

DOI:10.11784/tdxbz202402024

髋关节外骨骼导纳参数对偏瘫步态康复的影响

杨巍^{1,2}, 方炯杰^{1,2}, 颜泽皓^{1,2}, 桂梁鸿¹, 杨灿军², 胡东明³

(1. 浙江大学宁波科创中心, 宁波 315100; 2. 浙江大学机械工程学院, 杭州 310027;

3. 浙大宁波理工学院机能学院, 宁波 315100)

摘要: 步态不对称是大多数偏瘫患者的一个重要临床特征, 研究表明偏瘫患者穿戴单侧外骨骼可以有效改善步态对称性。导纳控制是一种经典的柔顺控制方法, 而现有研究中关于将导纳控制应用于下肢康复外骨骼, 未证明选择合适的导纳刚度对偏瘫患者个体的步态对称性恢复是有帮助的。为满足偏瘫患者步态恢复和人机交互柔顺性的需求, 本研究设计开发了单侧髋关节外骨骼及导纳控制系统, 并通过动力学建模和控制系统仿真得到导纳参数对外骨骼柔顺程度的影响规律。通过对比真实患者和模拟偏瘫患者的步态特征, 本研究验证了在小腿绑缚体重 10%重物的人工阻碍的有效性。本研究以 8 名健康人为实验对象, 在实时运动分析与训练交互实验室平台上进行了正常行走实验、穿戴人工阻碍的模拟偏瘫患者行走实验、穿戴人工阻碍和外骨骼助力的 10 组不同导纳刚度步态恢复实验以及一致性验证实验。实验结果表明: 单侧外骨骼导纳控制对步态对称性的改善有显著性效果 ($p < 0.01$), 并且髋关节外骨骼导纳控制的刚度参数选择因个体差异而异, 证明需要针对个体差异特性进行定制化刚度系数设计。本研究初步证明了通过调整刚度参数可以为存在个体差异的下肢步行功能障碍者提供步态辅助以改善其步态对称性, 为后续进行在线导纳参数优化和实现个性化步态辅助研究奠定了基础。

关键词: 脑卒中; 偏瘫; 步态康复; 下肢外骨骼; 导纳控制

中图分类号: TP242.6

文献标志码: A

文章编号: 0493-2137(2025)06-0640-11

Influence of Hip Joint Exoskeleton Admittance Parameters on Hemiplegic Gait Rehabilitation

Yang Wei^{1,2}, Fang Jiongjie^{1,2}, Yan Zehao^{1,2}, Gui Lianghong¹, Yang Canjun², Hu Dongming³

(1. Ningbo Innovation Center, Zhejiang University, Ningbo 315100, China;

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

3. College of Mechanical & Energy Engineering, NingboTech University, Ningbo 315100, China)

Abstract: Gait asymmetry is a critical clinical feature for most hemiparetic patients, and studies have demonstrated that wearing a unilateral exoskeleton can effectively improve gait symmetry in these individuals. Although admittance control is a classic method for compliance control, existing research on its application to lower limb exoskeletons has not substantiated the beneficial effects of varying admittance stiffness on gait symmetry restoration in hemiplegic patients. To address the gait recovery needs of hemiplegic patients and enhance human-machine interaction compliance, a unilateral hip joint exoskeleton with an admittance control system was designed and developed. Through dynamic modeling and control system simulations, the impact of admittance parameters on the exoskeleton's compliance was analyzed. This study compares the gait characteristics of real and simulated stroke patients to validate the effectiveness of artificial impediments, binding 10% of body weight to the calf. Experiments were conducted with eight healthy subjects, including normal walking, walking with simulated stroke patient conditions and artificial impediments, 10 sets of gait recovery trials with different admittance stiffness levels combined with artificial

收稿日期: 2024-02-29; 修回日期: 2024-06-03.

作者简介: 杨巍 (1988—), 男, 博士, 副教授, simpleway@zju.edu.cn.

通信作者: 胡东明, hudm163@163.com.

基金项目: 浙江省重点研发计划资助项目 (2024C03040); 浙江省公益项目 (LMS25E050007).

Supported by the Key Research and Development Plan of Zhejiang Province, China (No. 2024C03040), the Zhejiang Province Public Welfare Project (No. LMS25E050007).

impediments and exoskeleton assistance, and consistency verification on a real-time motion analysis and training interaction platform. Experimental results show a significant improvement in gait symmetry with unilateral exoskeleton admittance control ($p < 0.01$). The selection of stiffness parameters for hip exoskeleton admittance control varies due to individual differences, highlighting the need for customized stiffness coefficient design based on these differences. By adjusting stiffness parameters, gait assistance can be provided to individuals with lower limb walking disabilities, accommodating individual differences to improve gait symmetry. This work lays the foundation for future research on online admittance parameter optimization and personalized gait assistance.

Keywords: stroke; hemiplegia; gait rehabilitation; lower-limb exoskeleton; admittance control

随着人口老龄化的加剧,行走障碍患者数量的急剧增长已经成为一个世界性的问题。由脊髓损伤、脑卒中、老龄化疾病因素造成的偏瘫、截瘫、四肢瘫等下肢运动失能患者的数量呈急剧上升的趋势^[1]。下肢外骨骼以其省力和动作准确的优点正在取代传统人工康复训练^[2]。以 Lokomat^[3]、ReWalk^[4]和 eLEGS^[5]为代表,下肢外骨骼在为脊髓损伤患者提供行走辅助方面取得了显著的成功。

大多数中风后偏瘫患者常表现出步态不对称这一个重要临床特征,严重影响了患者的行走功能,进而对其生活质量产生长期的负面影响^[6-8]。研究表明偏瘫患者穿戴单侧外骨骼可以有效改善步态对称性^[9],并且穿戴外骨骼前后大脑半球效应显著不同^[10]。国内外针对步态对称性恢复设计单侧下肢外骨骼的研究较少。Zhong 等^[11]为了验证一种由串联弹性驱动器(series elastic actuator, SEA)和鲍登线驱动的单侧膝、踝关节助力外骨骼设计对步态对称性恢复的有效性,通过让正常人穿戴人工阻碍以模拟行走障碍患者并进行了外骨骼助力前后的对比实验。此外,一种基于自适应相角振荡器(adaptive phase oscillator, APO)的时空步态对称性检测和参数化辅助力矩的方法^[12]也通过模拟偏瘫实验进行了有效性验证。Laloyaux 等^[13]设计的基于力矩基元的单侧髋关节外骨骼辅助力矩控制方法,能够检测健侧和患侧同一相位点髋关节角度差异,并通过调整患侧辅助力矩基元权重以提高患者步态对称性。

不同于传统的被动轨迹跟踪控制,目前研究关注对有一定自主运动能力的患者采用按需辅助(assist-as-needed, AAN)策略,即只提供个性化的必要辅助以提高患者在康复过程的参与度^[14-15]。Wei 等^[16]设计的单侧下肢外骨骼系统通过设置障碍 Lyapunov 函数系数来调整患者自主发力与外骨骼助力的比例,能够起到一定的柔顺效果。阻抗/导纳控制理念是通过模拟弹簧阻尼振子二阶线性系统建立交互力与柔顺偏差动态关系的一种柔顺控制方法^[17]。针对人机物理交互的柔顺性需求,研究人员将导纳控制应用于下肢外骨骼机器人^[18-19]。为适应不同患者情况并改变训练

强度,Tu 等^[20]设计了一种通过判断实际交互力和标准交互力的偏差来改变导纳控制器参数的自适应滑模变导纳控制器。多数将导纳控制应用于下肢外骨骼的研究并没有将步态对称性作为评价指标,而更强调通过评判患者的交互力大小或交互力与标准预设力矩差值来评估控制效果。此外,现有关于将导纳控制应用于单侧下肢外骨骼的研究也未探究导纳刚度对偏瘫患者步态对称性的影响规律。因此,本研究的目标是探索单侧外骨骼导纳虚拟刚度对穿戴者步态对称性恢复的影响。

本文主要的创新贡献在于:① 验证了将基于交互力矩的导纳控制器应用于单侧髋关节外骨骼,在提供柔顺性的同时能够改善受试者的步态对称性;② 探究了虚拟刚度参数对偏瘫步态的时空步态对称性的影响,发现髋关节外骨骼导纳控制的刚度系数选择因个体差异而异,证明需要针对个体差异进行定制化刚度系数设计;③ 通过对比真实患者和模拟偏瘫患者的步态特征,验证了在小腿绑缚体重 10% 重物的人工阻碍模拟偏瘫患者的有效性。

1 外骨骼机械结构与控制

为实现偏瘫患者的单侧髋关节助力,设计的外骨骼机械结构与控制电路连接如图 1 所示。总体结构包括腰带、电机、传感器和大腿部分。腰带部分由微控制单元(micro controller unit, MCU)、供电电源、数据采集卡和腰部护具组成。MCU 等被设计放置于健侧,并且可以被拆卸后与电机、大腿部分互换位置。大腿部分由腿杆、大腿护具和绑带组成,腿杆与大腿部分可调节长度以适应不同身高的患者。传感器包括 1 个力矩传感器和 3 个惯性传感器(inertial measurement unit, IMU)。力矩传感器安装在电机输出端与腿杆之间,能够检测电机输出端的实时力矩。3 个 IMU 分别放置在穿戴者的双侧大腿以及患侧小腿上。髋关节外骨骼患侧的电机与力矩传感器串联组成的驱动单元是本研究导纳控制的硬件基础。

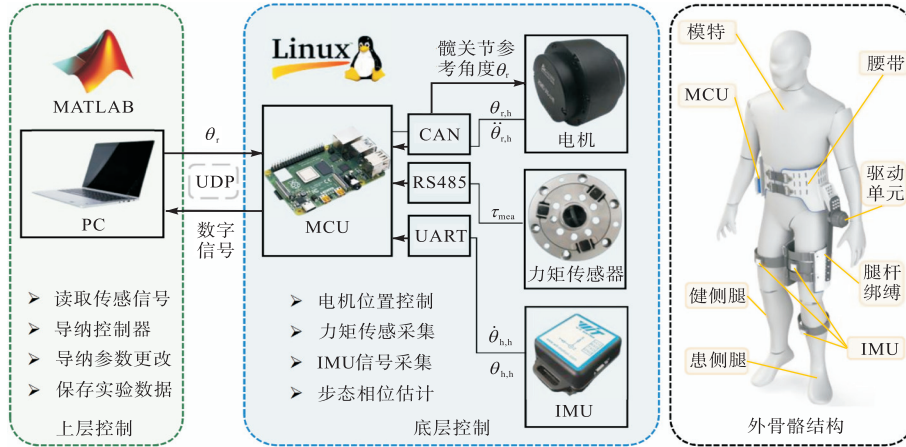


图 1 单侧髋关节外骨骼结构与电路

Fig.1 Structure and circuit of the unilateral hip joint exoskeleton

上层控制的运行环境为 MATLAB (2022a) Simulink 中的 Desktop Realtime. 在上层的 PC 端实现了与底层实时通讯, 构建了导纳控制器实现柔顺控制和在线调整导纳参数. 底层控制的核心设备是 MCU (Raspberry Pi 4B). MCU 能够接收和处理各传感器信号, 进行实时的连续步态相位估计并向上层发送相位和力矩传感信号. MCU 与上层采用 UDP 通讯协议, 期间实时接收上层参考角度并通过 CAN 总线发送给电机. 可穿戴的 IMU 设备 (WT901C-TTL, 深圳维特智能科技有限公司) 被用于测量下肢角度和角速度. 伺服电机 (RMD-X6 S2, 苏州脉塔智能科技有限公司) 内部集成了行星齿轮减速箱、三相永磁同步电机和嵌入式控制器, 能够实现三环 PI 控制, 额定力矩为 $18 \text{ N} \cdot \text{m}$. 力矩传感器 (M2210A, 南宁宇立仪器有限公司) 的量程为 $50 \text{ N} \cdot \text{m}$, 测量精度为 0.1% ,

质量为 0.09 kg . 电机、IMU 和力矩传感器的通讯/控制频率都能够达到 100 Hz 以上.

根据阻抗导纳理论^[17]改写的导纳模型微分方程为

$$M_a \Delta \ddot{\theta}(t) + B_a \Delta \dot{\theta}(t) + K_a \Delta \theta(t) = \tau_{\text{int}} \quad (1)$$

式中: $\Delta \theta$ 为导纳柔顺偏差, 即容许电机角度偏离设定的期望轨迹; τ_{int} 为外骨骼和人体大腿之间的物理交互力矩. 等号左边 3 项依次分别描述了 $\Delta \theta$ 的二阶微分、一阶微分及其本身与交互力矩的关系, 分别以虚拟惯性参数 M_a 、虚拟阻尼参数 B_a 和虚拟刚度参数 K_a 进行表征. 式 (1) 经过拉氏变换, 即可得到导纳控制器的传递函数为

$$G_A(s) = \frac{\Delta \theta(s)}{\tau_{\text{int}}(s)} = \frac{1}{M_a s^2 + B_a s + K_a} \quad (2)$$

单侧髋关节外骨骼的控制逻辑如图 2 所示.

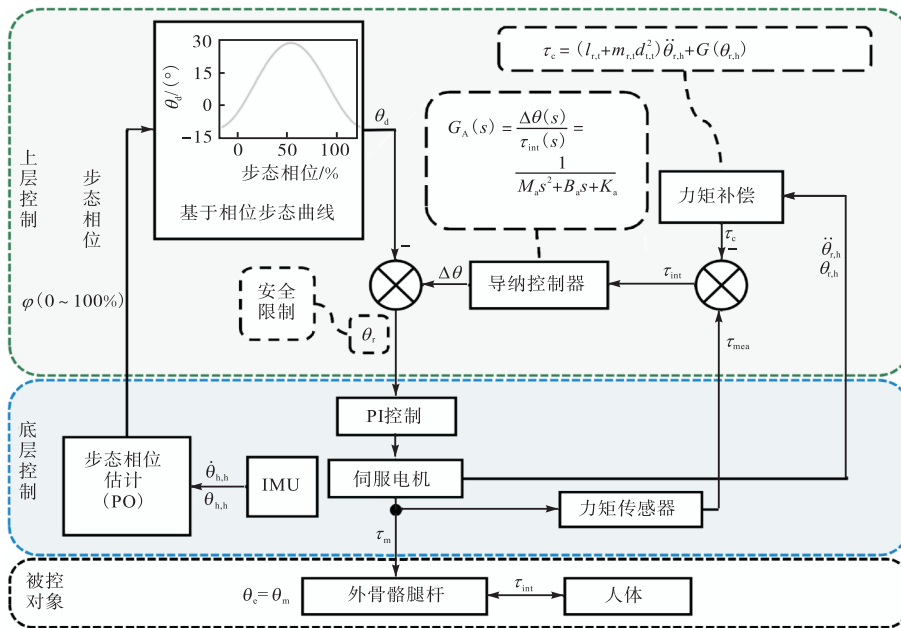


图 2 单侧髋关节外骨骼控制系统示意

Fig.2 Schematic of the unilateral hip joint exoskeleton control system

底层控制中, 大腿 IMU 的角度和角速度数据作为步态相位估计算法的输入, MCU 向上层输出 0~100% 的步态相位 φ . 连续步态相位估计通过相角振荡器 (phase oscillator, PO) [21-22] 实现. PO 输入关节角度与角速度, 输出为 0~100% 的步态相位. MCU 将电机转动角度 $\theta_{r,h}$ 和角加速度 $\ddot{\theta}_{r,h}$ 、力矩传感器测量值 τ_{mea} 传输到上层. 由于电机输出端与力矩传感器串联, 所以 τ_{mea} 被认为等于电机输出力矩 τ_m . 力矩传感器和电机返回的数据被用于计算交互力矩 τ_{int} . 此外, MCU 通过接收上层发送的参考角度并给电机发送位置控制指令.

上层控制中, τ_{int} 经力矩补偿后得到补偿力矩 τ_c , 用于补偿外骨骼腿杆惯性与重力矩. θ_d 是指由预定义的髌关节电机本应跟踪的期望轨迹, θ_d - φ 曲线

是根据后续实验部分中测试者各自正常行走时记录的步态数据对应生成. θ_r 是指经导纳控制器调整 (即 $\theta_r = \theta_d - \Delta\theta$) 后电机 PI 控制所实际跟踪的参考轨迹. 当外骨骼进行助力并产生交互力矩时, 导纳控制器输出对应大小的 $\Delta\theta$, 将相对于 θ_d 产生偏移, 实现人机交互的柔顺性. θ_r 的大小被严格限制, 以确保受试者安全. 最后, 输出的 θ_r 被发送到底层控制的 MCU.

2 人体-外骨骼动力学模型与仿真

为验证导纳控制器的柔顺效果, 笔者建立了人体-外骨骼动力学模型, 并进行了仿真. 所建立的动力学模型如图 3 所示.

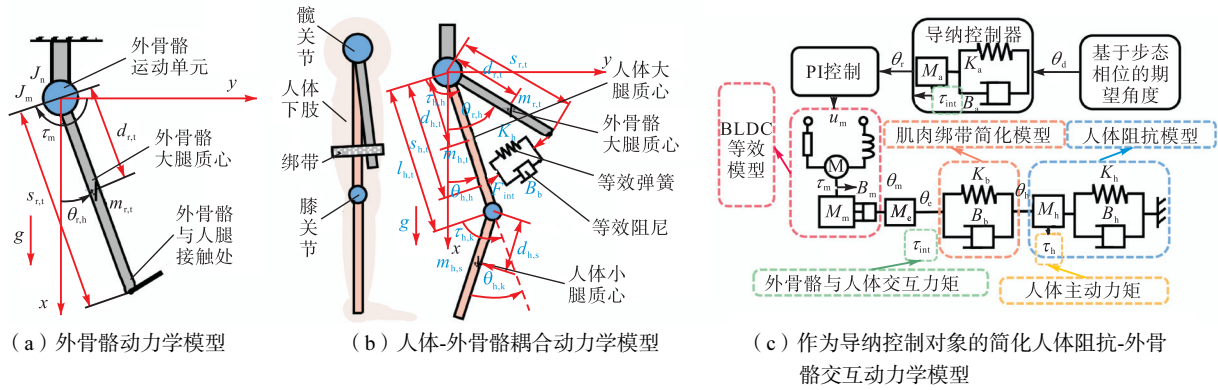


图 3 人体-外骨骼动力学模型

Fig.3 Human-exoskeleton dynamics model

2.1 动力学建模

在实际的工程应用中, 电机摩擦因素会对外骨骼的控制性能产生较大的不利影响, 因此有必要对电机摩擦力矩 τ_f 进行建模. 现阶段比较通用的摩擦力建模方法是兼顾系统受到的库伦摩擦和黏性摩擦, 即

$$\tau_f(\dot{\theta}_{r,h}) = k_1 \operatorname{sgn} \dot{\theta}_{r,h} + k_2 \dot{\theta}_{r,h} \quad (3)$$

式中: $\dot{\theta}_{r,h}$ 为外骨骼踝关节转动角速度; k_1 为库伦摩擦系数, 通常称为静摩擦系数; k_2 为黏性摩擦系数. 添加摩擦力矩之后, 以拉格朗日法建立外骨骼的动力学方程为

$$M\ddot{\theta}_{r,h} + C\dot{\theta}_{r,h} + G(\theta_{r,h}) = \tau_m - \tau_{int} - \tau_f(\dot{\theta}_{r,h}) \quad (4)$$

式中: τ_m 为电机输出力矩; $\tau_f(\dot{\theta}_{r,h})$ 为电机摩擦力矩; 等号左侧各项详细表达式为

$$\begin{cases} M = J_m + J_n + I_{rt} + m_{rt} d_{rt}^2 \\ C = 0 \\ G(\theta_{r,h}) = -m_{rt} g d_{rt} \sin \theta_{r,h} \\ \tau_f(\dot{\theta}_{r,h}) = k_1 \operatorname{sgn} \dot{\theta}_{r,h} + k_2 \dot{\theta}_{r,h} \end{cases} \quad (5)$$

式中: J_m 为电机转子的转动惯量; J_n 为力矩传感器 (包括法兰等) 的转动惯量; I_{rt} 为外骨骼大腿杆 (包括连杆、绑带和紧固件) 绕电机轴的转动惯量; m_{rt} 和 d_{rt} 分别为外骨骼大腿杆等效质量和等效力臂. 在实际仿真过程中常引入 \tanh 函数替换 sgn 函数以使系统可导.

由于 τ_{mea} 等于交互力矩 τ_{int} 与外骨骼腿杆惯性及重力矩之和, 设置补偿力矩 τ_c 为

$$\tau_c = \tau_{rt} = (I_{rt} + m_{rt} d_{rt}^2) \ddot{\theta}_{r,h} + G(\theta_{r,h}) \quad (6)$$

式中 τ_{rt} 为外骨骼腿杆惯性及重力矩.

由于人行走下肢摆动动作方向性和人体结构复杂性, 动力学分析通常只考虑在矢状面, 并将人体下肢大腿和小腿简化为二自由度连杆, 忽略其他方向和踝关节影响 [23]. 人体与外骨骼的物理交互力由肌肉与绑带传递, 可变形的肌肉与绑带来外骨骼腿杆与下肢的角度存在一定误差. 可将肌肉绑带简化为阻尼弹簧模型 [24], 建立人体下肢与外骨骼腿杆的耦合动力学模型如图 3 (b) 所示, 得到的动力学表达式为

$$F_{int} = B_b(\dot{\theta}_m - \dot{\theta}_{h,h}) s_{r,t} + K_b(\theta_m - \theta_{h,h}) s_{r,t} \quad (7)$$

$$\tau_{int} = F_{int} s_{r,t} = s_{r,t}^2 [B_b(\dot{\theta}_m - \dot{\theta}_{h,h}) + K_b(\theta_m - \theta_{h,h})] \quad (8)$$

式中: $\theta_{h,h}$ 为人体髋关节角度; B_b 和 K_b 分别为肌肉绑带模型的等效阻尼参数和等效刚度参数. 此外认为外骨骼和人体的髋关节到交互点的距离近似, 即 $s_{r,t} = s_{h,t}$.

拉格朗日法建立人体下肢两杆动力学模型的动力学方程为

$$\tau_h + \tau_{in} = M_t(\theta_h) \ddot{\theta}_h + C_t(\theta_h, \dot{\theta}_h) \dot{\theta}_h + G_t(\theta_h) \quad (9)$$

式中: θ_h 为人体下肢关节角度, $\theta_h = (\theta_{h,h}, \theta_{h,k})^T$, $\theta_{h,k}$ 为人体膝关节角度; τ_h 为人主动力矩, 包括人体髋关节力矩和人体膝关节力矩, $\tau_h = (\tau_{h,h}, \tau_{h,k})^T$; τ_{in} 为交互力矩矩阵, 因人体膝关节交互力矩为 0, 故令交互力矩 $\tau_{in} = (\tau_{int}, 0)^T$; 其余各项为

$$M_t(\theta_h) = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \quad (10)$$

其中

$$\begin{cases} M_{11} = I_{h,t} + m_{h,t} d_{h,t}^2 + m_{h,s} l_{h,t}^2 + \\ \quad 2m_{h,t} l_{h,t} d_{h,s} \cos \theta_{h,k} + I_{h,s} + m_{h,s} d_{h,s}^2 \\ M_{12} = M_{21} = m_{h,t} l_{h,t} d_{h,s} \cos \theta_{h,k} + I_{h,s} + m_{h,s} d_{h,s}^2 \\ M_{22} = I_{h,s} + m_{h,s} d_{h,s}^2 \end{cases}$$

$$C_t(\theta_h, \dot{\theta}_h) = m_{h,s} l_{h,t} d_{h,s} \sin \theta_{h,k} \begin{pmatrix} -\dot{\theta}_{h,k} & -\dot{\theta}_{h,k} - \dot{\theta}_{h,h} \\ \dot{\theta}_{h,h} & 0 \end{pmatrix} \quad (11)$$

$$G_t(\theta_h) = g \begin{pmatrix} m_{h,t} d_{h,t} \sin \theta_{h,h} + m_{h,s} l_{h,t} \sin \theta_{h,h} \\ + m_{h,s} d_{h,s} \sin(\theta_{h,h} + \theta_{h,k}) \\ m_{h,s} d_{h,s} \sin(\theta_{h,h} + \theta_{h,k}) \end{pmatrix} \quad (12)$$

依据相关研究^[25-26], 如图 3(c) 所示将人体视为阻抗模型, 可得到

$$\tau_m + \tau_{h,h} = I_c \ddot{\theta}_c + B_c \dot{\theta}_c + K_c \theta_c \quad (13)$$

式中: $I_c \ddot{\theta}_c$ 、 $B_c \dot{\theta}_c$ 、 $K_c \theta_c$ 分别为人体-外骨骼耦合模型的惯性、阻尼、刚度项; $\theta_c = (\theta_m, \theta_{h,h})^T$, $\theta_{h,h}$ 为人体髋关节角度, θ_m 为电机输出端角度. θ_c 为外骨骼腿杆角度, 近似可认为 $\theta_m = \theta_c$, 单独对人体阻抗模型进行分析得到式(14), 将式(8)代入式(14)可得式(15).

$$\tau_{int} + \tau_{h,h} = M_h \ddot{\theta}_{h,h} + B_h \dot{\theta}_{h,h} + K_h \theta_{h,h} \quad (14)$$

$$\ddot{\theta}_{h,h} = \frac{1}{M_h} [\tau_h - (B_h + s_{r,t}^2 B_b) \dot{\theta}_{h,h} - (K_h + s_{r,t}^2 K_b) \theta_{h,h} + s_{r,t}^2 B_b \dot{\theta}_m + s_{r,t}^2 K_b \theta_m] \quad (15)$$

式中 M_h 、 B_h 、 K_h 分别为模型等效惯量、等效阻尼、等效刚度参数, 具体数值参考人体下肢两杆动力学模型得到.

单独对电机和外骨骼分析得到

$$\tau_m - \tau_{int} = (M_m + M_c) \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m \quad (16)$$

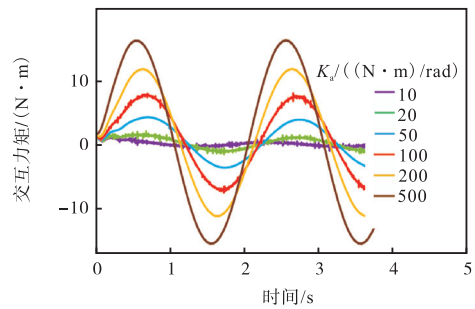
将式(8)代入式(16)可得

$$\ddot{\theta}_m = \frac{1}{M_m + M_c} [\tau_m + s_{r,t}^2 K_b \theta_{h,h} + s_{r,t}^2 B_b \dot{\theta}_{h,h} - s_{r,t}^2 K_b \theta_m - (s_{r,t}^2 B_b + B_m) \dot{\theta}_m] \quad (17)$$

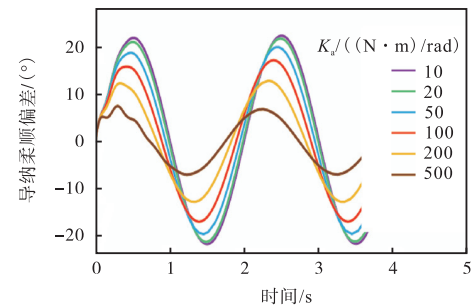
式中 M_m 、 M_c 、 B_m 分别为电机等效惯量、外骨骼等效惯量、电机等效阻尼参数. 至此, 已给出人体-外骨骼动力学模型二阶微分方程, 可据式(15)、(17)写出状态方程并进行仿真.

2.2 基于动力学模型的导纳控制仿真

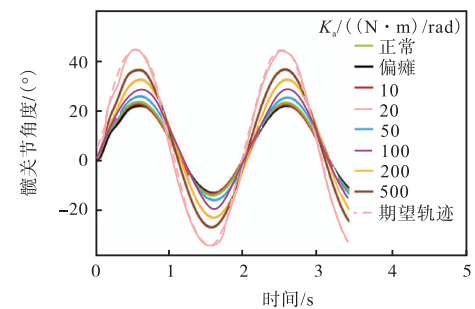
为了得到导纳控制刚度参数对导纳控制器以及外骨骼整体柔顺性的影响规律, 本节基于图 2 的控制框图和图 3(c) 的简化人体-外骨骼动力学模型建立了导纳控制仿真模型. 仿真过程首先设置电机力矩为零, 相当于只以人体主动力矩带动下肢运动, 分别以正常力矩和偏瘫力矩进行仿真得到了如图 4(c) 中



(a) 交互力矩



(b) 导纳柔顺偏差



(c) 髋关节轨迹

图 4 导纳控制仿真

Fig.4 Admittance control simulation

“正常”和“偏瘫”两条髌关节角度曲线。其次,设置髌关节期望轨迹并取消电机力矩的强制归零,通过设置不同刚度参数得到其对外骨骼柔顺性的影响规律。仿真模型中预设的健康人体力矩 $\tau_{h,hea}$ 、偏瘫患者力矩 $\tau_{h,imp}$ 和期望轨迹 θ_d 分别为

$$\tau_{h,hea} = A_{h,hea} \sin\left(\frac{2\pi}{T}t - \beta_{h,hea}\right) + C_{h,hea} \quad (18)$$

$$\tau_{h,imp} = A_{h,imp} \sin\left(\frac{2\pi}{T}t - \beta_{h,imp}\right) + C_{h,imp} \quad (19)$$

$$\theta_d = \theta_A \sin\left(\frac{2\pi}{T}t - \beta_d\right) + \theta_c \quad (20)$$

式中正弦函数的振幅、周期、相移和垂直位移都是常数,数值参考自真实患者^[27]。

2.3 仿真结果

柔顺性是指机器人顺应环境的交互作用偏移预设轨迹的能力,在本研究中可定义为 $\Delta\theta$ 与 τ_{int} 的比值。图4(a)为交互力矩 τ_{int} 随虚拟刚度系数 K_a 的变化,图4(b)为导纳柔顺偏差 $\Delta\theta$ 随虚拟刚度系数 K_a 的变化,图4(c)为髌关节轨迹随虚拟刚度系数的变化。

仿真试验结果表明:控制器柔顺性与虚拟刚度系数 K_a 直接相关。伴随 K_a 的增大,交互力矩增大但柔顺偏差减小,说明控制器等效刚度增大,外骨骼关节越难偏移预设的角度。由式(1)可知, K_a 与导纳柔顺偏差直接相关, K_a 对应控制器等效刚度。而令 $K_a = 0$ 时,外骨骼不再有恢复到预设角度的能力,会随力矩方向持续偏移。此外,对比图4(a)、(b)可知, $\Delta\theta$ 与 τ_{int} 的峰值不在同一时间,这是由于 M_a 与 B_a 的存在,交互力矩与导纳柔顺偏差不是完全线性相关。

通过参考导纳控制的相关研究^[17-18]结合一部分未在本文中体现的仿真和实际测试发现:①惯性参数 M_a 过小会使控制系统不稳定, M_a 过大会导致控制系统有较大的虚拟惯量;②阻尼参数 B_a 过大则会导致控制的迟滞性增加;③虚拟刚度系数 K_a 对控制系统的虚拟刚度有较为直接的影响。因此,本研究选取 $M_a = 1(\text{N}\cdot\text{m})/(\text{rad}/\text{s}^2)$ 和 $B_a = 1(\text{N}\cdot\text{m})/(\text{rad}/\text{s})$,只探究刚度参数 K_a 对步态恢复的影响。在仿真中通过遍历的方式初步确定了适合作为外骨骼助力实验的刚度系数范围。需要注意的是在仿真实验中,人的主动肌力矩被设定为固定周期、固定幅值的。而在实际以人作为对象进行实验时,这几乎是无法实现的。为验证是否刚度系数越大对穿戴者的步态对称性恢复效果越好,进行实验是必要的。

3 模拟偏瘫步态对称性康复实验

3.1 实验方案

为验证外骨骼对步态恢复的有效性和探究刚度系数对步态恢复的影响,设计了真人穿戴外骨骼进行模拟偏瘫患者步态对称性恢复的实验。实验已得到浙江大学生物医学工程与仪器科学学院科技伦理委员会的批准(批件号:浙大生医会审[2022]55号)。实验共招募8名健康男性(年龄:(25.1±4.2)岁,身高:(174.3±4.0)cm,体重:(67.5±4.0)kg),依次在如图5(a)所示实验平台上分别进行如图5(b)、(c)、(d)所示的正常行走、穿戴人工阻碍的模拟偏瘫行走和穿戴外骨骼的步态恢复行走实验。实验平台的全称为实时运动分析与训练交互实验室(gait real-time analysis

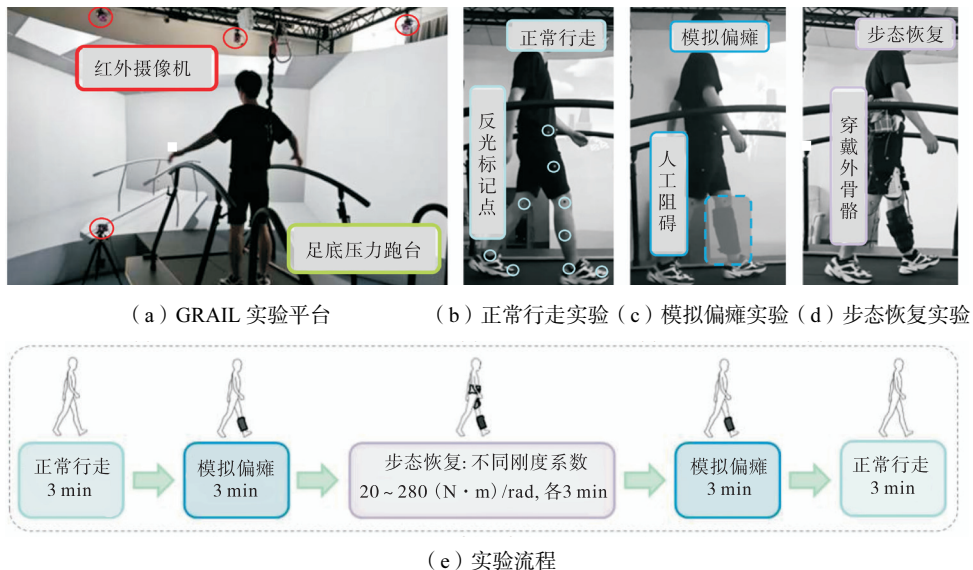


图5 实验平台与实验流程

Fig.5 Experimental platform and process

interactive lab, GRAIL), 平台包括 10 个红外相机和双带全范围 3D 测力台的跑台系统, 能够精准捕捉人体运动动作、获取步态特征、测评行走时地面反作用力并测算关节力矩和生物肌力。

实验通过人工阻碍模拟偏瘫患者患侧步态异常, 并设置不同刚度系数对参试者进行步态对称性恢复。人工阻碍是指在健康人的单侧小腿绑缚相当于身体质量 10% 的重物, 能够减小穿戴者的关节活动度以模拟偏瘫患者步态^[13]。刚度系数的选择是在仿真基础上进行的, 在 20~120 (N·m)/rad 区间, K_a 变化对于刚度影响较大故选择遍历步长为 20 (N·m)/rad, 而在 120~280 (N·m)/rad 区间遍历步长为 40 (N·m)/rad。在步态对称性恢复实验中, 外骨骼上层以受试者正常行走时各自的髋关节角度-相位曲线作为预设的理想轨迹。基于相位的真人步态关节角度曲线, 在人体步态步频产生变化时也能够维持较好的周期性。实验流程如图 5(e) 所示。首先, 每名受试者粘贴反光标记点, 在实验平台上进行了未穿戴外骨骼和人工阻碍的正常行走, 时长为 3 min。然后, 受试者穿戴人工阻碍(在小腿处绑缚等于体重 10% 的重物)进行时长为 3 min 的模拟偏瘫行走。其后, 受试者同时穿戴外骨骼和人工阻碍, 进行了步态恢复行走实验。最后, 每位受试者重新进行了 3 min 模拟偏瘫和 3 min 正常行走作为验证实验, 来验证外骨骼是否对恢复步态对称性有效。实验跑台的行走速度被固定为 3 km/h。

3.2 步态对称性评价指标

步态对称性指标是常用于临床试验的指标, 能准确评价受试者和患者的步态对称性^[11]。归一化后得到归一化的步态对称性指标(normalized symmetry index, NSI)如式(21)所示, 其数值越接近 1 代表对称性越好。

$$N_{SI} = \left(1 - \frac{X_h - X_i}{X_h + X_i} \right) \times 100\% \quad (21)$$

式中: X_i 、 X_h 分别为患侧、健侧下肢的步态周期、步长、最大屈曲角度、支撑相时间等参数中的某一个参数。

实验过程的数据分析示例如图 6、图 7、图 8 所示, 分别进行的是正常行走实验、穿戴人工阻碍的模拟偏瘫实验和同时穿戴人工阻碍与外骨骼进行的步态对称性恢复实验。每个实验记录了双侧髋关节轨迹, 并且计算得到了归一化时空对称性。其中患侧轨迹明显受人工阻碍影响, 角度较正常行走偏下移, 归一化对称性较正常行走也有所下降。

在本节的数据处理中, 计算归一化空间对称性

N_{SI} 时 X_i 和 X_h 分别为患侧、健侧髋关节的关节活动度, 即最大屈曲角度。此外, 在计算归一化时间对称性 N_{SI} 时 X_i 和 X_h 分别为患侧、健侧支撑相时间。

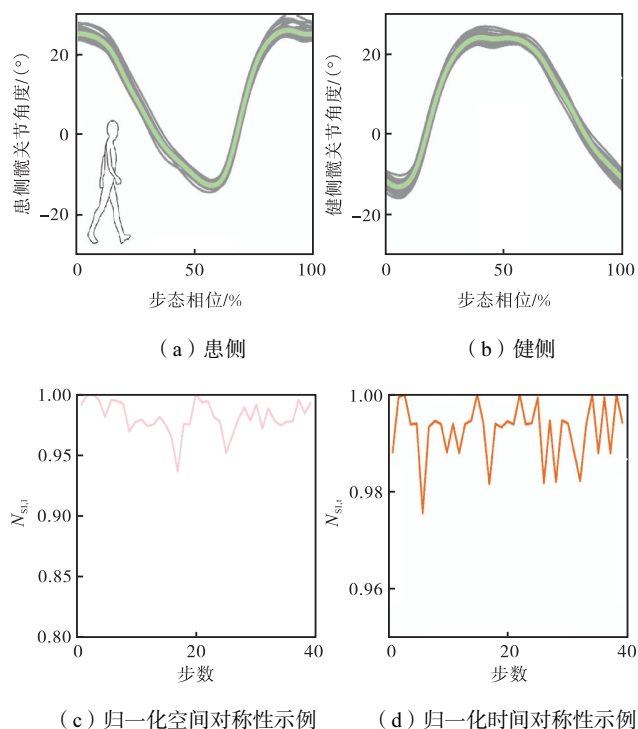


图 6 正常行走实验过程的数据分析示例

Fig.6 Data analysis example of the experimental process of the normal walking experiment

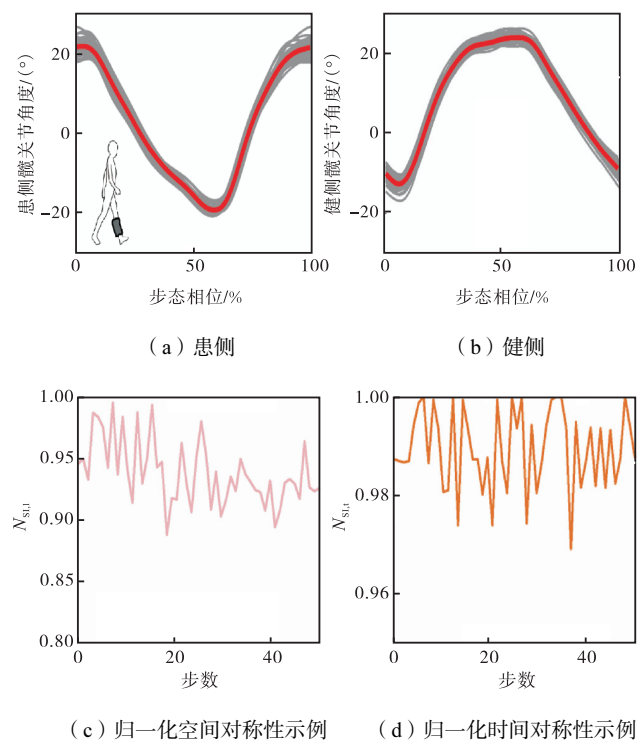


图 7 模拟偏瘫实验过程的数据分析示例

Fig.7 Data analysis example of the experimental process of the simulated hemiplegic experiment

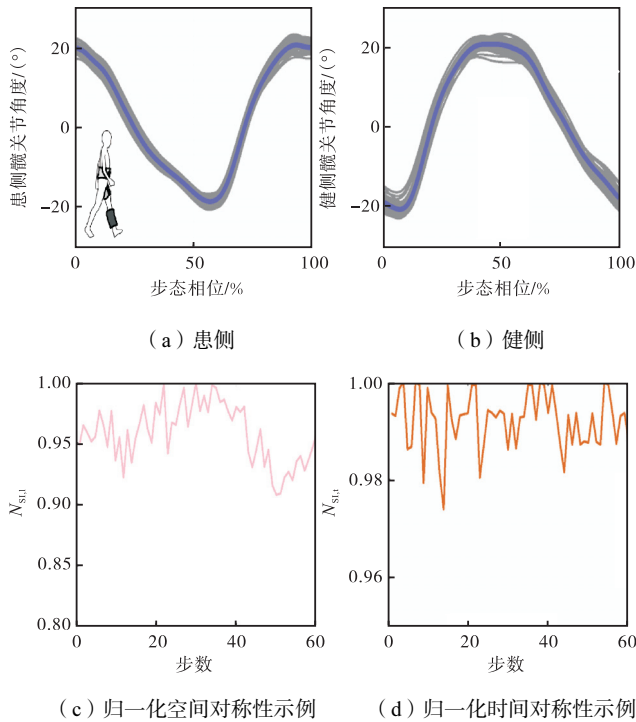


图 8 步态恢复实验过程的数据分析示例

Fig.8 Data analysis example of the experimental process of the gait recovery experiment

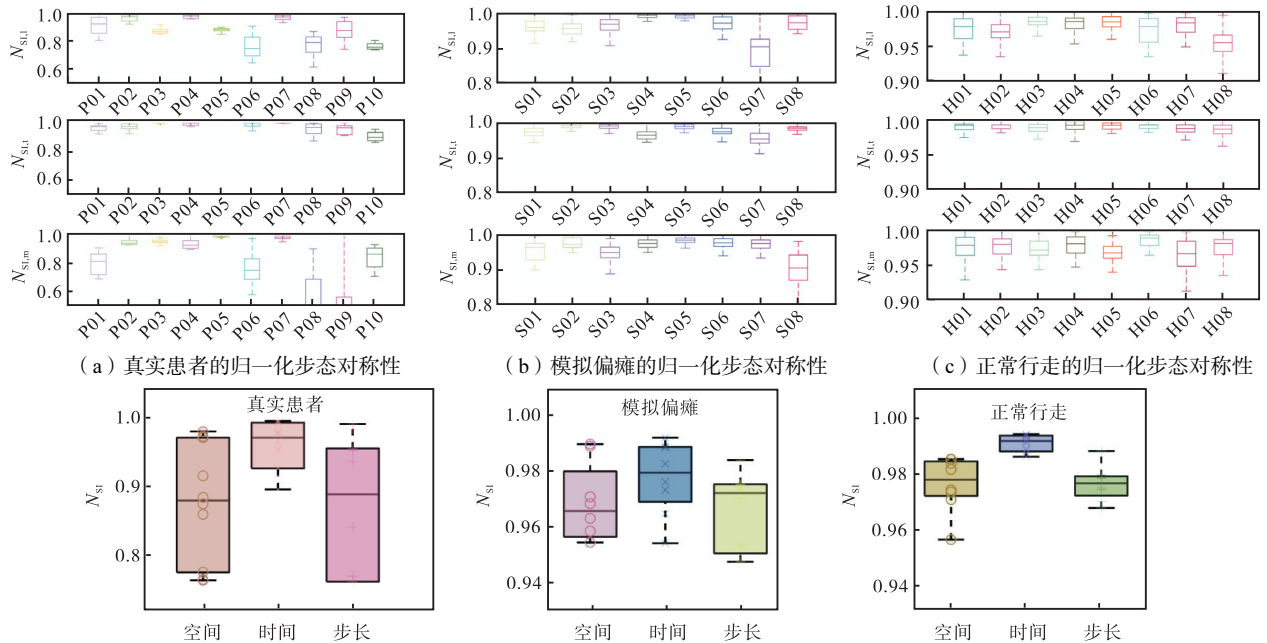


图 9 人工阻碍有效性验证

Fig.9 Verification of the effectiveness of artificial impediments

3.3 人工阻碍有效性验证

为了验证人工阻碍模拟偏瘫与真实患者之间的相似度和差异性,笔者前往康复医院记录了 10 名真实偏瘫患者未穿戴任何额外设备情况下的步态. 图 9(a)、(b)、(c)分别为 10 名真实患者(P01 ~ P10)、8 名模拟偏瘫人员(S01 ~ S08)和 8 名正常人(H01 ~ H08)的归一化步态对称性指标,其中 $N_{s,lm}$ 为归一化步长对称性.

患者对称性指标的均值在图 9(d)中进行了比较,其中包括真实患者、模拟偏瘫和正常人. 能够发现在步态对称性指标上,穿戴人工阻碍模拟偏瘫行走的空间、时间、步长步态对称性较正常人行走出现了下降.

通过比较发现本研究采用的人工阻碍对于模拟真实偏瘫患者有一定作用,能够有效地降低正常人行走时的步态对称性,这一点与真实患者类似. 因为绑缚的重物限制了下肢的摆动幅度,模拟偏瘫的志愿者中未出现部分真实患者出现的患侧步长较大的现象. 穿戴人工阻碍后,模拟偏瘫的空间、时间、步长步态对称性较正常行走出现了下降,其中时间对称性的下降最为明显. 这证明了穿戴人工阻碍模拟偏瘫患

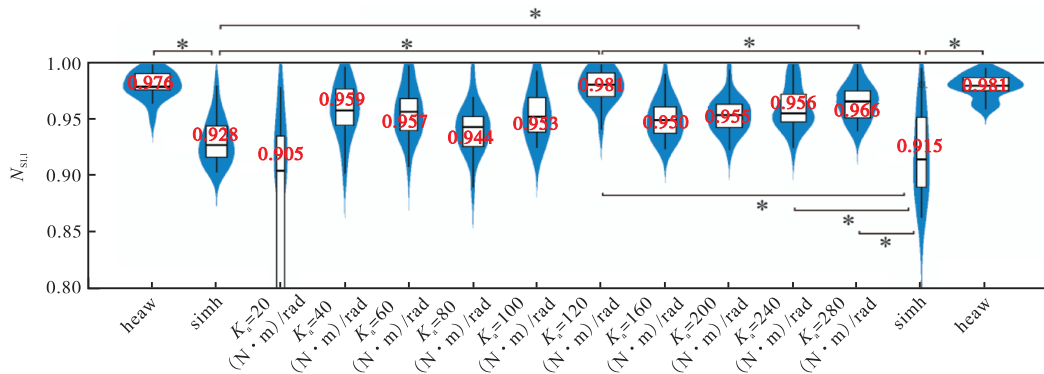
者的有效性.

3.4 实验结果

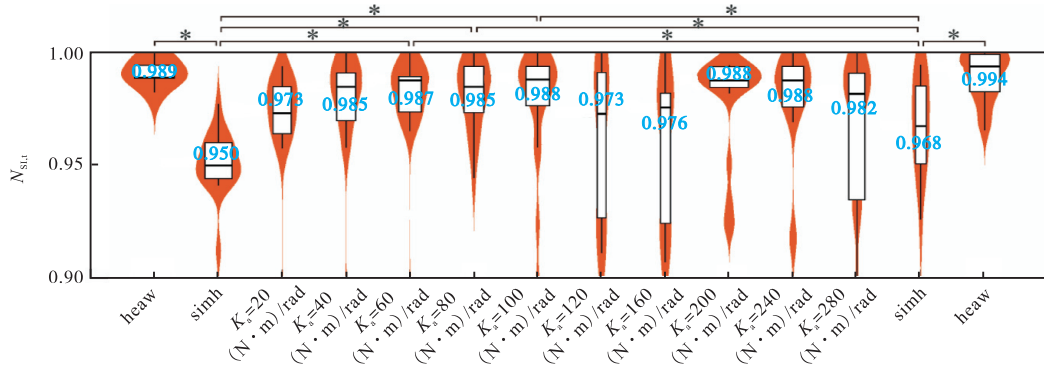
实验结果如图 10 和图 11 所示,“heaw”组代表正常行走,“simh”组代表穿戴人工阻碍后进行模拟偏瘫行走,“*”表示存在显著差异($p < 0.01$). 图 10 为直观实验数据样本示例,每个样本 14 组. 为了增

加实验的可信度,在不同刚度的步态恢复实验前后分别进行了一次正常行走与模拟偏瘫行走. 图 11 中统计了所有实验样本 14 组对称性的中位值,结果显示模拟偏瘫行走“simh”组与正常行走“heaw”组的时间对称性存在统计学显著性差异($p < 0.01$),且“simh”组的时间对称性显著差于“heaw”组,这验

证了穿戴人工阻碍对模拟偏瘫步态的有效性.



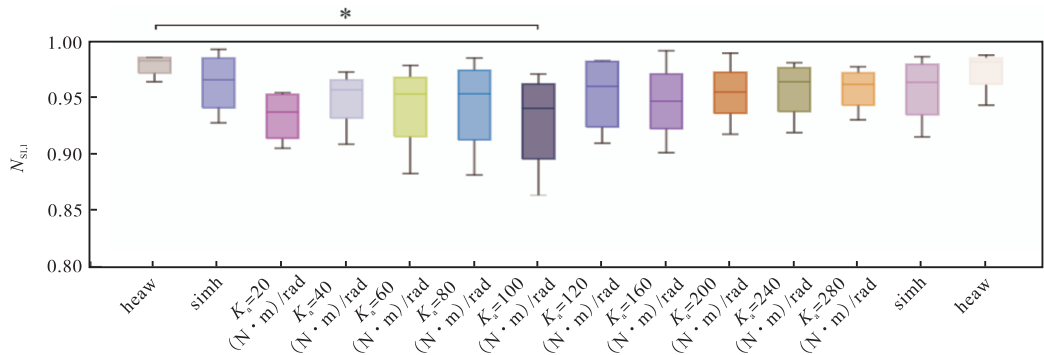
(a) 正常行走 (heaw)、模拟偏瘫 (simh) 以及不同刚度系数的空间对称性示例



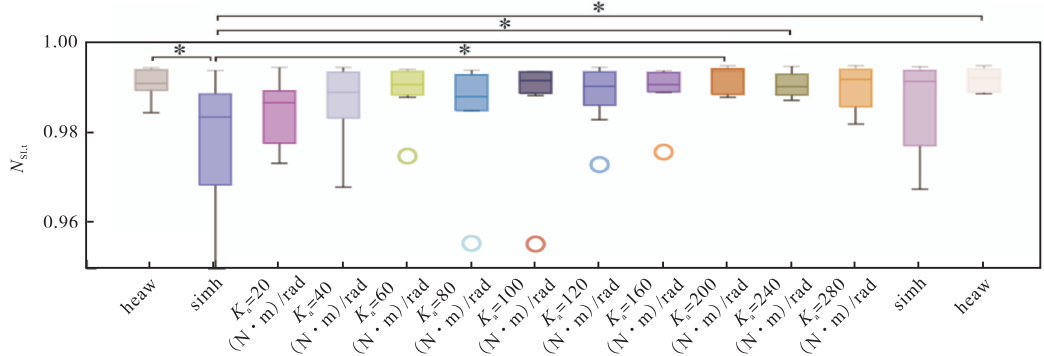
(b) 正常行走 (heaw)、模拟偏瘫 (simh) 以及不同刚度系数的时间对称性示例

图 10 步态对称性恢复实验中单个实验者的实验数据示例

Fig.10 Example of experimental data for a single subject in gait symmetry restoration experiments



(a) 所有样本在正常行走 (heaw)、模拟偏瘫 (simh) 以及不同刚度系数时的空间对称性中位值统计



(b) 所有样本在正常行走 (heaw)、模拟偏瘫 (simh) 以及不同刚度系数时的时间对称性中位值统计

图 11 步态对称性恢复实验结果

Fig.11 Results of gait symmetry restoration experiments

在穿戴外骨骼进行步态恢复后的验证实验中“simh”组与“heaw”组不存在显著性差异($p < 0.01$), 推测这可能是由于穿戴者在长时间行走的过程中适应了人工阻碍. 此外, 另一种可能的原因是外骨骼的助力能够帮助穿戴者在脱去外骨骼后也保持较好的对称性. 图 11 中的 10 组步态恢复实验中时间对称性虚拟刚度系数等于 $200 (N \cdot m)/rad$ 与 $240 (N \cdot m)/rad$ 的两组显著优于模拟偏瘫情况. 而空间对称性指标在有助力的情况下, “heaw”组并没有显著性优于“simh”组, 这是由于存在个体差异, 每个样本在不同虚拟刚度系数的表现不同. 参考对于受试者 1 是对称性最优的一组刚度, 对于受试者 2 是最差的, 所以会出现没有一个刚度显著优于模拟偏瘫的对照组的结果.

4 结 语

本研究围绕导纳控制与步态对称性恢复, 通过仿真和实验验证了所设计单侧髋关节外骨骼系统对于穿戴者步态对称性恢复的有效性. 通过模拟实验得到初步结论: 由于个体差异对刚度系数的选择存在一定影响, 髋关节外骨骼导纳控制不存在普遍适用的最优刚度系数. 不同个体需要不同的刚度系数, 故而有必要设计一个能够实现导纳参数自动寻优的上层策略.

本研究的不足在于未采用真实患者进行实验, 未来计划将以偏瘫患者作为实验对象, 进一步提高实验的可信度. 此外, 为了进一步提高患者的恢复效率和恢复程度, 需要建立更系统、科学的步态对称性评价指标与参数对应关系, 并尝试通过人在回路^[28-29]方法以步态对称性为代价函数进行寻优, 从而实现个性化单侧步行助力控制.

参考文献:

- [1] 《中国脑卒中防治报告 2020》编写组. 《中国脑卒中防治报告 2020》概要[J]. 中国脑血管病杂志, 2022, 19(2): 136-144.
Report on stroke prevention and treatment in China Writing Group. Brief report on stroke prevention and treatment in China, 2020[J]. Chinese Journal of Cerebrovascular Diseases, 2022, 19(2): 136-144(in Chinese).
- [2] Dupont P E, Nelson B J, Goldfarb M, et al. A decade retrospective of medical robotics research from 2010 to 2020[J]. Science Robotics, 2021, 6(60): eabi8017.
- [3] Riener R, Lunenburger L, Maier I C, et al. Locomotor training in subjects with sensorimotor deficits: An overview of the robotic gait orthosis Lokomat[J]. Journal of Healthcare Engineering, 2010, 1(2): 197-216.
- [4] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury[J]. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2012, 91(11): 911-921.
- [5] Strausser K A, Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton[C]//2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco, USA, 2011: 4911-4916.
- [6] Moore S, Schurr K, Wales A, et al. Observation and analysis of hemiplegic gait: Swing phase[J]. Australian Journal of Physiotherapy, 1993, 39(4): 271-278.
- [7] Moseley A, Wales A, Herbert R, et al. Observation and analysis of hemiplegic gait: Stance phase[J]. Australian Journal of Physiotherapy, 1993, 39(4): 259-267.
- [8] Zhao H Y, Xu H Y, Wang Z L, et al. Analysis and evaluation of hemiplegic gait based on wearable sensor network[J]. Information Fusion, 2023, 90: 382-391.
- [9] Malcolm P, Galle S, Berghe P V D, et al. Exoskeleton assistance symmetry matters: Unilateral assistance reduces metabolic cost, but relatively less than bilateral assistance[J]. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2018, 15(1): 1-11.
- [10] Li J H, Thakor N, Bezerianos A, et al. Unilateral exoskeleton imposes significantly different hemispherical effect in parietooccipital region, but not in other regions[J]. Scientific Reports, 2018, 8(1): 13470.
- [11] Zhong B, Guo K Q, Yu H Y, et al. Toward gait symmetry enhancement via a cable-driven exoskeleton powered by series elastic actuators[J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2022, 7(2): 786-793.
- [12] Qian Y P, Yu H Y, Fu C L, et al. Adaptive oscillator-based assistive torque control for gait asymmetry correction with a nSEA-driven hip exoskeleton[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2022, 30: 2906-2915.
- [13] Laloyaux H, Livolsi C, Pergolini A, et al. simplified motor primitives for gait symmetrization: Pilot study with an active hip orthosis[C]//2023 IEEE International Conference on Robotics and Automation(ICRA). London, UK, 2023: 10436-10442.
- [14] Hussain S, Jamwal P K, Ghayesh M H, et al. Assist-

- as-needed control of an intrinsically compliant robotic gait training orthosis[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2017, 64(2): 1675-1685.
- [15] Wang Y, Wang H P, Tian Y. Adaptive interaction torque-based AAN control for lower limb rehabilitation exoskeleton[J]. *ISA Transactions*, 2022, 128: 184-197.
- [16] Wei D, Li Z J, Wei Q, et al. Human-in-the-loop control strategy of unilateral exoskeleton robots for gait rehabilitation[J]. *IEEE Transactions on Cognitive and Developmental Systems*, 2021, 13(1): 57-66.
- [17] 连鹏晨. 基于生物力学模型的外骨骼肌电——导纳控制技术及应用[D]. 深圳: 中国科学院大学深圳先进技术研究院, 2022.
Lian Pengchen. Exoskeleton EMG—Admittance Control Technology and Application Based on Biomechanical Model[D]. Shenzhen: Shenzhen Institute of Advanced Technology, University of Chinese Academy of Sciences, 2022 (in Chinese).
- [18] 刘 干. 二自由度下肢外骨骼模型辨识与导纳控制研究[D]. 成都: 电子科技大学航空航天学院, 2021.
Liu Gan. Study on Model Identification and Admittance Control of Two Degrees of Freedom Lower Extremity Exoskeleton[D]. Chengdu: School of Aeronautics and Astronautics, University of Electronic Science and Technology of China, 2021 (in Chinese).
- [19] Hogan N. Impedance control: An approach to manipulation[J]. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 1985, 107(1): 1-24.
- [20] Tu Y, Zhu A, Song J Y, et al. An adaptive sliding mode variable admittance control method for lower limb rehabilitation exoskeleton robot[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(7): 25-36.
- [21] 徐铃辉, 杨 巍, 杨灿军, 等. 基于运动预测的髋关节外骨骼实时助力控制[J]. *机器人*, 2021, 43(4): 473-478.
- Xu Linhui, Yang Wei, Yang Canjun, et al. Real-time assistance control of hip exoskeleton based on motion prediction[J]. *Robot*, 2021, 43(4): 473-478 (in Chinese).
- [22] Yang C J, Yu L F, Xu L H, et al. Current developments of robotic hip exoskeleton toward sensing, decision, and actuation: A review[J]. *Wearable Technologies*, 2022(3): 1-27.
- [23] Yan Y, Chen Z L, Huang C, et al. Modelling and analysis of coupling dynamics of swinging a lower limb exoskeleton[J]. *Nonlinear Dynamics*, 2023, 111(2): 1213-1234.
- [24] Yan Y, Chen Z L, Huang C, et al. Human-exoskeleton coupling dynamics in the swing of lower limb[J]. *Applied Mathematical Modelling*, 2022, 104: 439-454.
- [25] Zhang T, Tran M, Huang H. Admittance shaping-based assistive control of sea-driven robotic hip exoskeleton [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2019, 24(4): 1508-1519.
- [26] Li Z J, Li X, Li Q J, et al. Human-in-the-loop control of soft exosuits using impedance learning on different terrains[J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2022, 38(5): 2979-2993.
- [27] Chaparro-Rico B D M, Cafolla D, Tortola P, et al. Assessing stiffness, joint torque and ROM for paretic and non-paretic lower limbs during the subacute phase of stroke using Lokomat tools[J]. *Applied Sciences*, 2020, 10(18): 6168.
- [28] Ding Y, Kim M, Kuindersma S, et al. Human-in-the-loop optimization of hip assistance with a soft exosuit during walking[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(15): eaar5438.
- [29] Zhang J, Fiers P, Witte K A, et al. Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking [J]. *Science*, 2017, 356(6344): 1280-1283.

(责任编辑: 王晓燕)