

· 康复工程 ·

电动下肢假肢多路况控制策略研究*

耿艳利^{1,2} 刘松岳¹ 王希瑞¹ 宣伯凯^{1,2}

摘要

目的:电动下肢假肢具有较强的非线性和耦合性,针对假肢在不同地形间行走时存在的外部扰动问题,本文提出了积分滑模控制策略。

方法:采集人体下肢在平地、上/下斜坡及上/下楼梯五种路况下的运动信息,根据足底压力信息将不同路况的一个完整步态周期划分为支撑期及摆动期两个模态,并分别进行人体下肢运动学分析;利用拉格朗日方程建立假肢支撑期与摆动期的动力学模型;在五种运动模式下,设计积分滑模控制器对假肢进行控制,并进行联合仿真验证。

结果:膝踝假肢轨迹跟踪收敛速度加快,误差降低。

结论:积分滑模控制器对于外部扰动具有明显的补偿作用,提高了假肢在多路况行走时的控制效果。

关键词 电动下肢假肢;多路况;动力学模型;积分滑模控制;下肢运动学分析

中图分类号:R496 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2024)-02-0226-06

我国现有各类残疾人总数为8502万,其中肢体残疾比重较大,穿戴高性能下肢假肢可以帮助残疾人恢复或补偿功能、提高生存质量^[1-2]。传统下肢假肢多为被动型假肢,仅能为截肢者提供一定的支撑能力,不能自动适应速度、环境的变化,同时造成更多的能量消耗^[3]。目前许多国家开展智能仿生下肢假肢的研发,其中研究热点集中在电动型智能假肢,其针对不同路况,如平地行走、斜坡、楼梯、崎岖地面等,具有更好的适应性^[4-9]。电动型智能假肢能够在行走中提供辅助力,提升步态跟随效果,减少穿戴者的能量消耗^[10-11]。文^[12-13]改进了电动踝关节假肢,利用IMU三轴传感器测量踝关节及小腿角度信息,搭建基于有限状态机的控制方法,其中每个状态之间的转换条件由传感器信息提供,在无需识别地面坡度的前提下,实现了受试者在不平坦地形上的稳定行走。王启宁等^[14]将在每种地形上行走时膝关节的运动均分为六种不同的状态,采用基于有限状态机的控制方法实现六种状态间的切换,最终实现了假肢穿戴者在不同地形间的行走。文^[15]提出了车载自适应方法,用于检测IMU和假肢踝关节角度信号,实现了不同假肢穿戴者最大背屈时间的检测。文^[16]提出了基于控制李雅普诺夫函数的二次规划方法,使用鞋垫压力传感器、测力传感器和IMU用于假肢的稳定行走,实现了假肢膝关节的实时力传感控制,在四种地形上具有较好的跟踪效果。文献^[8,17]采用无模型动态矩阵的方法,在多

种运动模式下,实现了假肢膝关节的控制。文献^[18]中提出了滑模控制来补偿估计误差,保证穿戴者的舒适度,提升了系统的鲁棒性。

针对传统的控制器建模不准确的问题及假肢运动过程中存在外部扰动的特点,本文建立了膝-踝假肢动力学模型,设计了积分滑模控制器来控制假肢在多种路况上的运动,最终验证了本文方法的有效性。

1 人体下肢步态分析及膝-踝假肢建模

1.1 人体下肢运动信息采集与步态划分

将人体重心视为基点,能够将人体定义在冠状面、矢状面、水平面这三个平面上,由于假肢为单轴运动,因此本文主要研究人体矢状轴方向的运动。本文采集多路况下肢运动信息,见图1。受试者身高、体重等具体情况见表1。足底压力信息见图2,并按其将人体下肢一个完整步态周期划分为支撑前期、支撑中期、支撑末期及摆动期。

1.2 行走运动学分析

本节对五种路况的髌膝踝关节角度进行对比分析,为后续假肢的控制提供理论基础,见图3。

在一个完整步态周期中,只有平地行走时髌关节角度会出现负值,发生屈曲-伸展-屈曲运动状态的转变。上楼梯与上斜坡时,髌关节的角度变化基本一致,上斜坡时其初始屈

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2024.02.012

*基金项目:国家重点研发计划项目(2021YFC0122704);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)

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

第一作者简介:耿艳利,女,副教授;收稿日期:2022-09-09

图1 多路况人体下肢运动检测试验平台

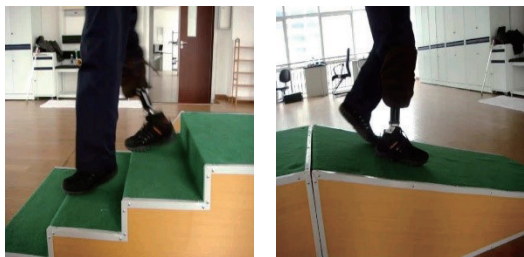


图2 足底压力信息

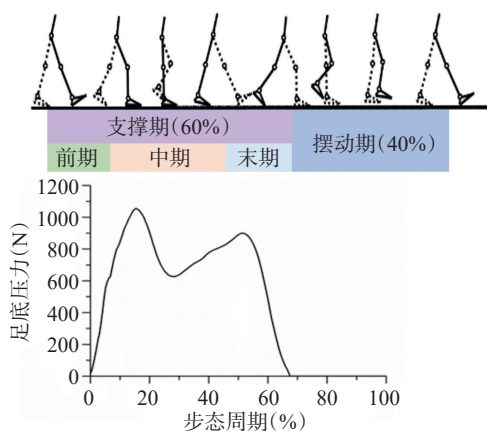


表1 受试者基本情况

序号	性别	年龄	身高(cm)	体重(kg)
1	男	22	173	72
2	男	22	180	80
3	男	23	178	75
4	男	23	175	62
5	男	24	168	60
6	女	22	162	54
7	女	23	163	53
8	女	23	161	46
9	女	23	155	45
10	女	24	160	52

曲角度大于上楼梯,但上楼梯时达到髋关节最小及最大屈曲角度的时间均超前于上斜坡过程。下楼梯与下斜坡时的髋关节角度变化类似,在下楼梯过程中,髋关节屈曲角度最大值高于下斜坡。

在五种路况下,膝关节均为屈曲运动状态,且初始角度有明显差异。平地行走、下楼梯及下斜坡时膝关节的初始角度在 8° 左右,上楼梯及上斜坡的膝关节初始角度较大,在 48° 左右。上楼梯与上斜坡的角度变化基本相同,上楼梯时达到膝关节最小及最大屈曲角度的时间均超前于上斜坡。在支撑前期到支撑中期,下斜坡时膝关节屈曲角度的波峰值均高于下楼梯及平地行走过程,在支撑末期到摆动期,膝关节的屈曲幅度逐渐变大,均高于平地行走时膝关节的屈曲角度。

与髋关节及膝关节相比,踝关节的角度变化具有显著差异。踝关节角度为正代表背屈运动状态,为负代表跖屈运动。上斜坡时踝关节的初始角度最大,平地行走与下斜坡时其角度接近为 0° ,上楼梯膝关节为背屈运动状态,为 17° 左右,下楼梯时踝关节为跖屈状态最大角度。上斜坡与上楼梯时踝关节始终为背屈状态,在平地行走与下斜坡过程中,踝关节由背屈状态向跖屈状态转变,并迅速由跖屈转为背屈,平地行走跖屈角度大于下斜坡。下楼梯时踝关节角度变化范围最大,脚部接触楼梯阶,踝关节由跖屈状态最大角度向背屈运动状态转换;在脚掌完全着地到单足支撑阶段,踝关节背屈角度达到最大值;身体重心继续下降时,踝关节转换为跖屈运动。

1.3 下肢假肢运动学及动力学建模

利用拉格朗日法分别建立下肢假肢摆动期与支撑期动力学模型,运动学分析如图4所示。各关节定义如下, P_b 躯干, P_h 、 P_k 、 P_a 分别为髋膝踝关节, L_{th} 、 L_{sh} 、 C_{th} 、 C_{sh} 分别为大腿、小腿的长度及质心。

摆动期以髋关节为固定点建立坐标系,由图4运动学分析得到各关节的位置坐标,通过计算大腿、小腿的动能与势能,定义Lagrange函数为:

图3 髋-膝-踝关节角度对比图

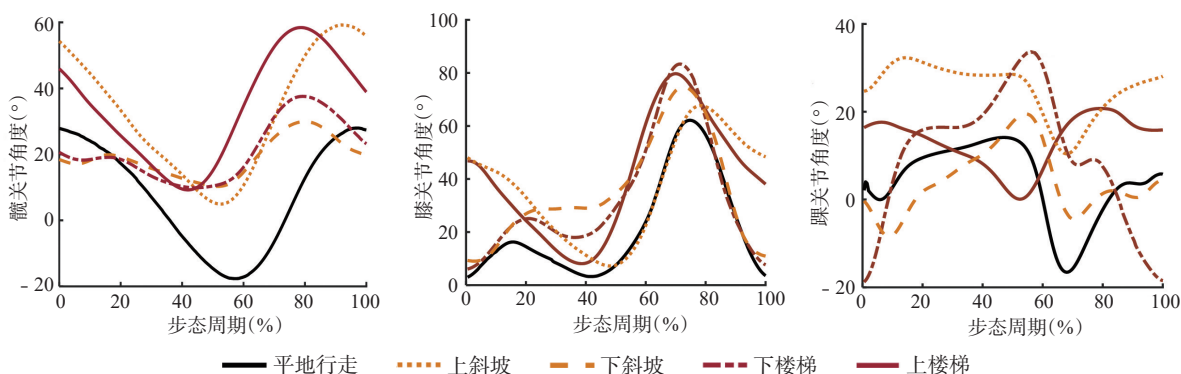
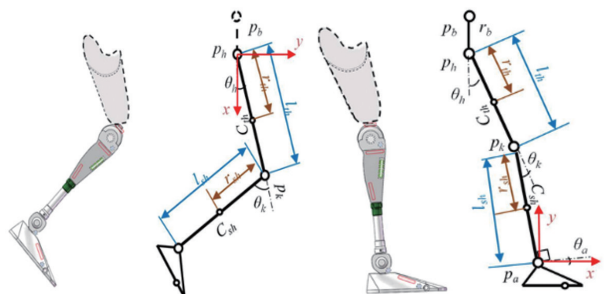


图4 摆动期与支撑期动力学分析



$$L = KE - PE \quad (1)$$

式中 KE 为大腿、小腿的平动动能与转动动能, PE 为系统的势能。

由式(1)可分别得到髋关节、膝关节的控制力矩:

$$T = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta} \quad (2)$$

由式(2)计算得到摆动期的动力学模型:

$$T_1 = D_1(\theta)\ddot{\theta} + C_1(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G_1(\theta) \quad (3)$$

式中 T_1 为作用于关节的控制力矩, D_1 为惯性矩阵, C_1 为离心矩阵, G_1 为重力矩阵, $T_1 = [T_h, T_k]^T$, $\theta = [\theta_h, \theta_k]^T$, T_h , T_k , θ_h , θ_k 为摆动期髋关节和膝关节的控制力矩和角度。

支撑期以踝关节 P_a 为固定点建立坐标系, 同理, 得到膝关节和踝关节的坐标, 通过计算大腿、小腿及躯干的动能与势能, 利用拉格朗日法得到支撑期的动力学模型:

$$T_2 = D_2(\theta)\ddot{\theta} + C_2(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G_2(\theta) \quad (4)$$

式中 $T_2 = [T_k, T_a]^T$, $\theta = [\theta_k, \theta_a]^T$, T_k , T_a , θ_k , θ_a 为支撑期膝关节和踝关节的控制力矩和角度。

2 控制器设计

下肢截肢者穿戴假肢在不同路况间行走时, 将永磁同步电机作为驱动元。本文选取 EC60 flat Maxon 电机, 分别装配在膝-踝关节处, 采用减速器 MILE 4096CPT+SHD-20-50-2SH, 以满足在多路况间稳定行走的需求。在假肢穿戴者行走时, 电机执行机构产生控制力矩, 通过积分滑模控制器产生负载转矩来驱动假肢运动。

本文采用积分滑模控制器在平地、上下斜坡、上下楼梯五种运动模式下, 实现一个步态周期内对膝-踝假肢的控制。

定义跟踪误差:

$$e = \theta_d(t) - \theta(t) \quad (5)$$

其中, $\theta_d(t)$ 为理想的角度信号, $\theta(t)$ 为实际的角度。

定义积分滑模面:

$$s = \dot{e} + ce + k \int e \quad (6)$$

其中, $c > 0, k > 0$ 。

则有:

$$\dot{s} = \ddot{e} + c\dot{e} + ke = (\ddot{\theta}_d - \ddot{\theta}) + c\dot{e} + ke = (\ddot{\theta}_d - v) + c\dot{e} + ke \quad (7)$$

令 $\dot{s} = 0$ 得等效控制:

$$v_{eq} = \ddot{\theta}_d + c\dot{e} + ke \quad (8)$$

采用指数趋近律设计控制器:

$$\dot{s} = -\varepsilon \operatorname{sgn}(s) - \eta s \quad (9)$$

其中 $\varepsilon \geq 0, \eta \geq 0$, 由此可得切换控制率:

$$v_{sw} = \varepsilon \operatorname{sgn}(s) + \eta s \quad (10)$$

总的控制律为:

$$v = v_{eq} + v_{sw} = \ddot{\theta}_d + c\dot{e} + ke + \varepsilon \operatorname{sgn}(s) + \eta s \quad (11)$$

取李雅普诺夫函数为:

$$V = \frac{1}{2}s^2 \quad (12)$$

则:

$$\dot{s} = (\ddot{e} + c\dot{e} + ke) \quad (13)$$

且:

$$s\dot{s} = s(\ddot{e} + c\dot{e} + ke) \quad (14)$$

则:

$$\dot{V} = s\dot{s} = s(\ddot{\theta}_d - v + c\dot{e} + ke) = s(-\varepsilon \operatorname{sgn}(s) - \eta s) = -\varepsilon |s| - \eta s^2 \leq 0 \quad (15)$$

当 $\dot{V} \equiv 0$ 时, $s \equiv 0$, 根据 LaSalle 不变性原理, 闭环系统渐近稳定, 同时收敛速度取决于 η 。

3 下肢假肢机械仿真平台验证

3.1 下肢假肢机械仿真平台搭建

搭建穿戴者和膝-踝假肢机械结构, 其中假肢结构采用上述建立的模型。搭建假肢机械仿真平台包含假肢结构模型、控制仿真等模块, 在该仿真环境下, 验证机械结构设计的合理性。

3.2 联合仿真与结果分析

为验证控制方法的可行性, 对假肢模型各部分参数进行设置, 截肢者上身质量为 $m_b = 40.71 \text{ kg}$, 其他假肢参数设置如表 2 所示。在五种路况下, 采用积分滑模控制器对假肢膝、踝关节进行轨迹跟踪控制。

3.2.1 平地行走: 平地行走过程对膝关节和踝关节的跟踪控制性能如图 5 所示。

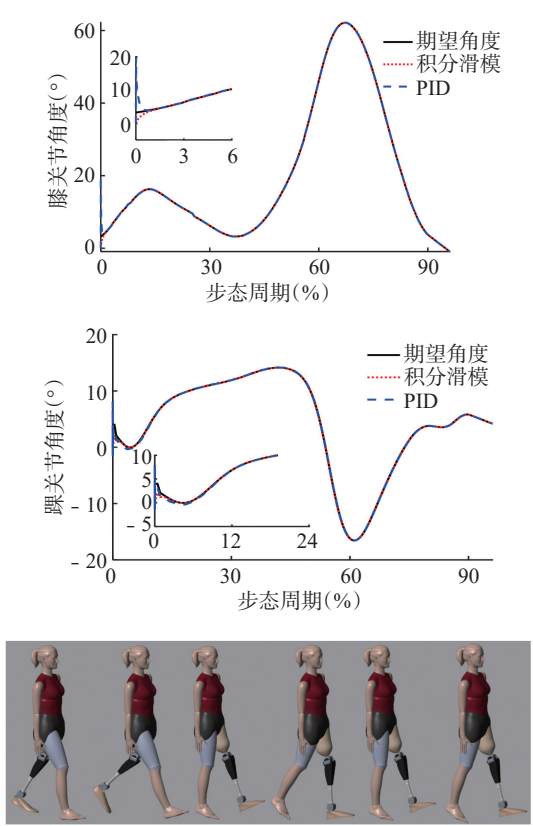
由图 5 及表 3 可以得出, 膝、踝关节在 PID 控制下的均方根误差 (RMSE) 分别为 2.0947° 和 0.7303° 、MAE 分别为 0.4908° 和 0.2330° ; 而积分滑模控制器可以克服外部扰动等因素, 并且使膝踝关节的误差均有一定程度的减小, RMSE 分别减少到 0.1443° 和 0.2206° 、MAE 分别减少到 0.0359° 和 0.0376° , 仿真结果对比可得, 积分滑模控制效果明显更好, 整个步态周期机械仿真如图 5 所示。

3.2.2 上斜坡: 上斜坡过程对膝关节和踝关节的跟踪控制性能如图 6 所示。

表2 假肢模型参数

假肢参数	质量 $m_i(\text{kg})$	长度 $l_i(\text{m})$	质心 $r_i(\text{m})$	转动惯量 $I_i(\text{kg}\cdot\text{m}^2)$
大腿	2.26	0.46	0.22	$2.24\times9.4\times10^{-3}$
小腿	1.89	0.42	0.16	$0.43\times9.4\times10^{-3}$
脚	0.81	0.22	0.088	$0.40\times9.4\times10^{-4}$

图5 平地行走膝-踝关节角度跟踪图及机械仿真图



由图6及表4可以得出,尤其是对于膝关节,积分滑模控制器控制效果整体优于PID控制器。膝、踝关节在PID控制下的RMSE分别为4.2905°和0.9347°、MAE分别为0.4728°和0.1032°,且在零时刻均存在抖动现象;而积分滑模控制器可以克服外部扰动等因素,并且使膝踝关节的误差均有一定程度的减小,RMSE分别减少到1.6219°和0.8923°、MAE分别减少到0.1300°和0.0765°,整个步态周期机械仿真如图6所示。

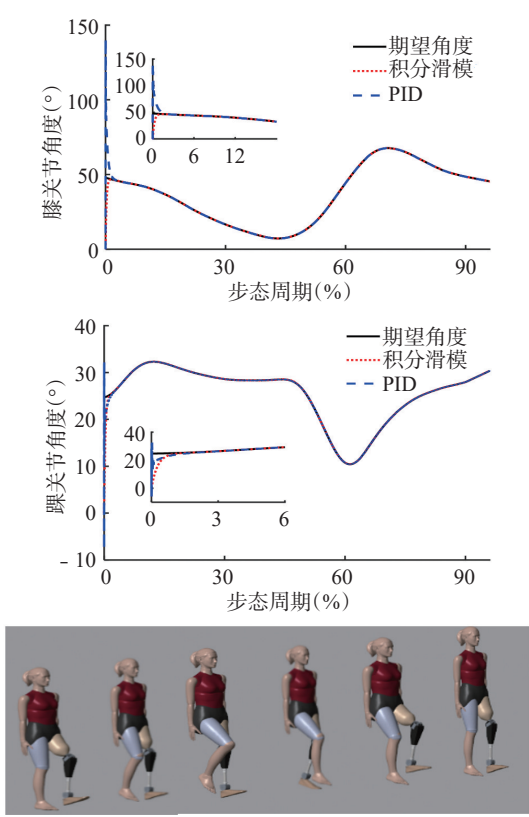
3.2.3 下斜坡:下斜坡过程对膝关节和踝关节的跟踪控制性能如图7所示。

由图7及表5可以得出,积分滑模控制器控制效果整体优于PID控制器。膝、踝关节在PID控制下的RMSE分别为3.8276°和0.2115°、MAE分别为0.9522°和0.0769°,膝关节在PID控制下扰动较大;而积分滑模控制器可以克服外部扰动等因素,使膝踝关节的误差均有一定程度的减小,并且收敛

表3 关节角度跟踪误差评估 (°)

	控制器	膝关节	踝关节
RMSE	积分滑模	0.1443	0.2206
	PID	2.0947	0.7303
MAE	积分滑模	0.0359	0.0376
	PID	0.4908	0.2330

图6 上斜坡膝-踝关节角度跟踪图及机械仿真图



速度略快与PID,RMSE分别减少到0.3161°和0.1039°、MAE分别减少到0.0426°和0.0570°,整个步态周期机械仿真如图7所示。

3.2.4 上楼梯:上斜坡过程对膝关节和踝关节的跟踪控制性能如图8所示。

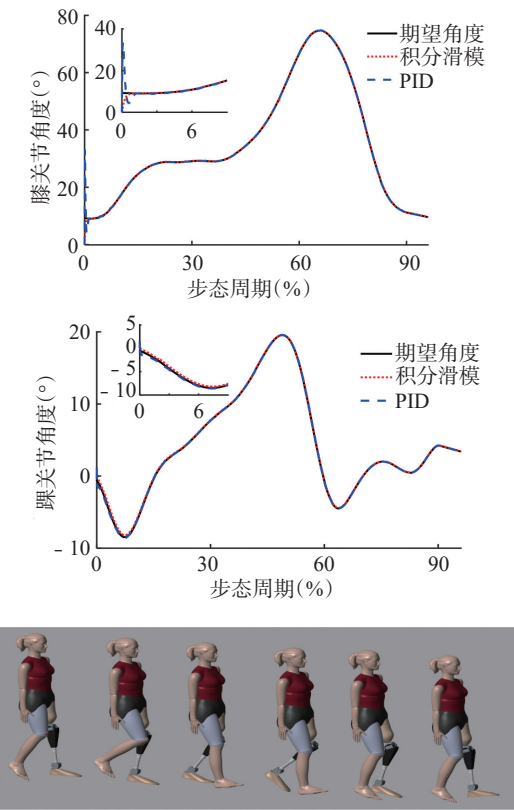
由图8及表6可以得出,膝、踝关节在PID控制下在0.2s范围内均存在一定程度的抖动,RMSE分别为7.4375°和2.0254°、MAE分别为2.1568°和0.5185°;而积分滑模控制器可以克服外部扰动等因素,误差收敛到0的速度较快,并且使膝踝关节的误差均有较大程度的减小,RMSE分别减少到1.1856°和0.5998°、MAE分别减少到0.1019°和0.0695°,仿真结果对比可得,积分滑模对于膝、踝关节的控制效果均更好。整个步态周期机械仿真如图8所示。

3.2.5 下楼梯:下楼梯过程对膝关节和踝关节的跟踪控制性能

表4 关节角度跟踪误差评估 (°)

	控制器	膝关节	踝关节
RMSE	积分滑模	1.6219	0.8923
	PID	4.2905	0.9347
MAE	积分滑模	0.1300	0.0765
	PID	0.4728	0.1032

图7 下斜坡膝-踝关节角度跟踪图及机械仿真图



能如图9所示。

由图9及表7可以得出,积分滑模控制器控制效果整体优于PID控制器。膝、踝关节在PID控制下的RMSE分别为2.0263°和2.9064°、MAE分别为0.8304°和0.7710°,踝关节存在抖动;而积分滑模控制器可以克服外部扰动等因素,并且使膝踝关节的误差均有一定程度的减小,RMSE分别减少到0.2664°和0.7710°、MAE分别减少到0.0713°和0.0618°,整个步态周期机械仿真如图9所示。

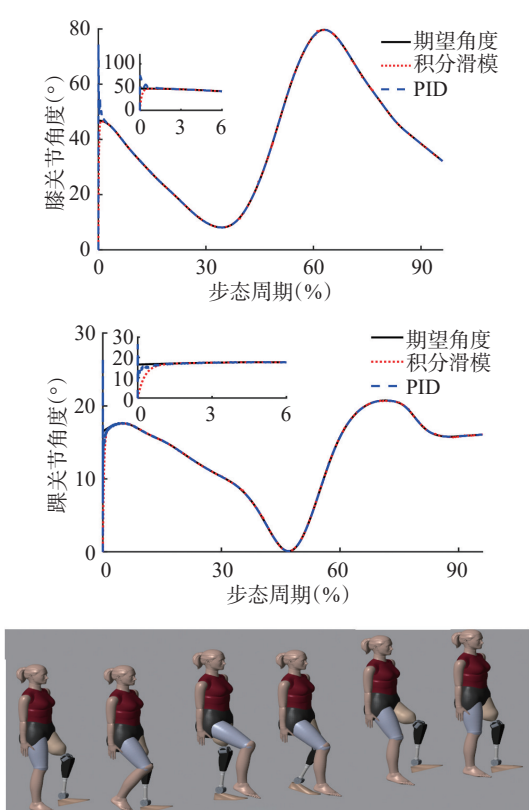
4 结论

本文采集了人体下肢在五种不同路况下的膝、踝关节角度数据,根据下肢行走规律及下肢各关节运动角度的定义,建立了系统动力学模型,并提出了积分滑模方法实现了假肢在多种路况下的控制。积分滑模控制器可以在外部复杂扰动

表5 关节角度跟踪误差评估 (°)

	控制器	膝关节	踝关节
RMSE	积分滑模	0.3161	0.1039
	PID	3.8276	0.2115
MAE	积分滑模	0.0426	0.0570
	PID	0.9522	0.0769

图8 上楼梯膝-踝关节角度跟踪图及机械仿真图



下保证较好的控制效果,在满足李雅普诺夫函数稳定的基础上,从理论上验证了该方法在多种路况上控制假肢的稳定性。搭建了联合仿真平台,完成假肢及穿戴者联合仿真运动。仿真结果表明,在多种运动模式下膝踝关节的跟踪效果较好。

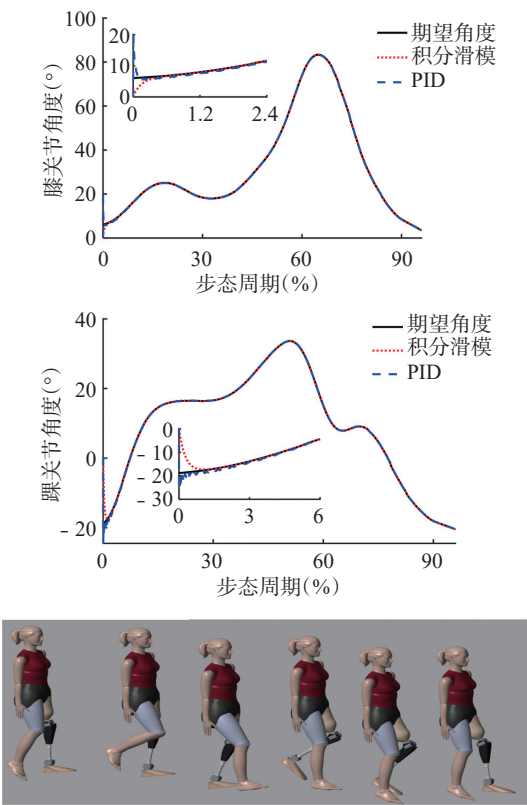
参考文献

[1] 王蕾,王辉,黄品高,等. 下肢截肢者行走意图识别方法研究进展[J]. 自动化学报, 2018, 44(8): 1370—1380.
[2] 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.
[3] Ledoux ED, Goldfarb M. Control and evaluation of a powered transfemoral prosthesis for stair ascent[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering,

表6 关节角度跟踪误差评估 (°)

	控制器	膝关节	踝关节
RMSE	积分滑模	1.1856	0.5998
	PID	7.4375	2.0254
MAE	积分滑模	0.1019	0.0695
	PID	0.1568	0.5185

图9 下楼梯膝-踝关节角度跟踪图及机械仿真图



2017, 25(7): 917—924.

[4] 黄品高, 黄剑平, 黄博俊, 等. 实现下肢假肢智能仿生控制的神经功能重建及行走意图识别方法[J]. 中国科学基金, 2021, 35(S1): 227—235.

[5] Mileusnic MP, Rettinger L, Highsmith MJ, et al. Benefits of the genium microprocessor controlled prosthetic knee on ambulation, mobility, activities of daily living and quality of life: a systematic literature review[J]. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, 2021, 16(5): 453—464.

[6] 赵晓东, 刘作军, 苟斌, 等. 下肢假肢斜坡路况运动控制策略分析[J]. 控制与决策, 2019, 34(6): 1160—1168.

[7] Krausz NE, Lenzi T, Hargrove LJ. Depth sensing for improved control of lower limb prostheses[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62(11): 2576—2587.

[8] Chen X, Zhang K, Liu H, et al. A probability distribution model-based approach for foot placement prediction in the

表7 关节角度跟踪误差评估 (°)

	控制器	膝关节	踝关节
RMSE	积分滑模	0.2664	0.7710
	PID	2.0263	2.9064
MAE	积分滑模	0.0713	0.0618
	PID	0.8304	0.7710

early swing phase with a wearable IMU sensor[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2021, 29: 2595—2604.

[9] Chen X, Liu Z, Zhu J, et al. Comparison of machine learning regression algorithms for foot placement prediction [C]. International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice. Shanghai, China: IEEE, 2021(27)169—174.

[10] Asif M, Tiwana MI, Khan US, et al. Advancements, trends and future prospects of lower limb prosthesis[J]. IEEE Access, 2021, 9: 85956—85977.

[11] Krausz NE, Hargrove LJ. Sensor fusion of vision, kinetics, and kinematics for forward prediction during walking with a transfemoral prosthesis[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2021, 3(3): 813—824.

[12] Culver S, Bartlett H, Shultz A, et al. A stair ascent and descent controller for a powered ankle prosthesis[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(5): 993—1002.

[13] Bartlett HL, King ST, Goldfarb M, et al. A semi-powered ankle prosthesis and unified controller for level and sloped walking[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2021, 29: 320—329.

[14] Gao S, Mai J, Zhu J, et al. Mechanism and controller design of a transfemoral prosthesis with electrohydraulic knee and motor-driven ankle[J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2020, 26(5): 2429—2439.

[15] Xu D, Yang Y, Yang R, et al. Maximum dorsiflexion detection based on an on-board adaptive algorithm for trans-tibial amputees with robotic prostheses[J]. IEEE Transactions on Automation Science and Engineering, 2020, 18(2): 437—447.

[16] Gehlhar R, Yang J, Ames AD. Powered prosthesis locomotion on varying terrains: model-dependent control with real-time force sensing[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2022, 7(2): 5151—5158.

[17] 苟斌, 刘作军, 赵丽娜, 等. 基于无模型动态矩阵的下肢假肢运动控制方法[J]. 华中科技大学学报(自然科学版), 2015, 43(S1): 284—289.

[18] Wang YY, Jiang SR, Yan F, et al. Sliding mode control of a newly designed cable-driven manipulator with time delay estimation [C]. 2017 17th International Conference on Control, Automation and Systems. Jeju, Korea: IEEE, 2017: 1605—1609.