

DOI:10.3969/j.issn.1001-4551.2019.10.001

基于振荡器的助行外骨骼跟随助力控制研究^{*}

杨巍^{1,2}, 杨灿军^{1,2*}, 马张翼¹, 王汉松¹, 徐铃辉¹

(1. 浙江大学 机械工程学院, 浙江 杭州 310027; 2. 浙江大学 宁波研究院, 浙江 宁波 315100)

摘要:针对外骨骼机器人在辅助人体步行过程中存在的人机交互不协调问题,对人体运动意图识别方法以及外骨骼关节助力矩柔性控制进行了研究。通过分析人体正常步行过程中步态特征,提出了基于振荡器相角的运动意图识别方法;分别利用仿真计算和实验平台试验,对基于振荡器相角的外骨骼步行跟随助力控制原理及性能进行了验证,同时在实验平台验证了解决初始零位自动补偿和静止状态防抖的相应算法;进行了 5 名实验对象参与的助行外骨骼样机 10 m 步行试验。研究表明:穿戴助行外骨骼步行相比自由步行,平均步行速度提高了 20.16%,且实验对象反馈外骨骼助力无突然的跳变或抖动;基于相角振荡器的助行外骨骼跟随助力控制,不但能准确适应人体行走步幅步速,而且能有效提供柔顺的髋关节助力矩,实现顺畅的自然步行。

关键词:助行外骨骼;振荡器;运动意图;跟随助力

中图分类号:TH781;TP24

文献标识码:A

文章编号:1001-4551(2019)10-1007-07

Following assistance control of walking assist exoskeleton based on oscillator

YANG Wei^{1,2}, YANG Can-jun^{1,2}, MA Zhang-yi¹, WANG Han-song¹, XU Ling-hui¹

(1. College of Mechanical Engineering, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China;

2. Ningbo Research Institute, Zhejiang University, Ningbo 315100, China)

Abstract: Aiming at the problem of human-exoskeleton uncoordinated interaction, study on human walking intention recognition methods and hip exoskeleton joint compliant assist torque control were carried out. Through gait characteristics analysis of normal human walking, a phase oscillator based walking intention recognition method was designed. With simulations and experiments of test platform, phase oscillator based exoskeleton following assistance control theory and its performance were verified. Meanwhile, optimizational algorithms were verified on test platform to realize exoskeleton initial state self-calibration and static state anti-shake. Finally, 10 meters walking tests were conducted on 5 volunteers. The results indicate that with walking assist exoskeleton, various volunteers average walking speed is increased to 20.16% compared with free walking. In addition, each volunteer gave positive feedback on walking experience without sudden shake of assist force. Phase oscillator based walking assist exoskeleton following assistance control can not only adapt to wearer's walking stride and speed, but also provide effective and compliant hip joint assist torque, realize smooth and normal walking.

Key words: walking assist exoskeleton; oscillator; motion intention; following assistance

0 引言

随着我国人口老龄化加剧^[1],老年人常见疾病以及日常生活的相关问题得到密切关注,如脑卒中、心血管等疾病^[2],以及老年人出行问题、防跌倒问题、居家

养老问题等^[3]。外骨骼作为一种穿戴式机器人设备,可以用于辅助脑卒中患者、脊髓损伤患者等进行步行康复训练^[4-6],也可以用于协助增强单兵负重能力^[7-8]。前者主要实现对患者的步态修正,后者主要通过零力矩跟随控制实现负重增强。老年人助行外骨骼

收稿日期:2019-04-13

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51805469)

作者简介:杨巍(1988-),男,浙江宁波人,博士,助理研究员,主要从事穿戴式康复机器人方面的研究。E-mail:zjuaway@163.com

通信联系人:杨灿军,男,博士,教授,博士生导师。E-mail:ycj@zju.edu.cn

不但需要协同人体下肢运动规律,而且还需适时提供助力以改善修正步态,其控制目标与上述两种外骨骼存在差异。因此,老年人助行外骨骼设计需要解决的核心问题是人体运动意图识别和助力驱动控制。

中科院深圳先进技术研究院吴新宇等人^[9]将步态划分为 8 个相位,仅通过关节角度信息,利用多层感知器,建立了能够识别步态相位的神经网络模型,并在下肢康复外骨骼进行了验证;三星先进技术研究院 KIM 等人^[10]通过建立模糊推理系统,对采集的髋关节角度信息进行了分类,作为有限状态机判断依据,从而实现了平地行走、上下台阶以及站立等不同运动模式的识别;SEO 等人^[11-12]在此基础上,以减少人体步行能耗为目标,设计了频率自适应振荡器,用于识别人体运动意图,并结合查表法实现了步行各阶段精准助力的目的;本田公司的 YASUHARA 等人^[13]设计了一个虚拟的振荡器,将其与人体实际运动节律进行了对比,并通过修正振荡器来产生与人体运动节律一致的步态,虽然其产品已经成熟,但其具体控制方法鲜有介绍;亚利桑那州立大学 SUGAR 等人^[14-15]通过设计简单的相角振荡器,仅利用关节角度与角速度信息,实现了外骨骼对人体步行节律的协同匹配,并通过仿真以及实验验证了该方法在减少能耗方面的效果,然而该研究没有具体描述关节柔顺助力方法;另外,卡内基梅隆大学的 COLLINS 等人^[16-17]通过设计欠驱动踝关节外骨骼,利用弹簧模拟了人体跟腱,实现了人体步行过程中各阶段的能量存储和释放,有效降低了步行能耗。

目前,虽然对于老年人助行外骨骼运动意图识别与运动节律匹配有诸多研究,然而对于柔顺助力具体控制方法鲜有研究。同时,对于适应应用过程中遇到的人体躯干轻微晃动干扰、频繁走走停停等工况,没有相关具体的研究介绍。在老年人穿戴助行外骨骼进行步行过程中,助力施加时机以及助力值大小决定了其舒适性和有效性,助力施加时机不对将导致外骨骼助力值大小不合理,与实际步行过程中关节驱动力矩变化不匹配,将影响行走步态,而导致感官体验差。

本文将设计简单的相角振荡器,作为步行节律和助力值的生成器,以控制外骨骼匹配人体步行运动,并在适当时机提供柔顺的助力;通过理论分析与仿真、实验平台测试来验证运动节律匹配准确性和助力效果,并在髋关节外骨骼样机上进行人体穿戴试验。

1 步态分析与步行动力学建模

1.1 步态分析

人体步行过程中各关节角度变化可近似为周期性

变化。

正常人体在 3 种不同步速条件下髋膝关节角度曲线如图 1 所示^[18]。

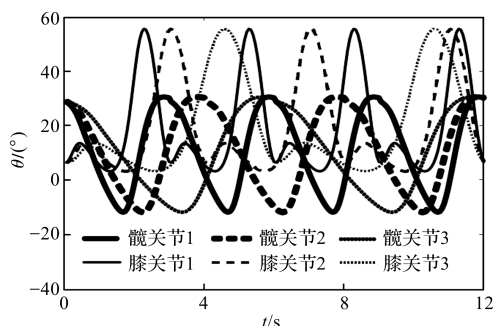


图 1 不同步速下髋膝关节角度曲线

由图 1 可见:髋关节和膝关节均具有周期性,如髋关节角度呈类正弦函数变化,通过该角度值变化趋势,可判断处于髋关节屈曲(角度变大)状态还是髋关节伸展(角度变小)状态,因而其角速度正负即代表髋关节运动状态。

本文利用髋关节角度与角速度联合组成步行运动相角,取代时间作为步态序列的规划参考依据,可以避免人体因步行速度、幅度不同导致同一时刻关节角度差异。

1.2 步行动力学建模

通过分析人体穿戴髋关节助行外骨骼步行运动规律,可将人机系统建模为二阶惯性环节,如下式所示:

$$I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\sin\theta = \tau_h + \tau_e \quad (1)$$

式中: I —人机系统下肢等效转动惯量; b —等效阻尼系数; k —等效刚度系数; θ —髋关节屈伸角度; τ_h —人体关节驱动力矩; τ_e —外骨骼关节驱动力矩。

由于外骨骼关节驱动力矩由髋关节角度 θ 和角速度 $\dot{\theta}$ (即 ω) 决定,即:

$$\tau_e = f(\theta, \dot{\theta}) \quad (2)$$

因而人体穿戴助行外骨骼步行时髋关节驱动力矩可表示为:

$$\tau_h = I\ddot{\theta} + b\dot{\theta} + k\sin\theta - f(\theta, \dot{\theta}) \quad (3)$$

2 基于振荡器的运动意图识别与自适应助力

2.1 基于相角振荡器的运动意图识别

定义相角如下式所示:

$$\varphi = \arctan\left(\frac{\dot{\theta}}{\theta}\right) \quad (4)$$

由此可知:当助行外骨骼辅助人体步行稳定后,随着步态周期变化,相角呈周期性往复震荡。

假设人体驱动力矩 τ_h 为 0,即全部由外骨骼驱动,稳态下角度与角速度始终保持固定的往复振荡形式。因此,针对给定的惯性系数、阻尼系数和刚度系数,通过选取合理的助力方式,能实现稳定的步行控制。

为了验证步行时步幅变化对相角的影响,本文参考了文献[19]中的步态轨迹表达式,并以一定速度增大角度。

髋关节角度变化时相角曲线如图 2 所示。

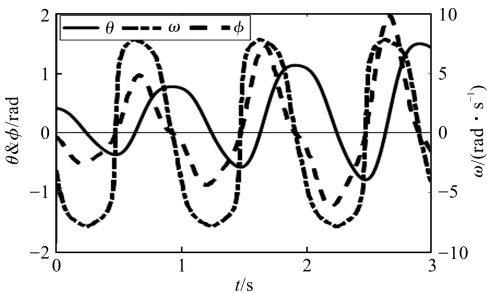


图 2 髋关节角度变化时相角曲线

从图 2 可以看出:相角始终保持同样的振荡变化规律,不受髋关节角度幅值增大而变化,可见,基于相角振荡器进行运动意图识别能准确适应步幅的变化。

2.2 基于相角振荡器的自适应助力

为了保证助行外骨骼助力值能在各髋关节角度位置自适应变化,且以柔顺的变化形式施加在人体关节上,设计外骨骼助力矩如下式所示:

tau_e = c sin phi + d cos phi (5)

式中:c—助力幅值影响因子;d—助力频率影响因子。

随着 c 增大,助力幅值增大;随着 d 增大,助力峰值及其时间点变化。考虑助力柔顺性与归一化处理,本文研究取 c = 2, d = 0。

髋关节屈曲阶段外骨骼助力分析如图 3 所示。

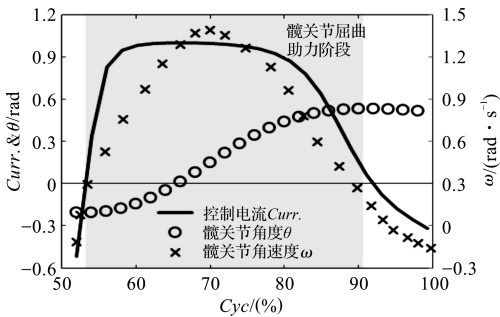


图 3 髋关节屈曲阶段外骨骼助力分析

由图 3 中阴影部分区域可以看到:当髋关节角度由伸展转变为屈曲(髋关节角速度为 0)时,外骨骼助力矩由反方向减小为 0 并开始增大,且快速到达最大值,在角速度为峰值阶段,助力矩始终保持最大值不

变;在髋关节角度即将到达最大值,及大腿向前摆至接近停止时,外骨骼助力矩迅速减小至 0,且当髋关节开始伸展时,助力矩变为负值(改变助力方向),对髋关节伸展进行助力。

由此可知:基于相角振荡器的髋关节外骨骼能适应人体运动过程中髋关节屈曲与伸展各阶段变化,提供合适的助力。

需要强调的是,该自适应助力方案,在髋关节角度为 0 附近,助力值达到最大,对人体髋关节具有重要的助力作用,且助力方向往复切换连贯,可以保证整个助力过程顺畅。

3 实验平台测试验证

3.1 实验平台

实验平台实物图如图 4 所示。

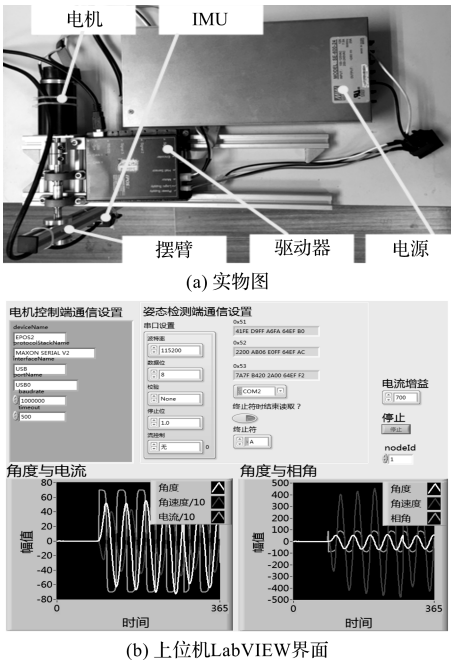


图 4 实验平台实物图

图 4 中:实验平台为一个简化的单摆控制实验平台,主要包括:开关电源、电机驱动器、伺服电机、摆臂以及安装在摆臂上的姿态传感器 IMU。

由于实验平台在模拟助行外骨骼髋关节助力过程中设定的测试负载较小,本研究未添加减速器对电机扭矩进行放大。

上位机控制界面主要实现电机控制、传感器信息读取处理以及相关数据的计算与显示等功能。实验平台主要用于验证:

- (1) 初始姿态角度自校准算法准确性;
- (2) 基于振荡器的助行外骨骼关节跟随助力的适

应能力;

(3) 在步行过程中突然停止再启动的动态特性。

3.2 验证实验

3.2.1 初始姿态校准

因人体尺寸差异及站立姿态差异等原因,导致人体穿戴外骨骼后在站立状态下,IMU 检测到的人体下肢关节角度无法保持在零位,影响跟随助力控制。

因此,需要对人体穿戴助力外骨骼上电后的初始姿态进行零位校准,其校准方法如下式所示:

$$\begin{cases} \tilde{\theta}_i = \theta_i - \theta_{cp} \\ \theta_{cp} = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \theta_k, \quad i \geq m \end{cases} \quad (6)$$

式中: θ_i —第 i 次采集到的髋关节原始角度; $\tilde{\theta}_i$ —第 i 次采集到的髋关节校准后角度; θ_{cp} —前 m 个初始髋关节角度平均后的角度偏置。

通过初始姿态校准,人体穿戴助行外骨骼后站立状态下初始角度均可以得到自动校准。

初始角度自校准前后对比结果如图 5 所示。

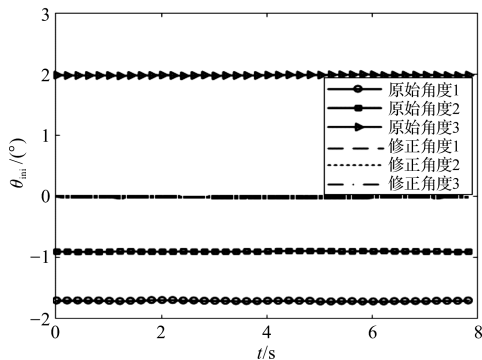


图 5 初始角度自校准前后对比结果

θ_{mi} —关节初始角度

对比初始角度自校准前后结果可以发现:校准前初始角度会随机偏离零位几度,校准以后初始角度能稳定确保在零位。

3.2.2 自适应跟随助力

根据式(5)给出的助力算法,设置助力驱动电流峰值为 800 mA,可实现摆臂自动往复摆动,且摆角逐渐增大。

自适应跟随助力测试结果如图 6 所示。

由图 6 可以看出:实验平台测试结果与图 3 给出的仿真结果一致,在关节摆动角度到达极值时,助力驱动电流瞬间减小为 0,随后关节改变摆动方向,助力驱动电流改变正负值,并快速到达预设峰值/谷值。

由此可以验证:采用该助力方法,不但能自动适应摆动方向切换进行助力驱动,而且能在角速度最大阶

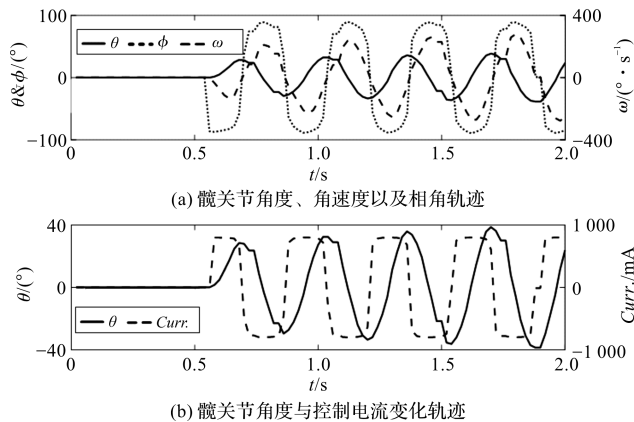


图 6 自适应跟随助力测试结果

段,提供最大的助力值,使得整个助力过程保持柔顺。

可见,该方法能良好实现自适应跟随助力。

3.2.3 中断启停动态特性

在人体穿戴助行外骨骼步行过程中,会经常出现停步保持站立,然后再继续行走这样的场景。此时需要助行外骨骼能良好地配合人体运动,在停止状态保持固定姿态而不对人体产生额外干涉力。

从式(5)可以看出:外骨骼助力驱动力矩 τ_e 取决于髋关节角度和角速度,在人体步行到站立停步时,由于行走惯性、肢体轻微晃动等原因,髋关节角速度无法瞬时为 0,导致助行外骨骼在此过程中来回抖动,对人体造成不适。

本文针对该现象,通过预设判断阈值来解决瞬时启停的动态性能问题,阈值判断方法为:

$$\theta_i \leq \theta_{th} \cap \omega_i \leq \omega_{th} \quad (7)$$

式中: θ_{th} —髋关节角度阈值; ω_{th} —髋关节角速度阈值。

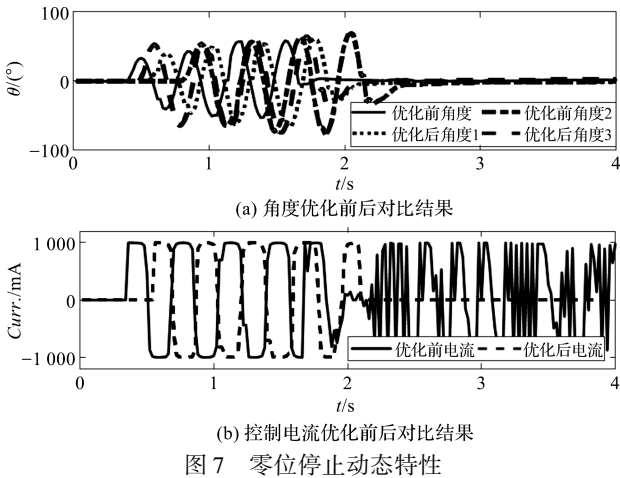
当满足式(7)条件时,驱动电流值设为 0,使外骨骼能保持停止状态而不对人体产生额外干涉力。因此,外骨骼助力矩表达式可由式(5)优化为:

$$\tau_e = \begin{cases} c \sin \varphi + d \cos \varphi, & \theta_i > \theta_{th} \cup \omega_i > \omega_{th} \\ 0, & \theta_i \leq \theta_{th} \cap \omega_i \leq \omega_{th} \end{cases} \quad (8)$$

通过平台实验可以验证,当髋关节角度阈值和角速度阈值设定过大时,外骨骼助力零位死区增大,造成在零位附近较大区域助力值为 0,导致穿戴者有明显的不适感;当上述两个阈值设定过小时,对轻微的晃动、抖动无法实现良好的屏蔽效果,容易受干扰引起抖动。通过平台反复试验,选取角度阈值和角速度阈值在 3~5 区间内效果最好。

零位停止动态特性如图 7 所示。

摆臂到零位时手动握住摆臂使其停止,对比优化前后可以发现:由于人为干预,摆动角度均可保持零位不变,但驱动电流值存在明显差异。优化前,当人为干



预握住摆臂在零位停止时,将容易引起摆动角度与角速度的小幅度变化,从而使电流值有大幅度的波动,驱动摆臂运动最终导致运动发散,给人体较大的来回抖动干涉力,造成较差的体验。通过阈值判断法优化后,当摆臂停在零位时,电流值稳定在0,从而使摆臂运动迅速收敛至零位停止。

任意位置停止动态特性如图8所示。

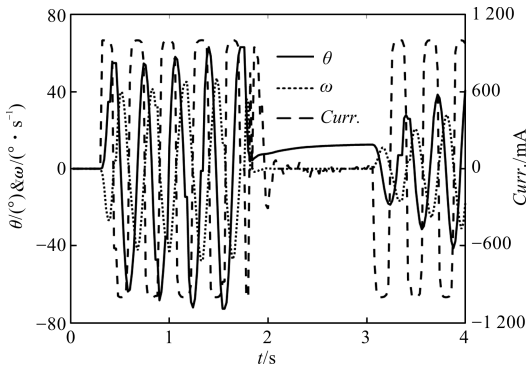


图8 任意位置停止动态特性

图8中曲线分别为经过阈值优化后,摆动到任意位置,握住摆臂使其停止时,关节角度、角速度以及驱动电流值变化轨迹。当停止运动时,角度为某一不为0值,角速度约为0,因而此时驱动电流也近似为0,可实现收敛至停止状态而不产生抖动。

4 助行外骨骼样机验证实验

4.1 样机介绍

本文开发了一套助行外骨骼实验样机,主要包括机械本体结构、绑带部件、驱动关节模块、运动感知模块、控制模块以及供能模块。机械本体结构主要有腰部结构、髋关节转动机构以及大腿杆。在腰部结构上安装有肩带和腰部绑带,分别用于外骨骼与穿戴者肩膀和腰部的固定绑紧。腰部结构后背安装有微处理器,用于运动传感器信息采集、处理以及控制指令的发

送,同时背部安装有锂电池作为整个系统的供能模块。髋关节驱动模块主要由定制化盘式电机、电机控制器以及减速器组成。

4.2 助行外骨骼步行试验及分析

本文对5名实验对象进行助行外骨骼步行试验,实验对象信息如表1所示。

表1 实验对象信息

序号	年龄/岁	性别	身高/cm	体重/kg
1	44	男	181	76
2	30	男	170	72
3	34	女	162	54
4	44	男	173	70
5	33	男	175	65

每名实验对象分别进行5次自由步行10 m测试和5次穿戴外骨骼的10 m步行测试。每次步行都要求尽可能保持自然的符合自身习惯的步行节奏,每完成一次步行测试,实验对象均休息2 min。

测试结束后,所有实验对象均表示助行外骨骼在步行过程中助力柔顺,并没有出现突然施加作用力的震颤感,且外骨骼能适应人体下肢动作,精准感知步行节律,在启停过程中均未出现抖动等现象。

为了量化分析助行外骨骼辅助步行效果,随机抽取了一名实验对象在自由步行和穿戴助行外骨骼步行时,10 m步行测试对应的髋关节屈伸角度变化,同样是完成10 m步行,穿戴助行外骨骼后步行测试,髋关节屈伸角度变化幅值明显大于自由步行状态下的对应角度值,且步行频率有所提升。在助行外骨骼的辅助下,完成10 m步行测试所需时间由原先自由步行的24.6 s减少至20.3 s,步行速率提升了21.18%,由此可见,助行外骨骼对辅助提升步行速率具有显著效果。

本文对每名实验对象5次自主步行和5次外骨骼助行的步速分别进行了统计学分析与对比,每次10 m步行测试时间如表2所示。

表2 每次10 m步行测试时间 (单位:s)

试验对象与条件		第 1 次	第 2 次	第 3 次	第 4 次	第 5 次
#1	w/o	23.1	24.1	24.5	25.2	26.3
	w/	18.7	19.8	20.0	21.3	22.3
#2	w/o	25.4	26.7	27.2	28.1	28.2
	w/	21.9	22.8	23.2	23.5	24.2
#3	w/o	26.8	27.8	28.5	28.7	29.8
	w/	22.6	23.1	23.2	24.2	25.3
#4	w/o	24.6	25.3	26.1	26.7	28.5
	w/	20.3	21.6	21.8	22.4	24.6
#5	w/o	23.9	24.1	25.9	26.2	27.3
	w/	18.9	19.6	20.1	21.6	22.3

w/o—自由步行;w/—外骨骼辅助步行

对实验数据进行统计学分析,可以得到 10 m 步行试验结果如图 9 所示。

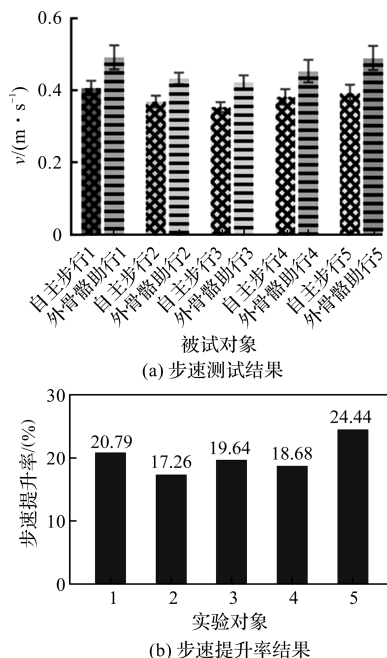


图 9 10 m 步行试验结果

由图 9 可知:5 名实验对象在穿戴外骨骼助行后,10 m 步行测试均有更显著的步速提升;最高步速提升率均值为 24.44%。

5 名实验对象平均步速提升率为 20.16%,由此可以得出:穿戴助行外骨骼进行步行,能有效提升不同人体步行速率。

5 结束语

本文提出了一种基于自适应相角振荡器的助行外骨骼跟随助力控制方法,通过仿真实验与平台测试实验,验证了该跟随助力方法在应用于髋关节外骨骼进行步行助力的可行性和有效性;并对算法进行了修正,对初始零位进行了自动校准,对启停抖动现象进行了消除,最终利用助行外骨骼样机,通过志愿者 10 m 步行测试实验,有效验证了本文提出的助行外骨骼跟随助力控制方法的有效性,实验对象均表示外骨骼能良好跟随人体变化的运动节律,且提供柔顺的助力,在启停过程中没有发生抖动现象。

实验结果分析显示:助行外骨骼相比人体自由步

行,能在 10 m 步行测试过程中,平均提升 20.16% 的步行速率,因而基于自适应振荡器的助行外骨骼能有效提升不同人体步行速率,对人体步行具有积极的促进效果。

由于本文着重于验证跟随助力控制方案的有效性和助力的柔顺性,暂无进行能耗方面的测试实验。在未来的研究中,将着重于助行外骨骼在人体能耗减少方面的相关测试与算法优化。同时,实验对象将选取步行能力衰退的老年人进行测试,验证外骨骼在老年人日常应用的效果。

参考文献 (References):

- [1] 戴建兵. 我国人口老龄化程度以及老年人口量与质的实证分析——基于“四普”、“五普”和“六普”数据[J]. 兰州学刊, 2017(2): 148-157.
- [2] 张理义, 孔令明. 老年人常见病的心理因素及其干预策略[J]. 中华保健医学杂志, 2017, 19(4): 279-284.
- [3] 姜向群, 魏 蒙. 中国高龄老年人日常生活自理能力及其变化情况分析[J]. 人口与发展, 2017, 10(2): 93-100.
- [4] TORREALBA R R, UDELMAN S B, FONSECA-ROJAS E D. Design of variable impedance actuator for knee joint of a portable human gait rehabilitation exoskeleton [J]. **Mechanism & Machine Theory**, 2017(116): 248-261.
- [5] 李荫湘, 钱晋武, 沈林勇, 等. 步行康复机器人轨迹控制方法研究[J]. 机电工程, 2010, 27(6): 47-51.
- [6] 杨 巍, 张秀峰, 杨灿军, 等. 基于人机 5 杆模型的下肢外骨骼系统设计[J]. 浙江大学学报: 工学版, 2014, 48(3): 430-435, 444.
- [7] OUYANG X, DING S, FAN B, et al. Development of a novel compact hydraulic power unit for the exoskeleton robot [J]. **Mechatronics**, 2016(38): 68-75.
- [8] ADAM Z, KAZEROONI H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton [J]. **Advanced Robotics**, 2006, 20(9): 967-988.
- [9] LIU D X, WU X, DU W, et al. Gait phase recognition for lower-limb exoskeleton with only joint angular sensors [J]. **Sensors**, 2016, 16(10): 1579.
- [10] JANG J, KIM K, LEE J, et al. Online gait task recognition algorithm for hip exoskeleton[C]. 2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Hamburg: IEEE, 2015.

(下转第 1026 页)

本文引用格式:

杨 巍, 杨灿军, 马张翼, 等. 基于振荡器的助行外骨骼跟随助力控制研究[J]. 机电工程, 2019, 36(10): 1007-1012, 1026.

YANG Wei, YANG Can-jun, MA Zhang-yi, et al. Following assistance control of walking assist exoskeleton based on oscillator[J]. Journal of Mechanical & Electrical Engineering, 2019, 36(10): 1007-1012, 1026.

《机电工程》杂志: <http://www.meem.com.cn>