

编号\_\_\_\_\_

南京航空航天大学

# 毕业论文

题 目 踝关节外骨骼的控制系统设计

学生姓名 陈建宇

学 号 051510626

学 院 自动化学院

专 业 自动化

班 级 0315106

指导教师 张娟娟副教授，吕品副教授

二〇一九年五月

# 南京航空航天大学

## 本科毕业论文诚信承诺书

本人郑重声明：所呈交的毕业论文（题目：踝关节外骨骼的控制系统设计）是本人在导师的指导下独立进行研究所取得的成果。尽本人所知，除了毕业论文中特别加以标注引用的内容外，本毕业论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写的成果作品。

作者签名： 年 月 日

（学号）：

# 踝关节外骨骼的控制系统设计

## 摘要

本文介绍如何使用N<sub>U</sub>A<sup>2</sup> T<sub>HESIS</sub> 文档类撰写南京航空航天大学学位论文。

首先介绍如何获取并编译本文档，然后展示论文部件的实例，最后列举部分常用宏包的使用方法。

**关键词：**学位论文，模板，N<sub>U</sub>A<sup>2</sup> T<sub>HESIS</sub>

# Design of Control System for Ankle Exoskeletons

## Abstract

This document introduces NUAA<sup>2</sup>THESIS, the L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X document class for NUAA Thesis.

First, we show how to get the source code and compile this document. Then we provide snippets for figures, tables, equations, etc. Finally we enforce some usage patterns.

**Key Words:** NUAA thesis, document class, space is accepted here

### 目录

摘要 .....	i
Abstract .....	ii
第一章 绪论.....	1
1.1 研究课题的背景与意义 .....	1
1.2 助力外骨骼的研究现状 .....	2
1.2.1 助力外骨骼的国外研究现状 .....	2
1.2.2 助力外骨骼的国内研究现状 .....	6
1.3 外骨骼机器人控制的研究现状 .....	7
1.4 “人在环中”的外骨骼优化.....	8
1.5 本文主要研究内容.....	9
参考文献 .....	11
致谢 .....	14

### 第一章 绪论

#### 1.1 研究课题的背景与意义

在自然界，外骨骼是一种能为生物内部柔软组织和器官提供保护的外部结构，如虾、蟹、昆虫等节肢动物体表坚韧的几丁质的骨骼。近些年的科幻电影中，频繁出现一些能够提高人体机能的可穿戴外骨骼，如《钢铁侠》中的 Mark 战甲、《流浪地球》中火石救援队的作战装甲等。



图 1.1 电影钢铁侠中的 Mark 战甲

实际上，外骨骼机器人技术作为一个富有活力的课题，在人体运动机能提升<sup>[1]</sup>和医疗康复<sup>[2]</sup>领域的研究已存在超过半个世纪。外骨骼机器人是一种综合了传感器技术、信号处理、智能控制、人机交互的一体化可机械装置。随着机器人技术的发展，传统的独立作业机器人，如工业机器人、无人机等，已相对成熟，而具有人机协作功能的机器人成为研究热点。外骨骼机器人作为其最典型的应用，正逐渐受到研究人员的重视。近些年随着检测技术、控制理论、人工智能等相关领域的发展，可穿戴设备的研究取得了巨大的进步（XXX）。

在现代战争，士兵需要背负越来越多的武器和设备，进行远距离机动和长时间作战，其体力和耐力受到严重考验。使用助力外骨骼可以有效减轻士兵负担，从而提高单兵作战能力和战场生存能力。另一方面，随着人口老龄化趋势的增加，和人们健康意识的提高，医疗康复设备的需求量日益增长。根据第二次全国残疾人抽样调查和第六次人口普查的数据推算，2013 年中国的肢体残疾人数量达到了 3700 万，占全国人口的 2.65%<sup>[3]</sup>，下肢外骨骼机器人使广大残疾人和老年人获得了重新行走的可能。

下肢外骨骼的研究主要聚焦于三个方向：一是为正常人设计、旨在提高人体运动机能的助力设备，其主要应用于军事作战、抢险救灾和工业负重；二是为运动障碍者设计的助力设备，穿戴者可以在外骨骼的辅助下重新获得行走能力；三是可穿戴式康复医疗设备，旨在通过预先设定的重复性动作帮助患者恢复身体机能。本项目研究为正常人设计的脚踝式助力外骨骼，在运动过程中为穿戴者提供关节力矩辅助，从而减轻穿戴者的运动负担、提高穿戴者的运动机能。

### 1.2 助力外骨骼的研究现状

#### 1.2.1 助力外骨骼的国外研究现状

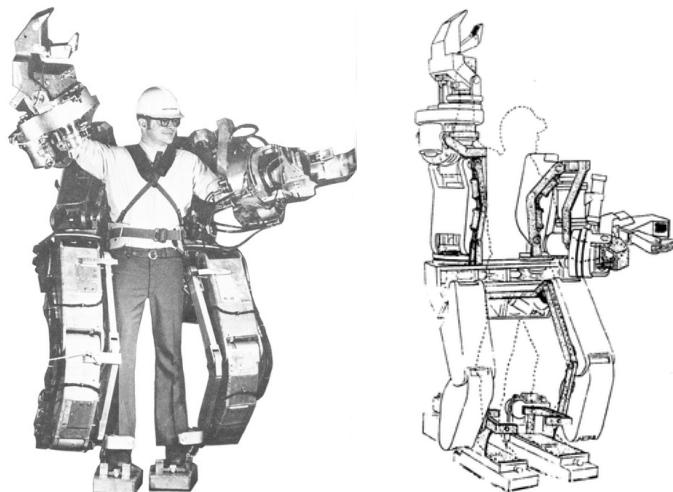


图 1.2 通用公司研制的全身型外骨骼机器人 Hardiman<sup>[4]</sup>

上世纪 60 年代晚期，美国通用公司与康奈尔大学的研究人员联合研制了一种全身驱动的外骨骼机器人 Hardiman<sup>[4]</sup>。其拥有 30 个自由度，整机重量 650Kg，关节由液压驱动，可以放大穿戴者 25 倍的重量。这项工作最先尝试了外骨骼设计的驱动选型与人机交

互等问题，并由此开创了外骨骼机器人的研究。



图 1.3 伯克利下肢外骨骼机器人 BLEEX<sup>[5,6]</sup>

从 2000 年开始，美国先进国防项目研究署 DARPA(the Defense Advanced Research Projects Agency) 开始了“增强人体机能的外骨骼项目 EHPA”(Exoskeletons for Human Performance Augmentation)，计划研制一种外骨骼，用以提高士兵的军事作战能力。其中最为知名是美国加州伯克利大学分校的研究人员研制的 BLEEX<sup>[5,6]</sup>(Berkeley Lower Extremity Exoskeleton)，如图 1.3 所示。BLEEX 下肢外骨骼机器人自重 50Kg，驱动采取液压驱动，结构上采用拟人的设计方式，每条腿共有 7 个自由度：髋关节 3 自由度，膝关节 1 自由度，踝关节 3 自由度。穿戴时负载能够通过外 BLEEX 骨骼传递到地面从而减轻穿戴者的负重感，在负重 34Kg 时穿戴者的感受仅为 2Kg。作为外骨骼领域最初的研究，BLEEX 外骨骼系统自身重量大、运动范围较小，影响了穿戴者的正常运动惯性。

之后 BLEEX 的研究人员设计一套更方便穿戴的下肢外骨骼<sup>[7]</sup>，并将其专利卖给了军火商 Lockheed Martin 公司。此后洛克希德马丁公司推出了一款军用外骨骼 HULC(Human Universal Load Carrier) 用于单兵负载的长距离机动，可以使士兵获得 11 公里每小时的奔跑速度，极限可达到 16 公里每小时。目前 HULC 已在美国陆军完成了作战测试。

在 BLEEX 项目进行的同时，H. Kazerooni 教授的团队也对医用下肢外骨骼进行了研究，并于 2010 年推出了 eLEGS<sup>[8]</sup>，后改名为 Ekso。Ekso 下肢外骨骼系统能够帮助下肢



图 1.4 洛克希德马丁公司的负重外骨骼 HULC<sup>[7]</sup>

截瘫患者重新获得行走能力，并在长期训练后可以恢复患者的运动。目前 Ekso 已经获得美国食品和药物管理局的认证，在美国多个医院和医疗机构中用于截瘫患者的康复治疗。



图 1.5 下肢康复外骨骼 Ekso<sup>[8]</sup>

另一个受到 DARPA EHPA 支持的项目为 XOS<sup>[9]</sup>，由 Sarcos 公司研发，并后来被 Raytheon 公司收购，如图 1.6 所示。XOS 为全身型的助力外骨骼，关节采用液压驱动，能够帮助穿戴者在负重 90Kg 的情况下进行长时间的运动。XOS 外骨骼的自由度非常多，可以灵活的完成跑、跳，甚至是俯卧撑、拳击、踢足球等运动。但 XOS 对供电的需求非常

大，自身携带的电池仅能运转 40 分钟，测试时必须拖着一条电缆进行供电，因此并不是完全的可穿戴设备。

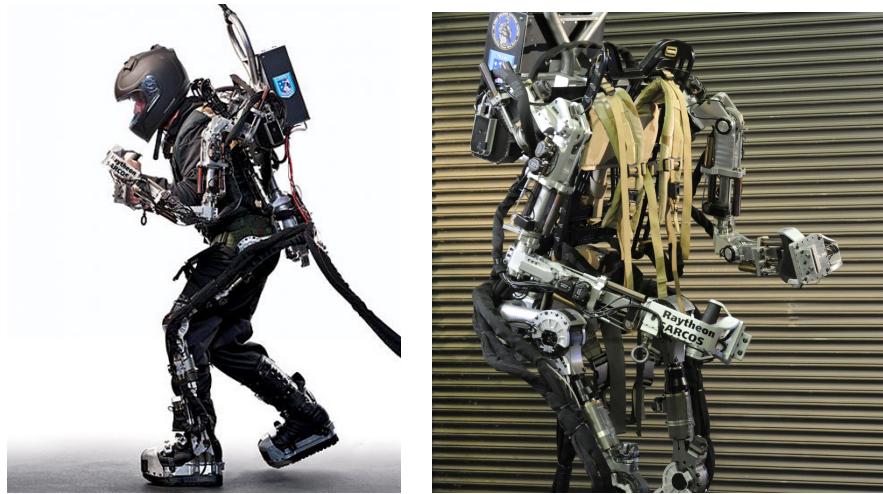


图 1.6 XOS2 全身型军用外骨骼<sup>[9]</sup>

除了伯克利系列的下肢外骨骼外，其他科研机构也研究出许多成功的助力外骨骼。麻省理工学院研究了一种下肢负重外骨骼<sup>[10]</sup>(MIT Exoskeleton)，其采用了串联弹性驱动单元 SEA(Series Elastic Actuator) 对关节进行驱动，能够使穿戴者在负重 36kg 的情况下依然可以正常运动。哈佛大学的研究人员针对刚性的外骨骼系统质量大、穿戴不舒适等问题，研制出一种柔性外骨骼<sup>[11]</sup>，如图 ① 所示。该外骨骼采用鲍登线与身体各部分的锚点相连，电机转动时拉动锚点，从而带动肢体运动。



(a) 哈佛大学的柔性外骨骼 Soft-Exosuit<sup>[11]</sup>

(b) 康复型外骨骼 HAL<sup>[12]</sup>

图 1.7 其他研究机构研发的助力外骨骼

日本的许多大学和研究所也对外骨骼展开了深入的研究，其中最成功的为筑波大学的混合助力机器人 HAL<sup>[12]</sup>(Hybrid Assistive Limb)。HAL 外骨骼的设计目的是帮助脊柱损伤患者和中风病人。不同于以往的外骨骼，HAL 外骨骼采用 EMG 信号进行控制，可以有效降低肌肉的使用率。

### 1.2.2 助力外骨骼的国内研究现状

国内助力外骨骼的研究起步相对较晚，但经过各大高校和研究机构十几年的发展，外骨骼的相关技术已经逐步接近国际水平。



图 1.8 国内高校和机构研发的外骨骼机器人

中科院合肥智能所的余勇研究员和葛运建研究员早在 2004 年就带领团队研究出了下肢助行外骨骼 WPAL<sup>[16]</sup>( Walking Power Assist Leg)。WPAL 能够通过足底压力传感器获取穿戴者的运动负重，并调整其模型和控制器中的参数，从而提高外骨骼的负重效率<sup>[17]</sup>。

哈尔滨工业大学的朱延河教授于 2013 年带领团队研制了一款下肢助力外骨骼 HIT-LEX<sup>[14]</sup>，如图 1.9(b) 所示。该外骨骼主要为抢险救灾的救援人员所设计，在机械结构上和 BLEEX 一样采用拟人化设计，在后背与足底均装有压力传感器用来检测穿戴者的运动意图。经测试，该外骨骼最大负重 50kg，续航距离 5km，续航时间 2h。

成都电子科技大学研发了一种电机驱动的下肢外骨骼机器人，并且设计了分布式的控制系统，由低层感知与上层控制器相结合，使用灵敏度放大的控制方法对系统进行整体控制<sup>[18]</sup>。

浙江大学采用气动系统设计了一种新型的下肢助力外骨骼，并基于自适应模糊神经网络进行控制，对人机耦合控制策略进行了研究<sup>[15]</sup>；上海交通大学研究了一款基于混联结构的下肢外骨骼机器人，该机器无膝关节，通过储能式弹簧降低关节利用<sup>[19]</sup>；此外，中国兵器工业集团 202 所、航天科工二院 206 所、中国兵器工业集团 208 所等，都对助力外骨骼进行了研究。

### 1.3 外骨骼机器人控制的研究现状

早期的外骨骼系统大多使用运动轨迹追踪的控制方法<sup>[20,21]</sup>，但位移控制在人机动作不一致时会产生大的作用力，从而产生人机交互的安全风险。因此外骨骼控制正越来越多的从单纯的轨迹控制，转向对穿戴者动作反应更加柔和的力矩控制。这不仅出于安全性与舒适型的考量，也包含了对人体动力学更深刻的理解<sup>[22,23]</sup>。

经典的 PID 反馈控制方法和其变化形式，由于简单、实用的特点，被广泛的应用到外骨骼系统的控制中。积分控制模块用于减小稳态误差，在低阻抗的外骨骼中有较好效果<sup>[24]</sup>。而在系统阻抗较高且模型不确定的情况下，PD 控制更为合适<sup>[25,26]</sup>。基于模型的控制方法经常用来提高力矩追踪的性能，典型的有使用逆动力学模型的前馈力矩补偿<sup>[6,21,27]</sup>，但这种方法只有在模型准确的时候才有较好的效果。自适应控制也经常用于人机交互系统中，例如基于 SEA 的被动控制方法<sup>[28]</sup>。迭代学习方法也被应用到腿式机器人的运动控制中<sup>[29]</sup>，这种方法通过一步一步的迭代来学习并消除误差，对于周期性轨迹的跟踪比积分控制有更好的效果。

在实际的应用中，力矩控制一般由底层控制器和上层控制器组成。底层控制器(如 PID 控制器)用来控制驱动器对期望关节力矩进行追踪，而顶层控制器用来产生期望的关节力矩。在这种控制策略中，期望力矩并不是事先选定好的控制目标，而是由人机交互过程中产生的动态信号。典型的上层控制器有直接力矩控制、阻抗控制、灵敏度放大控制和 EMG 信号控制方法。

直接力矩控制是最为简单的上层控制器形式，通过一个关于时间的函数来生成期望力矩曲线<sup>[30,31]</sup>，这里时间一般为测量的步态周期百分比。直接力矩控制只在稳定的运动模式下才能产生有效的助力效果，并且其曲线参数对个体、环境的变化较为敏感，需要针对不同条件进行精心调整。阻抗控制模仿了正常人类行走时关节角度与关节力矩的关系，根据关节角度信息来生成期望力矩<sup>[32]</sup>。它是典型的柔顺顺控制方法，具有较好的人机交互性，对扰动和不确定性有很好的鲁棒性。但是由于在控制过程中很难得到精确的位置轨迹，所以使得其控制精度有所欠缺。灵敏度放大控制是加州伯克利大学应用于 BLEEX 外骨骼的控制方法<sup>[33]</sup>，它需要精确的动力学模型。当穿戴者施加较小力矩带动外骨骼运动时，系统感受到人体运动意图并通过外骨骼将此运动放大，使穿戴者感受到较小的运动阻力。由于其依赖精确的模型，因此针对不同个体的适应度较差。基于 EMG 信号的控制方法是通过测量穿戴者的 EMG 信号，使用前向动力学的方法估计出外骨骼所需要的施加的力矩，从而实现端到端的直接控制<sup>[34]</sup>。但这种方法对于环境的要求较高，且受穿戴者的个体因素影响较大。

这些上层的控制策略均在特定环境和条件下有较好的效果，但无论那种控制方法，均需要根据穿戴者的个体特性来对控制参数进行调整，以达到最佳的助力效果。

### 1.4 “人在环中”的外骨骼优化

正如上节所述，由于人类个体之间生理学和神经学的差异，导致不同个体对同一个助力参数的反应大相径庭<sup>[35]</sup>，因此上层控制器的控制参数或助力模式需要根据个体差异进行调整。为了能够充分发挥外骨骼的潜力，控制器需要根据个体差异的不同，自动寻找其适合的助力模式，实时的调整控制策略使得穿戴者的身体机能达到最大值，这种方法被称为“人在环中”的优化方法<sup>[36]</sup>。

具体来说，人在环中优化以人体机能为反馈，以每个控制模式的控制器参数为优化对象，通过测量每组参数的生理反馈值，采用一定的优化算法找到适合个体的最佳参数，

从而达到提高人体机能的目的。

由于“人在环中”优化刚被应用到外骨骼领域，相关研究较少，但也有一些代表性方法。最初的研究使用线性搜索<sup>[36]</sup>或梯度下降<sup>[37]</sup>的方法优化单个控制器参数，前者对于高维参数优化效率较低，而后者对噪声非常敏感。Zhang 等人使用自适应协方差进化算法优化踝关节外骨骼的四个控制参数<sup>[38]</sup>，优化后穿戴者在常速行走状态下的代谢耗能下降了 24%。Ding 等人使用 Bayesian 优化算法对柔性髋关节外骨骼的两个控制参数进行优化<sup>[39]</sup>，但没有解决 Bayesian 优化在高维情况下维度爆炸的问题。

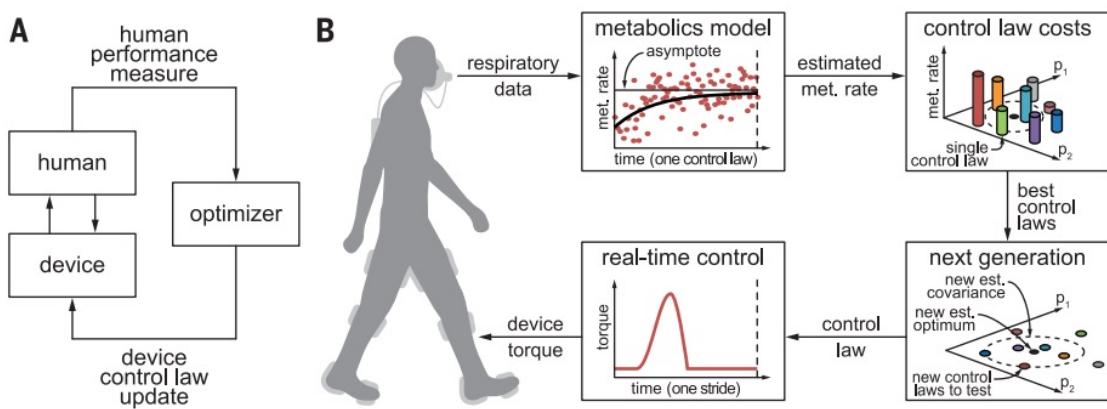


图 1.9 人在环中的参数优化方法

目前以人体机能为反馈的人在环中优化还存在很多问题。基于人体代谢耗能的反馈虽然较为稳定，但测量时间较长，导致优化效率很低，优化过程容易导致人体疲劳。另外适用于人在环中优化的算法目前尚无定论。稳定且灵敏的人体反馈数据、快速且有效的优化算法，仍有待进一步研究。

### 1.5 本文主要研究内容

本文主要研究一种踝关节式的助力外骨骼<sup>[40]</sup>。如图所示，外骨骼分为小腿框架和足部框架，可以在矢状面上以踝关节为轴进行转动，电机通过鲍登线和末端弹性驱动与外骨骼相连，并控制关节转动。主要演技内容包括以下三个部分：

**(1) 搭建外骨骼的数据采集与处理系统。**

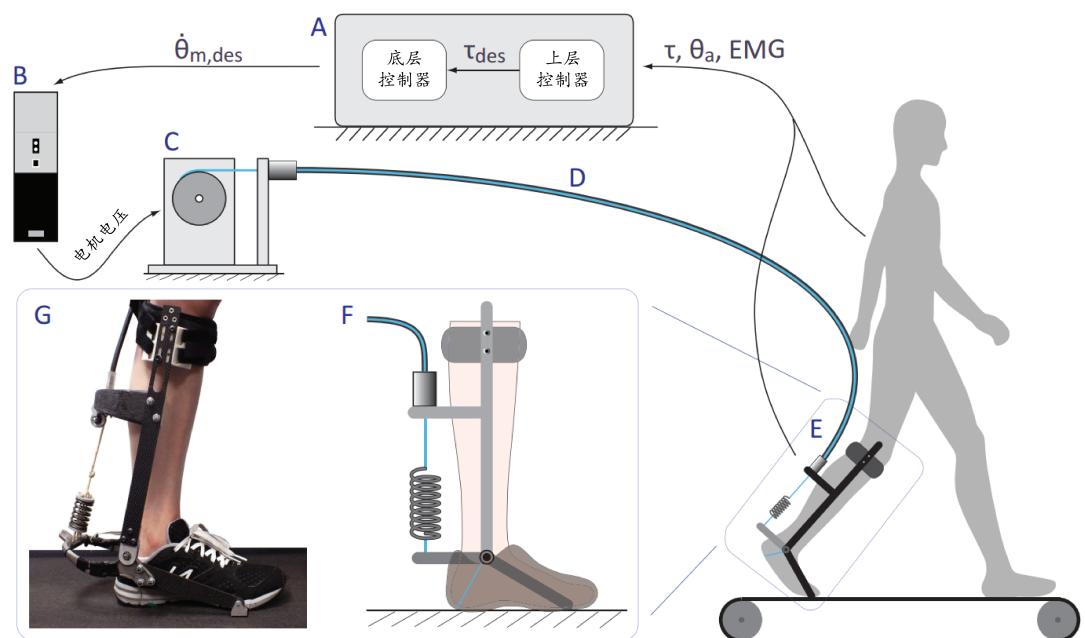


图 1.10 一种踝关节式助力外骨骼<sup>[41]</sup>

## 参考文献

- [1] Cloud W. Man amplifiers: Machines that let you carry a ton[J]. Popular Science, 1965, 187(5):70–73.
- [2] Schmeisser G, Seamone W. An upper limb prosthesis-orthosis power and control system with multi-level potential[J]. Journal of Bone & Joint Surgery American Volume, 1973, 55(7):1493.
- [3] 胡进, 侯增广, 陈翼雄. 下肢康复机器人及其交互控制方法 [J]. 自动化学报, 2014, 40(11):2377–2390.
- [4] Dollar A M, Herr H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2008, 24(1):144–158.
- [5] Kazerooni H. That which does not stabilize, will only make us stronger[C]. Proceedings of 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007. 18–18.
- [6] Kazerooni H, Steger R, Huang L. Hybrid Control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)[J]. The International Journal of Robotics Research, 2006, 25(5-6):561–573.
- [7] Gregorczyk K N, Hasselquist L, Schiffman J M, et al. Effects of a lower-body exoskeleton device on metabolic cost and gait biomechanics during load carriage[J]. Ergonomics, 2010, 53(10):1263–1275.
- [8] Strausser K A, Kazerooni H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton[C]. Proceedings of 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2011. 4911–4916.
- [9] JACOBSEN S C. On the development of XOS, a powerful exoskeletal robot[J]. Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems, San Diego, CA, 2007, 2007..
- [10] Walsh C J, Pasch K, Herr H. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation[C]. Proceedings of 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2006. 1410–1415.
- [11] Asbeck A T, De Rossi S M, Galiana I, et al. Stronger, smarter, softer: next-generation wearable robots[J]. IEEE Robotics & Automation Magazine, 2014, 21(4):22–33.
- [12] Kawamoto H, Sankai Y. Power assist system HAL-3 for gait disorder person[C]. Proceedings of International Conference on Computers for Handicapped Persons. Springer, 2002. 196–203.
- [13] 一种用于步态检测的柔性双足助力机器人感知系统的研究 [D]. 中国科学技术大学, 2010.
- [14] 外骨骼助力机器人控制系统设计与控制策略研究 [D]. 哈尔滨工业大学, 2015.
- [15] 牛彬. 可穿戴式的下肢步行外骨骼控制机理研究与实现 [D]. 浙江大学, 2006.
- [16] 孙建, 余永, 葛运建, et al. 基于接触力信息的可穿戴型下肢助力机器人传感系统研究 [J]. 中国科学技术大学学报, 2008, 38(12):1432–1438.
- [17] 孙兆君, 余永, 葛运建. 基于时间序列分析的可穿戴助力机器人传感器信号预测的研究 [J]. 传感技术学报, 2009, 22(3):345–349.
- [18] 自主减重外骨骼下肢机器人的混合控制系统设计与实现 [D]. 电子科技大学, 2014.
- [19] Zhu Y, Zheng T, Jin H, et al. Double closed-loop cascade control for lower limb exoskeleton with elastic actuation[J]. Technology & Health Care Official Journal of the European Society for Engineering & Medicine, 2015, 24 Suppl 1(s1):S113.
- [20] Saso J, Gery C, Thierry K, et al. Robotic orthosis lokomat: a rehabilitation and research tool[J]. Neuromodulation, 2007, 10(2):113–120.

lation Technology at the Neural Interface, 2010, 6(2):108–115.

- [21] Aguirre-Ollinger G, Colgate J E, Peshkin M A, et al. Active-Impedance Control of a Lower-Limb Assistive Exoskeleton[C]. Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007.
- [22] Mochon S, McMahon T A. Ballistic walking: an improved model[J]. Mathematical Biosciences, 1980, 52(3):241–260.
- [23] Mcgeer T. Passive Dynamic Walking[J]. Int.j.of Robotics Research, 1990, 9(9):62–82.
- [24] Giovacchini F, Vannetti F, Fantozzi M, et al. A light-weight active orthosis for hip movement assistance[J]. Robotics & Autonomous Systems, 2015, 73(C):123–134.
- [25] Gupta A, O'Malley M K, Patoglu V, et al. Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training[J]. International Journal of Robotics Research, 2007, 27(2):233–251.
- [26] Kong K, Bae J, Tomizuka M. Control of Rotary Series Elastic Actuator for Ideal Force-Mode Actuation in Human-Robot Interaction Applications[J]. IEEE Transactions on Mechatronics, 2009, 14(1):105–118.
- [27] Pratt G A, Willisson P, Bolton C, et al. Late motor processing in low-impedance robots: Impedance control of series-elastic actuators[C]. Proceedings of American Control Conference, 2004.
- [28] Zhang J, Cheah C C. Passivity and Stability of Human-Robot Interaction Control for Upper-Limb Rehabilitation Robots[J]. IEEE Transactions on Robotics, 2015, 31(2):233–245.
- [29] Van D W, Van d K H, Koopman B, et al. Improving the transparency of a rehabilitation robot by exploiting the cyclic behaviour of walking[C]. Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2013.
- [30] Philippe M, Wim D, Samuel G, et al. A simple exoskeleton that assists plantarflexion can reduce the metabolic cost of human walking[J]. Plos One, 2013, 8(2):e56137.
- [31] Jackson R W, Collins S H. An experimental comparison of the relative benefits of work and torque assistance in ankle exoskeletons[J]. Journal of Applied Physiology, 2015, 119(5):541–57.
- [32] Fite K B, Goldfarb M. Design and energetic characterization of a proportional-injector monopropellant-powered actuator[J]. IEEEASME Transactions on Mechatronics, 2006, 11(2):196–204.
- [33] Kazerooni H, Racine J L, Huang L, et al. On the control of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)[C]. Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots & Systems, 2006.
- [34] Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller[C]. Proceedings of Proc International Conference on Systems, 2003.
- [35] Zelik K E, Collins S H, Adamczyk P G, et al. Systematic variation of prosthetic foot spring affects center-of-mass mechanics and metabolic cost during walking[J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 2011, 19(4):411–419.
- [36] Felt W, Selinger J C, Donelan J M, et al. "Body-In-The-Loop": Optimizing Device Parameters Using Measures of Instantaneous Energetic Cost[J]. Plos One, 2015, 10(8):e0135342.
- [37] Quesada R E, Caputo J M, Collins S H. Increasing ankle push-off work with a powered prosthesis does not necessarily reduce metabolic rate for transtibial amputees[J]. Journal of Biomechanics, 2016, 49(14):3452–3459.
- [38] Zhang J, Fiers P, Witte K A, et al. Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking[J]. Science, 2017, 356(6344):1280–1284.
- [39] 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:eaar5438.

- 
- [40] Witte K A, Zhang J, Jackson R W, et al. Design of Two Lightweight, HighBandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons[C]. Proceedings of IEEE International Conference on Robotics & Automation, 2015.
  - [41] Zhang J, Cheah C C, Collins S H. Chapter 5 Torque Control in Legged Locomotion[J]. Bioinspired Legged Locomotion, 2017..

### 致 谢

在此感谢对本论文作成有所帮助的人。