



基于运动预测的髋关节外骨骼实时助力控制

徐铃辉^{1,2}, 杨巍^{1,2}, 杨灿军^{1,2}, 张继宇³, 王天³

(1. 浙江大学宁波研究院, 浙江 宁波 315100; 2. 浙江大学机械工程学院, 浙江 杭州 310027;
3. 杭州程天科技发展有限公司基础创新部, 浙江 杭州 311100)

摘要: 针对下肢肌力衰退群体日常出行需求, 设计了可穿戴的髋关节外骨骼, 实现对人体日常步行意图的精准感知, 并对髋关节的屈曲/伸展动作提供实时助力。为了实现频繁走停条件下的助力时机准确性和规律步行条件下的助力无延时, 提出了一种基于混合振荡器的运动预测模型, 将步态数据从时域转化为相角域, 实现人体步行步态的预测和步态周期的分割, 通过相角在线计算助力矩, 对髋关节外骨骼进行助力控制。为了消除大助力矩下产生的抖动, 对大腿杆上的惯性测量单元进行解耦布置设计。通过跑台步行实验和自由步行实验, 分别验证了髋关节外骨骼对于瞬时速度变化、均匀速度变化的适应性, 以及在走停切换、自由随意步行时的适应性和有效性。同时检测和对比人机交互力, 验证了带预测能力的自适应振荡器模式能提供更好的助力体验。实验结果表明, 基于混合振荡器模型的助力控制策略能够兼顾走停切换条件下非周期步态的助力和规律步行条件下的类周期无延时助力。

关键词: 髋关节外骨骼; 运动预测; 混合振荡器; 助力控制; 无延时助力

中图分类号: TP242.6

文献标识码: A

文章编号: 1002-0446(2021)-04-0473-11

Real-time Assistance Control of Hip Exoskeleton Based on Motion Prediction

XU Linghui^{1,2}, YANG Wei^{1,2}, YANG Canjun^{1,2}, ZHANG Jiyu³, WANG Tian³

(1. Ningbo Research Institute, Zhejiang University, Ningbo 315100, China;

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

3. Basic Innovation Department, Hangzhou RoboCT Technology Development Co., Ltd, Hangzhou 311100, China)

Abstract: To satisfy the daily walking needs of the individuals with weak muscle strength in lower limbs, a wearable hip exoskeleton is designed to realize accurate perception of the human daily walking intentions and real-time assistance of hip flexion/extension. A motion prediction model based on hybrid oscillators is proposed to realize accurate assistance timing in the frequent stop-and-go condition and no-delay assistance for regular walking gait. Based on the motion prediction model, human walking gait prediction and gait cycle segmentation are realized by converting gait data from the time domain to the phase domain. The phase angle is used to calculate the assistance torque online, and thus the assistance control of hip exoskeleton is implemented. To eliminate the jitter caused by large assistance torque, the rigid connection between the inertial measurement unit and the hip exoskeleton thigh link is decoupled. Treadmill experiments and free walking experiments are conducted to verify the adaptability of the hip exoskeleton to sudden or uniform speed changes, and the effectiveness in stop-and-go switching or free walking conditions respectively. Meanwhile, the human-machine interaction force is detected and compared to verify that the adaptive oscillator mode with prediction ability can provide more compliant walking assistance. The experimental results show that the real-time assistance control based on the hybrid oscillators model can generate the assistance for non-periodic gaits in stop-and-go condition and no-delay assistance for quasi-periodic gait in regular walking condition.

Keywords: hip exoskeleton; motion prediction; hybrid oscillator; assistance control; no-delay assistance

1 引言 (Introduction)

借助穿戴式外骨骼机器人来辅助老年人或脑卒中患者实现步行锻炼、康复训练, 改善其步行能力, 是治疗该类群体运动功能衰退或者障碍的有效手段。采用下肢关节助力外骨骼辅助锻炼、训练的

方式可以补偿步行运动过程中下肢欠缺的关节驱动力, 同时保障运动过程的安全^[1-2]。

现有康复训练外骨骼机器人大多通过复现预设的标准步态轨迹来辅助人体的步行训练, 如 Ekso^[3]、HAL^[4]、ReWalk^[5]、ReLeg^[6]等。然而该类

康复训练外骨骼系统往往存在诸多不足,如本体质量过大导致灵活性不足,驱动关节与传感器数量较多使得系统成本过高,运动意图感知算法复杂进而影响系统控制性能,同时柔顺的人机交互助力控制方法有待优化改进^[7-8]。

仅保留髌关节屈伸驱动自由度的外骨骼,即髌关节外骨骼,是解决老年人步行助力及恢复期康复训练的有效方案。助行机器人通过完全穿戴在人体身上,控制髌关节输出助力矩实现对人体步行的助力。目前国内外对于助行机器人助力控制策略的研究主要可分为2种思路^[9],一种方法是基于有限状态机(finite state machine, FSM)^[10-12],通过状态转移条件对离散的步态事件(如摆动相、支撑相)进行切换,在每个步态事件中采用相应的助力控制策略;另一种方法是基于振荡器(oscillator)^[13-17]对步态进行整周期截取,并对每个周期进行0~100%的步态相位占比识别。2种方法均通过采集当前步行运动学数据,并经过处理得到助力控制量对助行机器人进行髌关节助力控制。美国哈佛大学 Walsh 等^[18-20]开发的柔性助力服 Exosuit 通过安装在脚底的压力传感器与姿态传感器识别预定义的离散步态相位,从而在对应的步态相位提供对应的助力控制,对动力源处的鲍登线进行位置控制进而牵引下肢对应锚点运动。韩国三星先进技术研究院 Lim 等^[21-22]通过设计延迟输出反馈控制律来实现助行机器人对人体步行意图的识别和助力控制,该方法将所采集的左右腿髌关节屈伸角度正弦差作为助力波形原始数据,并施加固定延时,作为助力矩参考值对助行机器人进行力矩控制。清华大学 Xue 等^[23]利用髌关节屈伸角速度作为自适应振荡器模型输入信号,对人体步行相位进行连续识别,并借助预设的助力波形曲线实现柔顺助力控制。

上述助力控制方法能够较好识别人体步行运动意图,并提供合理的助力输出来辅助步行。然而,对于非周期性步行运动,如行走加速或者减速等情况,自适应振荡器模型对步态相位的预测无法快速收敛,导致步行速度变化大的时候助力输出无法与人体步行同步,容易造成步行阻碍甚至引起跌倒。另外,在走停频繁切换工况下,若助力矩设置得较大,容易引起关节助力矩曲线振荡发散,产生连续抖动,也是目前存在的难题。此外,现有助力控制大多存在滤波导致的延时及控制执行所需的延时,且未能在时序上对该延时进行有效补偿,导致助力输出时刻滞后于信息采集时刻,助力存在一定延时,影响助行体验。针对上述难点,本文着重解决

以下3个问题:

(1) 非周期步态助力控制问题:引入混合振荡器模型,在周期或类周期步态下采用自适应振荡器模型对步态相位与步态数据进行预测,在非周期步态下切换为相角振荡器模型,以牺牲预测能力为代价确保助力节律的正确性。

(2) 助力延时问题:在周期步态下,借助自适应振荡器实现步态相位与步态数据的预测,从而补偿滤波和执行产生的时延,确保助力执行的数据是依据当前助力时刻预测数据计算获得。

(3) 走停切换条件下大助力矩造成的抖动问题:将原先布置于助行机器人腿杆处的姿态传感器分离出来,绑缚于人体大腿,实现传感器与机器人的解耦,避免发散性振荡的产生。

本文针对上述3个问题,首先建立基于混合振荡器模型的步态预测理论模型。其次通过获取的步态相位和步态预测数据设计助力控制策略,实现具有鲁棒性的宽力矩范围无延时稳定控制。然后对助行机器人硬件结构进行了优化设计。最后分别通过跑台约束条件下步行测试和平地自由步行测试,验证本文提出的助力控制方法的有效性。

2 人体步行运动预测与助力控制 (Human walking motion prediction and assistance control)

助行机器人通过传感器感知人体运动状态,借助运动预测模型对步态进行预测,计算得到当前时刻往后某固定时间间隔的步态预测数据,作为助力控制输入,从而得到无延时的助力输出,如图1所示。

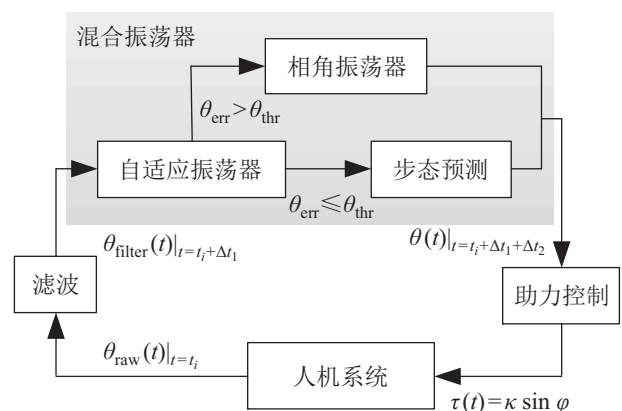


图1 基于混合振荡器的步行运动预测与助力控制流程图
Fig.1 Hybrid oscillators-based walking motion prediction and assistance control framework

2.1 混合振荡器模型

助行机器人上布置有大腿姿态检测用惯性测量

单元 (IMU), 由人体穿戴助行机器人组成的人机系统可以测量人体大腿运动姿态从而得到髋关节屈伸角度 θ_{raw} , 如图 1 所示. 由于原始数据存在噪声, 需要通过 1 阶低通滤波器对原始数据进行平滑处理:

$$\theta_{\text{filter}}^i = (1 - \alpha)\theta_{\text{filter}}^{i-1} + \alpha\theta_{\text{raw}}^i, \quad 0 < \alpha < 1 \quad (1)$$

其中 i 代表当前采样时刻, $i-1$ 代表上一采样时刻. 当前时刻滤波处理结果 θ_{filter}^i 由上一采样时刻滤波结果 $\theta_{\text{filter}}^{i-1}$ 与当前时刻原始数据 θ_{raw}^i 加权求和得到. 权重系数 α 决定了滤波平滑效果. α 越小, 滤波平滑效果越好, 滤波产生的延迟 Δt_1 越大.

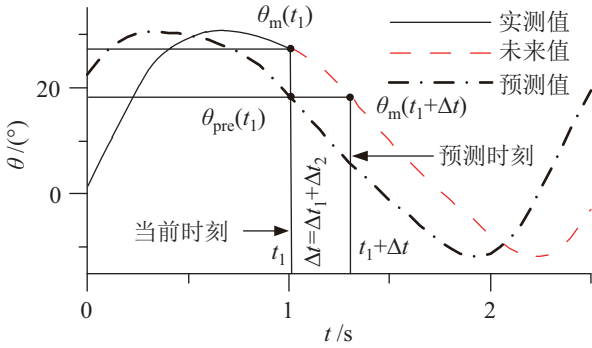


图 2 基于 AO 模型的步态预测示意图

Fig.2 Diagram of gait prediction based on AO model

混合振荡器 (hybrid oscillator, HO) 模型是由相角振荡器^[15,24] (phase oscillator, PO) 与自适应振荡器^[13,16,25] (adaptive oscillator, AO) 组成的. 相角振荡器能够通过当前步态数据求得步态相位占比从而为当前助力控制提供输入, 但是因为缺乏预测能力, 对滤波和系统执行控制导致的延时 (Δt_1 和 Δt_2) 无法补偿. 自适应振荡器具备预测能力, 如图 2 所示, 可以通过当前时刻实测数据 $\theta_m(t_1)$ 对一定延时后的数据 $\theta_m(t_1 + \Delta t)$ 进行预测, 以延时 Δt ($\Delta t = \Delta t_1 + \Delta t_2$) 时刻后的预测数据 $\theta_{\text{pre}}(t_1) \approx \theta_m(t_1 + \Delta t)$ 作为助力控制依据, 当助力在人体大腿执行时, 时间点恰好到达 $t_1 + \Delta t$, 因而可修正延时造成的助力误差, 实现实时匹配的助力. 由于自适应振荡器一般只针对周期或类周期信号具有较好的收敛预测功能, 因此大多应用在较为稳定步行条件下的助行步态预测. 本文将 2 种振荡器模型进行组合, 在非周期步态阶段, 采用 PO 模型, 以牺牲预测功能为代价确保助力节律准确性, 在接近周期步态阶段, 采用 AO 模型, 实现步态预测, 消除延时导致的助力误差, 提升助力的及时性. 通

过阈值切换函数决定输入滤波数据采用 PO 模型还是 AO 模型进行助力控制参数 (即相角 φ) 计算.

2.1.1 PO 模型

为了实现助行机器人对不同步频、步幅的适应性, 首先需要将步态数据 (如髋关节屈伸角度 θ) 由时间域变换到步态相位域, 因此引入相角 φ :

$$\varphi = f(\dot{\theta}, \theta) = \begin{cases} \arctan \frac{\dot{\theta}}{\theta}, & \dot{\theta} > 0 \\ \arctan \frac{\dot{\theta}}{\theta} + \pi, & \dot{\theta} \geq 0, \theta < 0 \\ \arctan \frac{\dot{\theta}}{\theta} - \pi, & \dot{\theta} < 0, \theta < 0 \\ +\frac{\pi}{2}, & \dot{\theta} > 0, \theta = 0 \\ -\frac{\pi}{2}, & \dot{\theta} < 0, \theta = 0 \\ \text{无定义}, & \dot{\theta} = 0, \theta = 0 \end{cases} \quad (2)$$

其中 θ 和 $\dot{\theta}$ 分别为髋关节屈伸角度和角速度. 图 3(a) 为相角的计算原理, 图 3(b) 为模拟的髋关节屈伸角度和角速度曲线 (为体现对不同步速的适应性, 对数据进行了随时间增大处理), 图 3(c) 为相角随角度和角速度动态变化图, 图 3(d) 为相角值. 可以看到, 引入相角后, 原本在时域表达的髋关节角度和角速度转换到了相位域, 随着步速变大, 相角保持不变, 因此可利用相角作为助力控制参数.

2.1.2 AO 模型

AO 模型可在人体稳定步行的条件下用于步态参数预测, 再对滤波器、控制环节中的延迟进行实时补偿, 实现柔顺的助力.

如图 4 所示, AO 模型由一组以 $\omega(t)$ 为基频的振荡器组成, AO 模型中 i 倍基频的振荡器包含幅值 $\alpha_i(t)$ 、频率 $i\omega(t)$ 和相位 $\varphi_i(t)$ 三个状态参数. 通过学习输入周期和类周期信号的特征, AO 模型具有对输入信号进行动态同步的能力^[26-28]:

$$\begin{cases} \dot{\varphi}_i(t) = \omega(t) \cdot i + v_\varphi \frac{e(t)}{\sum \alpha_i(t)} \cos \varphi_i(t) \\ \dot{\omega}(t) = v_\omega \frac{e(t)}{\sum \alpha_i(t)} \cos \varphi_1(t) \\ \dot{\alpha}_i(t) = v_\eta \cdot e(t) \sin \varphi_i(t) \\ \dot{\alpha}_0(t) = v_\eta \cdot e(t) \end{cases} \quad (3)$$

其中, $e(t) = \theta_r(t) - \hat{\theta}(t)$, 是输入信号 $\theta_r(t)$ 与振荡器同步输出 $\hat{\theta}(t)$ 的误差, 用于学习输入信号特征; $v_\varphi, v_\omega, v_\eta$ 代表 AO 模型中的学习参数, 决定了 AO 模型同步输入信号的速度.

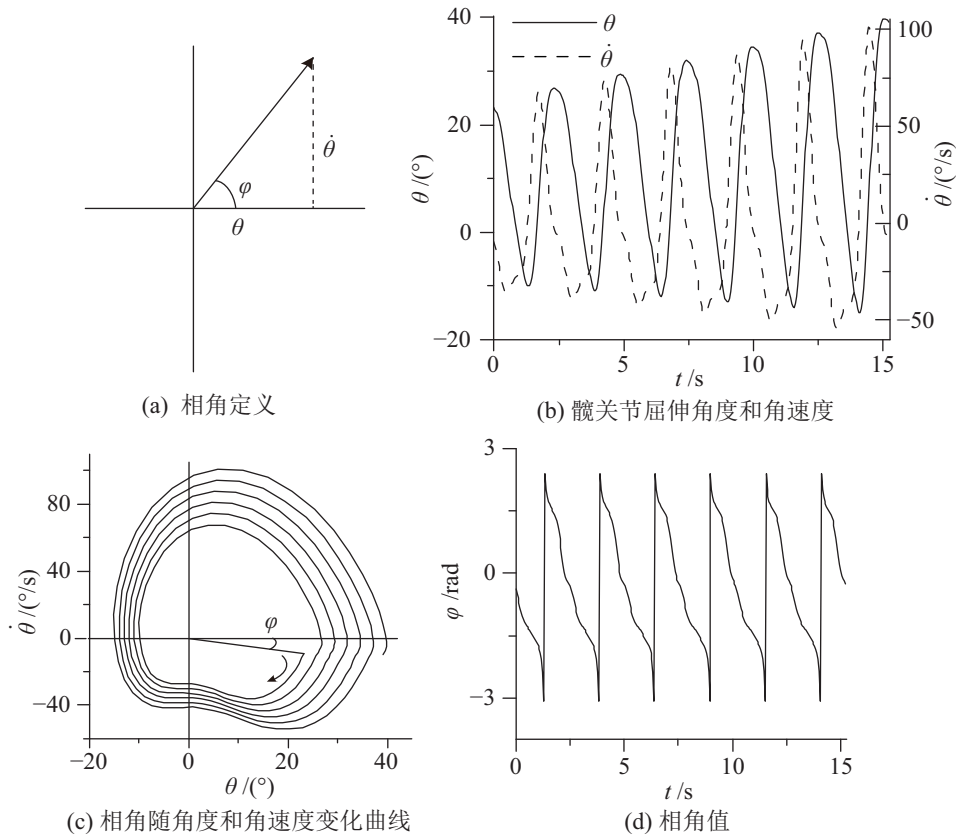


图3 PO模型计算相角φ原理

Fig.3 The principle of phase angle φ calculation based on PO model

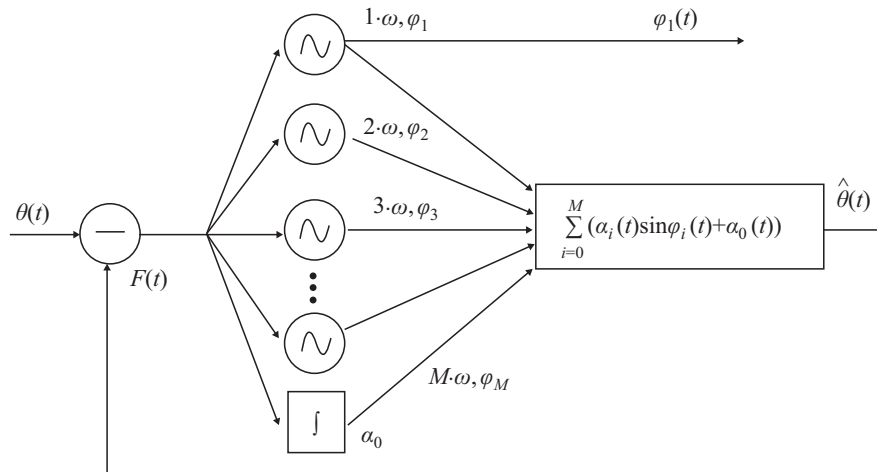


图4 AO模型框图^[26]

Fig.4 Block diagram of the AO model

将人体步行的关节角度输入到振荡器中，即可获得人体关节频率和相位信息：

$$\theta(t) \approx \hat{\theta}(t) = \sum_{i=0}^M \alpha_i \sin(i\omega \cdot t + \phi_i) \quad (4)$$

其中 M 是 AO 模型中振荡器的数目。据此可预测步态参数即 Δt 之后的髋关节屈伸角度 $\theta(t + \Delta t)$ 和相位 $\varphi(t + \Delta t)$ ：

$$\theta(t + \Delta t) \approx \hat{\theta}(t + \Delta t) = \sum_{i=0}^M \alpha_i \sin(i\omega \cdot (t + \Delta t) + \phi_i) \quad (5)$$

$$\varphi(t + \Delta t) \approx \varphi_1(t + \Delta t) = \omega \cdot (t + \Delta t) + \phi_1 \quad (6)$$

其中 $\varphi_1(t + \Delta t)$ 是预测的 Δt 时刻后的 AO 模型基频相位，与 PO 模型中的相角 φ 对应，范围为 $0 \sim 2\pi$ 。此相角可以作为 AO 模型的助力控制参数。

2.2 模型切换策略

为解决非周期步态助力控制问题, 混合振荡器需要实时地根据步态参数特性, 切换不同的助力模型. 在日常生活中, 人体一直处于不同步态任务(步行、上下楼、静止、跑步)下以及不同步态任务的切换过程中. 根据 2 种助力模型的特征, 基于 AO 助力模型的预测功能, 能够使人体获得更实时到位的助力, 且在屈曲与伸展切换的过程中助力更流畅, 应尽可能地使用这种助力模式. 其次保证助力时序准确是助力的首要条件. PO 模型虽然不具备步态参数预测能力, 但是能够保证在不同任务的

切换过程中助力时序不紊乱, 在从 PO 模型切换到 AO 助力模型的判断过程和 AO 助力模型的运行过程中必须实时检测助力时序是否正确.

据此需求和策略, 采用如图 5 所示的混合振荡器的模型切换策略框图. 在混合振荡器模型中, AO 模型一直处于接收滤波后的关节角度并进行迭代预测的过程中. 将该过程中 AO 模型预测的关节角度误差作为 2 种助力模式的切换条件. 为方便在单片机中实现, 如果连续出现数次预测误差在允许的范围内, 则切换到 AO 助力模型, 否则一直处于 PO 助力模型中.

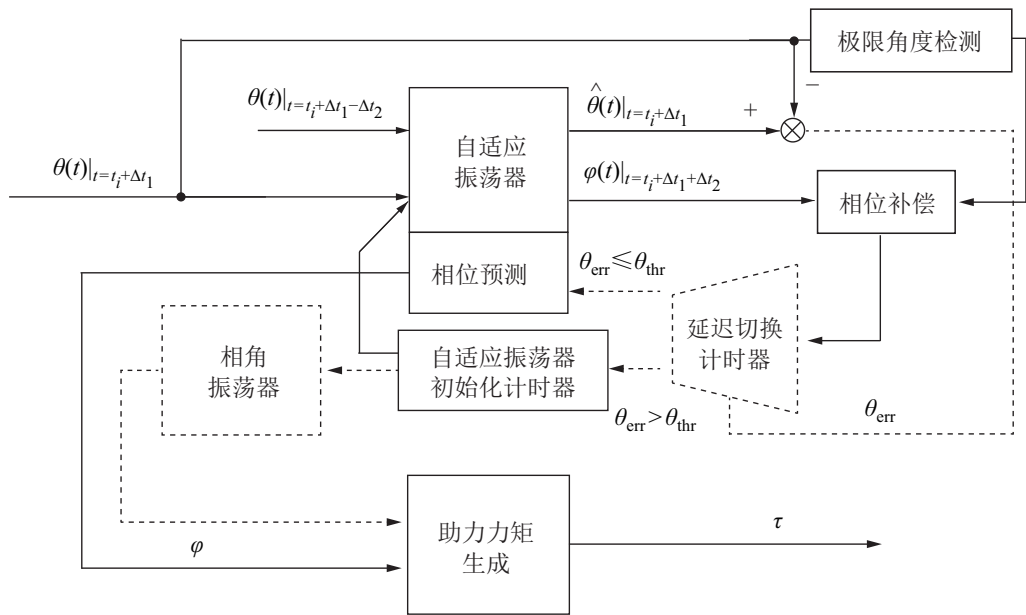


图 5 混合振荡器的模型切换策略框图

Fig.5 Block diagram of the model-switching strategy in hybrid oscillators

为保证在 PO 和 AO 两种助力模型的切换过程中不发生时序的紊乱, 规定以髋关节达到伸展的极限角度为初始点, 此时的相位值为 0. 对于 PO 模型, 在该阶段计算得到的相位恰好为 0. 对于 AO 模型, 需要检测初始点发生的时刻以对相位进行一定的补偿, 使得计算出的相位符合要求. 实际人体日常活动中步态任务不会发生快速的切换, 为此本文还添加了延迟切换计时器, 当达到预定的时间时才允许切换助力模型. 另外, AO 助力模型在人体从一个长期步行状态转换到另一个长期步行状态的时候, 可能会存在难以收敛的情况. 本文定义了一个 AO 模型初始化定时器^[28], 在 PO 助力模式下启动, 并在达到预定的时间时触发 AO 模型的状态参数的初始化. 为进一步加快 AO 模型的收敛速度, 利用 Ronsse 团队的结论^[27], 在初始化 AO 模型的状态参数的同时, 实时估计人体步行周期, 获得最

佳收敛速度下的学习参数 $v_\varphi, v_\omega, v_\eta$.

2.3 助力矩计算方法

由混合振荡器模型可得到步行过程中相角 φ 在各步态周期的往复振荡变化, 其变化规律不受步幅和步速变化的影响, 因此以相角 φ 为助力矩计算输入可以确保每个步态周期内助力时机的准确. 本文选用正弦函数对其作归一化处理, 并通过助力调节系数 κ 实现助力峰值的调整, 助力方程可表示为

$$\tau(t) = \kappa \sin \varphi \tag{7}$$

图 6 所示为助力矩计算方法示意图, 基于混合振荡器模型得出相角 φ , 从而计算得到助力矩. 算得的助力矩曲线不但可对髋关节屈曲过程提供助力(图 6 中右腿), 而且对髋关节伸展过程同样可以提供助力(图 6 中左腿). 因此, 助行机器人左右侧髋关节助力矩计算均采用式 (7) 形式.

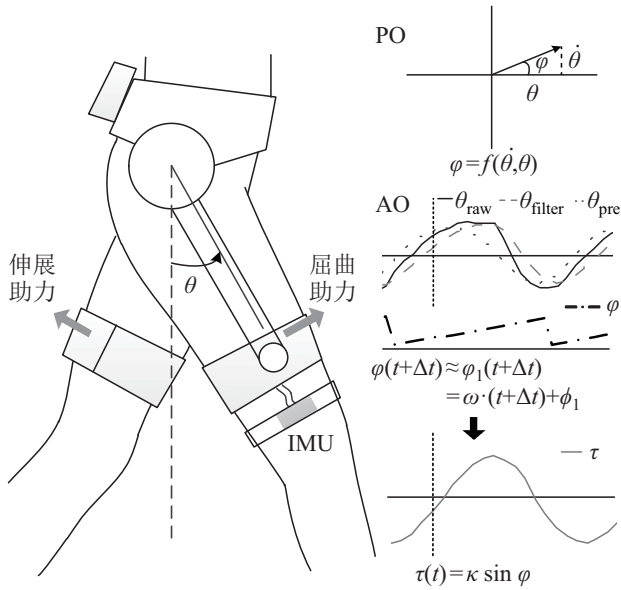


图6 助力矩计算流程
Fig.6 Assistance torque calculation

清华大学季林红教授团队针对外骨骼关节精准力控制问题，通过动力学建模实现了良好的力控制性能^[29-30]。本文主要关注助力时机的准确性，出于紧凑轻质化考虑，驱动关节助力矩底层控制采用电流环控制，借助伺服电机的转矩常数构建电流与力矩的线性关系，并未引入力矩传感器。由于左右髋关节输出力矩时存在因减速器、结构件的摩擦阻尼等因素导致的助力矩差异，因此对式(7)进行修正以确保左右侧输出力矩的统一：

$$\begin{cases} \tau_L(t) = \lambda_L \kappa \sin \varphi \\ \tau_R(t) = \lambda_R \kappa \sin \varphi \end{cases} \quad (8)$$

其中 $\tau_L(t)$ 和 $\tau_R(t)$ 分别为左右侧输出助力矩， λ_L 和 λ_R 分别为左右侧助力矩修正系数。

3 助行机器人样机系统 (Prototype system of the walking assistance robot)

助行机器人样机系统主要包括机械本体结构、控制电路模块、绑带部件、驱动关节模块、运动感知模块以及供能模块。其中机械本体结构由腰部结构、髋关节屈伸结构及大腿杆组成；机器人后背安装有微处理器控制电路，实现感知信息的处理及助力值计算，输出左右髋关节力矩控制指令；在腰部结构上安装有腰部绑带以实现机器人腰部与人体腰部的固联，在大腿杆上安装有绑带以实现机器人腿杆与人体大腿固联从而传递助力；驱动关节模块由 Maxon EC 90 flat 伺服电机配合本团队开发的二级行星齿轮减速器组成，电机驱动器选用

ESCON 50/5 模块，可实现力矩控制；运动感知模块主要包括布置在大腿绑带下侧的 IMU 和布置于大腿绑带内部的压力传感器，分别测量髋关节屈伸角度信息和人机交互力信息；供电模块为 24 V 锂电池，分别为电机驱动器和微处理器（24 V 转 5 V）供电。图 7 所示为系统架构，微处理器通过蓝牙模块实现与上位机的无线数据传输。

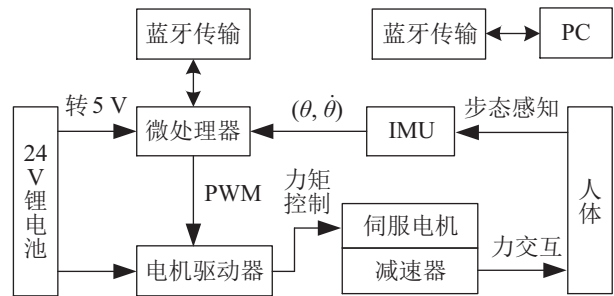


图7 助行机器人系统架构
Fig.7 System architecture of the walking assistance robot

助行机器人整机质量为 4.8 kg，髋关节屈伸驱动模块输出额定扭矩约为 23 N·m，据本团队调研，该额定输出扭矩指标在目前国内外现有移动式髋关节外骨骼中具有较大竞争力（对比日本本田公司的韵律助步机^[31]，韩国三星公司的 GEMS 外骨骼系统^[21-22]，意大利比萨圣安娜大学的 APO 矫正装置^[32]等），有助于研究人体在一个更宽泛的助力矩范围内的运动表现。

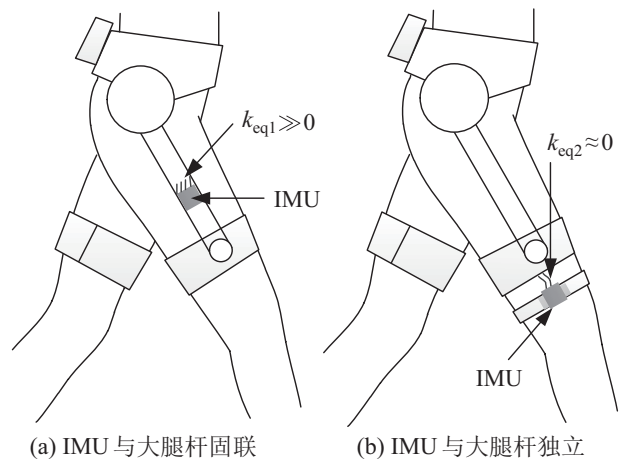


图8 IMU 安装位置对比
Fig.8 Comparison of IMU placement

图 8 所示为 IMU 安装位置对比，图 8(a) 为常规安装方式，IMU 与机器人腿杆固联，因此两者接触等效刚度 $k_{eq1} \gg 0$ ；图 8(b) 为针对大助力矩感知与驱动解耦的设计，将 IMU 直接与人体大腿绑紧，因此其与机器人腿杆的接触等效刚度 $k_{eq2} \approx 0$ 。IMU

受到的干扰力计算式为

$$F_{dis} = k_{eq}\Delta\theta \quad (9)$$

其中 F_{dis} 为腿杆抖动施加给 IMU 的干扰力, k_{eq} 为 IMU 与腿杆的接触等效刚度, $\Delta\theta$ 为腿杆抖动造成的角度变化量. 由此可知, 常规安装方式下机器人腿杆抖动对 IMU 施加的干扰力较大, 使得 IMU 随腿杆一起抖动, 而 IMU 抖动对驱动关节产生干扰控制输入, 使得腿杆抖动变剧烈从而令控制系统发散; 而采用解耦安装可使得接触等效刚度为 0, 因而腿杆抖动施加给 IMU 的干扰力也趋于 0, 确保腿杆的瞬时抖动能快速稳定下来.

4 步行助力测试试验 (Walking assistance tests)

本文开展了 2 种条件下的步行助力测试试验: (1) 跑台上的步行助力试验; (2) 平地自由步行助力试验. 前者主要验证混合振荡器模型对周期、类周期步态的适应性, 后者主要验证混合振荡器模型在实际自由步行时切换的效果. 本文选取一名受试者参与步行测试实验 (身高: 1.75 m, 体重: 57.5 kg, 年龄: 24 岁, 性别: 男). 受试者试验前签订了知情同意书, 本文研究项目已通过浙江大学医学院附属第一医院临床伦理委员会审批.



图 9 跑台上步行试验照片

Fig.9 Snapshot of walking test on the treadmill

4.1 跑台上步行助力试验

跑台上步行助力测试试验包括跑台瞬时变速步行测试和跑台均匀变速步行测试. 瞬时变速步行过程中, 跑台速度瞬时切换, 受试者随之调整步行速度, 研究该过程中混合振荡器模型对非周期和周期步态的适应性; 均匀变速步行过程中, 针对缓慢变

化的跑台速度, 研究混合振荡器模型对类周期步态的适应性. 图 9 所示为跑台上的实验照片.

4.1.1 瞬时变速步行助力试验

受试者穿戴助行机器人在跑台上以 2 km/h 的速度步行, 在步行节奏稳定后将跑台速度调整为 1.5 km/h, 等受试者步行节奏稳定后再将跑台速度调整为 2.5 km/h. 图 10 为该实验过程中混合振荡器相角 φ 、助力切换模式 (-1 代表 PO 模式, 1 代表 AO 模式) 以及髌关节屈伸角度结果. 刚开始步行阶段, 因 AO 模型对步态预测误差较大, 切换为 PO 模型, 此时无步态预测功能, 因而滤波及执行引起的延时无法消除, 在持续行走几步以后 AO 对步态的预测误差降低, 切换到 AO 模型, 可实现 Δt (本文实验中因滤波导致的延时 $\Delta t_1 = 0.15$ s, 系统执行导致的延时 $\Delta t_2 = 0.05$ s, 因而 $\Delta t = 0.2$ s) 延时后的步态预测和相角预测. 当跑台速度由 2 km/h 调整至 1.5 km/h 时, 突变的速度导致步态周期性变差, AO 模型对步态的预测误差增大, 因而切换为 PO 模型, 以牺牲延时补偿功能来确保助力节律的正确性. 当步行速度稳定后步态周期性逐渐恢复, AO 对步态预测误差减小, 因此又切换回 AO 模型. 当跑台速度由 1.5 km/h 调整至 2.5 km/h 时, 切换模式同上.

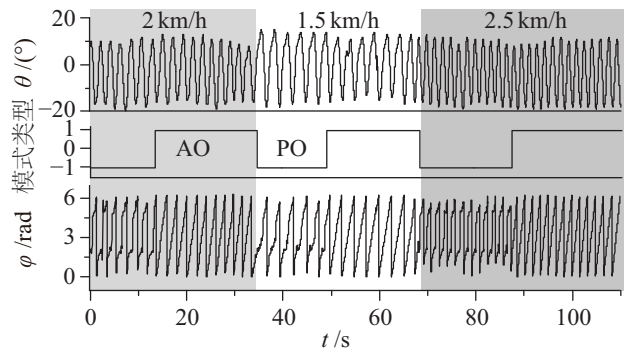


图 10 速度切换步行测试

Fig.10 Walking test with switching speed

图 11 所示为基于 AO 模型的 2 km/h 跑台步行试验步态预测结果. 在该模式下, 系统具有步态预测功能, 可根据某一时刻之前采集的角度数据预测往后 Δt 时刻的角度. 因此, 每个控制周期发送给电机的助力矩数据是基于未来 Δt 的角度数据计算而得, 可补偿数据滤波及执行产生的延时, 确保助力的实时性. 同时, 为了保持助力时机的精确匹配, 对每个步态周期的初始时刻进行了设定, 取每次髌关节伸展角度最大值时刻为步态周期起始点, 以此为依据对 AO 预测步态数据对应的相角进行移位后得到匹配助力时机下的相角, 作为助力矩计算

输入。

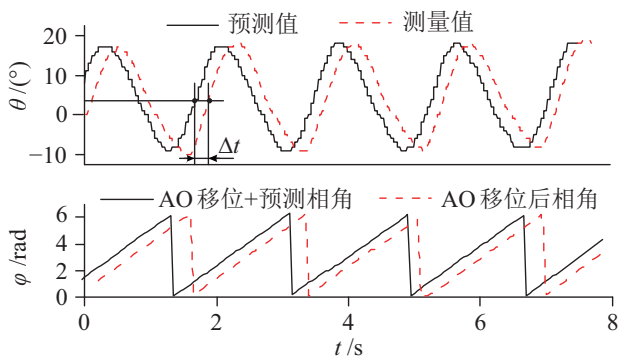


图 11 AO 步态预测结果

Fig.11 Gait prediction result with AO model

为了对比基于 AO 步态预测的无延时助力对助力舒适性的提升效果, 在 2 km/h 跑台步行试验过程中同时采集了大腿绑带处的交互力, 共测试 7 次, 每次步行 10 步以上, 其采集系统如图 12 所示. 压力采集传感器采用 FSR402 模块, 量程为 6 kgf. 图 13 所示为 2 km/h 跑台上步行时 PO 和 AO 模式下测得的交互力 F_{int} 结果. 对比 2 种模式下在髌关节由屈曲切换到伸展阶段的交互力 (波峰处), 无延时助力 (AO) 模式下系统能及时由屈曲切换到伸展助力, 因此该时刻交互力较小, 而有延时助力 (PO) 模式下系统因不具备预测能力, 助力存在一定滞后, 导致需要大腿拖动机器人腿杆由屈曲过渡至伸展, 因此交互力较大. 数据采集统计结果显示 AO 模式下交互力减小了 26.1%, 说明在髌关节屈伸切换时, 采用 AO 助力模式能够借助无延时特性更好地过渡到屈伸模式, 而采用 PO 模式则受延时影响需要人为提供克服力实现屈伸运动的触发, 对穿戴舒适性有一定影响. 受试者实验主观感受也证明在 AO 模式下助力更顺畅.

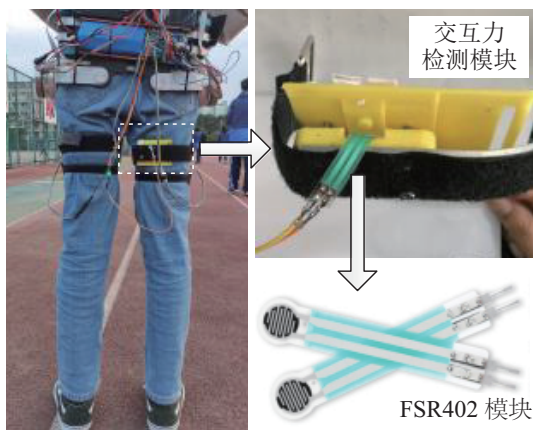


图 12 交互力采集模块

Fig.12 Interaction force sampling module

4.1.2 均匀变速步行助力试验

受试者穿戴助行机器人在跑台上以 2 km/h 的速度步行, 在切换到 AO 助力模式时, 每走 2 步, 调节跑台速度, 提升 0.1 km/h, 直到跑台速度达到 2.5 km/h. 在该过程中系统始终处于 AO 助力模式, 其相角线性周期性变化, 因此对应的助力矩连续流畅. 图 14 所示为均匀变速步行测试实验的结果. 该实验表明, 随着步行速度逐渐地变化, 助力模式可以始终保持在 AO 模式下, 因此可以实现无延时助力. 同时也验证了 AO 模型对于类周期步态预测具有良好的效果.

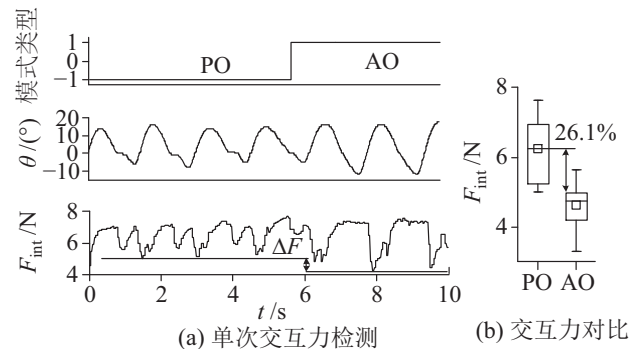


图 13 AO&PO 模式下交互力对比

Fig.13 Force assistance evaluation with AO&PO mode

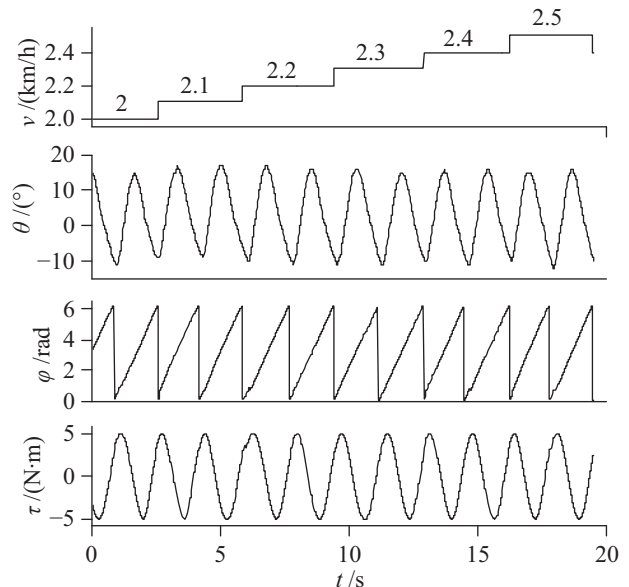


图 14 均匀变速步行测试

Fig.14 Walking test with uniform variable speed

4.2 平地自由步行助力试验

平地自由步行助力测试包括走停交替测试和自由步行测试. 走停交替测试主要验证助行机器人对启停状态的准确感知及大助力矩条件下的抖动干扰消除效果; 自由步行测试验证日常步行条件下, 在非周期、类周期等步态状态下的助行机器人助力效

果. 图 15 所示为平地自由步行助力实验的照片.



图 15 平地自由步行试验照片

Fig.15 Snapshot of free walking test on the flat ground

4.2.1 走停交替助力试验

受试者穿戴助力机器人以较规律的速度在平地行走, 并在特定位置停下, 过几秒后继续行走, 反复交替. 图 16 为走停交替状态下助力试验结果. 助力实验中为确保左右侧髌关节助力输出力矩协调一致, 经调试取 λ_L 和 λ_R 分别为 1.25 和 1.50, 调节系数 κ 设为 5. 自由步行过程中, 在类周期步态下, 采用 AO 模型预测步态并提供无延时助力, 在停步时类周期被破坏, 切换为 PO 模型, 此时助力矩接

近 0, 不提供助力. 再次启动步行时经过若干步重新切换至 AO 模型. 从图中助力矩曲线可以看到, 步行阶段能良好适应助力需求, 在停步阶段能及时将助力矩切换为 0, 因此对于走停频繁交替的日常步行场景, 该助力矩控制方法具有较好的适应性.

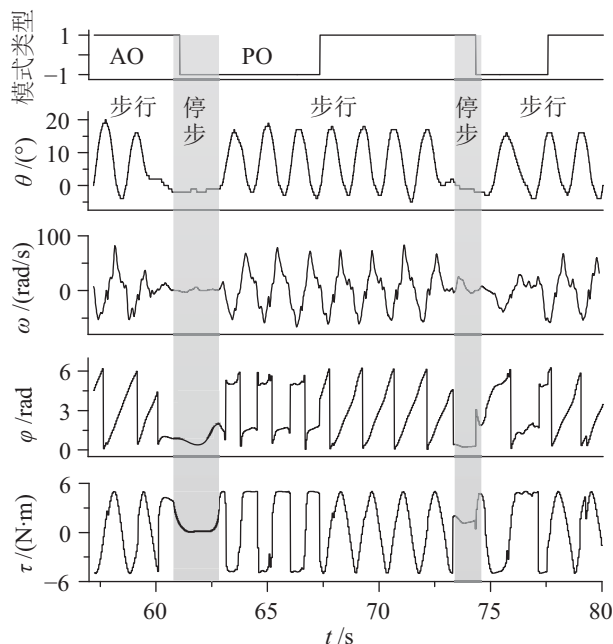


图 16 走停交替步行助力试验

Fig.16 Walking test with walking-stop alternation

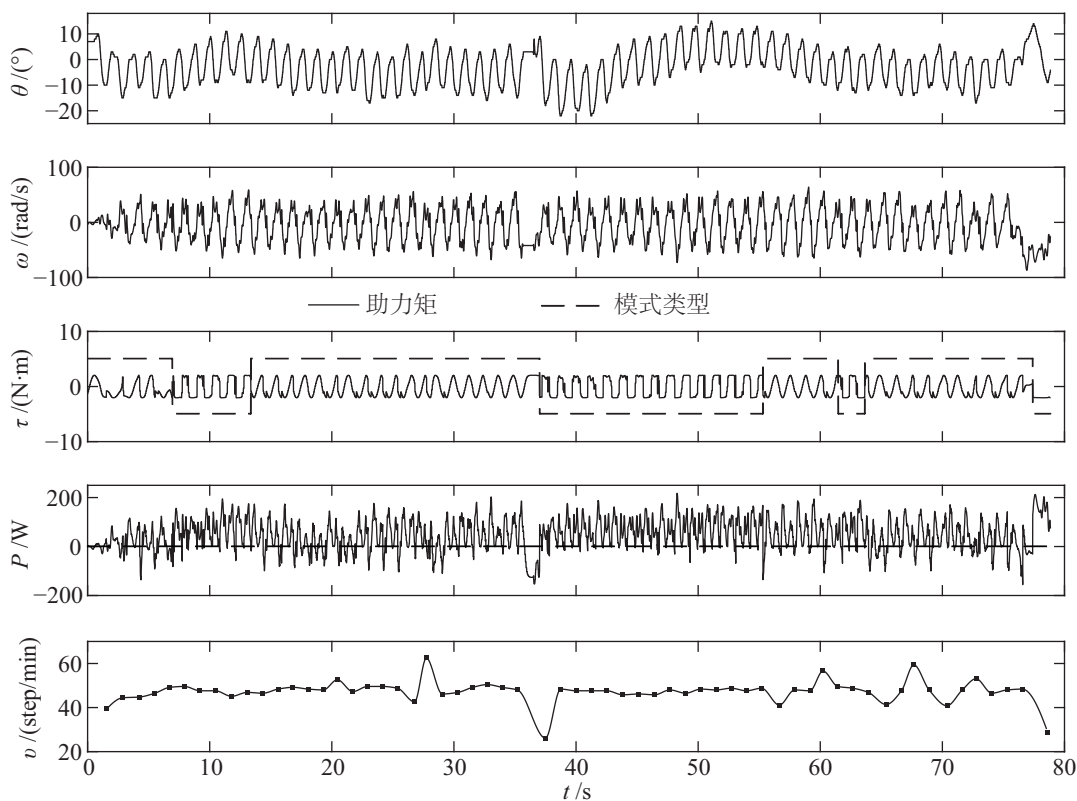


图 17 自由步行助力试验

Fig.17 Test of free walking with assistance

4.2.2 自由步行助力试验

受试者被要求穿戴助行机器人在平地上进行自由步行测试,可按照自己步行习惯随意调整步行速度,由此模拟日常步行环境下真实的步态数据.在该过程中记录助力模式切换状态及助力矩、关节角度及角速度等运动学和动力学的参数.图 17 所示为自由步行助力试验结果,其中髋关节角度不同于跑台上步行时的数据,每个周期幅值均有差异,一方面是各周期步行速度不一致导致,另一方面受试者在自由步行时身体姿态也会有前后倾变化趋势.因此该髋关节屈伸步态数据可以良好反映真实步行时的状态.由助力矩曲线可知,在自由步行状态下助行机器人的助力矩最大值限定在 $5\text{ N}\cdot\text{m}$,且随着步态变化施加周期性助力,其助力模式取决于步行周期性状态的判定,在类周期步态阶段,采用基于 AO 模型的步态预测与助力控制,在非周期步态阶段,采用基于 PO 模型的助力控制.另外,结果部分对每个步态周期的步速进行了预测,从而直观展示在自由步行条件下步行速度的变化,从图中可以看到步行速度基本是均匀变化的,个别步态有步速的突变,是由受试者在步行过程中被要求调整步速引起的.受试者在整个步行试验过程中均未感受到助力不协调,且在切换到基于 AO 模型步态预测的无延时助力时,在髋关节屈曲与伸展交替位置的助力更为顺畅,助力体验明显更好.试验结果表明,助行机器人能够良好适应自由步行条件下变化的步态,通过切换 AO 与 PO 模型实现正确的、有节律的步行助力.

5 结论 (Conclusion)

本文针对穿戴式助行机器人在助力控制时的助力协调性和舒适性需求开展了控制策略研究,提出了基于混合振荡器的运动预测算法,实现在非周期步态条件下确保助力协调性,在类周期步态条件下确保助力无延时.通过跑台步行实验和平地自由步行实验验证了基于混合振荡器的步行助力算法对于瞬时变化的步行速度和均匀变化的步行速度的适应性,体现出其在日常步行时助力的可行性和有效性.同时,通过对比大腿绑带处的交互力值,验证了基于 AO 运动预测的无延时助力能够更好地在髋关节屈曲与伸展交替时提供更为顺畅的助力,进一步验证了本文基于混合振荡器模型的助力切换控制策略的合理性.现有研究的不足之处主要在于:(1)欠缺髋关节助力矩底层建模与控制方法的研究;(2)欠缺多人测试的统计性结果处理分析以及针对老年

肌力衰退者的实际应用测试.上述不足将在未来工作中着重研究与解决.

参考文献 (References)

- [1] DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait[J]. *Journal of Applied Physiology*, 2000, 88(5): 1804-1811.
- [2] JudgeRoy J O, Davis B, Öunpuu S. Step length reductions in advanced age: The role of ankle and hip kinetics[J]. *The Journals of Gerontology: Series A*, 1996, 51A(6): M303-M312.
- [3] Brenner L. Exploring the psychosocial impact of Ekso bionics technology[J]. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2016, 97(10). DOI: 10.1016/j.apmr.2016.08.353.
- [4] Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernics[C]//13th International Symposium on Robotics Research. Berlin, Germany: Springer, 2010: 25-34.
- [5] Goffer A, Tamari O. Locomotion assisting apparatus with integrated tilt sensor: US10849816[P]. 2016-04-22.
- [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.
Yang W, Zhang X F, Yang C J, et al. Design of a lower extremity exoskeleton based on 5-bar human machine model[J]. *Journal of Zhejiang University (Engineering Science)*, 2014, 48(3): 430-435,444.
- [7] 徐文霞, 黄剑, 晏箐阳, 等. 兼具柔顺与安全的助行机器人运动控制研究[J]. *自动化学报*, 2016, 42(12): 1859-1873.
Xu W X, Huang J, Yan Q Y, et al. Research on walking-aid robot motion control with both compliance and safety[J]. *Acta Automatica Sinica*, 2016, 42(12): 1859-1873.
- [8] 张玉明, 吴青聪, 陈柏, 等. 下肢软质康复外骨骼机器人的模糊神经网络阻抗控制[J]. *机器人*, 2020, 42(4): 477-484,493.
Zhang Y M, Wu Q C, Chen B, et al. Fuzzy neural network impedance control of soft lower limb rehabilitation exoskeleton robot[J]. *Robot*, 2020, 42(4): 477-484,493.
- [9] 赵新刚, 谈晓伟, 张弼. 柔性下肢外骨骼机器人研究进展及关键技术分析[J]. *机器人*, 2020, 42(3): 365-384.
Zhao X G, Tan X W, Zhang B. Development of soft lower extremity exoskeleton and its key technologies: A survey[J]. *Robot*, 2020, 42(3): 365-384.
- [10] Lim B, Kim K, Lee J, et al. An event-driven control to achieve adaptive walking assist with gait primitives[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5870-5875.
- [11] Walsh C J, Pasch K, Herr H. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2006: 1410-1415.
- [12] Jang J, Kim K, Lee J, et al. Online gait task recognition algorithm for hip exoskeleton[C]//IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5327-5332.
- [13] Ronse R, Koopman B, Vitiello N, et al. Oscillator-based walking assistance: A model-free approach[C]//IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 1-6.

- [14] Zhang X, Hashimoto M. Inhibitory connections between neural oscillators for a robotic suit[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2011: 4182-4187.
- [15] Sugar T G, Bates A, Holgate M, et al. Limit cycles to enhance human performance based on phase oscillators[J]. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2015, 7(1). DOI: 10.1115/1.4029336.
- [16] Seo K, Hyung S Y, Choi B K, et al. A new adaptive frequency oscillator for gait assistance[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5565-5571.
- [17] 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 W, Yang C J, Ma Z Y, et al. Following assistance control of walking assist exoskeleton based on oscillator[J]. *Mechanical & Electrical Engineering Magazine*, 2019, 36(10): 1007-1012, 1026.
- [18] Bae J, Sivi C, Rouleau M, et al. A lightweight and efficient portable soft exosuit for paretic ankle assistance in walking after stroke[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 2820-2827.
- [19] Lee S, Kim J, Baker L, et al. Autonomous multi-joint soft exosuit with augmentation-power-based control parameter tuning reduces energy cost of loaded walking[J]. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2018, 15. DOI: 10.1186/s12984-018-0410-y.
- [20] Lee S, Karavas N, Quinlivan B T, et al. Autonomous multi-joint soft exosuit for assistance with walking overground[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2018: 2812-2819.
- [21] Lim B, Jang J, Lee J, et al. Delayed output feedback control for gait assistance and resistance using a robotic exoskeleton[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2019, 4(4): 3521-3528.
- [22] Lim B, Lee J, Jang J, et al. Delayed output feedback control for gait assistance with a robotic hip exoskeleton[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2019, 35(4): 1055-1062.
- [23] Xue T, Wang Z W, Zhang T, et al. Adaptive oscillator-based robust control for flexible hip assistive exoskeleton[J]. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 2019, 4(4): 3318-3323.
- [24] de la Fuente J, Subramanian S C, Sugar T G, et al. A robust phase oscillator design for wearable robotic systems[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2020, 128. DOI: 10.1016/j.robot.2020.103514.
- [25] Zheng E, Manca S, Yan T, et al. Gait phase estimation based on noncontact capacitive sensing and adaptive oscillators[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2017, 64(10): 2419-2430.
- [26] Yan T F, Parri A, Ruiz Garate V, et al. An oscillator-based smooth real-time estimate of gait phase for wearable robotics [J]. *Autonomous Robots*, 2017, 41(3): 759-774.
- [27] Ronsse R, de Rossi S M M, Vitiello N, et al. Real-time estimate of velocity and acceleration of quasi-periodic signals using adaptive oscillators[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2013, 29(3): 783-791.
- [28] Wu X Y, Ma Y, Yong X, et al. Locomotion mode identification and gait phase estimation for exoskeletons during continuous multilocomotion tasks[J]. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 2021, 13(1): 45-56.
- [29] 刘宇霖, 李银波, 卢仁浩, 等. 截瘫助行外骨骼髋关节离合式弹性驱动器[J]. *清华大学学报(自然科学版)*, 2021, 61(1): 42-49.
Liu Y L, Li Y B, Lu R H, et al. Clutched elastic actuator to drive a lower limb exoskeleton hip joint for paraplegic patients[J]. *Journal of Tsinghua University (Science & Technology)*, 2021, 61(1): 42-49.
- [30] Li Y B, Guan X Y, Li Z B, et al. Analysis, design and preliminary evaluation of a parallel elastic actuator for power-efficient walking assistance[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 88060-88075.
- [31] Nagarajan U, Aguirre-Ollinger G, Goswami A. Integral admittance shaping for exoskeleton control[C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Piscataway, USA: IEEE, 2015: 5641-5648.
- [32] Giovacchini F, Vannetti F, Fantozzi M, et al. A light-weight active orthosis for hip movement assistance[J]. *Robotics and Autonomous Systems*, 2015, 73: 123-134.

作者简介:

徐铃辉 (1996-), 男, 硕士生. 研究领域: 穿戴式机器人控制, 模式识别.

杨巍 (1988-), 男, 博士, 助理研究员. 研究领域: 外骨骼机器人, 人机交互与力反馈控制.

杨灿军 (1969-), 男, 博士, 教授. 研究领域: 人机智能系统, 海洋机电装备系统.