

膝关节运动角度分析及S曲线控制策略研究

戴俭民,程光,曹玥淇,陈天麟

北京联合大学城市轨道交通与物流学院,北京 100101

【摘要】为了获得上下楼梯过程中人体下肢步态及膝关节角度变化规律,分析了人在上下楼梯过程中运动步态,采集了运动过程中人体膝关节角度变化数据,分析了人体膝关节上下楼梯的角度曲线,获得了一个步态周期内的膝关节角度变化图。根据假肢膝关节角度变化趋势分别设计了上楼梯、下楼梯、均匀行走状态下的S型曲线控制策略。根据S型曲线控制策略,把上楼梯S型曲线分为5个时间段,下楼梯S型曲线均分为2个时间段,匀速行走S型曲线分为7个时间段,完成一个匀速行走的步态周期;通过Matlab仿真,步态控制S型曲线算法仿真结果和实际步态曲线吻合。

【关键词】膝关节;运动角度变化;S曲线;控制步态

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)12-1594-05

Motion analysis and S curve control strategy of human knee joint

DAI Quanmin, CHENG Guang, CAO Yueqi, CHEN Tianlin

College of Urban Rail Transit and Logistics, Beijing Union University, Beijing 100101, China

Abstract: In order to obtain the change rules of the lower limbs gait and the knee joint angle in the process of going up and down the stairs, this paper analyzes human being's gait when moving up and down the stairs. By collecting the data of the knee joint angle and analyzing the angle curve of knee joint during movement, the knee joint angle change graph in a gait cycle was drew. According to the changing trend of the prosthetic knee joint angle, the S-curve control strategies under the conditions of ascending stairs, descending stairs and uniform walking are designed. According to the S-curve control strategy, the upward and downward staircase S-curves are divided into two periods respectively, and the uniform walking S-curve is divided into seven periods, from which a uniform walking gait cycle is formed. Through MATLAB simulation, the simulation result of gait control S-curve algorithm is consistent with the actual gait curve.

Keywords: knee-joint; motion angular variation; S-curve; gait

前言

近几年来,膝关节相关的疾病发病率有很大增长。由于战争、疾病、工伤、交通事故以及自然灾害等因素,成百上千万人的健康肢体被截肢^[1-2]。近些年来随着工业飞速发展,自然灾害频发,导致肢体残疾患者人数逐年增加。据第二次全国残疾人抽样调查数据推算,中国目前残疾人总数为8 296万人,其

中肢体残疾2 412万人。据中国残疾人联合会2 010年末统计,肢体残疾患者约为2 472万人,其中下肢截肢的人数约为220万。截肢患者日常生活难以自理,不仅在身体上遭受痛苦,而且在经济上、心理上也承受着巨大的压力,严重地降低了生活质量。

对于膝上髁下型截肢者,他们的日常出行不仅需要使用轮椅出行,还会使用假肢上下楼梯。2006年德国Otto Bock公司首次应用“人工智能”,研发了C-Leg智能仿生腿,利用膝角度传感器和踝关节力矩传感器判断假肢摆动的速度和位置,保证行走过程中的稳定和安全^[3-5]。国内东北大学闻时光团队^[6-8]针对非智能假肢在感知与控制方面的不足,通过惯性传感器改进了假肢交互不自然的缺陷。北京大学王启宁团队^[9-11]提出了“人体电容”的运动意图识别概念,实现了对多种常见步态的精准识别。

为了获得上下楼梯过程中人体下肢步态及膝关

【收稿日期】2020-09-05

【基金项目】北京市教委科研计划(KM202111417004);北京市自然科学基金-市教委重点基金(KZ201811417048);北京市自然科学基金-轨道交通联合基金(L191006);北京联合大学人才强校优选计划(BPHR2020DZ03)

【作者简介】戴俭民,工学博士,讲师,主要研究方向:电气设备在线监测与诊断、智能装备与传感技术等),E-mail: zdhtquanmin@bnu.edu.com;程光,博士生导师,主要研究方向:机械设计与理论,E-mail: chengguang@bnu.edu.com

节角度变化规律,本文分析了人在上下楼梯过程中运动步态,并采集了运动过程中人体膝关节随时间变化角度数据,分析了人体膝关节上下楼梯的角度曲线,获得了一个步态周期内的膝关节角度变化图。并根据一个周期的步态规律,设计了下楼梯过程中S型曲线控制算法。

1 人体膝关节上下楼梯的步态分析

1.1 上楼梯步态分析

为了获得上楼梯过程中人体下肢步态及膝关节角度变化规律,在台阶高度为 200 mm,宽度为 260 mm,台阶阶数为 12 阶的试验环境下,让试验对象匀速从台阶下端走向台阶上端,进行此过程中以 100 ms 为时间间隔,采集膝关节角度,试验过程如图 1 所示。本试验中采集到的膝关节角度随时间变化的数据如图 2 所示。

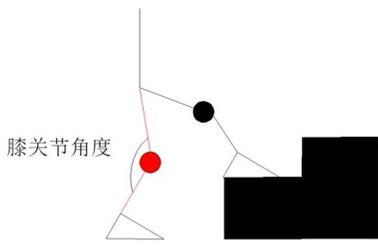


图1 上楼梯过程

Fig.1 process of climbing stairs

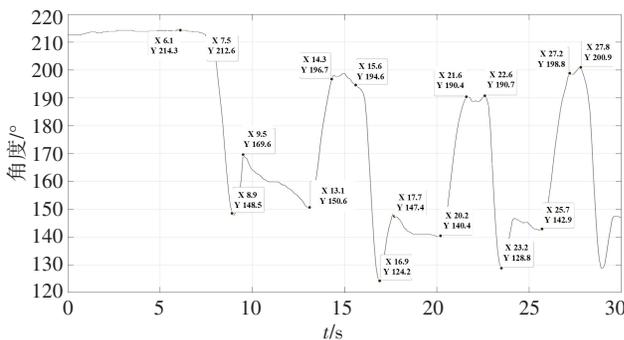


图2 上楼梯膝关节角度变化曲线

Fig.2 Up stair knee Angle change curve

根据图2可以得出上楼梯的膝关节步态周期大约为 7.3 s。全足触地期(0~1.3 s):这个时期主要为了安全,脚掌触地支撑身体,并将重心逐渐转移到健肢侧脚上,为提升身体和上楼梯做准备;此期间膝关节角度没有明显变化。上升期(1.3~2.6 s):这个时期为单足支撑期,此时期膝关节弯曲角度开始减小,达到最小后重心完全转移到承重脚上,并开始使身体提高。身体前移期(2.6~3.4 s):膝关节相伸展直到伸展完成,此时期假肢膝关节角度变大,身体提高并实现

身体前移,同时调整身体重心。摆动相开始于假肢侧脚尖离地,使下肢在空中运动,包含的分期:摆动弯曲期(3.4~5.9 s),此时期抬高髋关节,膝关节角弯曲,假肢膝关节角度开始变小,使下肢在空中加速摆动。当膝关节角度达到最小后进入摆动伸展期(5.9~7.3 s)。当假肢膝关节完全伸展时,假肢侧脚跟着地,开始下一个步态周期。完整的上楼梯的步态如图3所示,红色代表假肢侧,白色代表健肢侧,蓝色区域为支撑相,白色区域为摆动相。

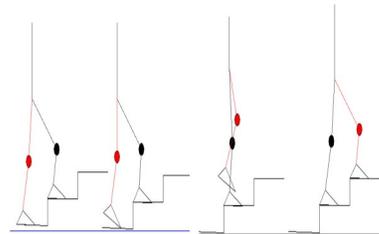


图3 膝关节上楼梯步态

Fig.3 Gait of knees while climbing stair

1.2 假肢膝关节下楼梯步态分析

首先进行健全人体下楼梯试验,在台阶高度为 200 mm,宽度为 260 mm,台阶阶数为 12 阶的试验环境下,让试验对象匀速的从台阶上端走向台阶下端,进行此过程以 100 ms 为时间间隔,采集膝关节角度,试验过程如图 4 所示。将本试验中采集到的膝关节角度随时间变化的数据绘图,如图 5 所示。

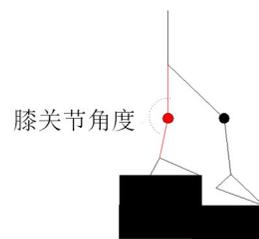


图4 下楼梯实验

Fig.4 Downstairs experiment

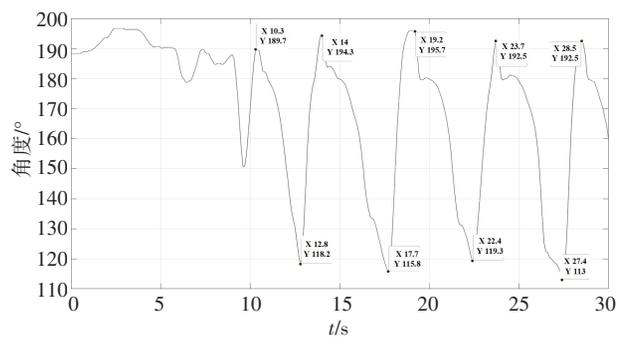


图5 下楼梯膝关节角度变化曲线

Fig.5 change curve of knee Angles when down stair

把假肢膝关节下楼梯的步态分为两个相位,支撑相和摆动相,采用一步一台阶的步态,即在下楼梯的过程中,健肢侧先下台阶,随后假肢侧跟随,假肢膝关节下楼梯的步态和以上两种步态不同,一个完整的步态周期定义为健肢侧脚尖着地到健肢侧脚尖再次着地,从图6中可以得出一个步态周期大约为4.5 s,假肢膝关节下楼梯的步态中支撑相开始于健肢侧脚尖接触楼梯台阶,最先开始单足支撑相(0~3.2 s),当健肢侧脚尖接触地后会产生瞬间高于体重的地面反作用力,假肢侧开始屈曲以减小地面的反作用力,假肢膝关节角度开始变小,重心完全转移到承重脚上。当假肢膝关节角度达到最小时,进入摆动相(3.2~4.5 s),假肢膝关节在空中伸展,假肢膝关节角度开始变大,直到脚尖触地,开始下一个周期。完整步态如图6所示,红色代表假肢侧,白色代表健肢侧,蓝色区域为支撑相,白色区域为摆动相。

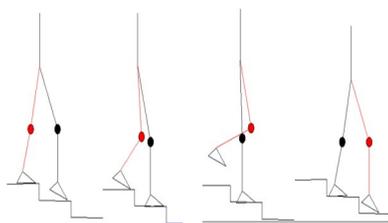


图6 膝关节下楼梯步态

Fig.6 Gait of knees when down stair

2 假肢膝关节 S 型曲线控制策略

2.1 S 型曲线控制策略

本文利用四连杆机构来模拟假肢膝关节,并利用直流电机提供动力,带动四连杆机构形成角度变化来模拟假肢膝关节的角度变化。采用假肢膝关节 S 型曲线来控制直流电机的转速,就控制了四连杆机构角度变化的速度大小和方向。在不同运动场景中人体膝关节角度变化的速度大小和方向不同,就决定了要采用不同的 S 型曲线来控制假肢膝关节在不同时间段内的角度变化,使其更加接近人体膝关节在不同运动场景中的角度变化趋势,让安装假肢膝关节的使用者达到自然舒适的行走状态。

应用控制算法对加减速进行控制时,常用的控制算法有梯形曲线、指数型曲线和 S 型曲线。梯形曲线和指数型曲线对系统加减速的控制不够平滑,不符合对假肢膝关节控制速度的要求。S 型曲线就是指在加减速的过程中速度的变化呈 S 型形状,因为它的加速度 a 是呈线性变化的,加速度 J 是一个常数。电机从开始到停止这一过程中速度的变化都是平稳

的,大大减少电机所受到的冲击。

传统 S 型曲线分为 7 个阶段,分别为匀速阶段、加加速阶段、减加速阶段、匀加速阶段、加减速阶段、减减速阶段、匀减速阶段。考虑假肢膝关节的运动周期短,稳定性和精确性要求高,所以在传统 S 型曲线的 7 个阶段上,去掉匀速阶段,匀加速阶段,匀减速阶段,构成适应假肢膝关节电机速度的 S 型曲线,如图 7 所示。

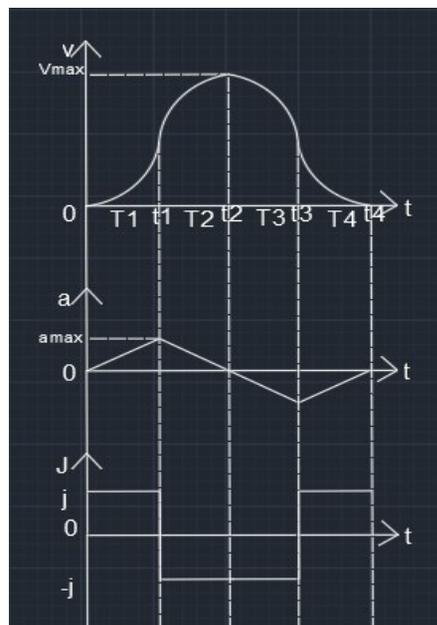


图7 适应假肢膝关节电机速度的 S 型曲线

Fig.7 S-shaped curve adapted to the motor speed of prosthesis and knee joint

T_1 代表加加速阶段, T_2 代表减加速阶段, T_3 代表加减速阶段, T_4 代表减减速阶段, 电机 V_{max} 为速度最大值, a_{max} 为加速度最大值, a 线性变化, J 常数, 速度变化平稳且连续的曲线, 加速度不存在突变, 可以减少系统启停过程中存在的冲击, 从而提高了整个系统的稳定性。

因 J 为常数, 要使加速与减速的变化一致, 就要使 $T_1=T_2=T_3=T_4=T$, 这样可增加准确性, 所以适应假肢膝关节的 4 段 S 型曲线的速度 V 公式和加速度 a 公式为:

$$J(t) = \begin{cases} J, & t \in (0, t_1) \\ -j, & t \in (t_1, t_3) \\ J, & t \in (t_3, t_4) \end{cases} \quad (1)$$

$$a(t) = \begin{cases} Jt, & t \in (0, t_1) \\ 2jT - jt, & t \in (t_1, t_3) \\ jt - 4jT, & t \in (t_3, t_4) \end{cases} \quad (2)$$

$$V(t) = \begin{cases} Jt^2, & t \in (0, t_1) \\ -j(t - 2T)^2 + 2jT^2, & t \in (t_1, t_3) \\ j(t - 4T)^2, & t \in (t_3, t_4) \end{cases} \quad (3)$$

根据式(1)、式(2)、式(3)分析,根据 j 和 T 这两个参数,可以获得假肢膝关节运动场景。根据参数 T 平均划分膝关节的角度变化时间为4份。在整个四连杆机构中,直流电机的齿轮半径 $r=5\text{ mm}$,电机旋转一圈可以带动假肢膝关节角度变化 1° ($1\text{ rad}=1^\circ$)。在S型曲线中初始速度 $V_0=0$ 且变化是均匀的,所以在每个时间段的平均速度(V_p)都是相等的,可以利用公式 $V_p=(V_i-V_0)/t$ 求得每个周期 T 中始末速度的大小,在第一个周期 T 内利用公式 $V_i=jT^2$,最终获得一段时间内假肢膝关节角度变化趋势的S型曲线。

2.2 下楼梯S型曲线控制算法

结合假肢膝关节下楼梯的步态分析中膝关节角度随时间变化的趋势,把下楼梯S型曲线分为两个时间段,第一个时间段为单足支撑相(0~3.2 s)。假肢膝关节角度在此过程中变小了 60° ,由此可以得出第1个时间段内 $T_1=0.8\text{ s}$, $n_1=18.75\text{ rad/s}$, $V_{p1}=0.588\text{ m/s}$, $j_1=0.7359$ 。第2个时期为摆动相(3.2~4.5 s)。因为假肢膝关节没有矫正角度的功能,所以在完成一个步态周期时假肢膝关节始末角度都应是一样的,由此得假肢膝关节角度变大了 60° ,可以得出第2个时间段内 $T_2=0.325\text{ s}$, $n_2=46.153\text{ rad/s}$, $V_{p2}=1.449\text{ m/s}$, $j_2=-4.46$ 。经过两段时间后完成假肢膝关节下楼梯一个周期的步态。得出仿真结果和预期的S型曲线的图形一致,黑色为(0~3.2 s),绿色为(3.2~4.5 s),如图8所示。

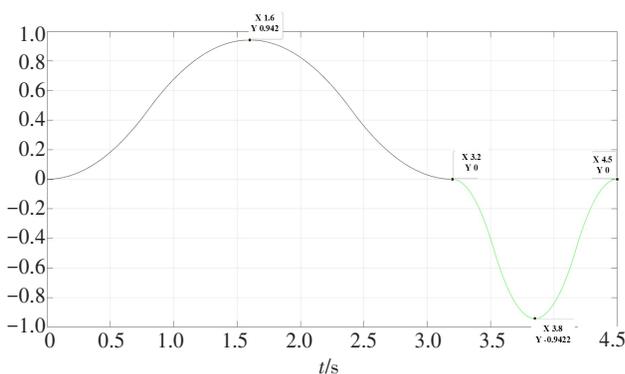


图8 假肢膝关节下楼梯S型曲线

Fig.8 S-shaped curve of prosthetic knee joints when down stairs

2.3 上楼梯S型曲线控制算法

根据假肢膝关节上楼梯的步态分析膝关节角度随时间变化的趋势,把上楼梯S型曲线分为5个时间段,第1个时间段为全足触地期(0~1.3 s),假肢膝关节角度在此过程中几乎不变为 0° ,由此可以得出第1个时间段内 $T_1=0.325\text{ s}$, $n_1=0\text{ rad/s}$, $V_{p1}=0\text{ m/s}$, $j_1=0$ 。第2个时期为上升期(1.3~2.6 s),假肢膝关节角度变大了 66° ,由此可以得出第2个时间段内 $T_2=0.325\text{ s}$,

$n_2=50.769\text{ rad/s}$, $V_{p2}=1.594\text{ m/s}$, $j_2=4.90$ 。第3个时期为身体前移期(2.6~3.4 s),假肢膝关节角度变大了 26° ,由此可以得出第3个时间段内 $T_3=0.2\text{ s}$, $n_3=32.5\text{ rad/s}$, $V_{p3}=1.02\text{ m/s}$, $j_3=-5.10$ 。第4个时期为摆动弯曲期(3.4~5.9 s),假肢膝关节角度变大 10° ,由此可以得出第4个时间段内 $T_4=0.625\text{ s}$, $n_4=4\text{ rad/s}$, $V_{p4}=0.125\text{ m/s}$, $j_4=0.2$ 。第5个时期为摆动伸展期(5.9~7.3 s),因为假肢膝关节没有矫正角度的功能,所以在完成一个步态周期时假肢膝关节始末角度都应是一样的,所以假肢膝关节角度变大了 50° ,由此可以得出第5个时间段内 $T_5=0.35\text{ s}$, $n_5=35.71\text{ rad/s}$, $V_{p5}=1.121\text{ m/s}$, $j_5=-3.2$ 。经过5段时间后完成假肢膝关节上楼梯一个周期的步态。得出仿真结果和预期的S型曲线图形一致,黑色为(0~1.3 s),绿色为(1.3~2.6 s),红色为(2.6~3.4 s),黄色为(3.4~5.9 s),蓝色为(5.9~7.3 s)如图9所示。

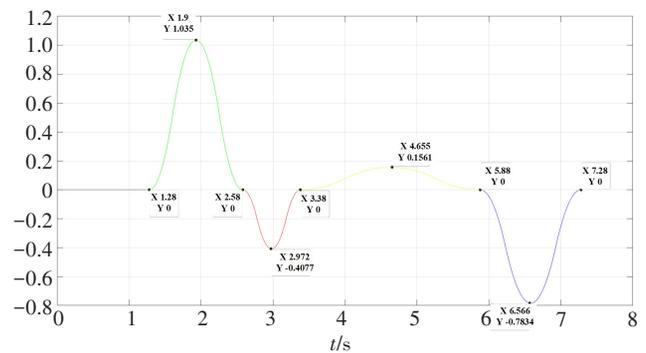


图9 膝关节上楼梯S型曲线

Fig.9 S-shaped curve of knee joints when up stairs

2.4 匀速行走S型曲线控制算法

根据假肢膝关节匀速行走的步态分析膝关节角度随时间变化的趋势,把匀速行走S型曲线分为7个时间段,第1个时间段为健侧脚跟着地状态(0~2.8 s),假肢膝关节角度在此过程中几乎不变为 0° ,由此可以得出第1个时间段内 $T_1=0.7\text{ s}$, $n_1=0\text{ rad/s}$, $V_{p1}=0\text{ m/s}$, $j_1=0$ 。第2个时期为健侧全足着地状态(2.8~4.2 s),假肢膝关节角度约 60° ,由此可以得出第2个时间段内 $T_2=0.35\text{ s}$, $n_2=42.857\text{ rad/s}$, $V_{p2}=1.345\text{ m/s}$, $j_2=3.844$ 。第3个时期为支撑相中期(4.2~5.7 s),假肢膝关节角度变大了 60° ,由此可以得出第3个时间段内 $T_3=0.375\text{ s}$, $n_3=40\text{ rad/s}$, $V_{p3}=1.256\text{ m/s}$, $j_3=-3.349$ 。第4个时期为支撑相末期(5.7~7 s),假肢膝关节角度变大约 60° ,由此可以得出第4个时间段内 $T_4=0.325\text{ s}$, $n_4=46.154\text{ rad/s}$, $V_{p4}=1.449\text{ m/s}$, $j_4=4.459$ 。第5个时期为摆动相初期(7.0~8.6 s),假肢膝关节角度变大约 60° ,由此可以得出第5个时间段内 $T_5=0.4\text{ s}$, $n_5=37.5\text{ rad/s}$, $V_{p5}=1.177\text{ m/s}$,

$j_5=-2.943$ 。第6个时期为摆动相中期(8.6~10.2 s),假肢膝关节角度变小约 60° ,由此可以得出第6个时间段内 $T_6=0.4$ s, $n_6=37.5$ rad/s, $V_{p6}=1.177$ m/s, $j_6=2.943$ 。第7个时期为摆动相末期(10.2~11 s),因为假肢膝关节没有矫正角度的功能,所以在完成一个步态周期时假肢膝关节始末角度都应是一样的,所以假肢膝关节角度变大约 60° ,由此可以得出第7个时间段内 $T_7=0.2$ s, $n_7=75$ rad/s, $V_{p7}=2.355$ m/s, $j_7=-11.775$ 。经过七段时间后完成假肢膝关节匀速行走一个周期的步态。Matlab中进行仿真,得出仿真结果和预期的S型曲线的图形一致,黑色为(0~2.8 s),绿色为(2.8~4.2 s),红色为(4.2~5.7 s),黄色为(5.7~7 s),蓝色为(7~8.6 s),紫色为(8.6~10.2 s),青色为(10.2~11 s),如图10所示。

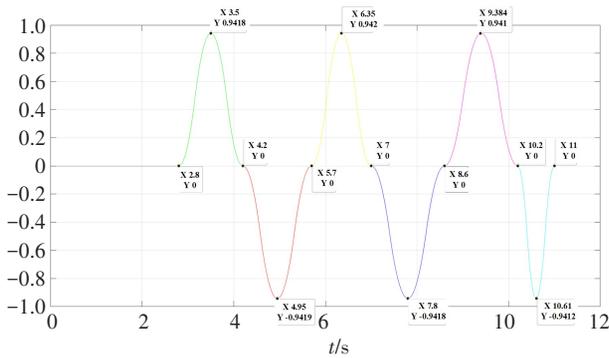


图10 膝关节匀速行走S型曲线

Fig.10 S-shaped curve of knee joint when uniform walking

3 结论

本文完成了采集人体一侧膝关节在不同运动模式下膝关节角度随时间变化的数据,获得了膝关节角度在不同时间段的变化趋势和一个步态周期内的步态图。根据S型曲线控制策略,把上楼梯S型曲线分为5个时间段:全足触地期(0~1.3 s)、上升期(1.3~2.6 s)、身体前移期(2.6~3.4 s)、摆动弯曲期(3.4~5.9 s)、摆动伸展期(5.9~7.3 s),完成上楼梯一个周期的步态。下楼梯S型曲线分为两个时间段:单足支撑相(0~3.2 s),摆动相(3.2~4.5 s),完成下楼梯一个周期的步态。匀速行走S型曲线分为7个时间段,完成一个匀速行走的步态周期;通过Matlab仿真,设计了步态控制S曲线算法,仿真结果和实际步态曲线一致。

【参考文献】

[1] 韩业鹏,王孝伟,陈从桂,等. S曲线加减速控制在数控机床研究中的应用进展[J]. 机电工程技术, 2020, 49(3): 170-173.
HAN Y P, WANG X W, CHEN C G, et al. S-curve acceleration and deceleration control in the research of cnc machine tools application progress[J]. Mechanical & Electrical Engineering Technology, 2020, 49(3): 170-173.

[2] 刘旭辉,罗启文,丁志娟,等. 智能假肢膝关节的优化设计及运动学分析[J]. 现代制造工程, 2020(2): 76-81.
LIU X H, LUO Q W, DING Z J, et al. Optimum design and dynamics analysis of intelligent prosthetic knee joint[J]. Modern Manufacturing Engineering, 2020(2): 76-81.

[3] SEGAL A D, ORENDURFF M S, KLUTE G K, et al. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-leg and mauch SNS prosthetic knees[J]. J Rehabil Res Dev, 2006, 43(7): 857-870.

[4] YAHATA Y, NAKAUCHI N, FUKAYA K. Ottobock recommendation of choosing knee joint[J]. Bulletin of the Japanese Society of Prosthetic and Orthotic Education, Research and Development, 2012, 28(2): 5-17.

[5] BRAUN J M. Adaptive neuro-control for a Knee-Ankle-Foot-Orthosis with patient feedback[J]. Front Comput Neurosci, 2010, 4(3): 87-101.

[6] 吴成东,金基准,闻时光,等. 基于混合驱动仿生膝关节机构设计[J]. 沈阳建筑大学学报(自然科学版), 2012, 28(4): 759-764.
WU C D, JIN J Z, WEN S G, et al. Design of bionic knee joint mechanism based on hybrid actuation[J]. Journal of Shenyang Jianzhu University (Natural Science), 2012, 28(4): 759-764.

[7] 闻时光. 智能下肢假肢感知与控制关键技术研究[D]. 沈阳: 东北大学, 2012.
WEN S G. Research on key technologies of perception and control of intelligent lower limb prosthesis [D]. Shenyang: Northeastern University, 2012.

[8] 王斐,闻时光,张育中,等. 基于时-频分析的步态模式自动分类[J]. 北京科技大学学报, 2012, 34(1): 31-36.
WANG F, WEN S G, ZHANG Y Z, et al. Automated classification of gait patterns based on time-frequency analysis [J]. Journal of University of Science and Technology Beijing, 2012, 34(1): 31-36.

[9] 杨勇,王启宁,许东方,等. 肌肉再分布技术在智能仿生假肢信号识别中的应用[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2020, 42(6): 541-545.
YANG Y, WANG Q N, XU D F, et al. Application of muscle redistribution in the signal recognition of an intelligent bionic prosthesis [J]. Chinese Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 2020, 42(6): 541-545.

[10] 王启宁,郑恩昊,许东方,等. 基于非接触式电容传感的人体运动意图识别[J]. 机械工程学报, 2019, 55(11): 19-27.
WANG Q N, ZHENG E H, XU D F, et al. Noncontact capacitive sensing based human motion intent recognition [J]. Journal of Mechanical Engineering, 2019, 55(11): 19-27.

[11] YUAN K B, ZHU J Y, WANG Q N, et al. Finite-state control of powered below-knee prosthesis with ankle and toe [J]. IFAC Proceedings Volumes, 2011, 44(1): 2865-2870.

(编辑:薛泽玲)