

一种行走辅助型下肢外骨骼的设计与实现

谢峥¹ 王明江^{1,†} 黄武龙² 雍珊珊² 王新安²

1. 哈尔滨工业大学深圳研究生院, 深圳 518055; 2. 北京大学深圳研究生院, 深圳 518055;

† 通信作者, E-mail: mjwang@hit.edu.cn

摘要 使用体重支撑的方式可以提高行走辅助外骨骼穿戴的舒适性, 设计以棘轮棘爪组合机构为核心的单向离合装置来减轻设备重量。通过对步态的分析, 以转矩模式下的 PID 电流控制为内环, 增加了足底压力传感和座椅传感构成的外环反馈控制, 实现智能化的人机交互过程。最终实现外骨骼重量 12.5 kg, 站立时辅助支撑约 10 kg, 行走中平均辅助支撑约 3 kg, 续航时间大于 2 小时。

关键词 外骨骼; 行走辅助; PID控制; 离合装置

中图分类号 TP242

Design and Implementation of a Lower Extremity Exoskeleton for Walking Assist

XIE Zheng¹, WANG Mingjiang^{1,†}, HUANG Wulong², YONG Shanshan², WANG Xin'an²

1. Shenzhen Graduate School, Harbin Institute of Technology, Shenzhen 518055; 2. Shenzhen Graduate School, Peking University, Shenzhen 518055; † Corresponding author, E-mail: mjwang@hit.edu.cn

Abstract The weight support manner is proposed to enhance wear comfort of the wearable exoskeleton. The design of one-way clutch with the mechanism of ratchets and pawls reduces the weight of the exoskeleton. In the aspect of control, through gait analysis and the feedback control which is the current PID control in PID mode as the inner ring and the plantar sensor and the seat sensor as the outer loop, it achieves intelligent human-computer interaction. The exoskeleton weighs nearly 12.5 kg. The support is about 10 kg for standing and 3 kg for walking. The battery life is more than 2 hours.

Key words exoskeleton; walking assist; PID control; clutch

机械外骨骼是一种将人的智慧和机械的体力结合在一起的可穿戴装置^[1], 以人的意志为主导对它进行控制, 由机械装置提供动力, 以增强体能和防御能力。机械外骨骼主要应用于军事、航天航空、医疗、老年人产品、大体力劳动等领域。美国和日本的研究处于全球领先地位, 我国起步较晚。机械外骨骼的经典产品有 BLEEX^[2]、HULC^[3]、HAL^[4]、XOS^[5]、Rewalk^[6]和 eLEGS^[7]等, 这些产品仍在不断改善, 需要攻克的难题包括重量、能耗、人-机-环境三者的协调控制等。

在医疗方面, 对行走辅助设备的研究多见于脑中风和外伤导致的神经系统损伤、脑瘫等疾病的行走功能康复训练设备中。比如, Veneman 等^[8]利用阻抗控制的可移动 LOPES 外骨骼, 以及 Shi 等^[9]提出的带跑步机的下肢康复机器人, 主要对“遗忘”了如何行走的病人进行强制性的重复学习和动作纠正。由于采用的穿戴方式以捆绑为主, 所以长时间训练时, 机器人与人体之间的摩擦会对捆绑位置造成不同程度的损伤。为了使训练者重心稳定, 并根据病情的严重程度减轻行走的负载, 有些行走辅助

设备使用悬吊或半固定骨盆的方式^[10-11],但是带有这种结构的设备往往体积大、重量大。

下肢力量不足的老年人和病人具备基本的行走和平衡能力,所以上面提到的行走助力方式并不适合。本文提出一种可移动的以支撑体重为辅助行走模式的下肢外骨骼系统。与以往由外骨骼帮助抬腿的助力形式不同,支撑形式的外骨骼减少了与人体之间的捆绑约束,从而降低了连接处对人体造成的伤害程度。根据行走助力辅助形式的要求,采用直流电池供电,力矩电机与谐波减速器配合钢丝进行驱动和传动。根据转矩和重量的要求,特别设计了单向的离合装置,利用在足底和裆部底座的薄膜压力传感器,结合电流反馈,形成多环反馈控制,配合相应的控制算法,实现人机间的智能交互过程。

1 支撑型行走辅助外骨骼的设计

1.1 行走中的力学分析

图 1 为人在行走中的受力情况^[12]。人在行走时,双脚承受全部体重,通过对部分体重进行支撑,可以减少下肢各关节和肌肉的负载。足底压力指地面受到人体足底对其施加的力。除肌肉作用力、关节和骨骼作用力等内力外,重力和地面反作用力为所受外力,且地面反作用力的方向与足底压力中心指向重心的方向基本上一致。

如图 2 所示,体重支撑的策略为在裆部下面,近髋关节内侧,提供支撑力,助力方向为足底压力中心指向重心的方向。助力方式不受步态影响,在行走过程中的任何状态下都能有效地产生助力,助力方向与人体受到的地面反作用力方向基本上一致保证助力的高效性以及受力的舒适性。

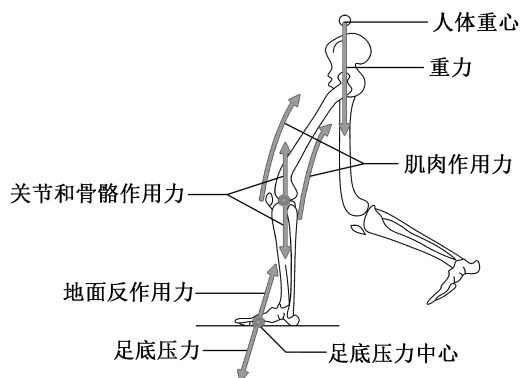


图 1 行走中的受力情况^[12]
Fig. 1 Forces involved in walking^[12]

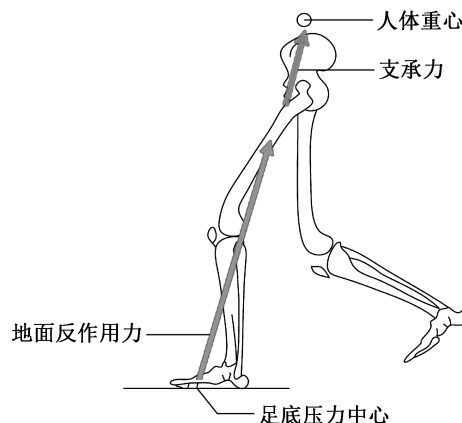


图 2 体重支撑策略
Fig. 2 Strategy for weight support

1.2 结构设计

一般的仿人形下肢外骨骼通过驱动机构带动下肢各关节实现抬腿动作,支撑型外骨骼可以在本质上减少下肢各关节、肌肉和骨骼的受力,减少穿戴的束缚,对身高和腿长有一定的自适应能力。如图 3 和 4 所示,外骨骼的结构由裆部底座部分、大腿部分、小腿部分和足部分组成,在裆部底座部分放置压力传感器,监测底座对人体的支撑力。大腿部分包含电池、控制和处理单元,以及电机、减速器、钢丝等驱动和传动结构。电机转动时,通过减速器进行减速提升转矩,拉动钢丝,使大、小腿部分相对转动,从而向上托举底座,再由底座从裆部支撑部分体重。足的部分含有监测足底压力情况的传感器,用来分析穿戴者行走时的步态。穿戴者只需穿上结构中自带的鞋子就完成穿戴过程,简便易行。

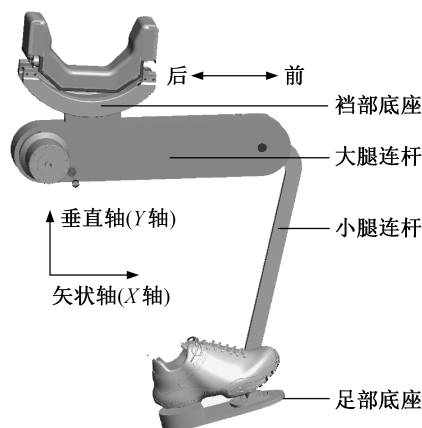


图 3 外骨骼结构侧视
Fig. 3 A side view of the exoskeleton structure

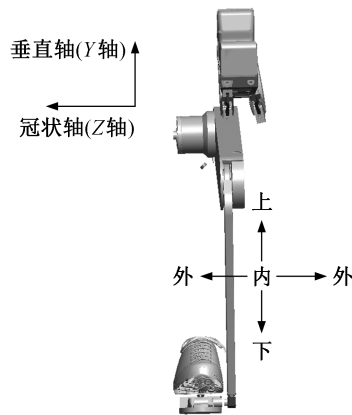


图4 外骨骼结构正视

Fig. 4 A front view of the exoskeleton structure

外骨骼的重量会严重地影响穿戴的舒适性。电机、减速器、离合器、电池和结构的重量构成整个外骨骼的重量。根据大转矩的要求设计单向离合装置,如图5所示。右侧为电机连接部件,左侧为钢丝绕线轮和固定部件,中间为离合部件,主要由棘爪拨盘、棘爪盘、棘轮和棘爪组成。通过电机转动带动棘爪拨盘转动一定角度后,电机连接部件将棘爪盘上的棘爪从与棘轮分离的翘起状态拨动到与棘轮接触的啮合状态,此时力矩电机堵转,通过中间连接部件持续绷紧钢丝传动机构,使大、小腿连杆一直保持撑开的状态。当棘爪拨盘反向转动一定角度后,将棘爪从与棘轮接触的啮合状态拨动到与棘轮分离的翘起状态,使离合部件分离,此时大、小腿连杆能够随着人体腿部自由活动。

1.3 控制系统设计

外骨骼系统除机械结构外,还包括传感单元、

控制单元、驱动单元和电源管理单元等,如图6所示。通过在左、右脚足底布设压力传感单元,将足底压力信息传输到主控制器,由主控制器实时判定步态状态。同时,通过裆部底座的支撑力传感器,将底座对人体的支撑力信息传输到主控制器,由主控制器实时调整对人体向上的托举力度。通过控制算法,主控制器将控制指令发送给从控制器,由从控制器控制电机的转动。电机转动通过传动结构作用在底座上,构成外环反馈控制。在控制器内部,通过霍尔元件和编码器,实现内环反馈控制。由于对支撑力的持续性要求,需要电机长时间处于堵转状态,所以使用力矩电机。电源管理单元负责将电源输出的电压调整后分配到各用电模块。

2 支撑型行走辅助外骨骼的实现

2.1 力矩电机和减速器

机械结构通过钢丝传动机构带动大、小腿连杆撑开,连杆结构需要长时间保持撑开状态,以保证持续的支撑力输出。电机需要长时间保持堵转状态。由于机械特性较硬,传统的直流电机输出力矩不能根据负载的变化快速响应,且电机阻抗较低,在大扭矩低速情况下或者堵转时,电枢电流较大,容易造成电机过热而烧毁。直流力矩电机具有低转速、大扭矩、过载能力强、响应快、力矩波动小等特点,且机械特性较软,当负载变化时,电机转速能自动地快速变化,从而使输出力矩相应地变化,保持与负载平衡。直流力矩电机能承受一定时间的堵转运行,且电机温度不会太高。系统使用的力矩电机参数如表1所示。

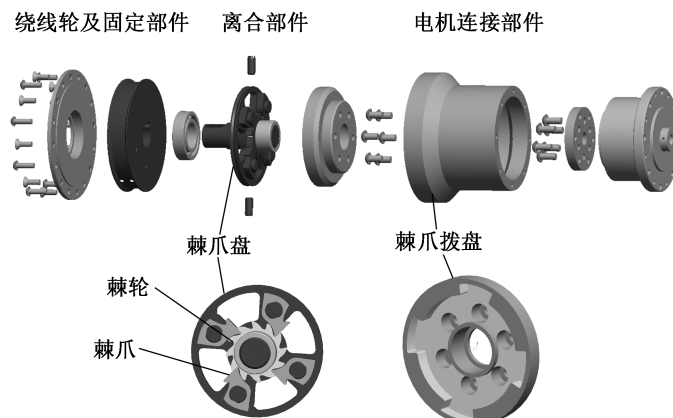


图5 离合装置设计

Fig. 5 Clutch design

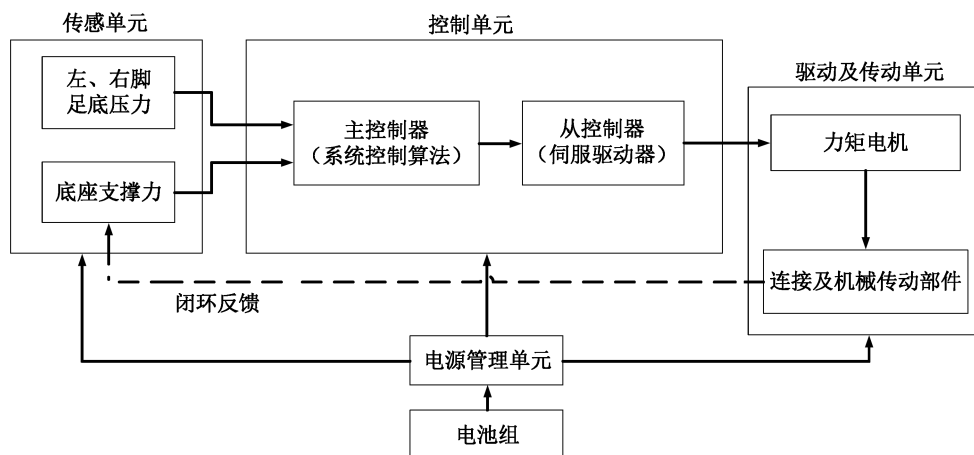


图 6 控制系统架构

Fig. 6 Control system architecture

表 1 直流力矩电机指标参数
Table 1 DC torque motor parameters

| 参数 | 峰值堵转 | 连续堵转 |
|---------------------------------|--------|-------|
| 质量/kg | 0.76 | 0.76 |
| 最大空载转速/(r · min ⁻¹) | 1500 | 1500 |
| 转矩/(N·m) | 0.84 | 0.28 |
| 电流/A | 5.60 | 1.87 |
| 电压/V | 27 | 9 |
| 功率/W | 151.20 | 16.83 |

直流力矩电机的机械特性曲线如图 7 所示, 力矩电机在峰值堵转电压(27 V)下的机械特性曲线以下阴影部分为连续工作区, 力矩电机可以在此区域持续工作; 非阴影部分为断续工作区, 力矩电机只能在此区域短时间工作。通过曲线可以计算任意工作电压下力矩电机的堵转转矩, 以及在任意电压、任意转速下力矩电机的输出转矩, 如式(1)和(2)所示。

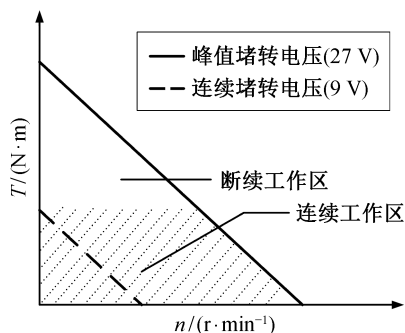


图 7 直流力矩电机机械特性曲线

Fig. 7 DC torque motor mechanical characteristic curve

当电机在任意电压下堵转工作时, 相应的堵转转矩为

$$T = \frac{U}{U_1} \times T_1, \quad (1)$$

其中, T 为堵转转矩; U 为电机工作电压; U_1 为电机峰值堵转电压, 即 27 V; T_1 为电机峰值堵转时转矩, 即 0.84 N·m。

当电机在任意电压下非堵转工作时, 相应的输出转矩为

$$T = \left(1 - \frac{n}{n_0}\right) \times \frac{U}{U_1} \times T_1, \quad (2)$$

其中, T 为电机输出转矩; n 为电机转速; n_0 为电机最大空载转速, 即 1500 r/min。

力矩电机直接输出的力矩较小, 不能直接用于钢丝传动, 需要配合减速器使用。在运动控制场合, 一般行星轮减速器应用较多, 但其单级减速比低, 体积和重量大, 且传动效率较低。谐波减速器是通过波发生器, 使柔性齿轮产生可控弹性变形, 并与刚性齿轮相啮合来传递运动和动力。谐波减速器单级同轴可获得很高的减速比, 且齿隙小、精度高、结构简单, 体积和重量小, 传动平稳且效率高。支撑型外骨骼系统采用一种组合化的紧凑型减速器, 转矩容量高, 易于操作, 输入输出同轴, 主轴承可以直接连接外部机构。系统使用的谐波减速器参数如表 2 所示。

2.2 压力传感器与电机驱动器

系统的智能化控制需要自动识别穿戴者当前的

表 2 谐波减速器指标参数
Table 2 Harmonic reducer parameters

| 参数 | 数值 |
|---------------------|-----|
| 减速比 | 120 |
| 起动/停止时容许的峰值转矩/(N·m) | 70 |
| 平均负载转矩的容许最大值/(N·m) | 51 |
| 瞬时容许最大转矩/(N·m) | 112 |

步态状态，再根据当前与人体之间的相互作用力进行调整。

根据实验数据发现，静态站立和动态行走时，足底压力主要集中在第一脚趾骨末端和后脚跟处，所以在这两个位置分别布设压力传感器(图 8)，并取每只脚上两个压力传感器的压力值之和代表该只脚所承担体重的比例。裆部底座上的凹坑用于卡住穿戴者的裆部，在凹坑的前后坡面以及底面布设压力传感器(图 9)，并取前后和底部 3 个传感器对应压力的垂直方向上的合力，表征人机之间的接触力，同时也代表外骨骼对穿戴者向上支撑力的大小。系

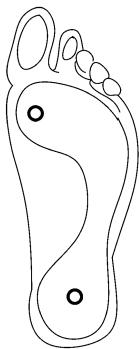


图 8 足底压力传感器分布
Fig. 8 Plantar pressure sensor distribution

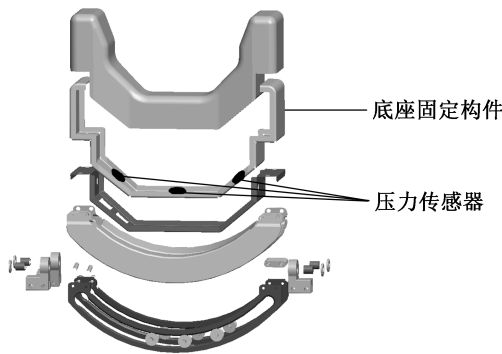


图 9 裆部底座压力传感器分布
Fig. 9 Crotch support pressure sensor distribution

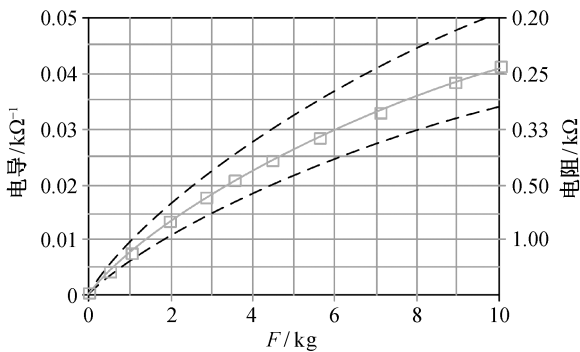


图 10 薄膜压力传感器的电阻-压力特性曲线
Fig. 10 Film pressure sensor resistance-pressure characteristic curve

统使用的薄膜压力传感器的电阻-压力特性如图10所示。

根据控制流程对驱动机构的要求以及直流力矩电机的特性，选用紧凑型直流伺服驱动器，驱动器参数如表 3 所示。该驱动器支持放大器模式、转矩模式、速度模式和位置模式控制，可以通过上位机对其内部参数进行调整并数字化存储，同时带有过流、过载、过压和欠压保护，温度保护以及超调和失调保护。内部装有用于测量反馈电流的霍尔传感器，同时集成了控制指令和基于 RS232 串口的通讯协议。系统使用 PID 转矩模式控制。

2.3 控制器与控制算法

主控制器选用以 Atmel SAM3X8E MCU 为控制核心的基于 32 位 ARM 核心的控制器，有 54 个数字 I/O 口(其中 12 个可用于 WM 输出)、12 个

表 3 电机驱动器指标参数
Table 3 Motor driver parameters

| 参数 | 数值 |
|---------------|------------------------------|
| 电源电压/V | 12~48 |
| 最大连续输出电流/A | 5 |
| 最大峰值输出电流/A | 10 |
| PWM 频率/kHz | 50 |
| 输出编码器电源 | 5 V/100 mA |
| 编码器输入最高频率/kHz | 200 |
| 控制信号电平/V | 高: 3~5; 低: 0~0.3 |
| 欠压保护/V | 10.5 |
| 通讯端口 | RS232 串口(波特率 9600/19200 bps) |
| 温度保护 | < -10℃ 或 > 70℃ |
| 工作温度范围 | -10~70℃ |

模拟输入口、4 路 UART 硬件串口、一个 USB OTG 接口、两路 DAC、两路 TWI、一个电源插座、一个 SPI 接口、一个 JTAG 接口、一个复位按键和一个擦写按键,时钟频率达到 84 MHz。

控制算法基于直接力反馈,同时检测左、右脚的足底压力和裆部底座压力,判定所处步态和左、右脚压力比例,并判定当前裆部底座对人的支撑力所处状态。经综合分析后,由主控制器向从控制器发送转矩控制指令,在平地行走时,尽量保证支撑力稳定且适中,如图 11 所示。通过足底压力判断单侧步态属于摆动相、脚跟支撑、全脚支撑还是脚尖支撑。根据底座压力情况,判断外骨骼对人的支撑力属于无接触、欠接触、适接触还是过接触状态。再根据双脚和座椅的实时状态以及预设的辅助支撑力目标,调整外骨骼两侧各自分担的负载。通过对步态的分析和对步态相的划分,针对行走的不同阶段进行更细致的控制。针对本文提出的外骨骼的实现方式,通过摆动相和支撑相划分外骨骼的非辅助支撑阶段和辅助支撑阶段。将辅助支撑阶段(即支撑相)更细致地划分为脚跟支撑、全脚支撑和脚尖支撑 3 个阶段,分别对应从摆动相进入支撑相的初期、中期和即将由支撑相进入摆动相的末期控

制阶段,为摆动相与支撑相之间的切换做好准备工
作,起到人机之间协调控制的预判和平滑的作用。

3 实验与结果

可穿戴机器人的主要承力构件选择轻质、高强度的合金钢材料,不承力或承力小的构件选择更轻的铝合金材料,并对很多构件进行空心化处理。传感器及相应的外围处理电路、主从控制器、电池以及各个部分的接口和传输线等都置于结构内部,如图 12 所示。最终的整机重量为 12.5 kg,其中包括两块 24V6AH 的充电锂电池,站立时减重约 10 kg,行走中平均辅助支撑约 3 kg,续航时间大于 2 小时。与文献[13]比较,本文的外骨骼系统在结构设计上更加紧凑,将电池、控制电路等部分都集成在大腿连杆中,在控制算法上进行了更细致的控制,使得摆动相和支撑相的交替过程更加连贯。

在 PID 参数调节过程中,比例单元 P 用来调节响应速度,积分单元 I 用来消除稳态误差,微分单元 D 用来减弱超调趋势。外骨骼系统需要根据穿戴者的动作迅速做出反应和调整,PID 参数的调试如图 13 所示。堵转状态下,给定 0.8 A 电流持续一段时间以后,电机脱机,重新加载,再持续给定

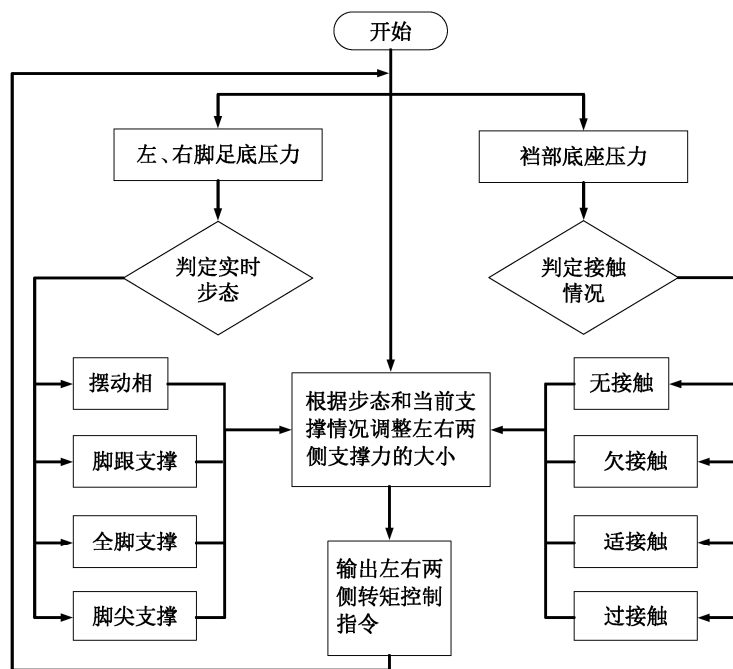


图 11 控制算法

Fig. 11 Control algorithm



图 12 外骨骼样机

Fig. 12 Exoskeleton prototype

0.8 A 电流, 反复循环操作, 检测电机驱动器在电流环 PID 控制中的响应情况。图 13 中虚线为指定电流的 90% (即 720 mA) 的位置。图中展示 P 和 I 的比例为 10:1, D 参数为零。进行多次调试的结果显示, 当 $P=100$ 时, 响应时间接近 800 ms, 当 $P=1000$ 时, 响应时间接近 600 ms, 当 $P=2000$ 时, 响应时间接近 200 ms。当 $P=4000$ 和 $P=8000$ 时, 响应时间基本上在 100 ms 左右, 上升斜率基本上一致。综合考虑负载情况, PID 选定为 4000, 400, 0 的组合。

4 结论

本文使用外骨骼的方式来减轻老年人或病人群体的行走负担, 改变了以往通过捆绑来带动肢体运动的辅助方式。采用非捆绑的托举方式, 将部分体

重通过座椅直接转移到地面, 有效地减轻了站立和行走过程中的体重, 减小了身体作用在下肢各肌肉、骨骼和关节上的压力。同时, 这种穿戴方式也更加自然简便。为了减轻设备重量, 我们特别设计了一种棘轮棘爪结构的大扭矩机械离合装置。使用足底压力对步态进行分析, 将步行的不同状态细分为 4 种, 分别是摆动相、脚跟支撑、全脚支撑和脚尖支撑, 同时结合座椅上的 4 种压力情况 (无接触、欠接触、适接触和过接触), 实现综合性的反馈控制, 以保持人机间的协调, 使支撑力大小舒适。系统配置了合理的 PID 参数和力矩电机, 可以调整系统机械响应的速度, 减小滞后性, 减少对人体运动的阻碍, 从而增加了机械结构的柔顺性。最终在 12.5 kg 的总重下, 实现了续航时间超过两小时、行走辅助减重 3 kg、站立辅助减重 10 kg 的效果。

参考文献

- [1] Onen U, Botsali F M, Kalyoncu M, et al. Design and actuator selection of a lower extremity exoskeleton. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2014, 19(2): 623–632
- [2] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2): 128–138
- [3] Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments. Industrial Robot: An International Journal, 2009, 36(5): 421–427
- [4] Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on

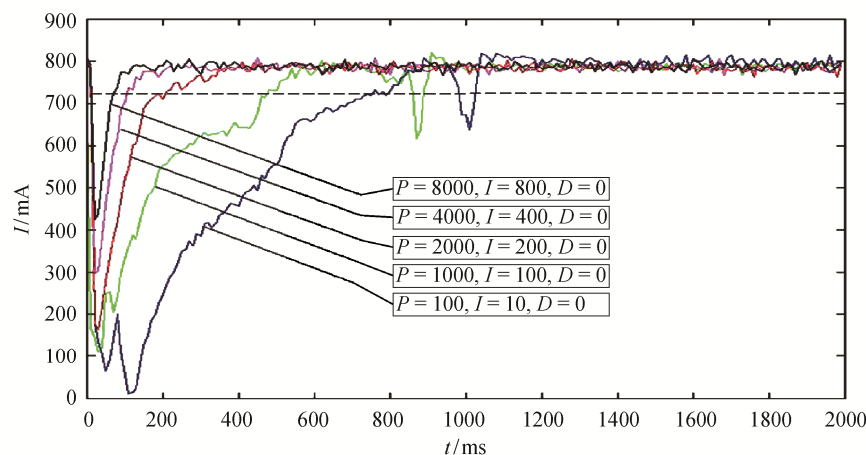


图 13 PID 参数调整

Fig. 13 PID parameter adjustment

- cybernetics // Kaneko M, Nakamura Y. Robotics Research. Springer Tracts in Advanced Robotics. Berlin, 2007: 25–34
- [5] Karlin S. Raiding Iron Man's closet. IEEE Spectrum, 2011, 48(8): 25
- [6] 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. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2012, 91(11): 911–921
- [7] Asbeck A T, de Rossi S M M, Holt K G, et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. International Journal of Robotics Research, 2015, 34(6): 744–762
- [8] Veneman J F, Kruidhof R, Hekman E E G, et al. Design and Evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2007, 15(3): 379–386
- [9] Shi Q, Zhang X, Chen J, et al. Design on mechanism of lower limb rehabilitation robot based on new body weight support (BWS) system // 2014 IEEE International Conference on Information and Automation (ICIA). Hailar, 2014: 108–112
- [10] Vashista V, Jin X, Agrawal S K. Active Tethered Pelvic Assist Device (A-TPAD) to study force adaptation in human walking // 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Hong Kong, 2014: 718–723
- [11] Salguero-Beltrán A, Yamhure G, Manrique M, et al. On the design of an ischiatic body weight support system (IBWS) for gait rehabilitation // 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). Rome, 2012: 1434–1439
- [12] Ikeuchi Y, Ashihara J, Hiki Y, et al. Walking assist device with bodyweight support system // IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. St Louis, MO, 2009: 4073–4079
- [13] Huang W, Wang X, Xie Z, et al. A weight-supporting wearable robot for walking assist // International Conference on Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics. Hangzhou, 2015: 416–419