H, K, A, T 为支撑前中期髋、膝、踝和趾关节位置坐标; P_b 、 P_1 和 P_2 为躯干、大腿和小腿质心位置; θ_h 、 θ_k 、 θ_a 为髋、膝、踝关节的角度; L_1 、 L_2 为大腿与小腿的长度, l_{c1} 、 l_{c2} 为髋、膝关节到大腿和小腿质心的长度。

对位置矢量坐标求导得各点速度矢量:

$$V(P_i) = \frac{\partial P_i(x, y)}{\partial t}, \quad i = 1, 2 \quad (3)$$

支撑前中期下肢假肢运动过程中的能量主要包括躯干与腿部的动能 E_k 和势能 E_p 。动能为

$$E_k = E_{k1} + E_{k2} + E_{kb} \quad (4)$$

式中: E_{k1} 、 E_{k2} 、 E_{kb} 分别为大腿、小腿、躯干动能, 且

$$\begin{cases} E_{k1} = \frac{1}{2} m_1 \cdot V(P_1)^2 + \frac{1}{2} I_1 \dot{\theta}_k^2 \\ E_{k2} = \frac{1}{2} I_2 \dot{\theta}_a^2 \\ E_{kb} = \frac{1}{2} m_b \cdot V(P_b)^2 \end{cases} \quad (5)$$

式中: m_1 、 m_b 分别为大腿、躯干的质量; I_1 、 I_2 分别为大腿和小腿的转动惯量。势能为

$$E_p = E_{p1} + E_{p2} + E_{pb} \quad (6)$$

式中: E_{p1} 、 E_{p2} 、 E_{pb} 分别表示大腿、小腿和躯干的势能, 且

$$\begin{cases} E_{p1} = m_1 g (l_{c1} \cos(\theta_k + \theta_a) + L_2 \cos \theta_a) \\ E_{p2} = m_2 g l_{c2} \cos \theta_a \\ E_{pb} = m_b g (r_b + L_1 \cos(\theta_k + \theta_a) + L_2 \cos \theta_a) \end{cases} \quad (7)$$

式中: m_2 为小腿的质量; r_b 为上身质心到髋关节的位置。

系统的 Lagrange 方程定义为:

$$L = E_k - E_p \quad (8)$$

各关节力矩与各关节角度关系可表示为:

$$T_1 = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} \quad (9)$$

式中: $\theta_1 = [\theta_a, \theta_k]^T$, $T_1 = [T_a, T_k]^T$; T_a 、 T_k 分别为踝、膝两关节的力矩。因此, 支撑前中期动力学模型为

$$T_1 = M_1(\theta_1) \ddot{\theta}_1 + H_1(\theta_1, \dot{\theta}_1) \dot{\theta}_1 + G_1(\theta_1) \quad (10)$$

式中: $M_1(\theta_1)$ 为关节空间惯性矩阵; $H_1(\theta_1, \dot{\theta}_1)$ 为哥式力和向心力的耦合矩阵; $G_1(\theta_1)$ 为重力矩阵。

支撑末期关节坐标定义如图3所示。在此模式下, 身体围绕趾关节运动, 故以趾关节为原点建立坐标系。

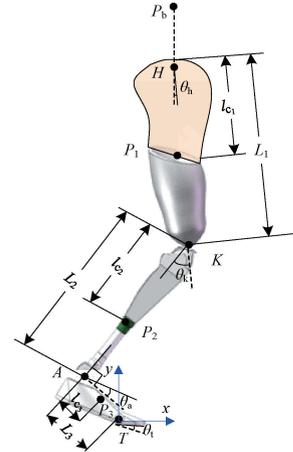


图3 支撑末期下肢关节坐标定义

Fig. 3 Definition of transfemoral prosthesis joint coordinate in the last stance phase

注: P_3 为脚掌质心位置, θ_1 为趾关节的角度, L_3 为趾关节到踝关节的长度, l_{c3} 为踝关节到脚掌质心的长度。

同理, 可得支撑末期动力学模型为:

$$T_2 = M_2(\theta_2) \ddot{\theta}_2 + H_2(\theta_2, \dot{\theta}_2) \dot{\theta}_2 + G_2(\theta_2) \quad (11)$$

式中: $M_2(\theta_2)$ 、 $H_2(\theta_2, \dot{\theta}_2)$ 、 $G_2(\theta_2)$ 与前述定义相同, $\theta_2 = [\theta_1, \theta_a, \theta_k]^T$, $T_2 = [T_1, T_a, T_k]^T$, T_1 、 T_a 、 T_k 分别为趾、踝、膝关节力矩。

1.2 基于精确反馈线性化支撑期解耦方法研究

膝-踝-趾假肢系统各关节间存在耦合作用, 相互影响, 在支撑期阶段耦合作用最强, 因此需要进行解耦设计, 降低关节间耦合度。为了方便公式的推导, 可将支撑前中期动力学模型简化为:

$$T = M\ddot{\theta} + H\dot{\theta} + G + d \quad (12)$$

式中: d 为未建模的外部扰动,将式(12)改写为:

$$\ddot{\theta} = -D(H\dot{\theta} + G + d) + DT \quad (13)$$

式中: $D=M^{-1}$ 。将上式写为仿射非线性系统形式:

$$\begin{cases} \dot{x} = f(x) + g(x)u \\ y = h(x) \end{cases} \quad (14)$$

式中:

$$g(x) = [g_1(x), g_2(x)] = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ D_{11} & D_{12} \\ 0 & 0 \\ D_{21} & D_{22} \end{bmatrix} \quad (15)$$

$$\begin{aligned} f(x) &= [f_1(x), f_2(x), f_3(x), f_4(x)]^T = \\ & x_2 [-((D_{11}H_{11} + D_{12}H_{21})x_2 + (D_{11}H_{12} + \\ & D_{12}H_{22})x_4 + D_{11}(G_1 + d_1) + D_{12}(G_2 + \\ & d_2))] x_4 [-((D_{21}H_{11} + D_{22}H_{21})x_2 + \\ & (D_{21}H_{12} + D_{22}H_{22})x_4 + D_{21}(G_1 + d_1) + \\ & D_{22}(G_2 + d_2))] \end{aligned} \quad (16)$$

$$h(x) = [h_1(x)h_2(x)]^T = [x_1x_3]^T \quad (17)$$

$$u = [u_1u_2]^T = [T_aT_k]^T \quad (18)$$

假设 x_0 的邻域为 U , 如果对 $x_0 \in U$, 系统满足:

(1) 如果存在正整数 r_j , 使得

$$L_{g_j}^k L_f^i h_1(x) \equiv 0, \quad 1 \leq j \leq m; 1 \leq i \leq m; \\ 0 \leq k \leq r_j - 2$$

(2) 存在下列矩阵 $A(x)$, 且

$$A(x) = \begin{pmatrix} L_{g_1} L_f^{r_1-1} h_1(x) & \cdots & L_{g_m} L_f^{r_1-1} h_1(x) \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ L_{g_1} L_f^{r_m-1} h_m(x) & \cdots & L_{g_m} L_f^{r_m-1} h_m(x) \end{pmatrix}$$

非奇异。则称系统在 x_0 处具有相对阶 $r=r_1+r_2+\cdots+r_m$, 若 $r=n$ (n 为系统状态向量的阶数), 系统可进行精确反馈线性化。对假肢系统能否精确反馈线性化进行判定, 根据李导数概念有:

$$\begin{cases} L_{g_1} L_f^0 h_1(x) = L_{g_1} h_1(x) = 0 \\ L_{g_2} L_f^0 h_1(x) = L_{g_2} h_1(x) = 0 \\ L_{g_1} L_f^0 h_2(x) = L_{g_1} h_2(x) = 0 \\ L_{g_2} L_f^0 h_2(x) = L_{g_2} h_2(x) = 0 \end{cases} \quad (19)$$

$$A(x) = \begin{bmatrix} L_{g_1} L_f h_1(x) = D_{11} & L_{g_1} L_f h_2(x) = D_{21} \\ L_{g_2} L_f h_1(x) = D_{12} & L_{g_2} L_f h_2(x) = D_{22} \end{bmatrix} \quad (20)$$

经判断 $A(x)$ 非奇异, 满足上述两个条件, 系统的相对阶即为 $r=[2, 2]$, $n=4$, 故 $r=n$, 系统可进行精确反馈线性化。由此, 可引入状态反馈控制律:

$$u = -A^{-1}(x)b(x) + A^{-1}(x)v \quad (21)$$

式中: v 为给定的新参考输入;

$$b(x) = \begin{bmatrix} L_f^2 h_1(x) \\ L_f^2 h_2(x) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_2(x) \\ f_4(x) \end{bmatrix} \quad (22)$$

记 $\alpha(x) = -A^{-1}(x)b(x)$, $\beta(x) = A^{-1}(x)$, 控制律可转化为 $u = \alpha(x) + \beta(x)v$, 通过合理设计控制量 v , 即可实现对原系统的控制。令状态变换的映射为:

$$z = \phi(x) = [\phi_1(x), \phi_2(x), \phi_3(x), \phi_4(x)]^T = \begin{bmatrix} h_1(x) \\ L_f h_1(x) \\ h_2(x) \\ L_f h_2(x) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ x_4 \end{bmatrix} \quad (23)$$

可得解耦线性系统:

$$\begin{cases} \dot{z} = A_z z + B_z v \\ y = C_z z \end{cases} \quad (24)$$

式中:

$$A_z = \begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$B_z = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 1 & 0 \\ 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$C_z = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

支撑前中期解耦后系统输入 $v = [\ddot{\theta}_a, \ddot{\theta}_k]^T$, 同理可得支撑末期解耦后系统输入 $v = [\ddot{\theta}_1, \ddot{\theta}_a, \ddot{\theta}_k]^T$, 经精确反馈线性化解耦后, 系统被解耦为系统输入与输出一一对应的形式, 解除了关节间的耦合。

1.3 基于滑模控制的动力型下肢假肢控制器设计

由于动力型下肢假肢系统会存在外部扰动不确定的情况, 而积分滑模在出现强扰动时, 能够补偿参数所带来的不确定性, 实现快速稳定控制。设跟踪误差为:

$$e = \theta - \theta_d \quad (25)$$

式中: θ_d 为各关节期望角度。定义积分滑模面为:

$$s = \dot{e} + ce + k \int_0^t e dt \quad (26)$$

式中: c, k 为系统控制参数, 且 $c = \text{diag}(c_1, c_2)$, $k = \text{diag}(k_1, k_2)$ 。求导得:

$$\begin{aligned} \dot{s} &= \ddot{e} + c\dot{e} + ke = (\ddot{\theta} - \ddot{\theta}_d) + c\dot{e} + ke = \\ & (v - \dot{\theta}_d) + c\dot{e} + ke \end{aligned} \quad (27)$$

令 $\dot{s} = 0$ 得等效控制, 则

$$v_{eq} = \dot{\theta}_d - c\dot{e} - ke \quad (28)$$

采用指数趋近律设计控制器, 其中 $\varepsilon = \text{diag}(\varepsilon_1, \varepsilon_2)$, $\eta = \text{diag}(\eta_1, \eta_2)$, 且 $\varepsilon \geq 0, \eta \geq 0$ 。因

$$\dot{s} = -\varepsilon \text{sgn}(s) - \eta s \quad (29)$$

可得切换控制:

$$v_{sw} = -\varepsilon \text{sgn}(s) - \eta s \quad (30)$$

总的控制律为:

$$\begin{aligned} v &= v_{eq} + v_{sw} = \dot{\theta}_d - c\dot{e} - ke - \\ & \varepsilon \text{sgn}(s) - \eta s \end{aligned} \quad (31)$$

取李雅普诺夫函数为:

$$V = s^2/2 \quad (32)$$

求导得:

$$\begin{aligned} \dot{V} &= s\dot{s} = s(\ddot{e} + c\dot{e} + ke) = s(v - \ddot{\theta}_d + c\dot{e} + ke) = \\ & s(-\varepsilon \text{sgn}(s) - \eta s) = \\ & -\varepsilon |s| - \eta s^2 \leq 0 \end{aligned} \quad (33)$$

由上述可知, 定义的李雅普诺夫函数是正定的, 同时其导数是负定的, 故假肢系统渐近稳定。系统的最终控制律为:

$$\begin{aligned} u &= \alpha(x) + \beta(x)v = \alpha(x) + \beta(x)(\dot{\theta}_d - c\dot{e} - \\ & ke - \varepsilon \text{sgn}(s) - \eta s) \end{aligned} \quad (34)$$

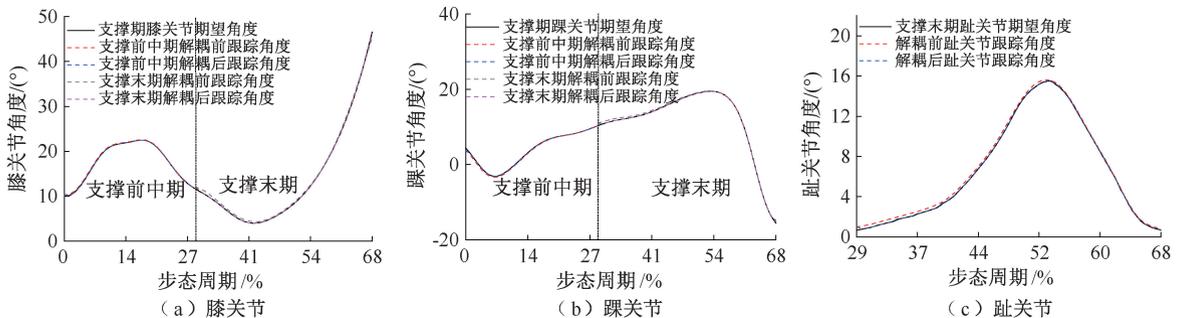


图4 支撑期关节跟踪效果

Fig. 4 Effects of joint tracking in stance phase (a) Knee, (b) Ankle, (c) Toe

计算平均绝对误差 (mean absolute error, MAE) 和均方根误差 (root mean square error, RMSE), 可以得到系统跟踪误差 (见表2)。结果表明, 解耦

2 结果

2.1 控制方法验证

为了验证所提方法的有效性, 假肢模型参数设置如表1所示。

表1 假肢模型参数

Tab. 1 Parameters of prosthetic model

下肢	m_i/kg	l_i/m	r_i/m	$I_i/(\text{g} \cdot \text{m}^2)$
大腿	2.14	0.42	0.200	2.14×9.4
小腿	1.84	0.39	0.150	0.41×9.4
脚掌	0.76	0.21	0.088	0.39×9.4

注: m_i 为质量, l_i 为长度, r_i 为质心位置 (距近端), I_i 为转动惯量; $i=1, 2, 3$, 分别表示大腿、小腿和脚掌。

截肢者上半身质量 $m_b = 40.71 \text{ kg}$, 对假肢系统设计仿真实验。支撑前中期控制器参数设置为:

$$c = \text{diag}(160, 130)$$

$$k = \text{diag}(50, 50)$$

$$\varepsilon = \text{diag}(3, 3)$$

$$\eta = \text{diag}(60, 50)$$

支撑末期控制器参数设置为:

$$c = \text{diag}(180, 180, 220)$$

$$k = \text{diag}(60, 100, 60)$$

$$\varepsilon = \text{diag}(4, 4, 4)$$

$$\eta = \text{diag}(80, 80, 100)$$

仿真结果表明, 解耦后相较于解耦前轨迹跟踪的收敛速度加快, 能够更快速精准地跟踪期望轨迹 (见图4)。

后控制误差降低, 各关节的实际角度都能维持在正常的活动范围内, 故可以使假肢穿戴者的步态更协调。

表 2 支撑期跟踪误差

阶段		MAE		RMSE	
阶段	关节	解耦前	解耦后	解耦前	解耦后
前中期	膝	0.152 5	0.001 1	0.183 0	0.014 7
	踝	0.208 7	0.002 6	0.272 6	0.023 6
末期	膝	0.352 6	0.011 1	0.404 7	0.021 9
	踝	0.248 4	0.005 1	0.329 3	0.021 0
	趾	0.190 8	0.006 5	0.213 7	0.012 9

2.2 搭建联合仿真平台

利用 SolidWorks 和 Simscape 搭建动力型膝-踝-趾下肢联合仿真平台,膝-踝-趾动力型下肢假肢以电机作为直接驱动源,通过传感器反馈的角度信息和期望输入,结合控制器计算出电机的期望驱动力矩 τ_c ,通过电机执行机构输出实际控制力矩 τ 完成对解耦假肢系统的控制。假肢系统控制结构如图 5 所示。

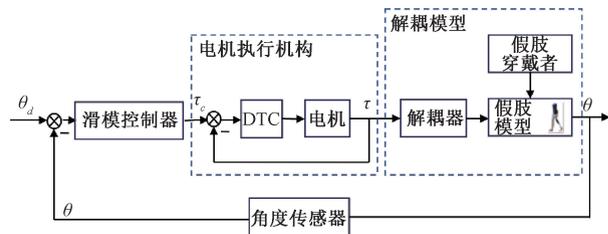


图 5 系统控制结构图

Fig. 5 Diagram of system control structure

注: DTC 为直接转矩控制。

结合精确反馈线性化解耦与滑模控制器对下肢假肢进行联合仿真,由仿真效果可见,所提方法能够保证下肢假肢的稳定运行(见图 6)。



图 6 联合仿真图

Fig. 6 Co-simulation diagram

3 讨论

利用足底压力信息划分人体步态周期,得到了支撑前中期和支撑末期两个模态,支撑前中期身体以踝关节为轴心向前运动,运动过程中后脚掌逐渐贴合地面,表现为面支撑;躯干及假肢在支撑末期

主要表现为绕趾关节的运动,在运动过程中前脚掌逐渐远离地面直至脚尖离地,但力主要作用在趾关节,可视为点支撑。因此,将支撑前中期与支撑末期的假肢脚支撑假设成为是由面支撑直接过渡到趾关节固定点支撑,并使用拉格朗日方程建立了支撑前中期与末期的动力学模型,为后续对假肢控制的研究提供了基础。假肢系统的强耦合性会影响系统的控制效果。对于动力型下肢假肢的解耦,王倩等^[20]设计了积分型解耦器,但此方法忽略了系统的重力项。而精确反馈线性化方法在解耦过程中未忽略掉任何高阶非线性项,该线性化方法是精确的,通过此方法可将假肢系统简化为多个单输入对应单输出的形式,提高假肢系统的控制精度。由于动力型下肢假肢的外部干扰因素不确定,当出现强干扰时,会降低系统的控制效果,积分滑模可以补偿外部扰动。因此,本文设计了积分滑模控制器,与精确反馈线性化解耦方法相结合,对假肢系统进行控制。从解剖学的角度可以将人体划分为冠状面、矢状面和水平面 3 个基准面,而人体下肢各关节主要在矢状面绕冠状轴做旋转运动,故本文主要研究人体矢状面运动。在矢状面内躯干主要表现为上下平动状态,故将躯干运动假设为刚体平动。基于此,设置数值仿真实验与联合仿真实验验证本文方法有效性,支撑前中期只有膝和踝关节参与运动,身体绕踝关节旋转向前运动,分析此时期两个关节的角度跟踪结果,在解耦前膝、踝关节的 MAE 分别为 0.152 5°、0.208 7°,RMSE 分别为 0.183 0°、0.272 6°;系统解耦后 MAE 分别减少至 0.001 1°、0.002 6°,RMSE 分别减少至 0.014 7°、0.023 6°,控制误差减少,控制效果更好。在支撑末期膝、踝、趾三关节同时参与运动,身体绕趾关节旋转,假肢系统解耦前各关节 MAE 分别为 0.352 6°、0.248 4°、0.190 8°,RMSE 分别为 0.404 7°、0.329 3°、0.213 7°,经精确反馈线性化解耦后,系统 MAE 分别减少至 0.011 1°、0.005 1°、0.006 5°,RMSE 分别减少至 0.021 9°、0.021 0°、0.012 9°,控制误差大幅下降,控制精度提升。通过以上分析可以看出,解耦后的各关节角度跟踪效果要优于解耦前跟踪效果,收敛速度加快,控制精度提高,从联合仿真结果来看,下肢假肢能够在本文方法控制下稳定运行。虽然通过仿真实验验证了方法的有效性,但是未进

行实物验证,仿真结果会存在一定误差,针对此局限性,在今后的工作中将进一步研究。

4 结论

针对动力型下肢假肢支撑期各关节间强耦合问题,本文提出了精确反馈线性化解耦方法与积分滑模控制方法相结合的控制策略。基于提出的方法设计了仿真实验,结果表明,所设计的控制算法能够实现较好的跟踪效果,本文所提解耦方法可推广到多关节下肢假肢控制中去,为动力型下肢假肢控制提供理论依据。

参考文献:

- [1] 王启宁,郑恩昊,陈保君,等. 面向人机融合的智能动力下肢假肢研究现状与挑战[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1780-1793.
- [2] 侯增广,赵新刚,程龙,等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. 自动化学报, 2016, 42(12): 1765-1779.
- [3] 张雨,王琳. 不同地面对跑步下肢运动生物力学的影响[J]. 医用生物力学, 2018, 33(6): 577-582.
ZHANG Y, WANG L. Influences on sports biomechanics of lower extremities during running on different surfaces [J]. J Med Biomech, 2018, 33(6): 577-582.
- [4] 杨洋,张希妮,罗震,等. 跑姿再训练对冲击力、下肢生物力学及刚度的影响[J]. 医用生物力学, 2020, 35(6): 665-671.
YANG Y, ZHANG XN, LUO Z, *et al.* Effects of gait retraining on impact forces, lower limb biomechanics and leg stiffness [J]. J Med Biomech, 2020, 35(6): 665-671.
- [5] 张百发,罗冬梅,周兴龙. 弯道跑对下肢髌股关节应力的影响[J]. 医用生物力学, 2019, 34(6): 650-655.
ZHANG BF, LUO DM, ZHOU XL. The influence of curve running on patellofemoral joint stress [J]. J Med Biomech, 2019, 34(6): 650-655.
- [6] ASIF M, TIWANA MI, KHAN US, *et al.* Advancements, trends and future prospects of lower limb prosthesis [J]. IEEE Access, 2021, 9: 85956-85977.
- [7] PRICE MA, BECKERLE P, SUP FC. Design optimization in lower limb prostheses: A review[J]. IEEE T Neur Sys Reh, 2019, 27(8): 1574-1588.
- [8] FU G, ZHU J, WANG Z, *et al.* Mechatronic design of a low-noise active knee prosthesis with high backdrivability [C]//Proceedings of 2021 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Xi'an: IEEE, 2021: 7027-7032.
- [9] 孙金悦,喻洪流,汪晓铭,等. 智能液压假肢膝关节控制系统设计与实现[J]. 软件导刊, 2020, 19(7): 89-93.
- [10] AKDOĞAN KE, YILMAZ A, SADEGHIMORAD A, *et al.* Design of semi active knee joint with magnetorheological (MR) damper [C]//Proceedings of 2012 20th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU). Mugla: IEEE, 2012: 1-4.
- [11] CHEN Y, XUAN B, GENG Y, *et al.* Modeling and control of knee-ankle-toe active transfemoral prosthesis [J]. IEEE Access, 2020, 8: 133451-133462.
- [12] YANG P, LU X, SUN J. Disturbance observer based fast terminal sliding mode control for lower limb prosthesis [C]//Proceedings of 2019 25th International Conference on Automation and Computing (ICAC). Lancaster: IEEE, 2019: 1-6.
- [13] WU Z, CHEN Y, GENG Y, *et al.* Model-free robust adaptive integral sliding mode impedance control of knee-ankle-toe active transfemoral prosthesis [J]. Int J Med Robot, 2022, 18(3): e2378.
- [14] LI M, WEN Y, GAO X, *et al.* Toward expedited impedance tuning of a robotic prosthesis for personalized gait assistance by reinforcement learning control [J]. IEEE T Robot, 2022, 38(1): 407-420.
- [15] SUN L. ANN-inversion based fractional-order sliding control for the robot [C]//Proceedings of 2020 IEEE International Conference on Information Technology, Big Data and Artificial Intelligence (ICIBA). Chongqing: IEEE, 2020: 1513-1516.
- [16] CHEN Y, LUO X, HAN B, *et al.* Model predictive control with integral compensation for motion control of robot manipulator in joint and task spaces [J]. IEEE Access, 2020, 8: 107063-107075.
- [17] 罗春阳,谢小宇,李建永,等. 全向移动机器人自抗扰解耦控制[J]. 北华大学学报(自然科学版), 2020, 21(5): 688-696.
- [18] YUAN C, BAI H, MA R, *et al.* Large-signal stability analysis and design of finite-time controller for the electric vehicle DC power system [J]. IEEE T IND APPL, 2022, 58(1): 868-878.
- [19] SUN Y, ZHU J, FU C, *et al.* Decoupling control of cascaded power electronic transformer based on feedback exact linearization [J]. IEEE J Em Sel Top, 2022, 10(4): 3662-3676.
- [20] 王倩,杨鹏,耿艳利,等. 膝-踝动力型假肢解耦控制研究[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(12): 1545-1549.