

分类号: TP242.2

单位代码: 10335

密 级:

学 号: 11425007

浙江大学

博士学位论文



中文论文题目 : 液压驱动下肢外骨骼机器人摆动相控制系统研究

英文论文题目: Control System Research of Hydraulic Driven Lower Limb Exoskeleton in Swing Phase

申请人姓名: 靳兴来

指导教师: 朱世强 教授/博导

合作导师: 姚斌 教授/博导

专业名称: 机械电子工程

研究方向: 机器人运动控制

所在学院: 机械工程学院

论文提交日期 2017 年 1 月

液压驱动下肢外骨骼机器人摆动相控制系统研究



论文作者签名: _____

指导教师签名: _____

论文评阅人 1: _____

评阅人 2: _____

评阅人 3: _____

评阅人 4: _____

评阅人 5: _____

答辩委员会主席: _____

委员 1: _____

委员 2: _____

委员 3: _____

委员 4: _____

委员 5: _____

答辩日期: _____

Control System Research of Hydraulic Driven Lower Limb

Exoskeleton in Swing Phase

Author's signature: _____

Supervisor' s signature: _____

Thesis reviewer 1: _____

Thesis reviewer 2: _____

Thesis reviewer 3: _____

Thesis reviewer 4: _____

Thesis reviewer 5: _____

Chair: _____

(Committee of oral defence)

Committeeman 1: _____

Committeeman 2: _____

Committeeman 3: _____

Committeeman 4: _____

Committeeman 5: _____

Date of oral defence: _____

浙江大学研究生学位论文独创性声明

本人声明所呈交的学位论文是本人在导师指导下进行的研究工作及取得的研究成果。除了文中特别加以标注和致谢的地方外，论文中不包含其他人已经发表或撰写过的研究成果，也不包含为获得 浙江大学 或其他教育机构的学位或证书而使用过的材料。与我一同工作的同志对本研究所做的任何贡献均已在论文中作了明确的说明并表示谢意。

学位论文作者签名： 签字日期： 年 月 日

学位论文版权使用授权书

本学位论文作者完全了解 浙江大学 有权保留并向国家有关部门或机构送交本论文的复印件和磁盘，允许论文被查阅和借阅。本人授权 浙江大学 可以将学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索和传播，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存、汇编学位论文。

(保密的学位论文在解密后适用本授权书)

学位论文作者签名： 导师签名：

签字日期： 年 月 日 签字日期： 年 月 日

致 谢

时光如逝，岁月如流，转眼间在浙大读博的日子即将结束，犹记得当年一个人拎着箱子进入浙大校园的情景。在浙大的点点滴滴将是我一生的财富，期间充满了求知的乐趣，也经历了方向选择时的彷徨和迷茫，但幸运的是在浙大浓厚的学术环境中、在实验室团结向上的氛围中、在朱老师的指引下、在亲人的鼓励支持下，我终于将要完成学业！然而，此时此刻，却不忍说再见。千言难表寸心，值此论文成稿之际，谨向各位老师、亲友致以诚挚的祝福和衷心的感谢。

导师朱世强教授，修身洁行、为人师表、治学有方。学业上悉心指导，朱老师先后指导实验室在服务机器人、工业机器人以及特种机器人等领域进行研究，提纲挈领，指引学生快速高效地开展课题；提供广阔的交流平台，朱老师鼓励学生参加行业内的学术论坛、企业展览、国际交流，扩展视野，博采众长。朱老师德艺双馨，一方面对学生进行春风化雨般的教育，润物无声，引导学生道器兼修，另一方面古道热肠，对学生关怀备至。在读博的这段时间，每次学生家中有困难时，朱老师无论是精神上还是物质上都会给与强有力的支持。师娘杨立忠老师蕙质兰心、和蔼可亲，平日里对学生多有照顾，每逢佳节，又有关怀，温暖如家。能够有幸得到朱老师与杨老师的指导、关照，学生将感恩于心，拳拳服膺。

导师姚斌教授，独树一帜，治学严谨，开辟非线性自适应鲁棒性控制理论的先河，在控制领域蜚声国内外，分析问题鞭辟入里、培养学生发蒙解缚。姚老师在控制领域学识之精深、学问之严谨，使我受益匪浅。

同时感谢我另一位尊敬的老师，浙江工业大学裴翔老师。裴老师品行正直、精明强干、亦师亦友。裴老师在液压领域浸淫多年，技艺高超，对于课题中液压系统的设计和平台搭建给予了诸多指导。裴老师在机械设计及加工制造方面也有深厚积累，结构设计上独具匠心，诸多亮点，任何难题在裴老师面前都能迎刃而解。裴老师对于学生指导上兢兢业业、诲人不倦，对于学生生活上嘘寒问暖、关

怀备至。课题能够得到裴老师的指导也是人生一大幸事。求学过程中还有诸多老师需要感谢，唯恐挂一漏万，在此一并致以最真诚的感谢和祝福。

感谢在百忙之中为我评审论文的专家、老师，正是您们的点评，使我拓宽思路，也使我的论文不断完善。

自本科迄今，先后问道于岳麓山、老和山下，此段求学经历弥足珍贵，除了对诸位老师的感恩之外，也要感谢一路结识的朋友：课题组已毕业的同门师兄弟：刘松国、王会方、吴剑波、郑东鑫、罗召成、郑凌、马璇、张德盛、赵利军、陈志伟、陈庆诚、毛江平、孟袁龙、潘忠强、向可、王晓波、王伟伟、金星、贺静、韩信、李渠成、杨波，以及仍在课题组学习的张学群、杜佳玮、陈珊、崔正哲、王志、李月华、李超、卓颖莉、徐业业、祝义鹏、于亦奇、王彬、胡纪元、姜红建、胡超、许世飞、赵志鹏、金丁灿、朱见平，与诸位师兄弟妹朝夕相处、并肩奋斗的日子，使我在浙大的生活多姿多彩，在此向你们致以诚挚的谢意！也要感谢研究生阶段的诸位好友：朱本正、张春盛、朱吴乐、杨旭、洪啸、方雄、于国强、李晨、舒少龙、韩冬、俞敏、刘奔、王政、张成龙、张登雨、许琳、江捷、李世通、李科伟、杨鹏、赵厚强、蔺松波等人，感谢你们在学习、生活、工作上给我的帮助，特别要感谢王志，在我的博士课题进展中不断地督促我前行。与诸位朋友相处的日子将是我在浙大生活中最美好的回忆。

最后要感谢我的父母，在求学的道路上不断地给我以鼓励和支持，总是让我尽量少的去承担家里的事情，二老辛勤劳作供我读书，让我真切地感受到父母对孩子的爱是全天下最无私的。也是在二老身上，我看到了中国最传统的农村劳动人民，品行敦厚、吃苦耐劳、勤俭节约...任何美好的修饰词用在他们身上都不过分。每每念及“谁言寸草心，报得三春晖”，总是遗憾、自责于不能尽快孝顺父母。在此祝愿二老、也祝愿天下父母身体健康、平安快乐。同时，要感谢我的姐姐、姐夫，是他们在我跟哥哥都不在父母身边时，承担起了照顾父母的责任，他们不辞辛苦的照顾着父母，即便承受着很多委屈，承受着很多负担和压力。希望子恒、子璇今后能懂得姐姐、姐夫现在的辛苦，长大成材。同样，要感谢我的哥哥，虽然身在军营，身不由己，但是他对父母的照顾从未受到影响，反而是更加

高标准的要求自己，真正做到了“父母孝、兄弟悌”……凡此种种，姐姐、哥哥都给我做了最好的榜样。在所有要感谢的亲人朋友当中，还有一位是必须要着重提及的，感谢我的嫂子。作为军嫂，家庭的很多事情都落在了她的肩上，非常感谢嫂子对父母无微不至的关怀和照顾；非常感谢嫂子对哥哥生活的关怀备至和对哥哥事业的鼎力支持；也感谢嫂子对我及姐姐一家人的关心、照顾。今后我将用所取得的成绩及实际行动来感谢、感恩这份亲情。

感谢母校浙江大学。今天我以学校为荣，明天学校以我为荣。

新 来

二零一七年三月于求是园

摘要

下肢外骨骼机器人的样机在最近几年不断涌现，目前主要应用在助力及康复训练等领域，其作为典型的人机交互型机器人，涉及机构学、电子技术、计算机技术、控制技术、信息技术、传感技术、人工智能和仿生学等多学科知识。液压驱动下肢外骨骼机器人是一个典型的非线性系统，因此如何实现与穿戴者进行友好的人机交互，充分发挥穿戴者运动的灵活性以及外骨骼设备的耐力将是一个系统研究的课题。

第一章通过广泛的国内外调研发现，阐述了课题研究的背景和意义。

第二章，首先借助于 CAD 辅助设计软件、数值计算方法等工具实现参数的优化选择，并使用 SolidWorks 软件进行了三维绘图；其次设计了液压系统和电控系统，完成了液压驱动下肢外骨骼平台的搭建。

第三章，对摆动腿的运动学、动力学建模，便于设计基于模型的上层控制器；通过建立单关节液压缸的非线性模型，设计了三种底层力跟踪控制器；针对传统 DLS 方法在解决下肢外骨骼摆动腿雅可比矩阵奇异性问题时所引发的新问题，提出了三种改进方法，并通过 MATLAB 进行了仿真验证。

第四章，首次提出将获取人体运动意图的方法分为两层：第一层主要实现对步态的判别，因此设计了多传感器鞋底；第二层实现对人体运动意图物理信息的获取，在人机之间安装多维力传感器，并且引入导纳模型作为推导人体运动意图的方法，实现人机交互力与人体运动意图物理信号的建模。最后，搭建了人机交互系统摆动相的控制系统，明确了上层控制算法与底层单关节液压缸力跟踪控制器的不同应用点。

第五章，针对下肢外骨骼机器人的系统的非线性和系统中不确定因素的干扰，引入了滑模变结构控制器。为了减小系统稳态跟踪误差，引入了积分滑模面。针对传统的积分滑模面容易引起 Windup 效应，出现超调或执行器饱和，提出了两

种改进方法。并且采用趋近律的以改善趋近运动的动态品质，最后通过 MATLAB 仿真验证了系统性能。为了改善系统的平滑性，提高系统的鲁棒性，引入模糊系统以逼近干扰力矩，避免了因随意对干扰力进行估值所造成的系统波动。

第六章，考虑到对于复杂的非线性系统，难以获取准确的动力学模型。提出了一种基于单输入的模糊自适应滑模变结构控制器，通过利用模糊系统的逼近特性和自适应控制的强鲁棒性来设计滑模变结构控制器，从而降低控制器对模型的依赖性。

第七章，对论文的主要研究工作进行了总结，并且描述了相关创新点。

关键词：液压驱动下肢外骨骼，结构优化，逆雅克比矩阵，人机交互系统，多传感器系统，滑模变结构控制，模糊控制，自适应控制

Abstract

In recent years, prototypes of lower limb exoskeleton robot have been developed tremendously and were mainly designed for assistance and medical rehabilitation. As a typical human-machine interactive robot, lower limb exoskeleton is a cross-disciplinary integration including mechanics, electronics, computer science, cybernetics, bionics and other high-tech fields. As hydraulic driven lower limb exoskeleton is also an application of nonlinear system, how to achieve friendly human-machine interaction, which means the exoskeleton can provide maximum force assistance without affecting the flexibility of the wearer, is a systematic research subject.

In chapter I, the background and significance of lower limb exoskeleton robot are introduced based on a large number of state-of-the-art domestic and foreign literature.

In chapter II, the parameters of the system are optimized by CAD (Computer Aided Design) and numerical calculation method and other tools. Then, a three-dimensional model of hydraulic driven lower limb exoskeleton is developed using SolidWorks. Based on the model, hydraulic system and electrical control system are designed to complete the construction of the final lower limb exoskeleton platform.

Kinematic model and dynamic model of the hydraulic driven lower limb exoskeleton are built in chapter III. In the lower controller of the model, three methods are proposed by building nonlinear model of hydraulic cylinder so as to overcome the problems caused by the traditional DLS method when solving the singular problem of the inverse Jacobian matrix in wearable robots. Finally, these methods are verified by MATLAB simulation.

In chapter IV, a novel method is first introduced by this paper where the process of inferring wearer's motion intention is divided into two subsystems. The first subsystem captures the real-time phase of the leg of the lower limb exoskeleton. This function relies on the multi-sensor system in the shoes. In the second subsystem, the

physical information of the body is obtained by installing multi-axis force sensors installed between wearer and exoskeleton and introducing an admittance model as a motion intention inferring method to form a connection between the wearer and the human-machine interaction force. Finally, an architectural diagram of the overall human-machine interaction system is established to clarify the different effects of the upper and lower controller.

In chapter V, in order to solve the nonlinearity and unknown disturbance of the hydraulic driven lower limb exoskeleton, sliding mode control is introduced. Moreover, integral sliding surface is introduced to decrease the steady-state tracking error. However, the integral wind-up effect may emerge because of the initial tracking error. To solve this problem, two methods are proposed in the paper. Reaching law is also introduced to improve the effect of the reaching process. The effect of the controller is verified by MATLAB simulation. To decrease the chattering problem and improve the smoothness, fuzzy logic controller is adopted to approach the disturbance torque. Comparative experiments are given to demonstrate the effectiveness and robustness of the proposed approaches.

In chapter VI, considering the difficulty to get the precise dynamic model of the nonlinear robot system, the model-based controller is restricted in hydraulic driven lower limb exoskeleton. Therefore, an improved single input direct adaptive fuzzy sliding mode controller is proposed in this paper, which combines the general approximate characteristic of fuzzy system and strong robustness of adaptive system. Comparative experiments are given to demonstrate the effectiveness and robustness of the proposed approach.

In chapter VII, the major work of the study is summarized, and the conclusions and innovations of the study are elaborated.

Keywords: hydraulic driven lower limb exoskeleton; optimized design of structure; inverse jacobian matrix; human-machine interaction system; slding mode control; fuzzy control; adaptive control

目录

致 谢	I
摘要	V
ABSTRACT	VII
第 1 章 绪论	1
1.1 课题背景及意义	1
1.2 下肢外骨骼关键技术	4
1.3 下肢外骨骼研究现状	6
1.3.1 国外下肢助力外骨骼研究现状	6
1.3.2 国外下肢康复外骨骼研究现状	12
1.3.3 国内下肢外骨骼研究现状	14
1.4 国内外下肢外骨骼控制系统研究现状	16
1.5 课题来源和主要研究内容	19
1.5.1 课题来源	19
1.5.2 论文研究目标及主要内容	19
1.6 本章小结	20
第 2 章 液压驱动下肢外骨骼平台优化	21
2.1 引言	21
2.2 下肢外骨骼驱动方式	22
2.3 下肢外骨骼机器人仿生设计	24
2.3.1 人体下肢运动机理研究	24
2.3.2 机械结构与参数优化设计	26
2.3.3 液压驱动下肢外骨骼机器人样机设计	40
2.4 液压驱动下肢外骨骼机器人平台实现	42
2.4.1 液压系统设计	42

2.4.2 电控系统设计	43
2.5 本章小节	49
第3章 液压驱动下肢外骨骼机器人建模及仿真	51
3.1 引言	51
3.2 下肢外骨骼机器人摆动腿运动学建模	53
3.3 下肢外骨骼机器人摆动腿动力学建模	61
3.4 液压执行器非线性动力学建模	65
3.5 本章小节	73
第4章 下肢外骨骼机器人人机交互系统设计	75
4.1 引言	75
4.2 足底多传感器系统设计	77
4.3 步态识别算法	81
4.4 人机交互模型	82
4.5 下肢外骨骼机器人协同控制架构	84
4.6 本章小节	85
第5章 基于动力学模型的非线性积分滑模变结构控制	87
5.1 引言	87
5.2 滑模变结构控制系统	89
5.3 非线性积分滑模控制器设计	91
5.3.1 积分滑模面设计	92
5.3.2 趋近律选择	96
5.3.3 稳定性分析	97
5.4 控制器仿真及改进	99
5.5 实验结果及分析	104
5.6 本章小节	107
第6章 基于单输入的直接自适应模糊滑模控制	109
6.1 引言	109

6.2 基于单输入模糊滑模控制	111
6.3 实验结果及分析	116
6.4 本章小结	120
第 7 章 结论	123
7.1 全文总结	123
7.2 论文创新点	126
7.3 工作展望	128
参考文献	131
攻读博士学位期间获得的科研成果及奖励	143

图 目 录

图 1.1 下肢助力外骨骼的应用领域	2
图 1.2 我国服务机器人市场前景	3
图 1.3 美国雷神公司 (RAYTHEON) 系列外骨骼	6
图 1.4 加州大学伯克利分校研制的外骨骼	7
图 1.5 洛克希德·马丁公司研制的外骨骼	8
图 1.6 法国 HERCULE 系列外骨骼	10
图 1.7 其他助力外骨骼	11
图 1.8 日本 HAL 系列外骨骼	12
图 1.9 部分下肢康复外骨骼	13
图 1.10 国内高校研制的下肢外骨骼	15
图 1.11 电子科技大学下肢外骨骼	16
图 2.1 人体基准轴和基准面	24
图 2.2 关节运动示意图 ^[6]	25
图 2.3 大腿肌肉分布	26
图 2.4 CGA 步态数据	27
图 2.5 膝关节几何模型	28
图 2.6 液压缸安装位置示意图	30
图 2.7 膝关节力臂曲线	31
图 2.8 力臂-角度关系曲线	31
图 2.9 液压缸不同安装角效果	32
图 2.10 液压缸倾角曲线	33
图 2.11 膝关节伸展力矩变化曲线	34
图 2.12 膝关节弯曲力矩变化曲线	35

图 2.13 膝关节力矩-角度对比	35
图 2.14 第 I 代髋关节结构	36
图 2.15 髋关节四连杆机构简化	37
图 2.16 四连杆机构运动分析	38
图 2.17 髋关节四连杆机构改进	39
图 2.18 髋关节三维图	39
图 2.19 液压驱动下肢外骨骼	40
图 2.20 液压缸随关节角度变化的位移	42
图 2.21 下肢外骨骼液压系统原理图	43
图 2.22 下肢外骨骼硬件系统	44
图 2.23 COMPACTRIO 实时控制器	45
图 2.24 多维力传感器	46
图 2.25 伺服阀及放大板	46
图 2.26 STAR-200 伺服阀阶跃响应	47
图 2.27 下肢外骨骼软件系统	48
图 2.28 PC 人机交互界面	49
图 3.1 连杆坐标系和 D-H 参数	53
图 3.2 摆动腿坐标系统	55
图 3.3 DLS 方法角速度仿真结果	57
图 3.4 DLS 方法仿真参数对比效果	58
图 3.5 雅克比矩阵曲线	59
图 3.6 关节空间角速度	60
图 3.7 操作空间速度的比较	60
图 3.8 摆动腿简化模型	62
图 3.9 阀控缸模型	66
图 3.10 基于控制受限下的神经网络补偿控制系统	71

图 3.11 液压缸力跟随效果	73
图 4.1 人体步态周期	77
图 4.2 FLEXIFORCE A401	78
图 4.3 FLEXIFORCE A401 调理电路	79
图 4.4 脚底压力分布 ^[165]	80
图 4.5 下肢外骨骼脚底设计	80
图 4.6 脚底穿戴实验	82
图 4.7 基于导纳模型的物理型人机交互系统	84
图 4.8 下肢外骨骼摆动相人机控制系统结构	85
图 5.1 滑模运动示意图	90
图 5.2 分段对数类势能函数	93
图 5.3 分段正弦类势能函数	94
图 5.4 反正切类势能函数	95
图 5.5 类势能函数对比图	96
图 5.6 摆动腿控制器仿真效果	100
图 5.7 输入模糊化规则	102
图 5.8 模糊规则曲面	103
图 5.9 非线性积分滑模控制	104
图 5.10 控制程序框图	105
图 5.11 控制效果对比图	106
图 6.1 单输入自适应模糊滑模控制器框图	116
图 6.2 摆动腿穿戴	117
图 6.3 外骨骼摆动腿角度跟踪曲线	117
图 6.4 摆动腿控制效果对比图	118
图 6.5 不同负重摆动腿实验	119

表目录

表 2.1 下肢尺寸比例	33
表 2.2 下肢外骨骼机器人质量属性	41
表 2.3 多维力传感器技术参数	45
表 3.1 D-H 参数表	55
表 5.1 控制性能比较	101
表 5.2 模糊推理规则表	102
表 5.3 控制性能比较	106
表 6.1 控制性能比较	119
表 6.2 人机交互力比较	120

第1章 绪论

摘要：介绍了课题研究的背景和意义，综述了国外下肢助力外骨骼、国外下肢康复外骨骼和国内下肢外骨骼的研究现状，并分析了国内外下肢外骨骼机器人的控制策略。最后阐明了本课题的来源和主要研究内容。

1.1 课题背景及意义

集多种学科于一身的机器人学，例如机械、电子、计算机信息等，随着机器人向不同领域的拓展和应用，仍然对其他学科的知识有着强烈需求，因此机器人学是一门多个学科相互渗透、相互交叉的综合性学科^[1]。可穿戴机器人是作为人机交互领域的典型机器人出现，通常指根据人们的身体结构及肢体功能设计，可以由人们穿戴并实现一定功能。可穿戴机器人可以将人的智慧、灵活的操作能力与机器人装置的耐力、负载能力等相结合。自从上世纪 60 年代初，旨在增强穿戴者能力的外骨骼出现后，人机共融类机器人在工业操作、移动搬运等领域的研究就在不断进行^[2]。外骨骼机器人作为该类机器人的典型代表，在助力和康复领域得到显著发展，并且逐渐从军事用途往康复医疗、日常助力等用途转化^[3-5]。

外骨骼技术最初是在美国与前南斯拉夫两个国家开展研究，其中美国研究这项技术的定位是增强穿戴者的能力，主要用于军事用途；前南斯拉夫则是为了帮助残障人士，主要用于医疗康复。而直到现在，军事应用及医疗康复也是推动外骨骼技术发展的主要动力^[6]。

按照美国陆军条令，美国陆军的单兵负重分为三种：战斗负重约 28.6kg；行军负重约 45.8kg；应急负重，约 60kg。然而在实际情况中，如果士兵被沉重的负荷压得筋疲力尽，难以开展有效的作战，导致伤亡率的增加。因此，美军特种部队在作战时，允许士兵负重降至 18.2kg^[7]。2007 年，美军在阿富汗战场上，平均每 5.4 人中就存在一人因为背负太多重物而身体出现病患，很多负重行军的老兵都患有膝盖和腰的疾病。实际上，美国军方早已意识到该问题，并于 2000 年，

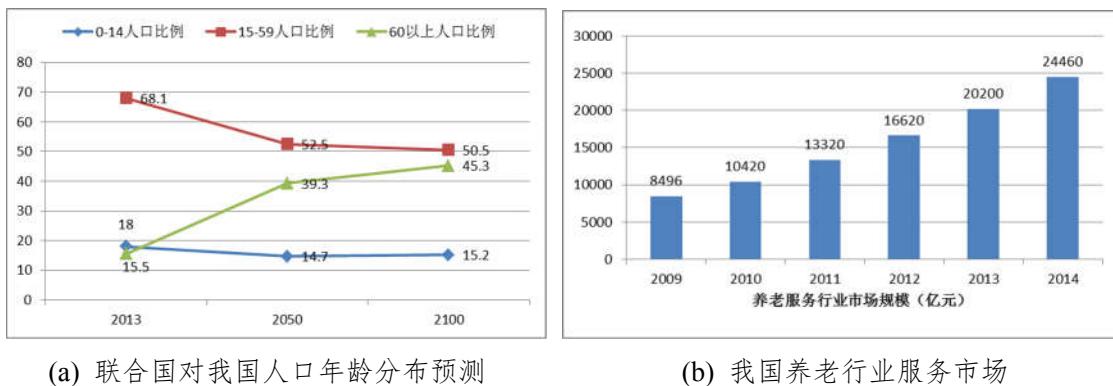
美国国防部高等研究计划局 (DARPA) 为了开发一款可在战场环境下增强士兵速度、力量及耐力的装备而提出了名为“Exoskeletons for Human Performance Augmentation (EHPA)” 的计划。



图 1.1 下肢助力外骨骼的应用领域

据 2016 年阿里 BCG 人工智能报告，美国国防部 20 年未到访硅谷，而在任国防部长卡特自去年上任以来连续 4 次密集访问硅谷，对人工智能表示出极大兴趣，直言要将民用 AI 技术用于改进国防装备体系，帮助美国培育出新型的“钢铁侠”战士^[8]。在美国国防部高等研究计划局 (DARPA) 的资助下，美国先后研发出 BLEEX、XOS 等类型的军用助力外骨骼，据悉，美国国防部 2017 财年建议的研发预算为 120~150 亿美元，相信军用助力外骨骼将会再次成为研究热点^[9]。2015 中国国产单兵外骨骼首次在首届中国军民融合技术装备博览会亮相，军方研

制外骨骼的主要包含两点：一是提高面对复杂地形、战场时的长期战斗能力；二是提供更强的负重能力，背负士兵的外部防护装备^[10]。助力外骨骼除了可应用在军事领域，在路况比较崎岖，例如负重爬山、过沟壑等特殊状况，也有着广阔的应用前景，例如科考、消防营救人员通常需要携带一定重物在不规则的路面上前行，此时传统的轮式移动设备或履带式移动设备因为携带不方便等原因难以进行推广应用^[4, 11-13]。此外，助力外骨骼可以在仓储搬运、船体焊接、农业种植等领域进行应用，以减轻工人的劳动强度。该类场合，可以充分发挥人的智慧和操作能力，以及外骨骼的耐力和负载能力^[14]。



(a) 联合国对我国人口年龄分布预测

(b) 我国养老行业服务市场

图 1.2 我国服务机器人市场前景

推动外骨骼产品发展的另一个关键领域是医疗康复。随着老龄化社会的加剧，利用机器人装备来帮助老年人处理日常生活、进行感情陪护以及进行康复训练成为一大发展趋势。联合国调研报告指出，在 2012 年，全球超过 60 岁（含 60 岁）的老人占全球总人口的 11.5%，并且这个数据在 2050 年将达到 22%^[15]。有些地区和国家的人口老龄化问题更加严峻，比如日本在 2012 年超过 60 岁（含 60 岁）的比例超过 30%，据预测，接下来的十年中，日本用于老年护理的政府支出预计将翻一番，达到每年 1750 亿美元。我国的人口老龄化问题也是非常严峻，第六次人口普查数据显示，截止 2010 年 11 月 1 日，我国超过 60 岁（含 60 岁）的老人比例达到 13.26%，个别沿海发达城市甚至已经超过 20%^[16]。随着人口老龄化的加剧，偏瘫、截瘫患者等逐渐增多，对康复设备的需求也日益强烈^[17]。通过世界卫生组织在 69 个国家开展的健康统计，我们可知，年满 18 岁的成年人中

18.6%存在中等以上程度的行动困难，他们出行唯一的选择是轮椅。但是与双腿相比，轮椅存在许多的缺点，如上下楼梯不方便、难以跨越沟壑以及长期依靠轮椅有可能导致身体其他病变的发生等。外骨骼的研制，不仅可以帮助部分老年人解决身体耐力不好、行走不灵活的问题，也可以帮助不能行走的人复原一些行动能力^[18-20]。目前国内康复理疗行业存在康复理疗普及率低和人才良莠不齐等问题，60%的康复需求仅得到不足20%的服务。图1.2透露出我国养老市场的巨大潜力，目前已成型产品主要包括手术机器人和外骨骼，据测算占据康复市场中80%的外骨骼到2020年将过百亿元^[21,22]。

综上分析，下肢外骨骼是一种典型的但又很新颖的具有可穿戴特点的机器人设备，站在人机一体化智能系统的角度，具有人主机辅的特征，将人的智能与外骨骼机器人的机械能量结合起来，近年来成为一个新的研究热点，并在军事、科研、工业生产和日常生活中得到广泛的应用，可以断言在不远地将来下肢外骨骼将显著影响人们的生活。尽管外骨骼已经在国外进行了几十年的研究，并且国外也研发了较多类别的样机，然而国内还处于样机研发阶段，因此潜心研究下肢外骨骼涉及的各项关键技术，是实现国产外骨骼设备突破的必由之路。本文将从理论和实践两方面着手，从下肢外骨骼的仿生结构设计、结构优化入手，搭建下肢外骨骼平台，设计选用合适的传感器及安装方式，实现可靠灵敏的人机交互，并且探讨人体运动意图的实现方式，结合滑模控制器、模糊控制器等非线性控制算法，完善下肢外骨骼摆动腿的跟随控制，提高穿戴者的穿戴体验。相关研究工作对于推动国内下肢外骨骼的发展具有重要意义。

1.2 下肢外骨骼关键技术

下肢外骨骼机器人是基于人体下肢结构和功能所设计的人机交互式机器人系统，可以被看做是对人体下肢功能的补充、提高甚至代替。根据下肢外骨骼应用目的的不同，可分为：矫正器类外骨骼，主要用于矫正人体的步态、修复下肢已经失去但正在恢复的功能，这类外骨骼可以改善下肢术后或者偏瘫患者下肢肌无力或步态不正常的状况，实现同正常人一样的功能；增强助力类外骨骼，该类

外骨骼可以帮助穿戴者背负更重的负载或者在同样负载的情况下减轻穿戴者的负担，甚至于提高穿戴者的速度、忍耐力等；替代类外骨骼，以假肢为代表，可以帮助失去下肢的人群重新站立起来并进行行走。

外骨骼根据不同的分类依据会有不同的分类方法，然而作为典型的人机交互型机器人，其所需要解决的核心技术确是一致的。

轻质便携的机械结构。机械结构是系统性能实现的前提和基础，为了使外骨骼与人的身体结构相一致，学者提出了拟人化的设计理念，随着研究的进展，又有学者提出了准拟人化的设计理念，更加强调了作用效率比的概念，机械结构的设计往往与执行器是分不开的，因此根据外骨骼的不同用途又决定了设计的不同理念，Adam B.Zoss 等^[23]针对液压下肢助力外骨骼的结构设计结合液压缸的优化设计进行了细致的分析，并提出了迭代优化的方法，Aaron M.Dollar 等^[24]则针对旨在帮助人跑步的下肢外骨骼结合电机、弹簧系统进行了结构设计，将脚跟着地时的能量通过弹簧储存起来，在摆动相时则通过机械结构将弹簧脱离开来，上海交通大学的高峰课题组^[25]则将自主研制的液压-电机执行器集成到下肢助力外骨骼结构设计中，并通过仿真优化结构设计。

简便可靠的多传感器融合技术。毫无疑问，在任何一个先进的机电系统中，多传感器融合技术都扮演者至关重要的角色，在下肢外骨骼中，多传感器融合系统主要实现以下几个功能：1) 检测人机交互信息，这是为下一步提取人体的运动意图做准备，加州伯克利大学的 Kazerooni 教授^[26]提出了两种实现方案，一是在外骨骼上加装加速度传感器以及背部安装多维力传感器的方式，二是在穿戴者身上安装倾角传感器的方式，以此来实现人机交互信息的检测；日本筑波大学的 Sankai 教授^[27]则采用在人体皮肤表面安装肌电传感器的方式；Kilicarslan 等^[28]则采用脑电信号提取人体的运动意图；还有最为直观地方法即是在人机之间安装多维力传感器 2) 检测外骨骼的运动信息，例如角编码器、加速度传感器等，是为控制器设计的方便对运动信息的检测。

先进的人机协同控制技术。外骨骼机器人最核心的技术可以归纳为人机的协同运动控制，对人体运动意图及时可靠的提取以及对外骨骼机器人的运动控制，

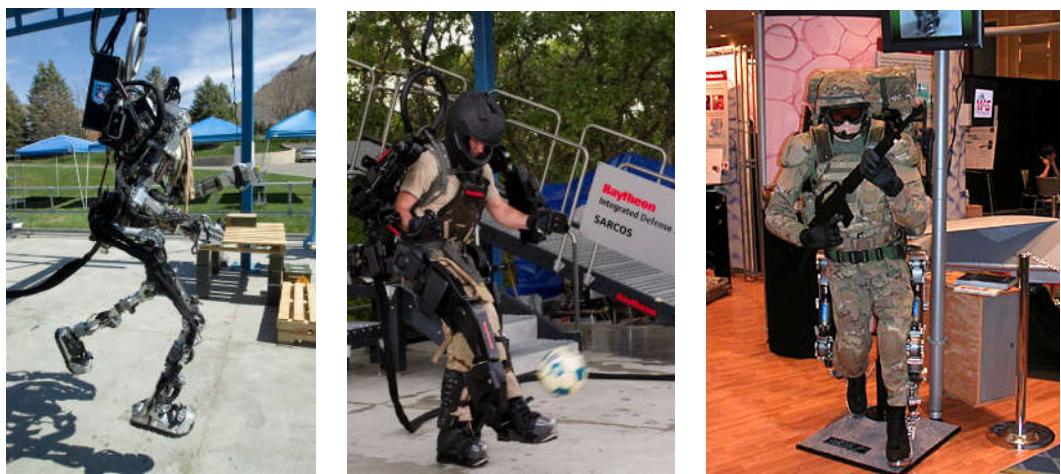
在外骨骼能够快速跟随穿戴者的运动意图的同时并实现相应的功能，阻抗模型、导纳模型、神经网络模型等以及力控制器、混合控制器等也不断地被应用到人机协同算法中^[29-31]。

外骨骼机器人同时是一个复杂的人机交互设备，除去上述三点核心技术外，其成功应用还应包括高效节能的能源技术、安全可靠的电控系统等等。下面将对目前世界上主要的下肢外骨骼研究状况进行总结。

1.3 下肢外骨骼研究现状

1.3.1 国外下肢助力外骨骼研究现状

通常人们将第一款外骨骼产品问世的时间定格为 20 世纪 60 年代，1965 年，在美国国防部的支持下，通用电气研发了一款外骨骼样机——哈迪曼，该外骨骼为全身外骨骼，旨在让穿戴者可以抬起达 682kg 的重物。然而直到 1970 年，只有一只手臂在给定指令的情况下可以抬起约 341kg 的重物，此时该外骨骼自身的重量已经达到 750kg^[9, 32, 33]。对于该款外骨骼而言，下肢主要起支撑作用。受限于当时的计算机处理速度、传感器技术以及执行器设计等核心技术，直到进入 21 世纪，可以由人穿戴并实现助力或康复训练的外骨骼才陆续出现。



(a) XOS 外骨骼

(b) XOS2 外骨骼

(c) XOS 下肢助力外骨骼

图 1.3 美国雷神公司 (Raytheon) 系列外骨骼

在 DARPA 的资助下，分别有三家从事外骨骼研究的公司先后推出样机，第一家是 Sarcos 公司，该公司从 2000 年就开始研制针对士兵助力的全身外骨骼 XOS，如图 1.3。该外骨骼允许穿戴者提起 200 磅的重物，甚至允许穿戴者做出快速击球的动作，由此可见该外骨骼的助力性能及对人体运动意图识别和快速跟随能力。美国雷神（Raytheon）公司于 2010 年收购了 Sarcos，并在原来外骨骼基础上改进了 XOS，推出了 XOS2。该外骨骼含有多达 30 个液压执行器及传感器，目前，该外骨骼还需要依靠外部能源进行供电，这限制了它的进一步应用^[34]。雷神公司在进行全身助力外骨骼研发的同时，还推出了主要面向战场应用的下肢助力外骨骼。

第二家受 DARPA 资助的是美国加州大学伯克利分校，2004 年 Kazerooni 教授带领团队成功研发出第一款可独立携带能源并可穿戴的下肢助力外骨骼——BLEEX（Berkeley Lower Extremity Exoskeleton）。BLEEX 由背架、两个金属机械腿及液压系统组成，重约 100 磅，如图 1.4。机械腿的结构以仿生设计作为准则，其中髋关节和踝关节有三个自由度、膝关节只有一个自由度。由于人在行进时的运动主要在矢状面内，同时为了降低系统功耗，BLEEX 的每个机械腿只有矢状面内的三个自由度采用液压驱动，其余自由度是被动自由度^[35-37]。试验表明，BLEEX 可以在负重 35kg 时，以 1.3m/s 的速度便捷行走^[38, 39]。



图 1.4 加州大学伯克利分校研制的外骨骼

继 BLEEX 研制成功后, Kazerooni 及其他相关研发工程师成立了 Ekso Bionics 公司, 该公司将外骨骼技术转向民用, 研发出了 ExoHiker、eLegs 等下肢外骨骼, 其中 ExoHiker 主要用于民间的长时间负重行走, 该外骨骼在自身重量、功耗及负重能力等方面都尽心了优化升级^[40]; eLegs 主要用于帮助下肢失去行动能力的截瘫患者或者下肢肌无力患者重新站立起来, 从目前公布的资料可知, 美国大约有 15 家康复中心已经开始使用该外骨骼, 每套约 14 万美金^[41, 42]。2016 年 10 月 21 日, 世界机器人大会在北京召开, Kazerooni 教授做了主题报告, 介绍了下肢外骨骼在助老助残领域的衍生产品 Phoneix, 并希望可以在中国进行市场推广。

HULC 是在 BLEEX 基础上, 由洛克希德·马丁公司研制的新一代陆军负重外骨骼, 整套系统由钛合金制成的机械腿、液压驱动装置、控制计算机及背部的负重部分、散热单元等组成, 如图 1.5。据马丁公司宣称, HULC 在负重 100kg 的时候, 穿戴者几乎感觉不到任何负重。其动力源是锂聚合物电池, 且总重量为 3.6kg。一次性充满电后, 能够在负重 90kg 时, 以 4.8km/h 速度不间断运行一小时。HULC 已经完成了多项测试, 并投入过战场进行测试评估, 穿戴 HULC 后, 士兵不仅可以提高负重能力, 还可以做下蹲射击或奔跑等复杂动作, 是目前最接近实用的下肢外骨骼^[43]。



(a) HULC 军用外骨骼



(b) Fortis 民用外骨骼

图 1.5 洛克希德·马丁公司研制的外骨骼

Fortis Exoskeleton 是洛克希德·马丁公司为美国的海豹突击队设计的另外一款

外骨骼，该外骨骼不需要驱动机构，主要用于帮助工作人员举起沉重的装备，例如各种工具或枪械武器。该外骨骼首先通过精细的计算，再加上设计时充分考虑了人体工程学，最终实现了在不影响人体操作的便捷灵活下，将穿戴者身上所背负、举起的重量分散转移到地面上，节省了工人体力，有效降低了工人肌肉损伤的概率。经测试，它至少可以承载约 16kg 的重量^[44]。

第三家受 DARPA 资助的是美国麻省理工学院（MIT），他们针对需要背负重物的士兵等对象，研发了一款下肢准被动式外骨骼，关节由弹簧储能机构和变阻尼器进行驱动，踝关节利用碳纤维弹簧缓冲脚后跟着地时的冲击力。该外骨骼自重约 11.8kg，需要携带 48v 的电池背包。经过测试，尽管穿戴该外骨骼时，穿戴者背部负重的感觉明显减轻，但是却需要多消耗 10% 的耗氧量^[45, 46]。

作为一款由电机驱动的全身外骨骼，Body Extender 隶属于意大利国防部“PRN”项目和欧盟“ECHORD”项目，于 2011 年，由意大利的 PERCRO 实验室研发完成，如图 1.7 (b)。该外骨骼由 22 个自由度构成，供电方式分为两种：一种可以选择外部供电，适合场地内作业；另一种是采用电池供电，适合移动作业。Body Extender 的一个显著特点是采用 EtherCat 工业总线来搭建整个外骨骼的控制网络，既保证了系统信号传输的实时性，又有效减少了引线的数量，提高了系统的稳定性和可靠性^[47-49]。

尽管 Body Extender 存在很多优点，但是其也存在一些缺点。从外观来讲，显得非常庞大臃肿，限制了其应用范围，而且其整机重量达到了 160kg；其次是由于 Body Extender 在设计时其关节速度都低于人体步行常规速度，因此穿戴者在穿戴后，无法以正常行走速度前进；另外，其人机之间的交互力也需要进一步减小，进一步完善控制系统。



图 1.6 法国 HERCULE 系列外骨骼

旨在使穿戴者能够轻松携带重物、防护器具等的“大力神”(HERCULE) 协同可穿戴式外骨骼，最早于 2011 年 10 月的巴黎“2011 年国际军警保安器材展”(MILIPOL) 上由法国某防务公司展出，其是在与法国武器装备总署的联合下研制成功，如图 1.6。该外骨骼主要由机械腿和背部支撑架组成，使穿戴者能够轻松背负重物，其中机械腿结合有机械装置、计算机和电子装置等。该外骨骼还可以装配机械臂，以使穿戴者能够搬运重物^[50-52]。HERCULE 已经研制两个版本：下肢版，主要用于战场，结构采用了准拟人化仿生设计；全身版，主要用于后勤服务，结构采用了非拟人化设计。作为外骨骼的核心技术是自动探测穿戴者的肢体运动，并且根据运动意图驱动外骨骼运动，“大力神”外骨骼创新性地采用了无线电控制，在负载 100kg 时，该外骨骼配备的电池可允许穿戴者以 4km/h 的速度前进估计 20km。



图 1.7 其他助力外骨骼

随着下肢助力外骨骼研发样机的不断问世，其应用领域也被不断拓展。2009年，日本东京农工大学研发了一款全身外骨骼，主要用来帮助穿戴者进行农业劳作，减轻劳动负担。该外骨骼总共有 10 个关节，下肢主要集中在髋关节、膝关节和踝关节。该外骨骼总重达 30kg，尽管穿戴时间仅需要五分钟，但是一个人进行穿戴还是比较困难的^[53]。

2000 年，日本神奈川理工学院研制了一款主要用于医院护士搬运和移动病人的全身外骨骼，该外骨骼采用微型旋转气动驱动器，分别布置在肩部、腕部和腿部，可以轻松搬运 85kg 的病人^[54]，但是气动外骨骼难免会受到气源的限制。

2015年，韩国汉阳大学研发一款电机驱动的下肢助力外骨骼 HEXAR-50，该款外骨骼单腿有7个自由度，其中髋关节3个，膝关节1个，踝关节3个，主要用来帮助穿戴者承担负载，该外骨骼最多可以提起约40kg重的重物^[55]。

1.3.2 国外下肢康复外骨骼研究现状

过去几十年来，人口问题已经成为日本的死结，政府当局对此一筹莫展，日本65岁及以上人口的比例是全世界之最。1995年，日本筑波大学教授山海嘉之教授和三阶吉行等结合“生化电子”技术，发明了具有科幻色彩的主打产品——Robot Suit HAL(Hybrid Assistive Limb)的机械外骨骼^[56]。2001年，图1.8所示的HAL系列混合助力外骨骼正式推出，该外骨骼采用仿人化结构设计，髋关节和膝关节在矢状面内的自由度是主动自由度，髋关节和踝关节在水平面和额状面内各有一个被动自由度。目前该外骨骼分为两种版式：下肢外骨骼，约重15kg，给使用者提供腿部助力和康复训练，可以帮助下肢存在行走障碍的患者进行正常的行走以及进行康复训练；全身外骨骼，约重23kg，可以帮助穿戴者抬起约100kg的重物。在负重70kg的情况下可续航2.6小时^[57-62]。



图 1.8 日本 HAL 系列外骨骼

据 OFweek 机器人网报道，旨在为符合要求的患有脊髓损伤的老兵供应 Rewalk 外骨骼机器人的评估、训练和装备的全国性政策已于 2015 年 12 月 17 日由美国退伍军人事业部颁布。符合条件的老兵可前往 Rewalk 的训练营进行训练，

训练合格者将有可能得到一套装备。Rewalk 是由以色列科学家 Dr. Amit Goffer 自 1997 年开始研制，历时十年研制成功，如图 1.9 (b)。目前该 Rewalk 包含两类产品，分别是个人版和康复版。Rewalk 个人版能够让患者重新站立起来，例如截瘫患者，因此强调针对单一病人量身设计，适合于在家和社区使用。Rewalk 康复版是面向治疗中心设计，能够提供有意义的运动和康复疗程^[63]。



图 1.9 部分下肢康复外骨骼

美国范德比特大学设计了一款下肢助力外骨骼，如图 1.9 (a) 主要用来帮助患者重新站立，患者穿戴该外骨骼后，需要借助拐杖保持平衡，实现行走功能。在髋关节及膝关节的矢状面内有无刷直流电机进行驱动，可以提供 12N.m 的长时间力矩及瞬时力矩可达 40N.m。考虑到可能存在的安全隐患，在膝关节位置设置

有限位块^[64]。

考虑到外骨骼设备重量及体积等因素对老年人或下肢患者的不方便性，韩国西江大学研发了一款通过钢丝绳传导驱动的下肢助力设备——EXPOS，如图 1.9 (c)。该外骨骼将电机、减速器、控制器等占重量及体积的部件布置在移动平台上，通过钢丝绳将动力传递到由人穿戴的外骨骼上，穿戴者扶着移动平台进行行走。EXPOS 确实减轻了穿戴者所穿戴的外骨骼重量，但是承载重量的移动平台却增加了占据的空间体积，限制了其应用场合^[18]。

针对中风和脊髓损伤患者的康复通常的方式是跑步机训练。为了提高训练的效率和降低训练师的劳动强度，瑞士苏黎世大学开发了一款与跑步机结合的下肢康复外骨骼：Lokomat，如图 1.9 (d)。该外骨骼同样只在髋关节和膝关节进行驱动，其大腿杆、小腿杆的长度可根据患者身高进行调节。Lokomat 通过一个四杆机构固定在跑步机上，患者每条腿通过三个绑带连接在外骨骼上。为了提高康复训练的效率，Lokomat 倡导让患者主动参与到训练当中^[65]。类似于该外骨骼，荷兰杜温特大学研制了 LOPES 下肢康复训练外骨骼^[66]，美国特拉华大学研制了 ALEX 下肢助力外骨骼等^[67]，目前该类外骨骼也被国内部分医院引进对下肢患者进行康复训练。

1.3.3 国内下肢外骨骼研究现状

国内对下肢助力外骨骼的相关技术研究开展较晚，尚处于研究阶段，主要以高校科研单位为主，其中浙江大学^[68]、哈尔滨工业大学、华东理工大学^[69]、中北大学^[70]、中科院、中国矿业大学^[71]、中南大学^[72]等^[73-78]、成都电子科技大学都进行了研制。目前我国的外骨骼研究主要集中在康复外骨骼上，随着人民生活水平的提高和科技的发展，助力外骨骼在民用领域及军用领域的巨大意义将得到越来越多研究机构的关注。

浙江大学作为国内最早研究外骨骼技术的单位之一，对助力外骨骼和康复外骨骼都有研究，而且取得了不错的成果。机械电子控制工程研究所的杨灿军教授带领其团队设计了一套气动驱动的外骨骼康复机器人，这款外骨骼有 8 个自由度，

髋关节 4 个，膝关节 2 个以及踝关节 2 个，通过脚底上的压力传感器采集压力信号，利用模糊逻辑分析决策方式识别使用者的动作，并控制各个关节的运动，从而实现对患者的康复训练^[79-82]。

中科院也是我国最早研究外骨骼单位之一，成功研制了下肢外骨骼机器人，并取名为 EXOP-1（认知外骨骼机器人 1 号）。为了实现外骨骼与人体贴合，在外骨骼的腰部和腿部分别设计了 9 处绑带，并且通过多达 22 个传感器来实现对外骨骼的姿态检测，除此之外，还包含 6 个驱动器和 1 个控制器，整个外骨骼的材料选择了航空铝，整机重约 20kg。中国科学技术大学也进行了下肢助力外骨骼的研制，采用电机驱动的方式，也成功搭建了实验样机^[83-85]。

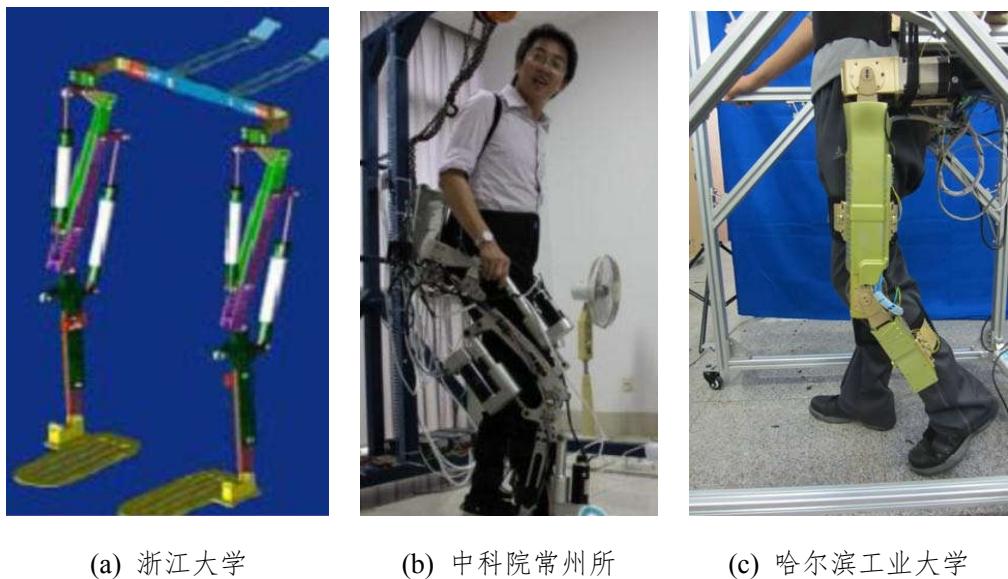


图 1.10 国内高校研制的下肢外骨骼

哈尔滨工业大学研制了主要用于地震救援工作的下肢助力外骨骼，该外骨骼旨在帮助救援人员背负负载，缩短救援时间。为了提高人体穿戴的舒适性及活动的自由度，外骨骼采用了包含冗余自由度的关节设计，减少了人与外骨骼由关节自由度限制而引发的运动干涉。外骨骼与人的交互信息通过检测薄膜压力传感器的压力变化来进行推断^[86-88]。

据公开资料显示，成都电子科技大学在康复外骨骼方向已经取得了巨大进

展，整个外骨骼共 10 个自由度，单腿 5 个自由度，主要集中在髋关节、膝关节和踝关节，通过采集足底压力信号和下肢加速度信号对人体步态进行判断。该外骨骼已于 2015 年 9 月在特奥会开幕式上进行了演示。然而由于该外骨骼结构上未考虑腰部的自由度，人体运动意图需要依靠与人体绑带连接的加速度传感器，对穿着者产生依赖。因此，该外骨骼主要应用于康复领域^[89-91]。



图 1.11 电子科技大学下肢外骨骼

1.4 国内外下肢外骨骼控制系统研究现状

为了实现外骨骼能快速跟随穿戴者运动并且实现助力功能，很多控制方法都在下肢外骨骼机器人上进行了研发和应用：例如灵敏度放大法（SAC）、虚拟力矩控制^[92]、主从控制^[93]、直接力反馈控制^[94]、力阻抗控制^[95-97]、肌电信号控制等。

Kazerooni 教授在 DARPA 支持下研制的下肢助力外骨骼 BLEEX，除了可以用于战场帮助士兵背负重物之外，还可以为事故救援人员、消防战士和其他需要携带食物、救援装备等重物前行的人群提供帮助。为了实现该外骨骼可以让人穿戴后舒适地完成步行、爬坡、弯曲、下坡等常见人体下肢步行状况，需要实现外骨骼对穿戴者实时运动的跟随，也即由穿戴者提供智能的控制系统，而外骨骼只负责跟随及支撑负载。BLEEX 创新地提出了并不直接测量人机间交互力的方式，并且以 BLEEX 可以跟随穿戴者的主动运动意图设计准则，提出了灵敏度放大法的概念。传统的控制器设计都是以抗干扰能力强为设计目标之一，而 SAC 恰恰与此相反，该控制器的目标是实现对外界干扰的放大，在无外力的情况下，外界

干扰主要是指由于人和外骨骼设备因为不一致运动所产生的阻力。该方法在 BLEEX 上得到了验证^[98-100]。

尽管 SAC 在 BLEEX 上取得了显著的成功，实现了跟随助力，该控制器依然存在不足，主要集中在两点：在有外部干扰力的情况下，人与外骨骼系统的平衡完全依赖于穿戴者的快速响应能力，对穿戴者造成不便；该控制器的鲁棒性较差，要求外骨骼模型的精度较高，但由于液压驱动的下肢外骨骼在行走过程中状态一直发生改变，以及负载存在变化的可能，难以建立准确的动力学模型。因此，Kazerooni 教授又提出了改进的控制系统：混合控制器。该控制器将步行周期分为摆动相和支撑相，其中在摆动相采用 SAC 控制器，提高了摆动腿的跟随能力，在支撑相采用位置控制。该控制系统并不需要对外骨骼建立精确的模型，因此对于负载变化的鲁棒性得到提高。但是，作为一种妥协，支撑相的位置控制需要穿戴者再穿戴七个倾角传感器来测量人的肢体的角度^[26]。

日本山海嘉之教授及三阶吉行结合生化电子技术（Cybernetics）研发了混合助力外骨骼（HAL）。Cybernetics 是一门集合了控制论、机械设计、信息学、神经学、机器人大学等多学科的前沿研究热点。HAL 采用了两种控制模式：自愿控制模式（Cybernetic Voluntary Control System）和主动控制模式（Cybernetic Autonomous Control System），不同的控制模式也将其应用拓展至医疗健康、重物搬运等领域。自愿控制模式通过肌电信号来推测人体的运动意图，借助于虚拟力矩控制器来推测关节力矩，并对人体下肢膝关节、髋关节的力矩进行放大实现助力^[27, 101-103]。该控制系统在人体步行的各姿态均可使用，然而该方法也有其局限性：肌电传感器必须要贴在人体的皮肤上，不同穿戴者信号强度不同，部分穿戴者可能会导致皮肤过敏，以及传感器信号会受到汗液、毛发等影响；部分神经损伤患者无法提取肌电信号。而主动控制模式恰恰弥补了此缺陷。主动控制模式，需要借助地面接触力及关节角度来推测人体的运动意图。其中通过布置在脚底的压力传感器来检测脚底各部位的触地情况，来推测人体重心的变化，主要集中在三种意图：步行的开始和停止，摆动的开始。关节角度提供了当前腿部各关节的状况^[104-107]。在摆动腿时，通过提取健康人体的活动轨迹作为参考轨迹，并采用 PD 控制器进

行控制，在支撑腿时采用常值控制器。该种控制模式适合于下肢肌电信号无法提取的患者^[108, 109]。

韩国国防发展代理局针对军事用途的液压下肢助力外骨骼，设计了一套双模式控制系统，主要包含支撑相的主动控制和摆动相的被动控制。主动控制采用虚拟力矩控制器，被动控制采用旁通阀的液压系统设计，实现摆动时的快速跟随，为了避免两种步态控制器过渡时的力矩波动，通过在脚底布置压力传感器，检测步态变化，从而引入指数函数平滑方法。实验表明，穿戴者穿上该下肢外骨骼后可以在背负45kg负载的情况下步行速度达到4km/h^[110]。

韩国汉阳大学 Donghwan Lim 等教授开发的下肢助力外骨骼采用准拟人化设计，为了实现对人体运动意图的跟随，采用了最为直观的方法：检测人和外骨骼之间的物理接触力。控制器架构主要分为两部分：传感器检测系统；电机控制系统。其中传感器检测系统主要完成检测人体运动信息以及人机交互力，为此需要在人和外骨骼之间安装多维力传感器。电机控制系统根据人体步态包含两种不同的控制器：摆动相时，采用虚拟力矩控制算法，得到理想的关节力矩；支撑相时，直接将多维力传感器检测到的人机交互力通过雅克比矩阵转换为各关节理想驱动力，最后通过 PID 控制器实现力跟随。该外骨骼已经进行了穿戴实验，并且通过肌电传感器进行检测，穿戴效果得到验证^[55, 111]。

下肢外骨骼作为人机交互设备中的典型机器人，同时由于人体步态的多样性，因此其控制系统设计也受到了国内很多高校的青睐^[112, 113]。海军航空工程学院的顾文锦教授团队对 BLEEX 所采用的 SAC 方法进行了分析并且做了进一步改进，针对外骨骼的非线性特性，采用 BP 神经网络建立其动力学模型，并结合 SAC 方法，进行了仿真^[114, 115]，之后又提出了分阶段控制的策略，摆动腿采用 SAC，支撑腿采用位置控制^[116]。北京航空航天大学的唐志勇教授团队利用导纳控制器可以联系力和速度的特性，将穿戴者与外骨骼之间的接触力转换为速度信息，并推导得出外骨骼的期望运动轨迹，实现位置跟踪，仿真表明该控制系统可以降低约 85% 的交互力，位置跟踪误差可控制在 $\pm 0.3^\circ$ 以内^[117]。尽管国内开展了很多研究，但是依然没有可以实现自主跟随的下肢外骨骼产品出现。

1.5 课题来源和主要研究内容

1.5.1 课题来源

本文的研究工作得到了“国家自然科学基金创新研究群体科学基金项(编号:51221004)”、“国家自然科学基金第二期创新研究群体科学基金项(编号:51521064)”、浙江省自然科学基金项目“多自由度旋转关节串联机器人摩擦环节分析与模糊建模补偿研究(Y13E050004)”、“谐波驱动工业机器人高精度运动控制研究(Y1100693)”和“杭州市重大科技创新项目(NO: 20132111A04, NO: 20142013A56)”、安徽三联机器人科技有限公司(NO: SQA20130808A)的支持,特此表示感谢。

1.5.2 论文研究目标及主要内容

课题以典型人机交互机器人下肢外骨骼为研究对象,主要研究目标为应用 CAD 设计、数值计算及 MATLAB 仿真等软件优化外骨骼仿生结构及研究先进控制策略提高下肢外骨骼机器人摆动腿的跟随性能,为下肢外骨骼机器人的真正应用提供理论支撑。本文以数理几何、机械原理、机器人学、控制理论等多学科交叉为基础,采用理论分析、数值仿真和实验相结合的方法,针对下肢外骨骼系统的平台搭建、运动意图提取及平稳高精度的跟随控制算法等关键技术展开理论及试验研究。具体研究内容如下:

(1) 液压驱动下肢外骨骼机器人平台结构优化

完成下肢外骨骼机器人各关节自由度的改进,对主动关节液压缸的安装位置进行优化设计,为下肢外骨骼摆动腿的随动控制的研究提供实验平台。

(2) 液压驱动下肢外骨骼机器人建模及仿真

分析人体运动步态,研究液压驱动下肢外骨骼机器人的运动学、逆运动学、多体动力学模型,以及主动关节液压系统动力学等基础内容,并搭建单关节运动控制仿真平台,研究单关节的随动控制。

(3) 人-机协同控制研究

在人体运动步态研究的基础上，设计多传感器融合系统，实现对人体运动步态的检测及对人体运动意图的推导，引入导纳模型，从而将人-机之间的交互力信息转化为外骨骼的理想运动轨迹，建立外骨骼的混合控制系统。

(4) 改进的滑模变结构控制器

针对下肢外骨骼系统的不确定性，引入滑模变结构控制方法，为了提高跟踪精度，通常采用积分滑模面，但是传统积分滑模面又会导致的 Windup 效应，因此提出了两类改进方法，并且设计了三类非线性类势能函数和对应的微分饱和函数，防止原有传统积分滑模面中的积分部分，有效改善了传统积分滑模面的收敛速度。同时借助于饱和函数的边界层性质：在边界层内，采用完整积分项来减少系统稳态误差并且提高系统鲁棒性；在边界层外，利用调节因子减弱积分项的影响，以避免因初始误差较大所引起的 Windup 效应。

(5) 简化模糊规则的自适应模糊滑模控制

考虑到下肢外骨骼模型的不确定性以及受负载、关节位置及关节角速度影响而无法获得准确的系统模型，结合模糊控制具有较高精度逼近非线性模型的特性和自适应控制的强抗干扰能力，考虑了一种单输入的直接自适应模糊滑模控制方法，并在此基础上进行了改进。最终实现了无模型的控制方法。

1.6 本章小结

本章介绍了课题研究的背景与意义，分析了国内外下肢外骨骼的研究状况及产业发展情况，解析了下肢外骨骼的两个发展方向：(1) 下肢助力外骨骼，主要应用在军事、救援、娱乐等领域；(2) 下肢康复外骨骼，主要应用在助老助残、康复训练等领域。反映了下肢外骨骼的巨大应用前景。探讨了国内外下肢外骨骼系统的控制策略，主要实现两个目的：(1) 对人体运动意图的快速跟随；(2) 承担负载，减轻人的负担。反映了下肢外骨骼控制系统的根本研究方向及研究意义。最后阐明了本课题的研究目标及内容。

第2章 液压驱动下肢外骨骼平台优化

摘要：采用准拟人化的设计准则设计液压驱动下肢外骨骼机器人，分析了人体下肢的肌肉分布以及标准的人体步态统计数据，为样机结构的优化提供了参考指标。对于膝关节，通过结合 CAD 辅助设计软件以及数值计算等方法建立液压执行器的参数方程，之后通过 MATLAB 仿真软件为参数的最优选择提供指导；对于髋关节，利用复数矢量法以及杆组法分析四连杆机构，验证参数选取的性能；之后，借助于三维设计软件 SolidWorks 进行了模型设计并输出了关节的相关运动轨迹；最后，设计了满足穿戴需求的液压系统和电控系统，完成优化后液压驱动下肢外骨骼平台的搭建。

2.1 引言

液压驱动下肢外骨骼平台包含液压驱动下肢外骨骼本体、液压系统、传感器系统以及控制系统。其中，液压驱动下肢外骨骼本体优化是本章的重点，需要根据液压执行器以及针对不同的穿戴者综合考虑各关节自由度的设置、液压执行器的安装位置等因素，本章采用准拟人化仿生设计下肢外骨骼本体。

由于外骨骼是穿戴在人体外面并与穿戴者紧密接触，因此其结构设计需要建立在对人体机体结构充分了解的基础上。根据外骨骼的设计思路，目前可分为三类：拟人化设计，准拟人化设计和非拟人化设计^[118]。拟人化设计是指根据人体的关节分布，设计下肢外骨骼使得下肢外骨骼具有与人体下肢一一对应的自由度，该类设计方法可以达到外骨骼与人体下肢实现相同动作的功能，简化了下肢外骨骼的设计思路，避免了人体穿戴外骨骼后因自由度不匹配可能导致的阻碍，然而，该设计理念将导致非常复杂的外骨骼结构，因此极少被采用。非拟人化设计，重在达到外骨骼的功能，即实现对下肢的助力、康复乃至增强穿戴者的能力，因此，结构形式并不与人体下肢结构相似，具有很多种可以实现的形式，因此可以设计更为简洁方便的机构，以 SprinWalker 为代表^[119]。准拟人化设计是指参照人体的

下肢各关节运动曲线，设计与人体下肢活动类似的下肢外骨骼机构，其自由度的配置并不与人体下肢各关节一一对应，但是能满足人体下肢的主要运动所需要的自由度要求^[120]，因此目前大部分下肢外骨骼都采用准拟人化的设计方法，例如 BLEEX、HAL^[121, 122]。

针对下肢外骨骼的结构设计，国内外很多学者都进行了相关研究。东南大学的贾山等人为使所设计的下肢外骨骼适用于各种常见步态，分析了非平衡性、强直性、短肢性、不同步速和不同负重等五种常见特殊步态以及正常步态的实验数据，对下肢外骨骼机构各关节进行了集成液压套索驱动系统的配置及优化^[123]；浙江大学的杨巍等人针对日益增多的脑卒中病人和脊椎损伤病人的康复训练需求，利用人机耦合系统五杆模型，建立动力学方程并推导出髋、膝关节的驱动力矩，为结构设计提供了考核参数^[124]；美国阿拉巴马大学的 Sai-Kit Wu 等人为了减轻驱动系统的重量，采用气动缸作为驱动方式，其设计主要目的在于为膝关节、踝关节提供充足的助力，结构设计未进行细致优化^[125]；南京理工大学的李阳等人为了解决下肢外骨骼结构更加紧凑，提出了一种新颖的机构，采用液压缸取代下肢机构，将膝关节的旋转运动变为液压缸的伸缩运动，目前该想法尚未看到样机出现^[126]。

本章从仿生学知识开展下肢外骨骼机器人仿生设计研究，研究分析人体下肢髋关节及膝关节的骨骼、肌肉分布为下肢外骨骼的驱动器布置提供设计依据；研究分析 CGA 数据（Clinical gait analysis），明确在正常人体步行时的髋关节、膝关节角度变化以及相应的关节力矩值，为下肢外骨骼液压执行器参数设计提供依据。基于以上的分析，得到定性的结构设计方案，并结合 CAD、MATLAB 及数值计算等方法进行下肢外骨骼各关节执行器参数的优化，并验证下肢外骨骼机械结构和液压设计参数的可行性。

2.2 下肢外骨骼驱动方式

通过第一章对当前下肢外骨骼研究进展的总结可知，目前常见的驱动方式都已经在下肢外骨骼中进行了应用，例如液压、电机、气动肌肉、气缸、电缸等，不

同的驱动方式有各自的优缺点，因此需要根据下肢外骨骼的应用场景进行比较选择。

电机驱动，是目前下肢外骨骼研究中采用的最为广泛的驱动方式，通常布置在与下肢外骨骼杆件平行的方向并通过锥齿轮等传动装置实现运动方向的转换或者布置在与下肢外骨骼关节同轴的方向，随着盘式电机的出现以及轻量化减速器的研制，电动式下肢外骨骼的外形更加简洁。然而受到盘式电机功率的限制或者大功率电机所带来的大重量及大体积限制，目前电机驱动主要应用在下肢康复助力外骨骼及下肢康复训练外骨骼上。

气缸驱动，以压缩空气作为工作介质进行驱动，具有结构简单、无污染、成本低的优点，但是气缸控制难以实现伺服控制、需配置空压机等，因此该驱动方式在外骨骼中应用较少。

气动肌肉，可以模拟人体肌肉的运动机理，其输出特性类似于人体肌肉，考虑到外骨骼设计的拟人化准则，在仿生机器人领域得到广泛的应用，属于柔性驱动器，与传统气缸相比具有更大的功率体积比和功率重量比，通常一个关节由两个通过拮抗安装的气动肌肉实现关节驱动，改变两个气动肌肉的充气压力就可以产生关节力矩，控制关节移动，该方案的优点是质量轻、价格低、易维护，但存在输出力矩太小以及难以达到较高的控制精度的缺陷，因此目前主要在医疗外骨骼方面或者简单的单关节助力设备中进行应用。

液压驱动，可分为液压缸和液压马达两种类型，目前主要以液压缸为主，其在下肢外骨骼中的布置方式类似于人体肌肉的布局，因此整体结构比较简洁。由于液压系统具有较高的功率质量比，与传统同功率的电机相比，液压缸的重量一般只为电机重量的 10%~20%，尺寸也只有电机的 12%~13%，而且液压缸的输出力可以通过调节系统压强进行调节。液压控制系统的优点是输出位移受负载变化的影响小、系统响应快、具有较高的控制精度、抗负载刚度大。液压系统的主要缺点则是需要提供系统油压，但是随着微型泵的研制以及高效节能的液压系统的设计，将逐渐解决上述缺点。该驱动方式主要应用在下肢助力外骨骼，尤其是面对工业场合、军事领域、救援抢险等工况的助力外骨骼。

本文所研制的下肢外骨骼定位为应用于事故救援等场合的下肢助力外骨骼，要求救援人员穿戴该外骨骼后能够负重 60kg、行走常规平均时速 4km/h，耗氧量相比于同样工况未穿戴外骨骼时减少 10%。因此针对以上目标，需要设计一套下肢助力外骨骼，原本由救援人员承担的负重需要经由外骨骼承担，因此，考虑到驱动器的不同应用工况，课题组所研制的下肢外骨骼采用液压缸驱动的方式。

2.3 下肢外骨骼机器人仿生设计

2.3.1 人体下肢运动机理研究

人体下肢由盆带骨和游离下肢骨组成，以髋、膝和踝三个关节连接^[127]。作为一种多轴性球窝状关节，髋关节主要起到连接躯干与下肢的功能，是全身承受体重最多的关节。髋关节的关节囊较为稳固，主要原因有二，一是其结构主要包含股骨的股骨头和髋骨的髋臼两部分，二是由髂骨韧带、耻骨韧带和坐骨韧带支撑。髋关节在人体日常运动中除负担较大的应力外，同时在我们站立行走时也具有特殊的传导功能^[128]。髋关节具有多达三个自由度：屈/伸，外收/内展，旋内/旋外。在人体正常行走时，主要的活动都是在矢状面内，因此髋关节设计时主要考虑屈/伸自由度。为了方便对各关节自由度的描述，对人体的基准轴和基准面进行如图 2.1 所示的定义：

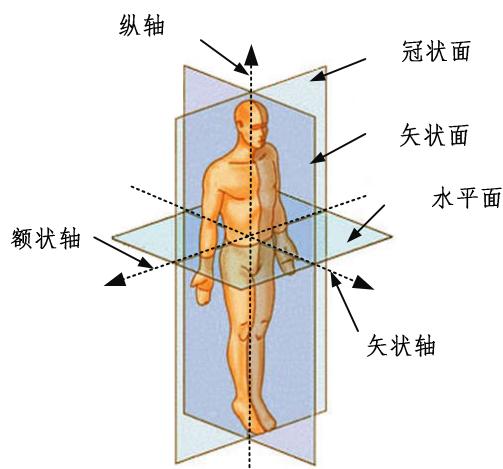


图 2.1 人体基准轴和基准面

- (1) 水平面, 与地面平行, 把人体分为上、下两部分;
- (2) 矢状面, 与身体侧面平行, 把人体分为左、右两部分;
- (3) 额状面, 与身体前面平行, 把人体分为前、后两部分;
- (4) 矢状轴, 水平面和矢状面相交而得到的轴线;
- (5) 额状轴, 水平面和额状面相交而得到的轴线;
- (6) 纵轴, 矢状面和额状面相交而得到的轴线。

屈/伸自由度指的是关节的运动是在矢状面内绕横轴的运动, 其中屈的方向为正方向, 对于大腿表现为大腿抬起, 对于小腿表现为小腿弯曲。为了形象地表示各个关节的自由度, 进行如图 2.2 所示的定义:

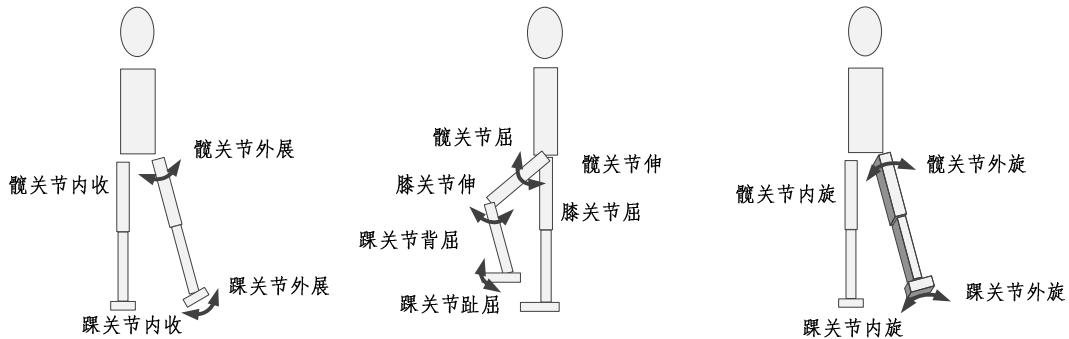
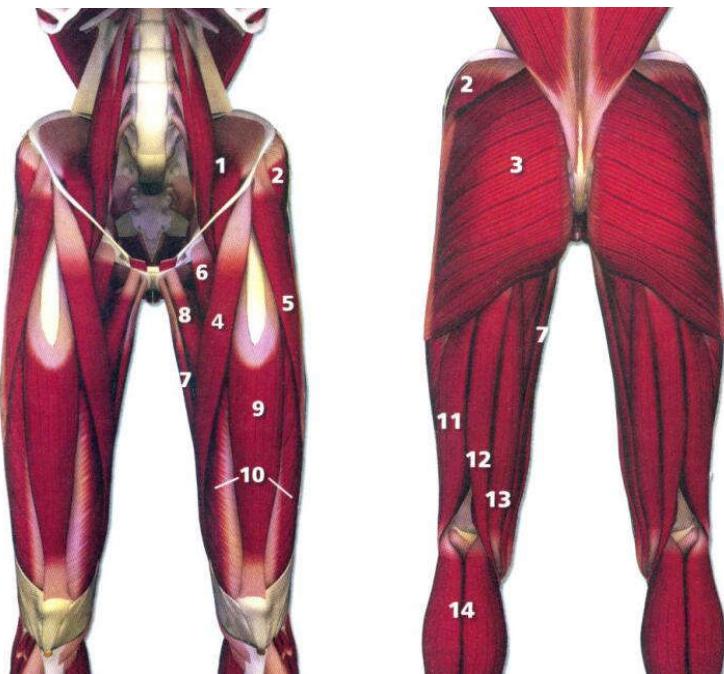


图 2.2 关节运动示意图^[6]



1. 髂腰肌；2. 臀中肌；3. 臀大肌；4. 缝匠肌；5. 阔筋膜张肌；6. 耻骨肌；7. 股薄肌；8. 长收肌；9. 股直肌；10. 股四头肌；11. 股二头肌；12. 半腱肌；13. 半膜肌；14. 胫肠肌

图 2.3 大腿肌肉分布

根据人体生物力学可知，使髋关节屈的肌肉主要有髂腰肌、耻骨肌、缝匠肌、阔筋膜张肌和股直肌，使髋关节伸的肌肉主要有臀大肌和腘绳肌。肌肉的分布位置如图 2.3。

研究表明，膝关节具有两个自由度：屈/伸，旋内/旋外。但是由于旋内/旋外的角度较小，通常在设计外骨骼时，忽略该自由度。使膝关节屈的肌肉主要有股薄肌、缝匠肌、腓肠肌、腘绳肌，使膝关节伸的肌肉主要有股四头肌。

2.3.2 机械结构与参数优化设计

在国内外的下肢外骨骼设计过程中，很重要的一个设计参考数据是人体步行的大数据，在 BLEEX 的设计过程中，就是参照 CGA (Clinical Gait Analysis) 数据确定各关节所需的力矩、关节速度等参数。尽管这样的参考数据并不是很适合设计需求，但是却给外骨骼的设计提供了量化指标。

在课题组自主设计下肢外骨骼的过程中，我们同样参照了 CGA 的步态数据进行分析，图 2.4 是体重 75kg 的人以 1.3m/s 速度前行时的步态数据：

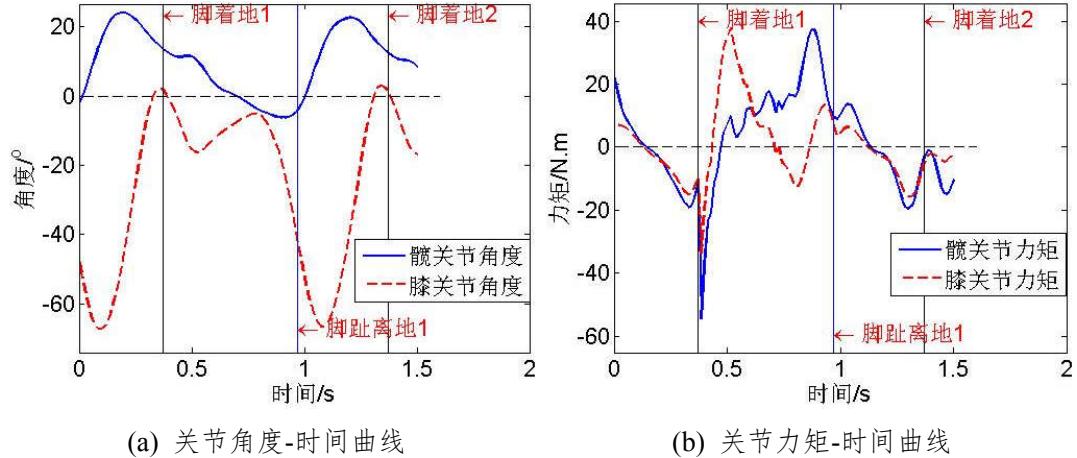


图 2.4 CGA 步态数据

观察图 2.4(b)可以发现，约在 0.4s 脚跟着地时，膝关节力矩存在一个向下的尖凸，该弯曲力矩保持小腿的弯曲姿态以承受脚跟着地的冲击，在支撑相初期，即约 0.5s 时，力矩逐渐达到最大值，这是为了使膝关节保持直立以承受负载，在支撑相末期，即约 1.4s 时，膝关节弯曲，力矩变为负值。膝关节的力矩值在 -35N.m~60N.m，因此需要双作用执行器，并且因为两个方向的力矩不一样且膝关节伸直的力矩偏大，因此液压缸无杆腔输出力应使膝关节伸直。

观察图 2.4(a)可知，在 75kg 的人以 1.3m/s 的速度前行时，膝关节的活动范围大约在 $-5^\circ \sim 70^\circ$ ，Jose 等人^[2]提出膝关节的活动范围约在 $0^\circ \sim 160^\circ$ ，考虑到穿戴者在爬楼梯或下蹲时需要较大的膝关节弯曲角度，以及为避免外骨骼膝关节角度太大有可能导致的对人体膝关节的伤害，本文设计的膝关节矢状面内的活动自由度为 $0^\circ \sim 120^\circ$ 。

由于液压缸是线性执行器，采用类似于人体肌肉的布局方法，将液压缸的两端分别安装在大腿和小腿上，图 2.5 是液压缸在膝关节的安装简图，其中液压缸的无杆腔安装在 A 端，有杆腔安装在 B 端。

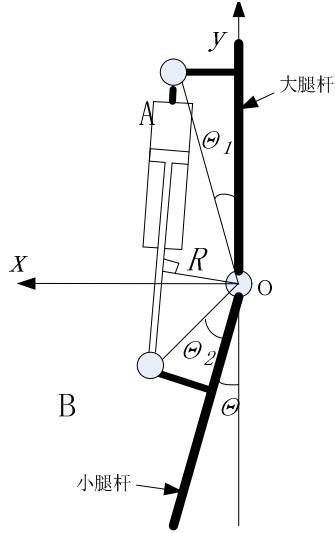


图 2.5 膝关节几何模型

图 2.5 中, o 代表膝关节旋转中心, θ 代表膝关节的弯曲角度, θ_1 代表液压缸无杆腔端在大腿杆上的安装角, θ_2 代表液压缸活塞杆在小腿杆上的安装角, R 代表液压缸压力的力臂, x 、 y 是建立的直角坐标线的横轴和纵轴, 在该坐标系中, 定义图中液压缸的两个安装点的坐标为 $A(x_1, y_1)$ 、 $B(x_2, y_2)$, 并且定义 $OA = r_1$ 、 $OB = r_2$, 可得:

$$\begin{cases} x_1 = r_1 \cdot \sin \theta_1 \\ y_1 = r_1 \cdot \cos \theta_1 \end{cases} \quad (2-1)$$

$$\begin{cases} x_2 = r_2 \cdot \sin(\theta_2 + \theta) \\ y_2 = -r_2 \cdot \cos(\theta_2 + \theta) \end{cases} \quad (2-2)$$

液压缸安装位置由 A 到 B 的实时坐标向量可以表示为:

$$\vec{A} = \vec{AB} = (r_2 \sin(\theta_2 + \theta) - r_1 \sin \theta_1, -r_2 \cos(\theta_2 + \theta) - r_1 \cos \theta_1, 0) \quad (2-3)$$

其中, s 表示正弦函数 $\sin(\bullet)$, c 表示余弦函数 $\cos(\bullet)$ 。

根据向量叉乘的意义, $|\vec{a} \times \vec{b}| = |\vec{a}| \cdot |\vec{b}| \cdot \sin \langle \vec{a}, \vec{b} \rangle$, 结合图 2.5, 可以得到液压缸输出力相对于膝关节旋转中心的力臂矢量:

$$\vec{R} = \frac{\vec{A}}{|\vec{A}|} \times \vec{OA} = \left(0, 0, \frac{r_1 r_2 s(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}{\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}} \right) \quad (2-4)$$

因此，液压缸输出力的力臂为：

$$R = \frac{r_1 r_2 s(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}{\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}} \quad (2-5)$$

根据前文的分析，膝关节角度设计的范围满足： $\theta \in (-120^\circ, 0^\circ)$ ，为了书写方便，此处将膝关节角度定义为弯曲为正，则 $\theta \in (0^\circ, 120^\circ)$ 在该条件下有：

$$\theta_1 + \theta_2 \leq 60^\circ \quad (2-6)$$

利用余弦定理，可以得到液压缸的实时长度：

$$L = \sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2 + \theta)} \quad (2-7)$$

在膝关节弯曲角度最大及弯曲角度最小时，分别对应了液压缸的最短长度及最长长度，公式如下：

$$\begin{cases} L_{\max} = \sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2)} \\ L_{\min} = \sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2 + 120^\circ)} \end{cases} \quad (2-8)$$

为了能够得出膝关节各部分尺寸，可进行如下分析：

(1) 液压缸可以提供给膝关节的力矩由液压缸输出力以及力臂所决定，而由公式(2.5)可知，力臂 R 又受液压缸安装位置，即 θ_1 、 θ_2 的影响，因此通过优化液压缸的安装位置，使得对应每一膝关节弯曲角度 θ 时的力臂 R 增大，则有助于降低下肢外骨骼对液压系统油压的要求，将有助于降低功耗并提升系统的安全性。假设液压缸尺寸已经确定，为了分析不同液压缸安装位置的影响，本文结合CAD软件对此进行定性分析，如图2.6，虚线AB表示膝关节最小弯曲时，液压缸的最大长度，虚线AB'表示膝关节弯曲最大角度时，液压缸的最小长度。很明显可以看出图2.6(c)中液压缸的方向变化较小，考虑到力的定义包含大小和方向两个要素以及力的方向变化过大会导致较差的穿戴体验。因此选取2.6(c)的布置状况，即，更有利于液压缸的稳定。

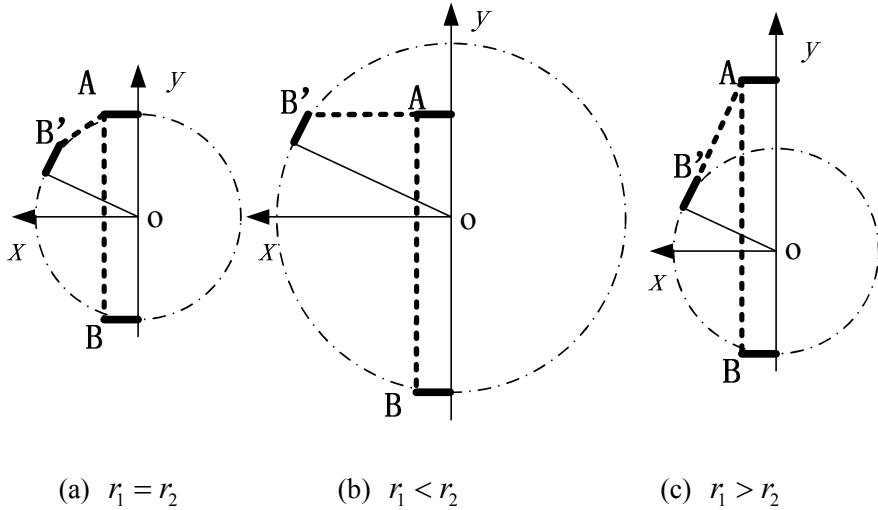


图 2.6 液压缸安装位置示意图

(2) 基于以上分析, 定义:

$$\frac{r_1}{r_2} = k, (k > 1) \quad (2-9)$$

定义单位长度为 a ，结合式(2-9)可做如下假设：

$$\begin{cases} r_1 = ka \\ r_2 = a \end{cases} \quad (2-10)$$

将式(2-10)代入式(2-5)可得:

$$R = \frac{ka \cdot s(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}{\sqrt{k^2 + 1 + 2k \cdot c(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}} \quad (2-11)$$

针对上式，结合 MATLAB 进行仿真，得到力臂与膝关节角度的关系曲线如图 2.7。通过图 2.4(a)及图 2.4(b)可知，在膝关节弯曲角 $\theta = 20^\circ$ 时，膝关节所需的弯曲力矩最大，结合式(2-6)可知力矩最大点位于图 2.7 中的 C 框中，在该区域， $k \geq 5$ 之后，力臂 R 近似于直线，考虑到 k 增大，在 r_2 不变时，将导致 r_1 的增大，牺牲了液压缸的轴向尺寸，因此取：

$$k = 5 \quad (2-12)$$

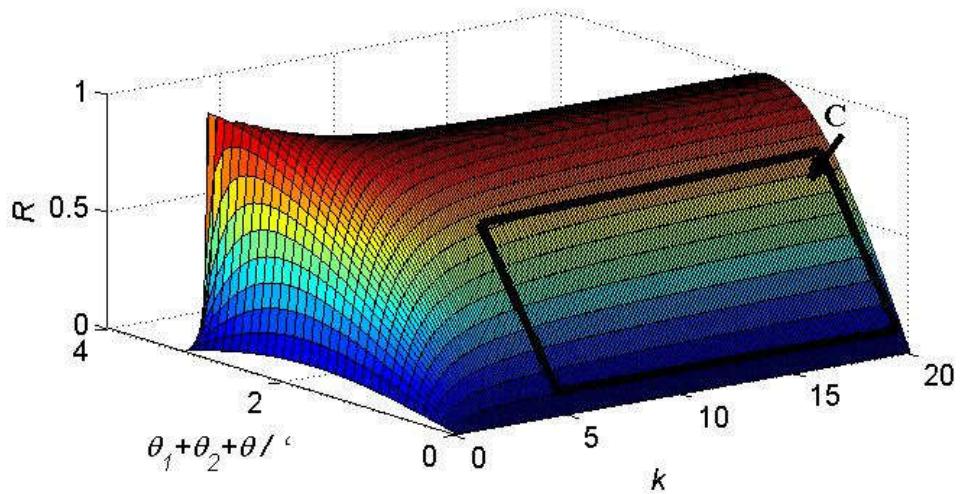


图 2.7 膝关节力臂曲线

(3) 由式(2-12)初步确定了液压缸安装位置的比例关系后, 安装角的确定就成为必须要解决的问题, 此时结合式(2-11)、式(2-12), 利用 MATLAB 进行分析, 得到下图:

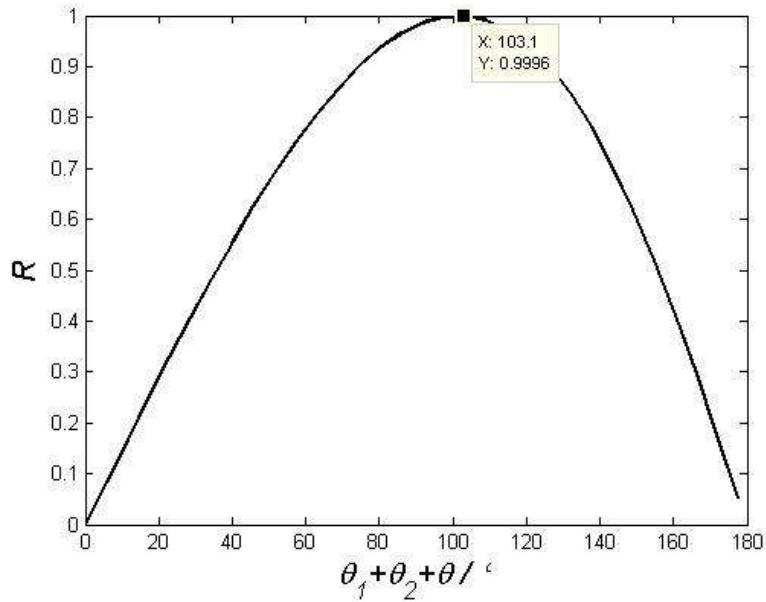


图 2.8 力臂-角度关系曲线

由图 2.8 可知, 当 $\theta_1 + \theta_2 + \theta = 103^\circ$ 时, 力臂 R 最大, 而且力臂随着角度的变

先增大后减小，毫无疑问，最理想的情况应当是当 $\theta = 20^\circ$ 时，力臂取最大值，然而此时 $\theta_1 + \theta_2 = 83^\circ$ ，与式(2-6)相矛盾，因此可知无法使得力臂的最大值与膝关节力矩最大值在同一角度实现，通过图 2.8 的性质，在膝关节力矩达到最大值的过程及之后的一段时间，力臂仍然处于递增阶段，显然 $(\theta_1 + \theta_2)$ 越大，力臂越大，通过观察图 2.4，也可以得出在膝关节弯曲角 θ 在 $10^\circ \sim 20^\circ$ 时，力矩较大，因此，我们希望力臂在此时取较大值，综上，可得出结论：

$$\theta_1 + \theta_2 = 60^\circ \quad (2-13)$$

为了分析 θ_1 、 θ_2 取值不同的影响，结合式(2-10)、式(2-12)、式(2-13)，并再次借助 CAD 软件进行定性分析：

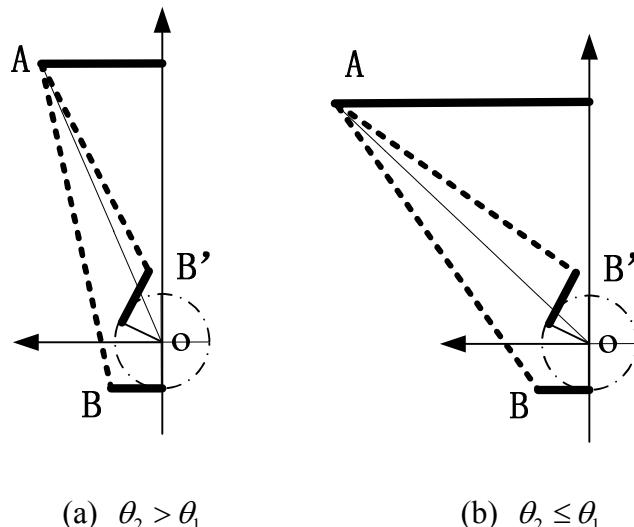


图 2.9 液压缸不同安装角效果

由图 2.9 可知，不同的安装角度将影响液压缸的倾斜角度以及液压缸固定端与大腿杆、小腿杆的垂直距离。定义向量 $\vec{B} = (0, -1)$ ，可得出液压缸的倾角方程：

$$\gamma = \arccos\left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| \cdot |\vec{B}|}\right) = \arccos\left(\frac{r_2 c(\theta_2 + \theta) + r_1 c \theta_1}{\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1 r_2 c(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}}\right) \quad (2-14)$$

对于式(2-14)，利用 MATLAB 分析倾角 γ 与 θ 及 θ_1 的关系：

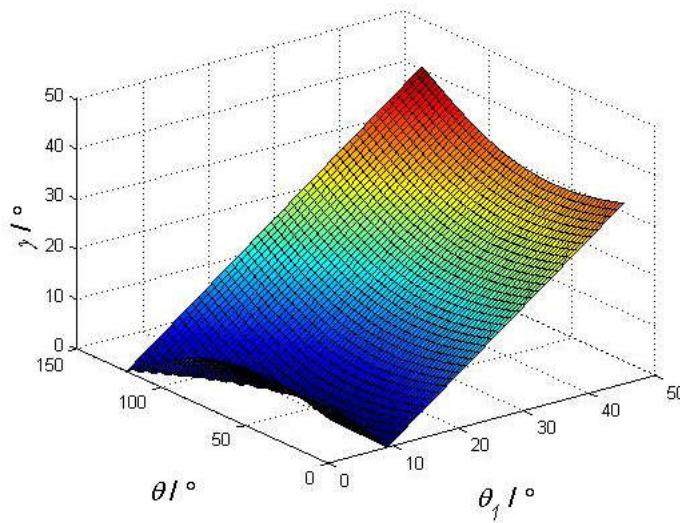


图 2.10 液压缸倾角曲线

分析图 2.10 可得：在 $\theta_1 > 10^\circ$ 后，随着膝关节的弯曲，即 θ 的增大，液压缸的倾角逐渐变大，且方向一致；在系统膝关节弯曲角度下，液压缸倾角随着 θ_1 的增大变化越来越剧烈。基于以上分析，结合式(2-13)，选取：

$$\begin{cases} \theta_1 = 15^\circ \\ \theta_2 = 45^\circ \end{cases} \quad (2-15)$$

(4) 由式(2-10)可知， a 取值越大，对应的力臂越大，但同时液压缸的长度也会越大，并且 a 的取值还受下肢长度的限制。根据统计数据所得到的人体下肢各部分长度比例关系，如表 2.1，进行分析。

表 2.1 下肢尺寸比例

序号	名称	相对于身高的	实际尺寸/m (H=1.75m)	实际尺寸/m (H=1.65m)
		长度(身高为 H)		
1	大腿长度	0.245H	0.43	0.41
2	小腿长度	0.246H	0.43	0.41

由表 2.1 结合图 2.5，并利用余弦函数的性质，可得：

$$r_l \cdot \cos \theta_1 < 41 \quad (2-16)$$

从而有： $a < 8.5$ 。

(5) 为了统筹考虑液压缸的长度、缸径及杆径，结合在一般的工业伺服系统中，供油压力可在 2.5~14MPa 的范围内选取，在军用伺服系统中可在 21~32MPa 范围内选取^[129]。

参考 BLEEX 的设计，选用压强为 $p_s = 6.5\text{MPa}$ ，结合图 2.5，有：

$$\begin{aligned} T_{\max_push} &= p_s \cdot \frac{\pi (actD)^2}{4} \cdot R \\ T_{\max_pull} &= -p_s \cdot \frac{\pi (actD^2 - rodD^2)}{4} \cdot R \end{aligned} \quad (2-17)$$

上式中， T_{\max_push} 表示液压缸的最大推力力矩，是使膝关节伸展的作用效果， $actD$ 表示液压缸无杆腔的直径， $rodD$ 代表液压缸活塞杆的杆径。

选取 $a = 0.05\text{m}$ ， $p_L \leq \frac{2}{3} p_s$ ，根据式(2-17)及图 2.4，膝关节伸展时将 $\theta = 20^\circ$ ，

$T_{\max_push} = 60\text{N.m}$ 代入式(2-17)，可得： $actD = 0.0194\text{m}$ ，选取：

$$actD = 0.02\text{m} \quad (2-18)$$

借助于 MATLAB 分析缸径随膝关节弯曲角度时的伸展力矩变化：

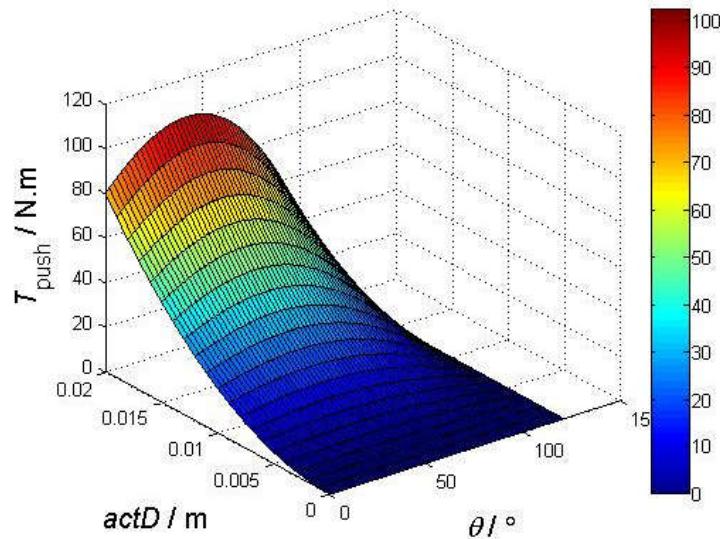


图 2.11 膝关节伸展力矩变化曲线

同样根据图 2.4，在弯曲膝关节时，将 $\theta = 0^\circ$ ， $T_{\max_pull} = 40\text{N.m}$ 代入式(2-17)，可得 $rodD = 0.009887\text{m}$ ，故取：

$$rodD = 0.009\text{m} \quad (2-19)$$

借助于 MATLAB 分析液压缸杆径随膝关节弯曲角度时的弯曲力矩变化：

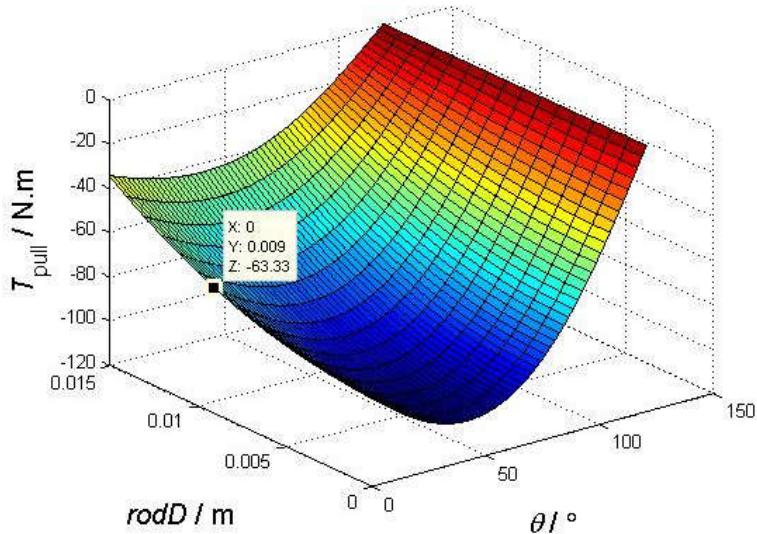


图 2.12 膝关节弯曲力矩变化曲线

通过以上分析，在确定了液压缸的基本尺寸及安装位置后，结合 CGA 数据，借助于 MATLAB 来分析设计是否满足设计要求，由图 2.13 可知，优化后的膝关节液压缸布置方式及液压缸参数能够提供充足的力矩使膝关节弯曲和伸展。

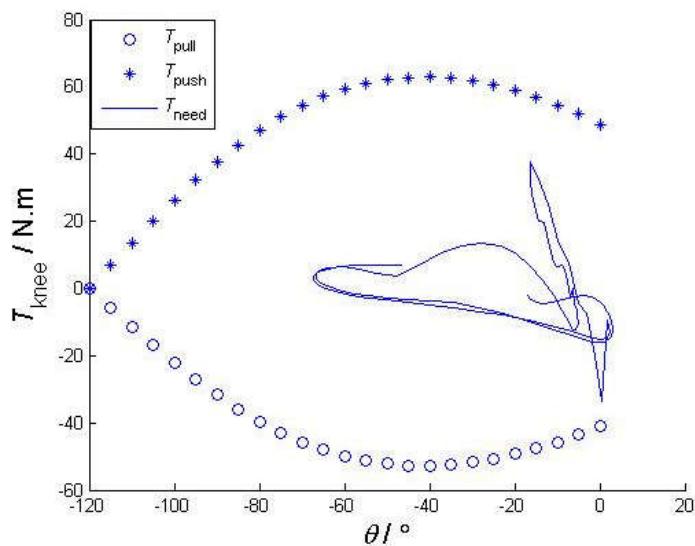


图 2.13 膝关节力矩-角度对比

通过上文分析，人体髋关节有三个自由度，由于外展/内收和旋内/旋外这两个自由度都是起辅助作用的，因此课题组设计的第一代下肢外骨骼只在矢状面内采用液压驱动^[130]。

观察图 2.4(a)可知，在 75kg 的人以 1.3m/s 的速度前行时，髋关节的活动范围大约在-5°~22°，Jose 等人提出髋关节的活动范围约在-10°~114°，考虑到穿戴者在爬楼梯或下蹲时需要较大的髋关节弯曲角度，以及为避免外骨骼髋关节角度太大有可能导致的对人体髋关节的伤害，本文设计的髋关节矢状面内的活动自由度为-10°~100°。结合图 2.4(b)可知，髋关节的力矩范围在-60N.m~40N.m，同样需要双向驱动器。

课题组设计的第一代外骨骼的髋关节如图 2.14 所示，将平面四杆机构引入到髋关节机构中，实现运动的放大，液压缸一端与图 2.14(a)中的平面四杆机构部件 3 相连，另一端与图 2.14(a)中的腰部 1 相连^[74]。尽管该机构的原理通过 SolidWorks 进行了运行位移、速度及加速度的分析，但在实际外骨骼穿戴时，出现了不能提供足够力矩的问题，为此需要对该结构进行优化设计。

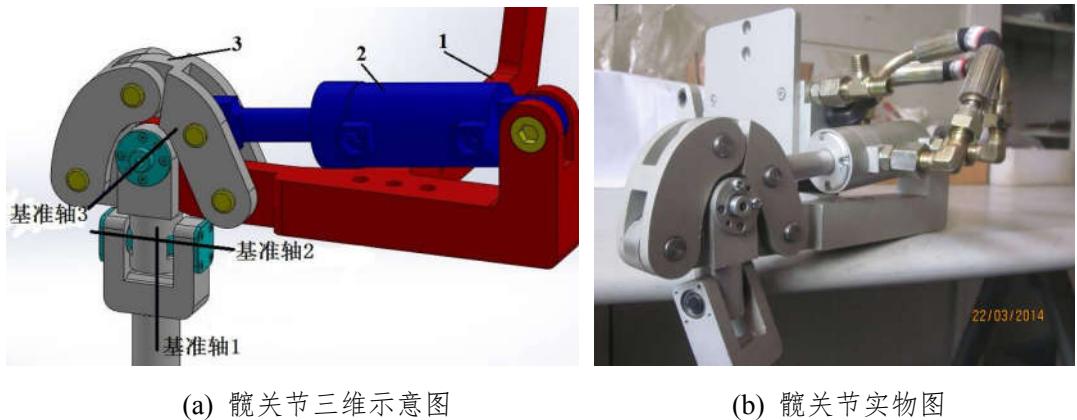


图 2.14 第 I 代髋关节结构

常用的运动放大机构包含：双曲柄机构、双摇杆机构和摇杆曲柄机构^[131]。机构分析主要包含位移分析、速度和加速度分析，其中，位移分析可以进行干涉检验、确定从动件行程、考察构件上特定点能否实现期望轨迹的要求。而进行速度、加速度分析可以确定速度变化是否满足要求、确定机构的惯性力和震动等。课题

通过测量三维图中的基本尺寸，借助于 CAD 软件，绘制简化后的四连杆机构二维图：

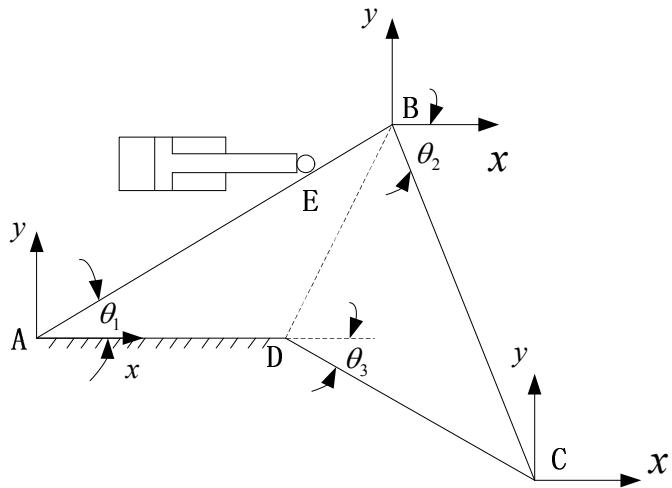


图 2.15 髋关节四连杆机构简化

图中 $l_{AB} = 0.086\text{m}$, $l_{BC} = 0.078\text{m}$, $l_{CD} = 0.056\text{m}$, $l_{AD} = 0.058\text{m}$, $l_{AE} = 0.066\text{m}$ 。

在确定了髋关节的尺寸后，开始对上述四连杆机构进行运动分析，该分析的目的主要包含两个：第一为了确定机构的行程或外形尺寸，需要明确各构件处在机构中的位置，以及构件上某些选定点的运动曲线；第二为了研究并评估机构的综合性能，需要明确各构件的角速度等信息以及某些点的速度等运动信息。综上，运动分析是联系、研究现有机构或优化整合机构的基本方法^[132]。

复数矢量法的原理是将机构当作一闭合的矢量多边形，并采用复数来建立该机构的封闭矢量方程，再将上述封闭方程分别相对于所确定的直角坐标系进行投影以解得未知运动参数的方法^[130]。引入复数矢量法进行分析，可得曲柄转角与摇杆角度的对应关系，如图 2.16(a)，此时假定图 2.15 中曲柄旋转角度，即 $\theta_1 \in (10^\circ, 55^\circ)$ ，分析得出摇杆对应角度即图 2.15 中 $\theta_3 \in (-97^\circ, 20^\circ)$ 。采用杆组法分析四连杆机构的动态运动过程，如图 2.16(b)。

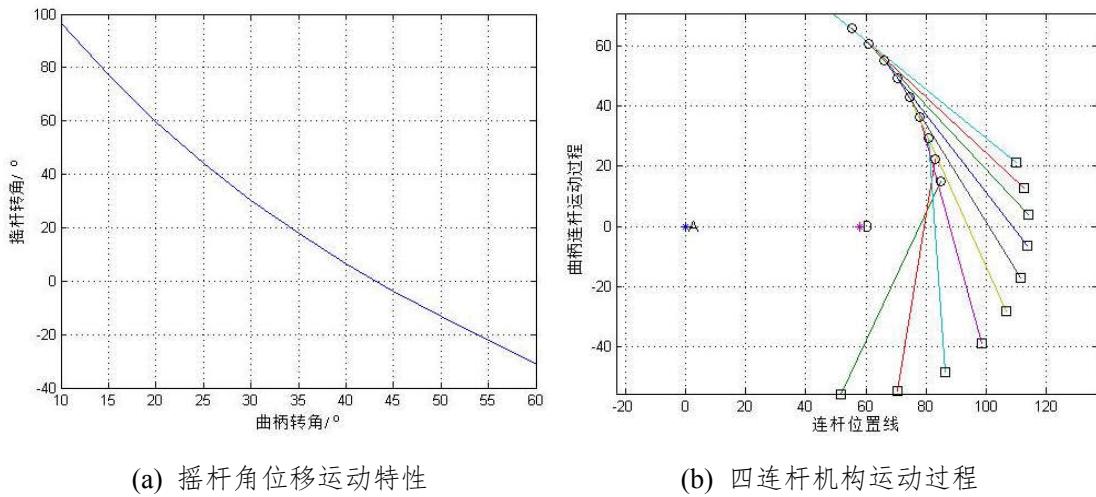


图 2.16 四连杆机构运动分析

借助于平面机构力分析，将四连杆机构摇杆端需要提供的最大弯曲力矩 40N.m 及最大伸展力矩 60N.m 分别转换到驱动侧摇杆端，得到液压缸需要提供的力矩：

$$\begin{cases} T_{\max_pull} = 82 \text{ N.m} \\ T_{\max_push} = 120 \text{ N.m} \end{cases} \quad (2-20)$$

结合图 2.15, 利用矢量方程, 可以计算液压缸的力臂极值, 将四边形 ABCD 看做矢量封闭图形, 则有:

$$\vec{l}_{AB} + \vec{l}_{BC} = \vec{l}_{AD} + \vec{l}_{DC} \quad (2-21)$$

将式(2-20)分别在 x 、 y 两个方向分解可得两个方程，并定义角 θ_3 的两个运动范围为 $-5^\circ \sim 20^\circ$ ，据此可以得到髋关节液压缸的力臂极值分别为 $0.025m$ 和 $0.055m$ ，为了方便加工以及考虑到系统美观，髋关节液压缸的尺寸与膝关节相同，据此可以得到髋关节的最大伸展力矩 $51N.m$ 及最大弯曲力矩 $89.5N.m$ 。以上数据与式(2-20)相比，显然不满足设计要求，验证了实际的穿戴效果。为了在不改变液压缸尺寸的情况下提供足够的力矩，需要增大液压缸的力臂，为此进行了如图 2.17 所示的结构调整，图 2.17 中 AD' 代表是图 2-15 中的固定底座 AD ，在改进方案中将该固定底座沿 A 点垂直纸面的方向顺时针旋转 23.5° ，四连杆机构中各杆的尺

寸并不改变：

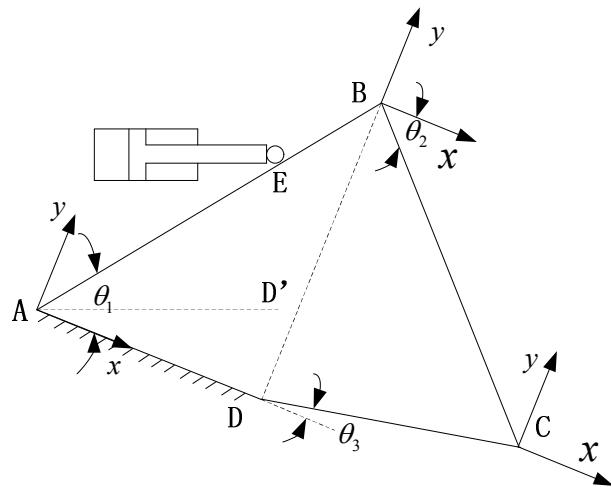


图 2.17 骰关节四连杆机构改进

同上文分析，借助式(2-21)，可得图 2.17 中对应摇杆在运动范围为 $-5^\circ \sim 20^\circ$ 时，骰关节液压缸的力臂极值分别为 0.054m 和 0.065m，据此可以得到骰关节的最大伸展力矩 82.5N.m 及最大弯曲力矩 132.7N.m，与式(2-20)相比，改进方案满足力矩要求。除了矢状面的主动自由度进行了改进外，对于外展/内收及旋内/旋外自由度上分别添加了弹簧片和扭簧，降低其被动自由度的灵活性。图 2.18 是改进后的骰关节结构图。

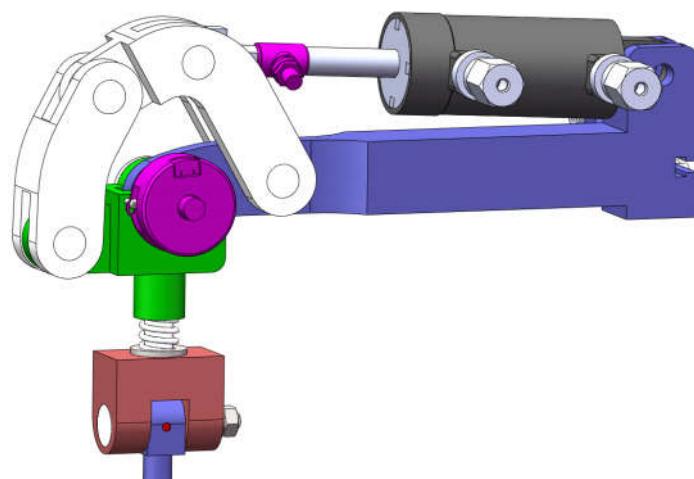


图 2.18 骰关节三维图

2.3.3 液压驱动下肢外骨骼机器人样机设计

根据上文分析，利用 CAD 三维设计软件 SolidWorks 进行了液压驱动下肢外骨骼机器人的样机设计，如图 2.19 所示。

机器人包含背板、大腿、小腿及脚部，每个腿在髋关节及膝关节的矢状面内为主动自由度，由液压缸驱动。除此之外，髋关节还具有两个被动自由度，分别为外展/内收和旋内/旋外，踝关节具有一个被动弯/屈自由度。为了便于穿戴，两个下肢的髋部由背板连接在一起，背板上安装有绑带，便于人们穿着。

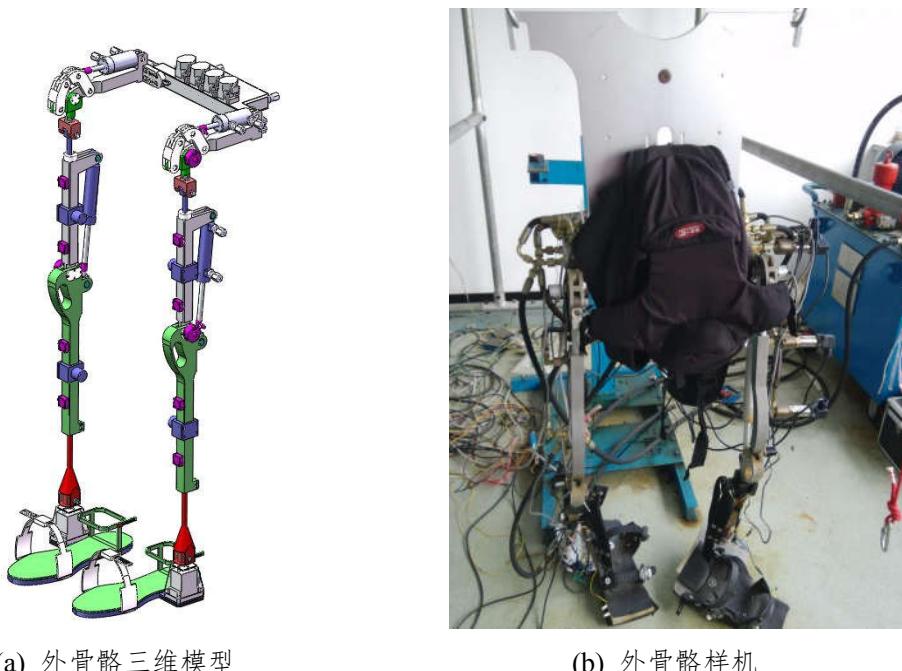


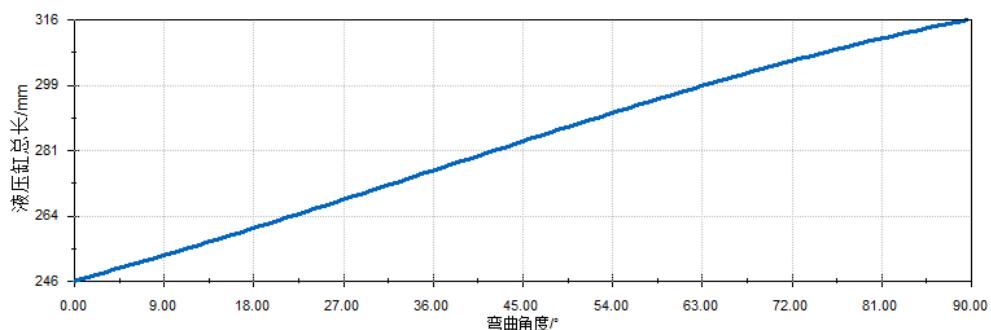
图 2.19 液压驱动下肢外骨骼

在 SolidWorks 软件中设置加工材料为铝合金，从中可导出单腿主要部件的质量，如下表：

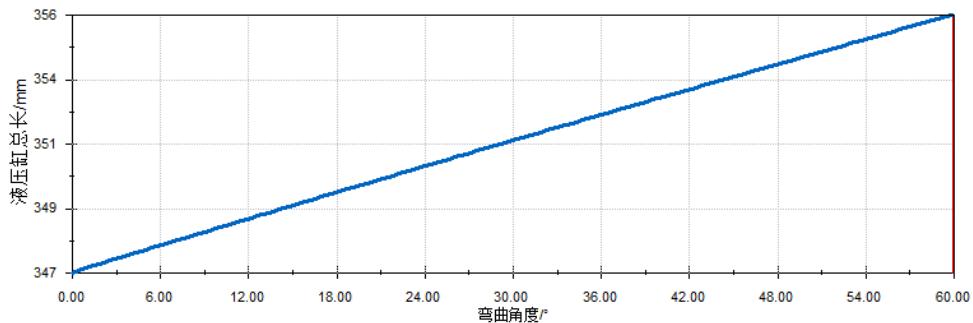
表 2.2 下肢外骨骼机器人质量属性

名称	质量 (kg)
大腿	0.854
小腿	0.756
腰部	0.463
腰板	0.218
髋关节球窝	0.072
髋关节液压缸连接件	0.068
大腿连接件	0.062
蓄能器	0.339
髋关节液压缸	0.182
膝关节液压缸	0.321
阀板	0.52
其他	1.5
总计	5.355

下肢各主动关节液压缸在对应关节角度下的总长度如图 2.20 所示：



(a) 膝关节曲线



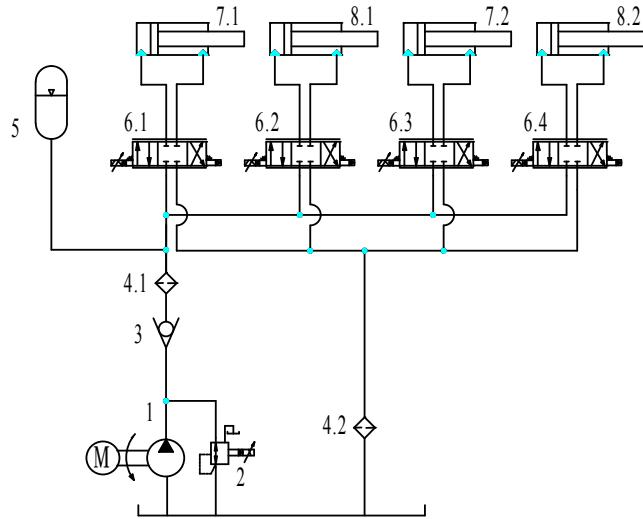
(b) 髋关节曲线

图 2.20 液压缸随关节角度变化的位移

2.4 液压驱动下肢外骨骼机器人平台实现

2.4.1 液压系统设计

外骨骼机器人系统一般有电机驱动、液压驱动和气压驱动，目前世界上最先进的下肢助力外骨骼机器人：美国加州伯克利大学分校研制的 BLEEX，洛克希德·马丁公司生产的 HULC 都采用的是液压驱动方式。本文的外骨骼虽然旨在解决下肢外骨骼的系统问题，但是仍偏重于助力领域。由于液压驱动系统的体积更小、布局更加灵活、机构更加紧凑、具有较高的频响，因此本课题最终选用液压驱动方式。针对下肢外骨骼机器人的液压控制系统的特点和要求，设计的液压系统原理图如下图^[133]：



1. 液压泵；2. 溢流阀；3. 单向阀；4. 过滤器；5. 蓄能器；6. 伺服阀；7. 膝关节液压缸；
8. 髋关节液压缸

图 2.21 下肢外骨骼液压系统原理图

2.4.2 电控系统设计

下肢外骨骼机器人电控系统由硬件系统和软件系统两部分组成。硬件部分包含 PC 机、实时控制器 CompactRIO、单关节伺服控制硬件及各类传感器，如图 2.22 所示，主要包含三部分：第一部分，也是最核心的部分，人机交互系统，主要用来实现对人体运动意图的推测，外骨骼机器人不同于传统工业机器人的一点就是没有了理想轨迹指令的输入，即机器人的轨迹需要实时通过与人的交互来得到，该部分主要包含多维力传感器模块、脚底多传感器系统模块；第二部分，是最基础的部分，单关节伺服控制系统，对于液压系统的力跟随、位置跟随主要在该部分实现，系统性能的好坏与该部分控制器的设计有直接关联；第三部分，是任务最为繁重的部分，上位机系统，主要是基于 CompactRIO 实时控制器，主要实现系统参数的指定、上层控制器的设计、反馈信息的图像显示等。

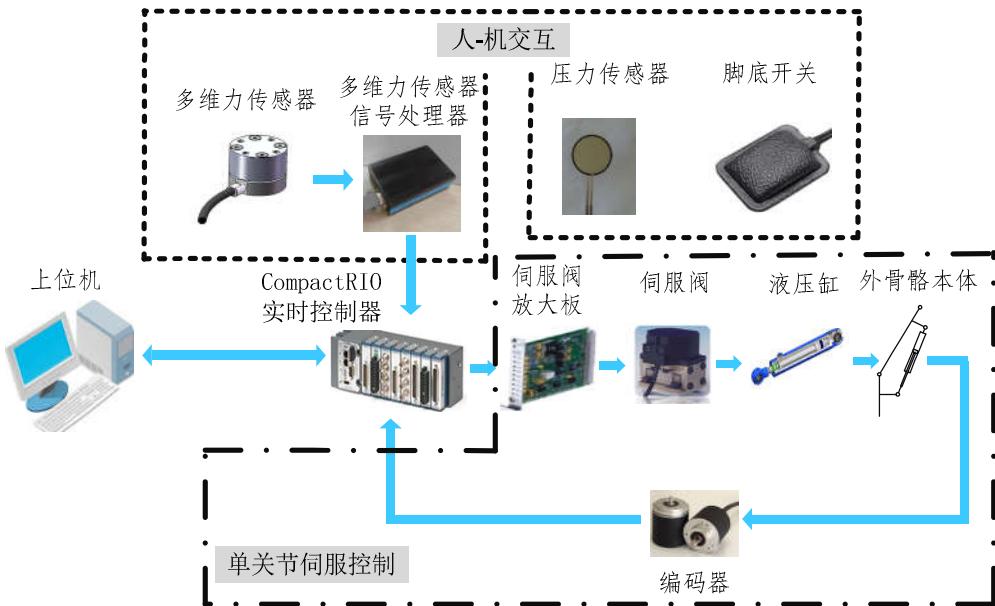


图 2.22 下肢外骨骼硬件系统

CompactRIO 实时控制器主要由三部分组成：1) 实现信号传输与逻辑处理的嵌入式模块；2) 实现信号处理、过滤、自定义协议及复杂控制算法的 FPGA 模块；3) 用于连接数字量或模拟量信号等类别传感器或设备的工业 IO 模块。所有的硬件模块都可以通过 LabVIEW 软件进行重新配置，可以快速构成稳定可靠的控制平台。下肢外骨骼所采用的 CompactRIO 实时控制器主要包含一块主控制器 NI-9031，两块模拟输入模块 NI9205，两块数字输入模块 NI9403，两块模拟输出模块 NI9264。其中，NI-9031 具有 1.33GHz 双核 Intel Atom 处理器、4GB 非易失性存储、1GB DDR3 RAM，含有 Xilinx Kintex-7 70T FPGA 可实现高速控制、在线处理和自定义定时和触发，具有两个千兆以太网、两个 USB 高速主机、一个 USB 设备和两个串行端口连接选项。

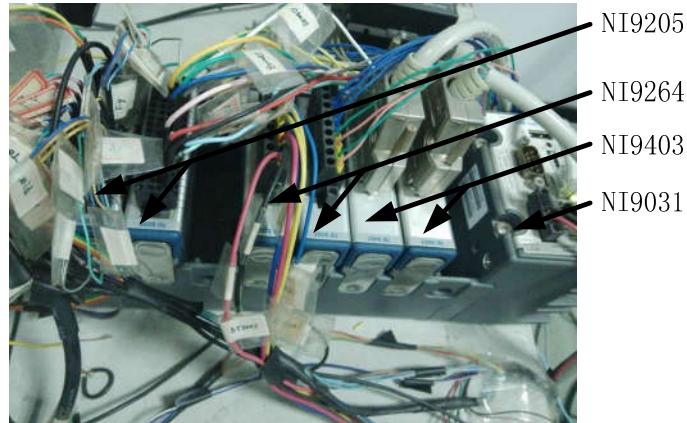


图 2.23 CompactRIO 实时控制器

下肢外骨骼机器人核心技术之一是对人体运动意图的推测，课题前期选择了最为直观的检测人体运动意图的方法：力传感器检测。课题选用了多维力传感器检测人机交互力，从而降低不同维间力的耦合效应。在下肢外骨骼机器人的控制算法中，位置跟踪和力跟踪是常见的方法，为了实现对当前关节位置的检测，课题在膝关节及髋关节的主动自由度上面安装了角编码器。课题组选用的六维力传感器是由合肥旭宁科技有限公司生产，具体性能指标如下表：

表 2.3 多维力传感器技术参数

指标	参数
尺寸	$\Phi 30\text{mm} \times 24.5\text{mm}$
量程	$F_{xy}: 100\text{N}; F_z: 200\text{N};$ $M_{xy}: 105\text{N.cm}; M_z: 300\text{N.cm}$
综合精度	$\leq 3\% \text{F.S.}$
灵敏度	$\leq 0.1\% \text{F.S.}$
供电电压	DC -15V/+15V/+5V
模拟信号输出范围	-10V~10V

多维力传感器的组成及安装示意图如图 2.24：

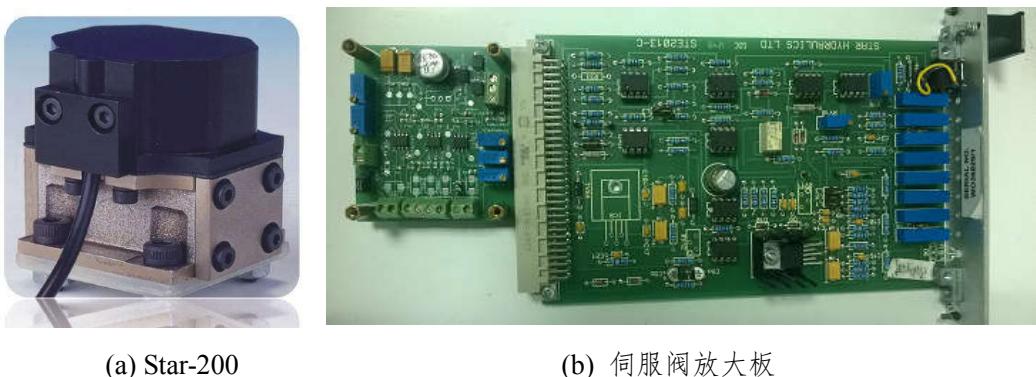


(a) 多维力传感器安装

(b) 信号处理器及电源盒

图 2.24 多维力传感器

伺服阀及伺服阀放大板是实现对液压缸控制的核心器件，如图 2.25。本课题选用了英国 Star-200 的伺服阀，该伺服阀重量轻、结构紧凑，适合于可穿戴设备，其动态响应如图 2.26。在伺服阀的频宽大致近于液压系统固有频率时，通常将伺服阀看作为二阶振荡系统，通过对动态响应曲线进行分析，可以得出伺服阀的固有频宽约为 14.5Hz。由于 CompactRIO 控制器输出的控制信号功率较小，一般都要选用伺服放大板实现对控制信号的功率放大，同时由于控制器的输出信号与伺服阀的输入信号类别不一致，也需要通过伺服放大板进行信号转换。



(a) Star-200

(b) 伺服阀放大板

图 2.25 伺服阀及放大板

图 2.25 (b) 中包含两块伺服阀放大板，其中右侧较大块板卡是伺服阀自带的放大板，面积较大，板上通用模块较多，左侧是进行优化后的自制伺服阀放大板，

面积显著减小，集成度得到提高。

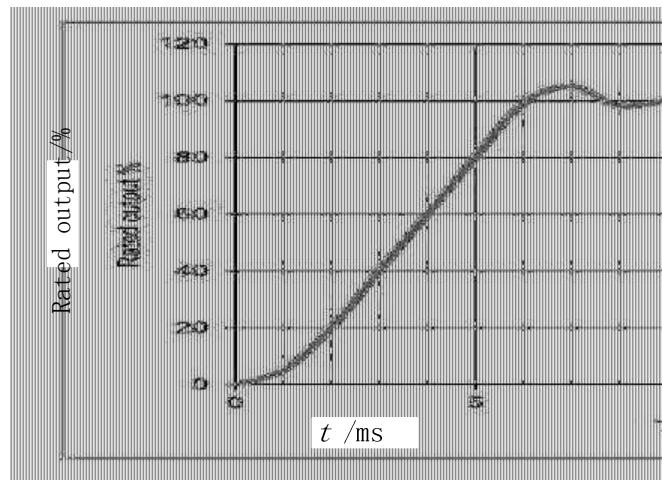


图 2.26 Star-200 伺服阀阶跃响应

软件系统包括上位机交互界面及下位机实时控制算法，其中下位机包含运算与通信模块、数据采集模块和控制输出模块。以上算法都基于 LabVIEW 进行编写。如图 2.27 所示的下肢外骨骼软件系统，穿戴者可以通过 PC 机的人机交互界面调整控制参数或观察运行反馈信息，由于 FPGA 的资源有限，将数据的采集及处理主要布置在 FPGA 模块中，嵌入式控制器则负责主要的控制算法。

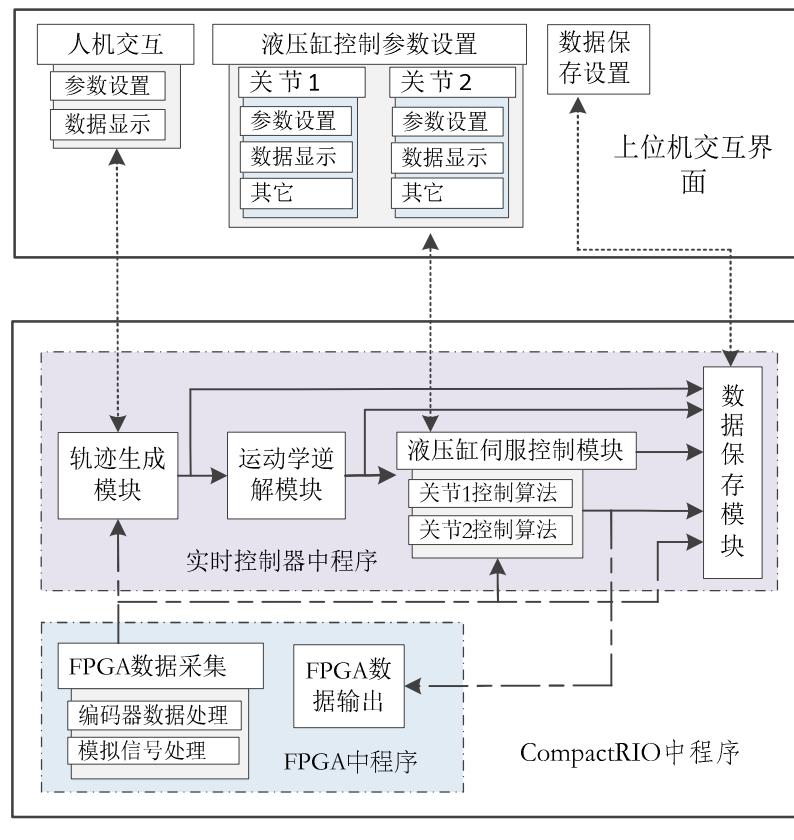


图 2.27 下肢外骨骼软件系统

由于在下肢外骨骼机器人开发过程中，控制参数经常需要调整，传感器的反馈数据以及人体的步态等信息也需要实时地在显示屏上进行显示，因此在 PC 机上开发了调试面板。

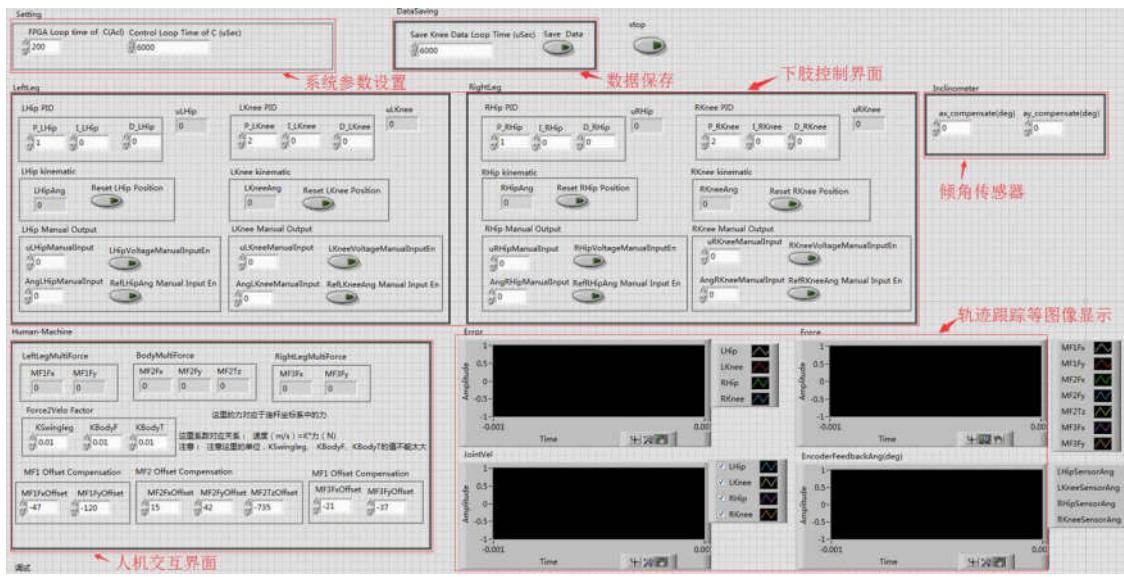


图 2.28 PC 人机交互界面

图 2.28 所示的人机交互界面主要包含以下几个子功能：(1) 系统参数设置，用于设置 FPGA 的采样周期、系统的控制周期等参数；(2) 数据保存，用于指定数据保存的时间；(3) 下肢控制界面，该界面可以实现对关节零位的设定，发出特定的控制信号给伺服阀，以及调整控制器参数；(4) 轨迹跟踪等图像显示，实现传感器等反馈信息以及各关节运动轨迹的图形化显示；(5) 人机交互界面，用于调整多维力传感器的零漂，调整人机交互的参数设置以及显示多维力传感器的数值。

2.5 本章小节

(1) 本章完成了液压驱动下肢外骨骼机器人结构的优化设计和平台搭建，包含液压驱动下肢外骨骼机器人本体、液压系统以及电控系统三部分。

(2) 采用准拟人化方法设计液压驱动下肢外骨骼机器人本体，通过结构仿生确定了机器人的结构和执行器布局，通过分析 CGA 步态数据给出参考设计指标。利用 CAD 设计软件、数值分析及 MATLAB 仿真等方法相结合对关节进行了结构优化。设计的液压驱动下肢外骨骼机器人髋关节具有三个自由度，其中屈/伸自由度为主动自由度，由液压缸驱动，活动范围为 $[-10^\circ, 100^\circ]$ ，膝关节具有一个自由

度，是屈/伸自由度，由液压缸驱动，活动范围为 $[0^\circ, 120^\circ]$ 。通过结构优化确定的液压缸缸径 0.02m，活塞杆杆径 0.009m。依据设计参数采用 Solidworks 软件进行虚拟样机设计，得到机器人机械结构和质量属性参数。

(3) 完成液压系统和电控系统的设计，完成液压驱动下肢外骨骼机器人平台搭建，电控系统采用 PC+CompactRIO 实时控制器的硬件架构以及 LabVIEW 开发软件，在 PC 机上设计了友好的人机交互界面。

第3章 液压驱动下肢外骨骼机器人建模及仿真

摘要:本章采用机器人建模常用的 D-H 法建立了液压驱动下肢外骨骼机器人处于摆动相时的运动学模型和动力学模型，并且建立了液压执行器的非线性动力学模型。由于在进行人体运动意图提取时，需要用到逆雅克比矩阵，因此采用 MATLAB 软件分析了传统 DLS 方法求解雅克比矩阵奇异化问题在下肢外骨骼中应用时可能导致的问题。为了解决研究发现的问题，之后提出了三种改进方法，并且再次借助于 MATLAB 软件通过仿真验证了改进方法，确保了人体运动意图提取数据的有效性和正确性，最后针对单关节液压驱动系统，分别设计了 PID、基于趋近律的滑模控制器和在控制信号受限时带有神经网络补偿的滑模控制器，算法，并进行了仿真比较。

3.1 引言

为了研究机器人各连杆之间的位移、速度和加速度关系，人们常采用机器人运动学分析。因此，机器人运动学分析在机器人学中占有重要的地位，它直接关系到机器人运动分析、离线编程、轨迹规划，也是机器人速度、加速度、受力分析、误差分析、工作空间分析、动力分析和机器人综合等的基础^[134]。

与运动学相反的过程，称为机器人逆运动学，是指在机器人进行工作作业时，经常要求将以笛卡尔坐标系描述的任务空间转换为以角度变量描述的关节空间，也就是知道机器人的几何结构、末端位姿和连杆参数，反向求解几个关节的变量。机器人逆运动学求解是进行机器人轨迹规划和运动控制的基础，尤其是合理解的选择以及奇异解的规避^[135]。

对于下肢外骨骼机器人，通常按照人体运动步态来进行分解。例如，当在双腿支撑相时，可以按照两个机械腿和地面构成一个闭式链进行分析，当在单腿支撑相时，下肢外骨骼的两个机械腿可以按照串联机械臂进行分析。

D-H 法是由 Denavit 和 Hartenberg 于 1955 年发表在“ASME Journal of Applied

Mechanics”上的一篇论文推导而来。Denavit-Hartenberg (D-H) 模型是一种建立机器人连杆和关节模型的非常简洁的方法^[136]。国内外机器人领域的专家学者在对串联机械臂开展运动学分析时通常都是基于 D-H 法。该方法可以非常方便地对机器人进行正运动学建模，由于机器人逆运动学求解中存在运算复杂、逆解较多等情况，因此研究学者提出了很多逆解方法，例如针对具有一般几何结构的六自由度旋转关节串联机械臂的逆解问题，刘松国等人进行了深入研究，并且创新性地提出了一种使用矩阵特征分解的方法，能够高效地通过特征值和特征向量解得关节变量^[137-140]。刘华山等人为进一步提高具有封闭解的串联机器人逆运动学求解效率，在文献^[141]的基础上，通过优化组合相关方程组，并引入符号运算预处理，消除了计算过程中的累计误差，提高了计算效率和求解精度^[142]。陈庆诚等人采用了李群李代数及旋量理论对具有 PUMA560 典型架构的旋转关节串联机器人进行运动学建模，并研究了基于旋量理论的逆运动学求解算法^[143]。课题组硕士潘忠强针对下肢外骨骼机器人的几种步态分别选取相应的坐标系，并进行了运动学模型分析。雅克比矩阵能够机构部件随时间变化的几何关系，其典型应用是能够将单个关节的微分运动或速度转换为指定点的微分运动或速度，也能够建立单个关节运动与整个机构运动的关系^[1]。

为了建立物体的运动和受力之间的关系，则需要引入动力学研究，其有助于实现机器人实时控制和高精度运动控制、动态设计及系统仿真^[144-147]。机器人动力学常规上包含两个方向：1) 动力学正问题，即已知机器人每个关节的驱动力和驱动力矩，求取操作臂的运动信息，运动信息通常包含关节角加速度、速度等；2) 动力学逆问题，即根据关节的位移、速度和加速度等信息，求解驱动各关节所需的力矩。通常在进行仿真研究时，与动力学正问题相关，在实际对机器人进行运动控制时，与动力学逆问题相关。

多体系统的动力学建模经过机器人学者的多年研究已经形成了不同的方法，例如拉格朗日 (Lagrange) 方法、牛顿-欧拉 (Newton-Euler) 方法、凯恩方程法等^[148-150]。牛顿欧拉方法被认为是一种解决包含机器人关节处的约束反力的动力学问题的力平衡方法，其主要优势集中在处理质点及单个刚体的定点运动，具有

结构简单，方便求解的特点。随着刚体变多，又会因为包含太多的约束反力而使建模过程变得复杂。而拉格朗日方法则被认为是一种基于能量的动力学方法，在多关节机器人动力学建模时得到广泛应用^[151]。

3.2 下肢外骨骼机器人摆动腿运动学建模

人体步行是一个周期过程，结合图 2-4 可以发现，一个步态周期主要包含支撑相和摆动相，其中摆动相约占 40%。在对下肢外骨骼进行运动学建模时，由于闭式链难以分析，因此很多学者提出采用拆分的方法^[110, 152, 153]。本章将采用拆分法并就摆动腿进行建模。下肢外骨骼机器人摆动腿可以看做旋转关节串联机器人，是由两个旋转关节和两个刚性连杆组成。如图 3.1 所示 D-H 法建模时用来描述相邻连杆或关节时所用到的参数。

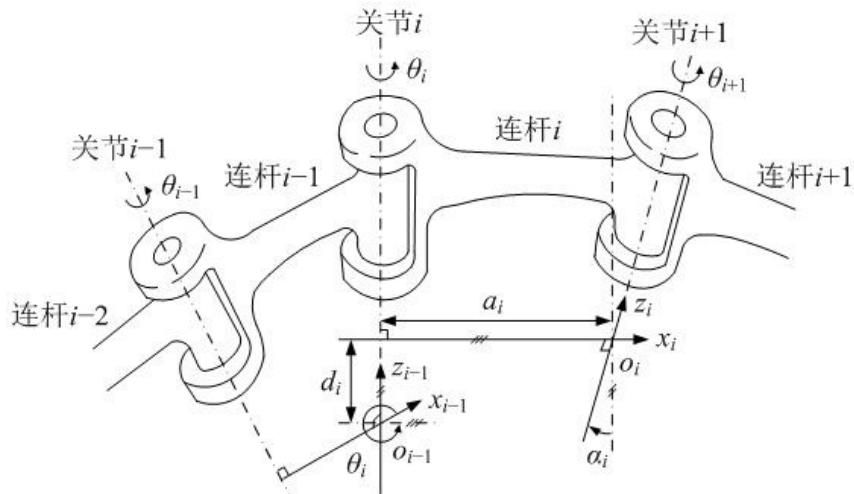


图 3.1 连杆坐标系和 D-H 参数

在分析机器人运动学问题时，需要事先确定一参考坐标系。常规而言，将固连于机器人基座（即连杆 0）上的固定不动的坐标系选定为基础坐标系，也就是参考坐标系。如前所述，为了建立每个连杆与两侧相邻连杆之间的相对位置关系，会在每个连杆上假设一个固连坐标系，而且通常依据其所在连杆的号码来命名。因此，固连在连杆 i 上的固定坐标系为坐标系 $\{i\}$ ，并且对连杆 i 都是使用两个参数进行描述^[136]：

连杆长度 a_i : 关节 i 轴线和关节 $i+1$ 轴线之间公垂线的长度;

连杆转角 α_i : 关节 i 轴线和关节 $i+1$ 轴线之间的夹角 (即绕 x_i 轴, z_{i-1} 轴转到 z_i 轴的转角, 根据右手定则确定转角符号);

对与连杆 i 相邻的连杆 $i-1$ 和连杆 i 的关系同样用两个参数来描述^[136]:

连杆偏距 d_i : 沿关节轴 i 的轴线方向, x_{i-1} 与 x_i 的距离;

关节角 θ_i : 绕 z_{i-1} 轴, x_{i-1} 与 x_i 的夹角, 根据右手定则确定符号。

在确定了以上四个参数之后, 就确定了坐标系 $\{i-1\}$ 到坐标系 $\{i\}$ 的齐次变换矩阵阵 ${}^{i-1}T_i$ 。结合图 2.1, 需要经过四次相对变换才能得到新的坐标系^[136]:

- (1) 绕 z_{i-1} 轴转 θ_i , 使 x_{i-1} 与 x_i 方向一致;
- (2) 沿 z_{i-1} 轴移动 d_i , 使 x_{i-1} 与 x_i 相重合;
- (3) 沿 x_i 轴移动距离 a_i , 实现两坐标系的原点重合;
- (4) 沿 x_i 轴旋转 α_i , 实现两坐标系的完全重合;

依据“从左向右”的准则, 能够获得邻近连杆坐标系的齐次变换矩阵:

$$\begin{aligned} {}^{i-1}T_i &= \text{Rot}(z_{i-1}, \theta_i) \text{Trans}(z_{i-1}, d_i) \text{Trans}(x_i, a_i) \text{Rot}(x_i, \alpha_i) \\ &= \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3-1)$$

下肢外骨骼摆动腿可以看做腰部与穿戴者连接的位置为固定基座, 髋关节及踝关节在矢状面内的主动自由度为活动关节, 踝关节因为是被动自由度, 所以在简化模型时, 不考虑该自由度。同时在进行摆动腿建模时, 并不考虑髋关节运动所造成的影响, 因此摆动腿假定为是腰部固定的两自由度连杆。图 3.2 是建立的摆动腿坐标系:

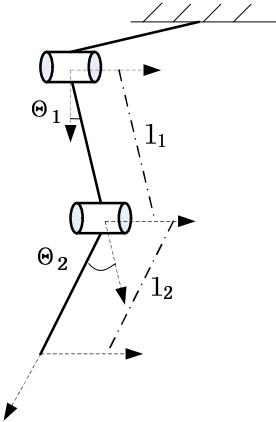


图 3.2 摆动腿坐标系统

参照上文分析，可以得到对应 D-H 参数：

表 3.1 D-H 参数表

i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0	l_1	0	θ_1
2	0	l_2	0	θ_2

结合式(3-1)，可以得到：

$${}^0T = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-2)$$

$${}^1T = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\sin \theta_2 & 0 & l_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & l_2 \sin \theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-3)$$

式(3-2)与式(3-3)相乘，可得：

$${}^0T = \begin{bmatrix} \cos \theta_{12} & -\sin \theta_{12} & 0 & l_2 \cos \theta_{12} + l_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_{12} & \cos \theta_{12} & 0 & l_2 \sin \theta_{12} + l_1 \sin \theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-4)$$

上式中， $\theta_{12} = \theta_1 + \theta_2$ 。

对摆动腿末端位置进行微分可以得到摆动腿的雅克比矩阵：

$$J = \frac{\partial \Phi}{\partial \Theta} = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_1}{\partial \theta_1} & \dots & \frac{\partial p_1}{\partial \theta_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial p_n}{\partial \theta_1} & \dots & \frac{\partial p_n}{\partial \theta_n} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -l_2 \sin \theta_{12} - l_1 \sin \theta_1 & -l_2 \sin \theta_{12} \\ l_2 \cos \theta_{12} + l_1 \cos \theta_1 & l_2 \cos \theta_{12} \end{bmatrix} \quad (3-5)$$

为了计算机器人关节上的速度以获得下肢末端的理想速度，需要计算雅克比矩阵的逆，如式(3-6)，从而得到关节角速度。设想当下肢外骨骼末端与穿戴者连接在一起时，为了使得摆动腿实时跟随穿戴者的速度，那么必须不断地计算关节的速度。

$$\vec{\omega} = J^{-1} \vec{v} \quad (3-6)$$

由逆矩阵的定义，可知由式 (3-7) 可得雅克比逆矩阵：

$$J^{-1} = \frac{J^*}{|J|} \quad (3-7)$$

式中， J^* 表示雅克比矩阵 J 的伴随矩阵， $|J|$ 表示雅克比矩阵 J 对应的行列式。显而易见，在由式 (3-7) 求逆雅克比矩阵时，当摆动腿运动至关节空间奇异形位附近时，即 $|J|$ 接近于 0 时，由式 (3-6) 所求得的关节速度将会过大，此时的雅克比矩阵 J 称为病态雅克比矩阵。

为了避免机器人在实际运行时出现关节速度过大的情况，Wampler 等人^[154] 提出了阻尼最小二乘法 (Damped Least Squares method (DLS))，H.D.Lee 等人将该方法推广至上肢外骨骼中进行应用^[155]。

阻尼最小二乘法的基本思路是找到 $\vec{\omega}$ 使式 $\|J\vec{\omega} - \vec{v}\|^2 + \alpha^2 \|\vec{\omega}\|^2$ 取最小值，其中 $\|\cdot\|$ 为向量 \cdot 的范数， \vec{v} 为笛卡尔空间中的真实速度， α 是一非零常数，称为阻尼常数，最终得到的伪雅克比逆矩阵，可以表示为：

$$J^\dagger = J^T (JJ^T + \alpha^2 I)^{-1} \quad (3-8)$$

其中， I 为单位矩阵。

为了分析 DLS 法在下肢外骨骼中的应用效果，课题针对摆动腿进行了以下仿真：

$$\begin{cases} \vec{\omega}_0 = J^{-1}\vec{v} \\ \vec{\omega}_1 = J^\dagger\vec{v} \end{cases} \quad (3-9)$$

式中， $\vec{\omega}_0 = [\vec{\omega}_{01}, \vec{\omega}_{02}]^T$ 代表对于下肢外骨骼末端速度 \vec{v} 真实的角速度， $\vec{\omega}_1 = [\vec{\omega}_{11}, \vec{\omega}_{12}]^T$ 则代表对于下肢外骨骼末端速度 \vec{v} 采用 DLS 法所求得的角速度。 $\vec{\omega}_{01}$ 、 $\vec{\omega}_{11}$ 是指的髋关节伸屈自由度的角速度， $\vec{\omega}_{02}$ 、 $\vec{\omega}_{12}$ 代表膝关节伸屈自由度的角速度。

根据雅克比矩阵的定义，可以得到由 DLS 法所求得角速度所对应的末端速度：

$$\vec{v}_1 = J\vec{\omega}_1 \quad (3-10)$$

为了比较通过 DLS 方法所得到的末端速度与实际的末端速度的关系，定义了如下两个参数：

(1) \vec{v} 和 \vec{v}_1 模的比值： $k = |\vec{v}_1| / |\vec{v}|$ ；

(2) \vec{v} 和 \vec{v}_1 之间的夹角： $\gamma = \arcsin\left(\frac{\vec{v}_1 \times \vec{v}}{|\vec{v}_1||\vec{v}|}\right)$

仿真参数设置如下： $\vec{\omega}_1 = 0^\circ$ ， $\vec{\omega}_2 = -5^\circ$ ，摆动腿连接处的速度 $\vec{v} = (0.2 \cos \beta, 0.2 \sin \beta)$ ，其中 $\beta \in [0, 2\pi]$ 。仿真效果如图 3.3 及图 3.4：

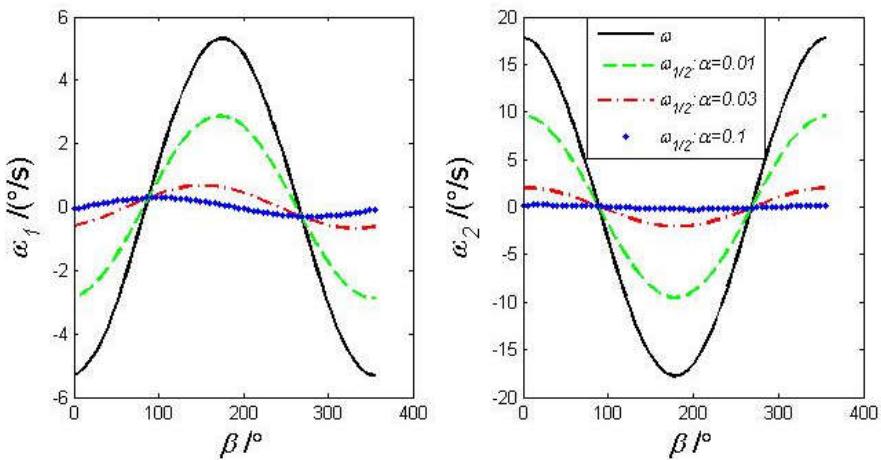


图 3.3 DLS 方法角速度仿真结果

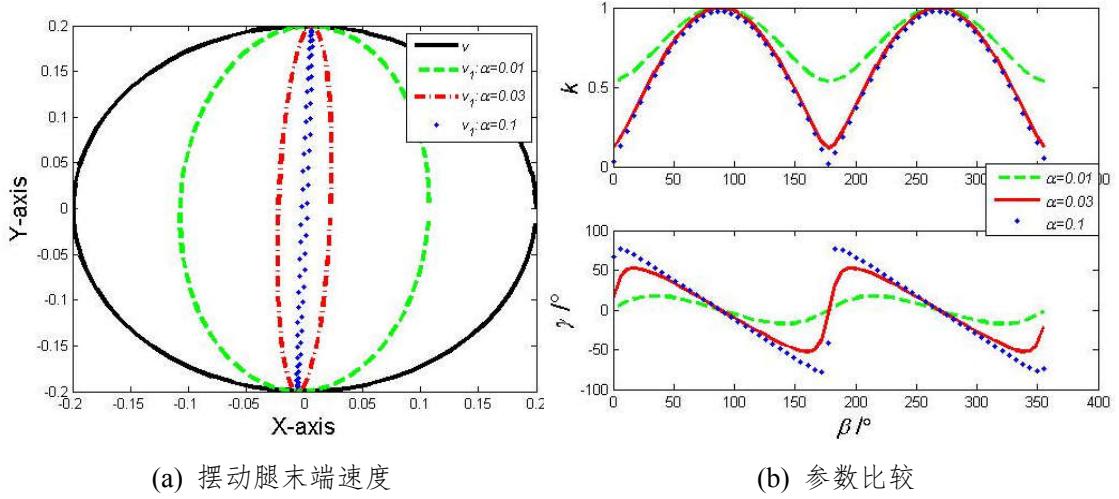


图 3.4 DLS 方法仿真参数对比效果

通过图 3.3 可以发现，随着参数 α 的调整变大，通过 DLS 方法所反推到的关节角速度将逐渐变小，因此 DLS 方法的确可以避免关节角速度过大，防止对穿戴者造成伤害，但是通过图 3.4 又可得出，随着参数 α 的调整变大，通过 DLS 方法求得的角速度再次获得的末端速度与原始末端速度的方向差值将逐渐变大，即摆动腿末端与穿戴者连接的地方的真实速度 \vec{v} 与通过 DLS 方法所求得的速度 \vec{v}_1 方向不一致，这就意味着摆动腿无法按照穿戴者的意图运动，在图 3.4(b)中，甚至出现了角度偏差达 80° 的情况，这就意味着两个速度的方向接近于垂直，原本人体摆动腿是水平运动，外骨骼将表现出竖直运动的状况，将会给穿戴者造成极大的困扰。

为了解决 DLS 方法在可穿戴设备中应用时存在的问题，根据式(3-7)，结合病态雅克比矩阵的实际含义可知，当雅克比矩阵 J 接近奇异位时，只需要寻找合适的参数来代替 $\det(J)$ 即可。为此本文定义了以下三个可代替的函数：

(1) 开关类函数

$$K = \frac{\det(J) + \delta \cdot \text{sign}(\det(J))}{2} + \frac{\det(J) - \delta \cdot \text{sign}(\det(J))}{2} \cdot \text{sign}(|\det(J)| - \delta) \quad (3-11)$$

(2) 反正切类函数

$$K = a \tan\left(\frac{\pi}{2\delta} \cdot \det(J)\right) \cdot |\det(J)| + \delta \cdot \text{sign}(\det(J)) \quad (3-12)$$

(3) 正弦类函数

$$K = \begin{cases} \det(J) & \text{当 } |\det(J)| > \delta \\ \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2\delta} \cdot \det(J)\right) \cdot |\det(J)|}{2} + \frac{\det(J)}{2} \text{sign}(\det(J)) & \text{当 } |\det(J)| \leq \delta \end{cases} \quad (3-13)$$

式中， δ 表示用来限制 $|\det(J)|$ 可取的最小值， K 用来代替雅克比矩阵 J 。图 3.5 代表三种曲线的实际效果，在图中假定 $\det(J) \in [-1, 1]$ ， $\delta = 0.1$ 。

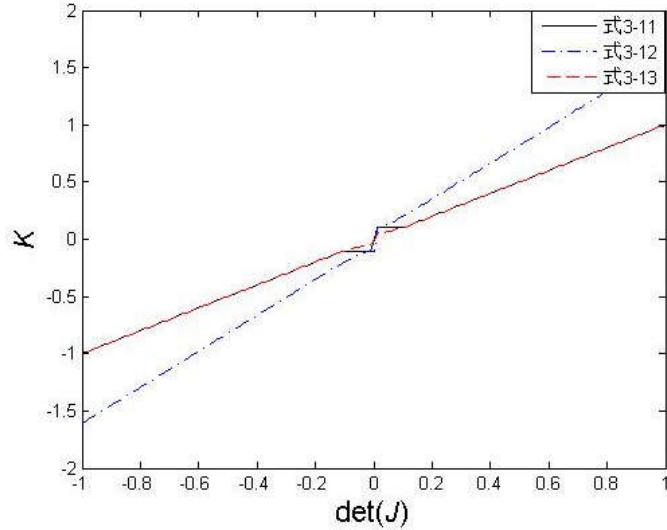


图 3.5 雅克比矩阵曲线

为了验证所提方法的有效性，选用式 (3-13) 的方法，并且与 DLS 相同的设置进行仿真：

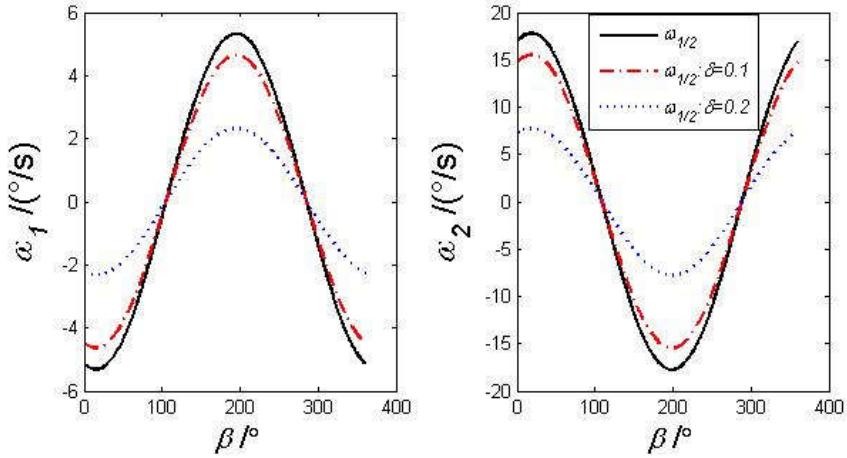


图 3.6 关节空间角速度

观察图 3.6，其表示的是由笛卡尔空间摆动腿与穿戴者连接处的速度矢量推导得到的关节空间的角速度矢量，从图中可以看出，本方法与 DLS 类似，同样具有避免奇异点附近速度过大的能力，而且增大 δ 的值，还可以增强该方法调整速度过大的能力。

按照评价 DLS 方法的两个标准参数，同样得到图 3.7 所示的参数信息图：

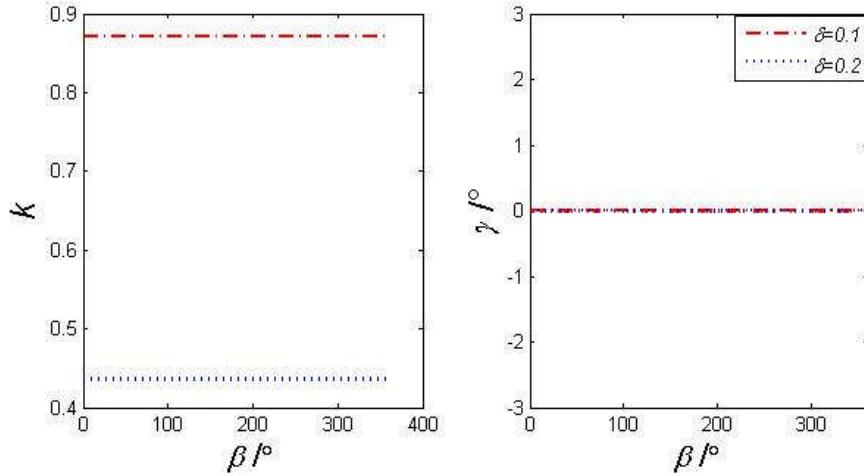


图 3.7 操作空间速度的比较

观察图 3.7 可知：不同的 δ 取值将影响操作空间速度的比例关系，且 δ 越大，速度降低比例越大，会导致外骨骼跟踪上穿戴者的难度提高； δ 取值并不影响摆

动腿末端的速度方向，并且速度方向始终能反映穿戴者的运动意图。因此所提的式（3-13）可以有效规避 DLS 方法的缺陷，本节所提的三个公式，即式（3-11）、式（3-12）、式（3-13），其函数性质是相似的，图 3.5 已经可以表明。因此可以推出，上述三个公式均可以规避 DLS 方法的不足。

3.3 下肢外骨骼机器人摆动腿动力学建模

通过拉格朗日方法推导系统的动力学方程，需要求出系统的总动能和总势能，按照式（3-14）推导系统的动力学方程：

$$L = KE - V_g \quad (3-14)$$

式中， KE 表示机构所具有的动能， V_g 表示机构所具有的势能。在不考虑系统能耗的情况下，拉格朗日动力学方程为：

$$F_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial L}{\partial \theta_i}, \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3-15)$$

式中， θ_i 表示机构动能和势能所对应的连杆坐标， $\dot{\theta}_i$ 是对应的速度， F_i 代表相应的广义力， n 表示连杆数目。

下肢外骨骼机器人在由穿戴者穿着后，存在不同的运动状态，主要由双脚离地、单脚支撑和双脚支撑，对应到人体步态则为摆动相和支撑相，这也是研究较多的。本文着重对摆动相进行研究，在摆动相时，不管是双脚离地状态还是单腿离地状态，下肢外骨骼的脚部都没有与地面接触，此时，可以将摆动腿等效为一个在腰部固定的机械臂，建立外骨骼模型通常需要先对模型进行简化。尽管在 2.3.3 小节中已经指出课题设计的外骨骼仅在髋关节和膝关节的矢状面内各有一个主动自由度，尤其是踝关节仅有一个被动自由度，但是考虑到后续系统仍会改进，以及建模的通用性，因此在进行动力学建模时，仍然考虑了踝关节。

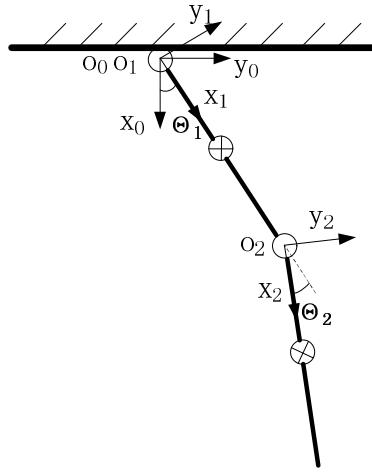


图 3.8 摆动腿简化模型

结合实际外骨骼摆动腿与人体下肢各关节运动的方向定义及初始状态，可得各关节的活动角定义：

θ_1 ：髋关节的活动角度，上图所示为正值；

θ_2 ：膝关节的活动角度，上图所示为负值。

定义单位向量：

$$\begin{aligned}\vec{e}_{x1/1} &= \vec{e}_{x2/2} = \vec{e}_{x3/3} = \vec{e}_{x0/0} = \vec{e}_1 = [1 \ 0 \ 0]^T \\ \vec{e}_{y1/1} &= \vec{e}_{y2/2} = \vec{e}_{y3/3} = \vec{e}_{y0/0} = \vec{e}_2 = [0 \ 1 \ 0]^T \\ \vec{e}_{z1/1} &= \vec{e}_{z2/2} = \vec{e}_{z3/3} = \vec{e}_{z0/0} = \vec{e}_3 = [0 \ 0 \ 1]^T\end{aligned}\quad (3-16)$$

式中，单位向量 $\vec{e}_{ij/k}$ 表示单位向量 \vec{e}_{ij} 在坐标系 k 中的表示，由《机器人学》^[1]可知，按照“从左向右”法则，旋转矩阵传递关系为：

$$Q_{0i} = Q_{0(i-1)} \cdot Q_{(i-1)i} \quad (3-17)$$

两个坐标系间的旋转矩阵为：

$$Q_{(i-1)i} = Rot(z_{i-1}, \theta_i) = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i & 0 \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \forall i \in [1, 2, 3] \quad (3-18)$$

各坐标系中的单位向量，可以借助式 (3-16) 进行转化，则有：

$$\vec{e}_{ij/0} = Q_{0i} \cdot \vec{e}_{ij/i}, \forall i, j \in [1, 2, 3] \quad (3-19)$$

各杆件在基坐标系中的角速度：

$$\begin{aligned}\vec{\omega}_{10} &= \dot{\theta}_1 \vec{e}_3 \\ \vec{\omega}_{21} &= \dot{\theta}_2 \vec{e}_3\end{aligned} \quad (3-20)$$

式中， $\vec{\omega}_{ij}$ 表示第 i 个杆件相对于第 j 个杆件的角速度。

根据相对速度的定义，即 $\vec{\omega}_{i0} = \vec{\omega}_{i(i-1)} + \vec{\omega}_{(i-1)0}$ ，可得各关节的绝对速度：

$$\begin{aligned}\vec{\omega}_{10} &= \dot{\theta}_1 \vec{e}_3 \\ \vec{\omega}_{20} &= \dot{\theta}_2 \vec{e}_3 + \dot{\theta}_1 \vec{e}_3\end{aligned} \quad (3-21)$$

根据图 3.8，可得杆件中相关点在基座坐标系中的绝对位置矢量：

(1) 从髋关节到膝关节的位置矢量：

$$\vec{r}_{oo2/0} = L_t \vec{e}_{x1/0} \quad (3-22)$$

(2) 从髋关节到大腿重心的位置矢量：

$$\vec{r}_{oGt/0} = (l_1 - l_{tg}) \vec{e}_{x1/0} + h_{tg} \vec{e}_{y1/0} \quad (3-23)$$

(3) 从膝关节到踝关节的位置矢量：

$$\vec{r}_{o2o3/0} = l_2 \vec{e}_{x2/0} \quad (3-24)$$

(4) 从膝关节到小腿重心的位置矢量：

$$\vec{r}_{o2Gs/0} = (l_2 - l_{sg}) \vec{e}_{x2/0} + h_{sg} \vec{e}_{y2/0} \quad (3-25)$$

式 (3-22) 到式 (3-25) 中， l_1 表示下肢外骨骼的大腿杆长度， l_{tg} 、 h_{tg} 分别表示大腿杆重心到髋关节的距离沿髋关节、膝关节连线及垂直该连线的距离分量； l_2 表示下肢外骨骼的小腿杆长度， l_{sg} 、 h_{sg} 分别表示小腿杆重心到膝关节的距离沿膝关节、踝关节连线及垂直该连线的距离分量。以上参数可通过 SolidWorks 获得。

由式 (3-21) 及式 (3-22) 到式 (3-25)，可得杆件相关点在基座坐标系中的线速度：

(1) 大腿重心：

$$\vec{v}_{Gt/0} = \vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_{oGt/0} \quad (3-26)$$

(2) 膝关节:

$$\vec{v}_{o2/0} = \vec{\omega}_{10} \times \vec{r}_{oo2/0} \quad (3-27)$$

(3) 小腿重心:

$$\vec{v}_{Gs/0} = \vec{v}_{o2/0} + \vec{\omega}_{20} \times \vec{r}_{o2Gs/0} \quad (3-28)$$

通过以上分析, 结合式 (3-14), 首先推导系统的动能:

$$\text{大腿动能: } KE_t = \frac{1}{2} m_t \vec{v}_{Gt/0} \cdot \vec{v}_{Gt/0} + \frac{1}{2} I_t \vec{\omega}_{10} \cdot \vec{\omega}_{10}$$

$$\text{小腿动能: } KE_s = \frac{1}{2} m_s \vec{v}_{Gs/0} \cdot \vec{v}_{Gs/0} + \frac{1}{2} I_s \vec{\omega}_{20} \cdot \vec{\omega}_{20}$$

系统总动能:

$$KE = KE_t + KE_s \quad (3-29)$$

式中, m_t 、 m_s 分别表示大腿杆、小腿杆的重量, I_t 、 I_s 分别表示绕髋关节、膝关节的转动惯量。以上参数可通过 SolidWorks 获得。

同理, 系统势能可表示为:

$$\text{大腿势能: } V_t = m_t g \vec{r}_{oGt/0} \cdot \vec{e}_{x0/0}$$

$$\text{小腿势能: } V_s = m_s g (\vec{r}_{oo2/0} + \vec{r}_{o2Gs/0}) \cdot \vec{e}_{x0/0}$$

系统的总势能:

$$V_g = V_t + V_s + V_f \quad (3-30)$$

将式 (3-29) 及式 (3-30) 代入式 (3-14) 及式 (3-15) 可得系统的广义力方程:

$$\tau = M \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta} + G \quad (3-31)$$

式中, M 为 3×3 的质量矩阵, $C(\theta, \dot{\theta})$ 表示作用在杆件上的哥氏力和离心力矩阵, G 是 3×1 的重力矩阵。由式 (3-31) 求得各关节的力矩之后, 结合关节执行器的力臂方程, 如式 (2-5), 即可求得各关节所需的驱动力 F_d 。

最后得到各矩阵的表达式为:

$$M = \begin{bmatrix} d_{11} & d_{12} \\ d_{21} & d_{22} \end{bmatrix}, C(\theta, \dot{\theta}) = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} \\ h_{21} & h_{22} \end{bmatrix}, G = \begin{bmatrix} g_{11} \\ g_{21} \end{bmatrix} \quad (3-32)$$

其中：

$$d_{11} = m_s h_{sg}^2 + m_t h_{tg}^2 + m_s l_1^2 + m_s l_{sg}^2 + m_t l_{tg}^2 - 2m_s h_{sg} l_1 \sin(\theta_2) + 2m_s l_1 l_{sg} \cos(\theta_2)$$

$$+ I_s + I_t$$

$$d_{12} = m_s h_{sg}^2 + m_s l_{sg}^2 - m_s l_1 h_{sg} \sin(\theta_2) + m_s l_1 l_{sg} \cos(\theta_2) + I_s$$

$$d_{21} = m_s h_{sg}^2 + m_s l_{sg}^2 - m_s l_1 h_{sg} \sin(\theta_2) + m_s l_1 l_{sg} \cos(\theta_2) + I_s$$

$$d_{22} = m_s h_{sg}^2 + m_s l_{sg}^2 + I_s$$

$$h_{11} = -2\dot{\theta}_2 l_1 m_s (h_{sg} \cos(\theta_2) + l_{sg} \sin(\theta_2))$$

$$h_{12} = -m_s (2l_1 (h_{sg} \cos(\theta_2) + l_{sg} \sin(\theta_2))) \cdot \frac{\dot{\theta}_2}{2}$$

$$h_{21} = (m_s l_1 (h_{sg} \cos(\theta_2) + l_{sg} \sin(\theta_2))) \cdot \dot{\theta}_1$$

$$h_{22} = 0$$

$$g_{11} = -m_s g (h_{sg} \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_{sg} \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_1 \sin(\theta_1)) - m_t g (h_{tg} \cos(\theta_1) + l_{tg} \sin(\theta_1))$$

$$g_{21} = -m_s g (h_{sg} \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_{sg} \sin(\theta_1 + \theta_2))$$

3.4 液压执行器非线性动力学建模

如图 2.21 所示的液压系统，髋关节及膝关节的液压执行器都是非对称液压缸，该类液压缸具有结构紧凑、价格低廉，能够满足关节伸屈不同的峰值力矩要求，但是由于采用的是对称阀，因此也出现下述不足：压力发生突变，极易导致超压和气蚀，给系统校正动压反馈带来难度；非对称缸伸出方向的开环增益不一致，引起对应各方向运动的动特性不一致；两个方向的负载承受能力不一致，导致负载允许变化的范围受限^[156]。

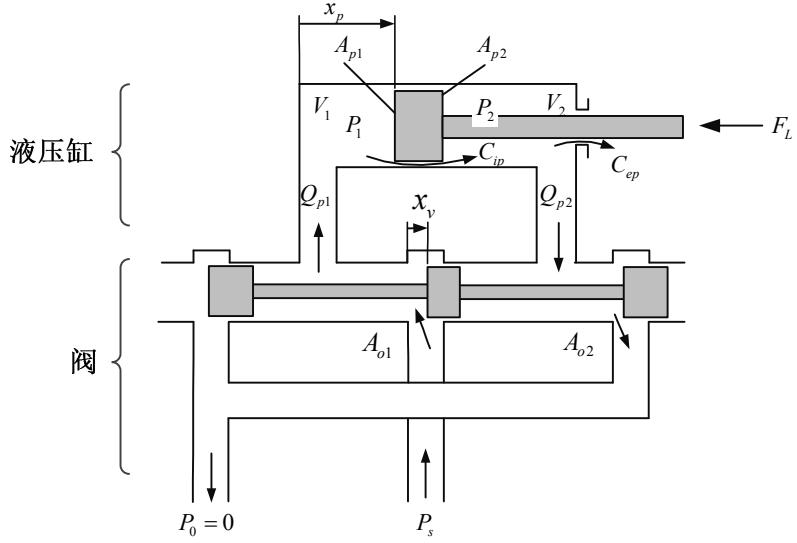


图 3.9 阀控缸模型

在理想状况下，忽略节流孔的高度差以及节流孔的出口速度，假设滑阀为理想零开口，通过伯努利方程计算通过滑阀节流孔的流量，当阀芯左移（\$x_v > 0\$）时，流量可表示为^[157]：

$$\begin{aligned} Q_{p1} &= C_d A_{o1} \sqrt{\frac{2}{\rho} (P_s - P_1)} \\ Q_{p2} &= C_d A_{o2} \sqrt{\frac{2}{\rho} P_2} \end{aligned} \quad (3-33)$$

式中，\$\rho\$ 表示流体密度，\$A_{o1}\$、\$A_{o2}\$ 分别代表阀的开口面积，\$C_d\$ 表示阀的流量系数，\$P_s\$ 表示系统供油压力，\$P_1\$、\$P_2\$ 分别代表液压缸进油腔、回油腔的压力，\$Q_{p1}\$、\$Q_{p2}\$ 分别代表流入和流出液压缸的流量。

在稳态时，忽略流体的可压缩性，液压缸内的流量连续性方程如下：

$$Q_{p1} = Q_{p2} = Q_L \quad (3-34)$$

式中，\$Q_L\$ 表示负载流量。

联立式 (3-33) 及式 (3-34)，并且由于是对称阀，满足 \$A_{o1} = A_{o2} = A_0\$，则有：

$$P_s = P_1 + P_2 \quad (3-35)$$

定义负载压力为：

$$P_L = P_1 - P_2 \quad (3-36)$$

联立式 (3-35) 及式 (3-36)，可得：

$$P_1 = \frac{P_s + P_L}{2}, P_2 = \frac{P_s - P_L}{2} \quad (3-37)$$

将式 (3-37) 代入式 (3-33)，并结合式 (3-34)，可得：

$$Q_L = C_d A_0 \sqrt{\frac{1}{\rho} (P_s - P_L)} \quad (3-38)$$

同理，可得当阀芯右移 ($x_v < 0$) 时，流量方程：

$$Q_L = C_d A_0 \sqrt{\frac{1}{\rho} (P_s + P_L)} \quad (3-39)$$

结合图 3.9，活塞杆的负载力，可表示为：

$$F_L = P_1 A_{p1} - P_2 A_{p2} \quad (3-40)$$

将式 (3-37) 代入上式，可得：

$$P_L = \left(\frac{2}{A_{p1} + A_{p2}} \right) F_L + P_s \left(\frac{A_{p2} - A_{p1}}{A_{p1} + A_{p2}} \right) \quad (3-41)$$

将上式代入式 (3-38) 及式 (3-39)，并结合符号函数，可得：

$$Q_L = C_d w x_v \sqrt{\frac{2}{\rho (A_{p1} + A_{p2})} (A_p(x_v) p_s - \text{sign}(x_v) F_L)} \quad (3-42)$$

式中， $x_v > 0$ 时， $A_p(x_v) = A_{p1}$ ； $x_v < 0$ 时， $A_p(x_v) = A_{p2}$ ； $x_v = 0$ 时， $A_p(x_v) = 0$ ；

$\text{sign}(x)$ 代表符号函数，满足： $\text{sign}(x) = \begin{cases} x & x \geq 0 \\ -x & x < 0 \end{cases}$

在对液压缸建模时，为了考虑主要因素，通常需要做如下假设：阀与液压缸之间的连接管路等长且短而粗；管路传输中不存在压力损失和忽略管路动态特性；油温和体积弹性模量为常数；液压缸每个工作腔内各处压力一致，不存在压差；液压缸内、外泄漏都属于层流流动。流向液压缸各腔的流量可表示为：

$$\begin{cases} Q_{p1} = \frac{dV_1}{dt} + C_{in}(P_1 - P_2) + C_{ex}P_1 + \frac{V_1}{\beta_e} \frac{dP_1}{dt} \\ Q_{p2} = C_{in}(P_1 - P_2) - C_{ex}P_2 - \frac{dV_2}{dt} - \frac{V_2}{\beta_e} \frac{dP_2}{dt} \end{cases} \quad (3-43)$$

式中， V_1 、 V_2 分别代表有杆腔和无杆腔的容积， β_e 代表有效体积弹性模量， C_{in} 、 C_{ex} 分别代表液压缸的内泄漏、外泄漏系数。

观察图3.9，可知液压缸的各腔容积：

$$\begin{cases} V_1 = V_0 + A_{p1}x_p \\ V_2 = V_0 - A_{p2}x_p \end{cases} \quad (3-44)$$

式中， x_p 表示液压缸的位移， V_0 表示液压缸的初始容积，满足 $V_1(x_p=0)=V_2(x_p=0)=V_0$ 。

流入液压缸的流量和流出液压缸的流量会因为液压缸不可避免的外泄漏和油液自身压缩性等因素的存在而不相等，通常为了便于推导，定义负载流量为：

$$Q_L = \frac{Q_{p1} + Q_{p2}}{2} \quad (3-45)$$

上式联合式(3-43)，可得：

$$Q_L = \frac{1}{2} \left[\left(A_{p1} + A_{p2} \right) \frac{dx_p}{dt} + \frac{x_p A_{p1}}{\beta_e} \left(\frac{dp_1}{dt} + \frac{A_{p2}}{A_{p1}} \frac{dp_2}{dt} \right) + \frac{V_0}{\beta_e} \left(\frac{dp_1}{dt} - \frac{dp_2}{dt} \right) + 2C_t p_L \right] \quad (3-46)$$

式中， $C_t = C_{in} + \frac{C_{ex}}{2}$ 。

结合式(3-42)，化简可得：

$$\begin{aligned} \frac{dF_L}{dt} &= \frac{\beta_e}{x_p (A_{p1} - A_{p2}) + 2V_0} (2C_d w x_v \sqrt{\frac{2(A_{p1} + A_{p2})(A_{p1} p_s - \text{sign}(x_v) F_L)}{\rho}} - \\ &\quad (A_{p1} + A_{p2}) \frac{dx_p}{dt} - \frac{2C_t (2F_L - p_s (A_{p1} - A_{p2}))}{A_{p1} + A_{p2}}) \end{aligned} \quad (3-47)$$

式中， F_L 代表液压缸负载力， w 代表阀的面积梯度。

针对图2.5所示的单关节液压驱动系统，进行单关节底层控制器的设计。关

节的动力学方程：

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{J} (R(F_L + F_f) - mgh \sin(\theta)) \quad (3-48)$$

式中， θ 代表关节旋转角度， J 代表系统转动惯量， R 代表式 (2-5) 所得到的力臂， F_f 代表液压缸的摩擦力， m 代表关节所带动的杆件的质量， h 代表关节到杆件重心的距离。

系统摩擦力可表示为：

$$F_f = -\mu \cdot \text{sign}(\dot{\theta}) - b\dot{\theta} \quad (3-49)$$

式中， μ 表示库伦摩擦力的幅值， b 表示粘性摩擦力系数。

结合式 (2-7)，活塞的运动位移表示为：

$$x_p = L - L_{\min} - x_{p0} \quad (3-50)$$

式中， L 代表由式 (2-7) 所得到的液压缸实时长度， L_{\min} 代表由式 (2-8) 所得到的液压缸最短长度， x_{p0} 代表图 3.9 中活塞的初始位置。

对式 (3-50) 可求得活塞速度：

$$\frac{dx_p}{dt} = v_p = \frac{-2\omega \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}{2\sqrt{r_1^2 + r_2^2 + 2r_1r_2 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta)}} \quad (3-51)$$

为了便于分析及简化书写，定义： $\gamma = \frac{C_d w \beta}{\sqrt{\rho}}$ ， $\phi = 2\beta_e C_t$ ， $\lambda_5 = -\frac{1}{\tau_t}$ ，

$$\lambda_2 = \frac{(A_{p1} + A_{p2})^2 v_p}{x_p (A_{p1} - A_{p2}) + 2V_0} \quad , \quad \lambda_1 = \frac{2\sqrt{2(A_{p1} + A_{p2})(A_p p_s - \text{sign}(x_v) F_L)}}{x_p (A_{p1} - A_{p2}) + 2V_0} \quad , \quad \lambda_4 = \frac{k_{sp}}{\tau_t} \quad ,$$

$$\lambda_3 = \frac{2F_L + p_s (A_{p2} - A_{p1})}{x_p (A_{p1} - A_{p2}) + 2V_0} \quad , \quad \tau_t \text{ 代表阀的机械时间常数，系统状态方程如下：}$$

$$\begin{cases} \frac{d\theta}{dt} = \omega \\ \frac{d\omega}{dt} = \frac{1}{J} (R(F_L - \mu \text{sign}(\omega) - b\omega) - mgh \sin \theta) \\ \frac{dF_L}{dt} = \lambda_1 \cdot \gamma x_v - \beta_e \lambda_2 - \phi \lambda_3 \\ \frac{dx_v}{dt} = \lambda_4 i + \lambda_5 x_v \end{cases} \quad (3-52)$$

在 MATLAB 平台下搭建仿真模型，分别采用 PID 控制器和滑模变结构控制器（SLD）进行仿真以及控制输入受限时带有神经网络补偿的滑模变结构控制器（RBF-SLD），其中，PID 控制器是不基于模型的控制方法，其控制算法简单、鲁棒性好，在实际工业系统中得到广泛应用，本文的控制算法可描述为：

$$u = k_p F_e + k_i \int F_e dt + k_d \dot{F}_e \quad (3-53)$$

式中， $F_e = F_d - F_L$ ， F_d 表示驱动关节所需要的液压缸力。

滑模变结构控制器作为一类非线性控制策略，由于其对参数变化及外界干扰不敏感，物理实现简单等原因而逐渐受到研究人员的重视，在实际建模时通常会将阀芯位移等价为输入电压的比例关系，因此有：

$$x_v = k_{sp} u \quad (3-54)$$

将上式代入式 (3-52)，可得：

$$\dot{F}_L = \lambda_1 \gamma k_{sp} u - \beta_e \lambda_2 - \phi \lambda_3 \quad (3-55)$$

定义滑模面函数：

$$s = ce \quad (3-56)$$

其中， $c > 0$ 。

力跟踪误差为：

$$e = F_L - F_d, \dot{e} = \dot{F}_L - \dot{F}_d \quad (3-57)$$

由式 (3-56) 和式 (3-57) 可得：

$$\dot{s} = c(\dot{F}_L - \dot{F}_d) = c(\lambda_1 \gamma k_{sp} u - \beta_e \lambda_2 - \phi \lambda_3 - \dot{F}_d) \quad (3-58)$$

采用指数趋近律有：

$$\dot{s} = -\varepsilon \cdot \text{sign}(s) - ks \quad \varepsilon > 0, k > 0 \quad (3-59)$$

联立式 (3-58) 和式 (3-59)，可得：

$$u = \frac{1}{\lambda_1 \gamma k_{sp}} (\beta_e \lambda_2 + \phi \lambda_3 + \dot{F}_d - \frac{\varepsilon}{c} \cdot \text{sign}(s) - \frac{k}{c} s) \quad (3-60)$$

定义 Lyapunov 函数为：

$$V = \frac{1}{2} s^2 \quad (3-61)$$

结合式 (3-59)，显然有：

$$\dot{V} = s \dot{s} = -\varepsilon |s| - ks^2 \leq 0 \quad (3-62)$$

且只有当 $s = 0$ 时， $\dot{V} = 0$ 。根据 LaSalle 不变性定理可知控制器使系统渐进稳定。

考虑到实际的伺服阀执行器输入电压的限制，控制律的输出电压通常需要一定的限制，过大的控制输出将难以实现，因此需要对控制器的输出进行饱和限制，经过饱和限制之后的控制信号通常又无法满足系统性能的需求，因此可以借助于神经网络对饱和限制项进行逼近，图 3.10 是一种基于控制输入受限时的滑模控制方法：

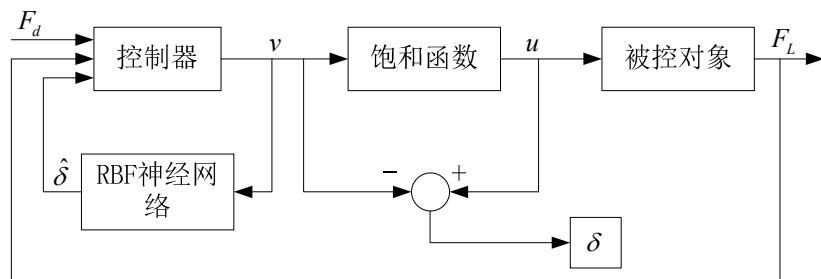


图 3.10 基于控制受限下的神经网络补偿控制系统

基于控制受限下的神经网络补偿控制系统推导过程如下：对于式 (3-58)，考虑到控制饱和，可以写为：

$$\dot{s} = c(\dot{F}_L - \dot{F}_d) = c[\lambda_1 \gamma k_{sp}(v + \delta) - \beta_e \lambda_2 - \phi \lambda_3 - \dot{F}_d] \quad (3-63)$$

结合 RBF 神经网络算法：

$$h_j = \exp\left(\frac{\|x - c_i\|^2}{2b_j^2}\right) \quad (3-64)$$

$$\delta = W^{*T} \vec{h}(x) + \varepsilon$$

式中， x 为网络输入， i 表示网络输入层第*i*个的输入， j 为网络隐含层第*j*个网络输入， $\vec{h}=[h_j]^T$ 代表高斯基函数的输出， W^* 表示网络的理想权值， ε 代表理想神经网络逼近 δ 的误差，满足 $\varepsilon \leq \varepsilon_{\max}$ ， $\hat{\delta}$ 对应图3.10中的网络输出， \hat{W} 是神经网络的估计权值。根据图3.10，网络输入取 $x=v$ ，则网络输出为：

$$\hat{\delta} = \hat{W}^T \vec{h} \quad (3-65)$$

取 $\tilde{W} = \hat{W} - W^*$ ，则 $\delta - \hat{\delta} = W^{*T} \vec{h} + \varepsilon - \hat{W}^T \vec{h} = -\tilde{W}^T \vec{h} + \varepsilon$ 。

设计控制律为：

$$v = \frac{1}{\lambda_1 \gamma k_{sp}} (\beta_e \lambda_2 + \phi \lambda_3 + \dot{F}_d - \eta \operatorname{sgn}(s)) - \hat{\delta} \quad (3-66)$$

式中， $\eta \geq \lambda_1 \gamma k_{sp} \varepsilon_{\max}$

将式(3-65)、式(3-66)代入式(3-63)可得：

$$\dot{s} = c \left[\eta \operatorname{sgn}(s) + \lambda_1 \gamma k_{sp} (-\tilde{W}^T \vec{h} + \varepsilon) \right] \quad (3-67)$$

定义Lyapunov函数为：

$$V = \frac{1}{2} s^2 + \frac{1}{2} \gamma \tilde{W}^T \tilde{W} \quad (3-68)$$

则：

$$\begin{aligned} \dot{V} &= s \dot{s} + \gamma \tilde{W}^T \dot{\tilde{W}} \\ &= c \left[-\eta |s| + \lambda_1 \gamma k_{sp} s (-\tilde{W}^T \vec{h} + \varepsilon) + \gamma \tilde{W}^T \dot{\tilde{W}} \right] \\ &= c \left[-\eta |s| + \lambda_1 \gamma k_{sp} s \varepsilon + \tilde{W}^T (-\lambda_1 \gamma k_{sp} + \gamma \dot{\tilde{W}}) \right] \end{aligned}$$

取自适应律：

$$\dot{\tilde{W}} = \frac{1}{\gamma} s \cdot \lambda_1 \gamma k_{sp} \quad (3-69)$$

则 $\dot{V} = c[-\eta |s| + \lambda_1 \gamma k_{sp} s \varepsilon] \leq 0$

只有当 $s=0$ 时， $\dot{V}=0$ 。根据 LaSalle 不变性定理可知控制器使系统渐进稳定。

对于给定正弦力的仿真跟踪效果，如图 3.11，点划线表示采用式（3-53）的 PID 控制器，虚线表示采用式（3-60）的滑模控制器，实线表示采用式（3-66）的神经网络滑模控制器。跟踪的理想轨迹是幅值为 1N，频率为 1Hz 的正弦信号。仿真参数 $P_s = 6.5 \times 10^6 \text{ Pa}$ ， $w = 9.5885 \times 10^{-3} \text{ m}$ ， $\beta_e = 8 \times 10^8 \text{ Pa}$ ， $\rho = 830.4 \text{ kg/m}^3$ ， $C_d = 0.65$ ， $\tau_t = 0.0015 \text{ s}$ ， $k = 0.146 \text{ m/A}$ ， $C_{in} = 2 \times 10^{-11} \text{ m}^3/(\text{s}\cdot\text{pa})$ ， $C_{ex} = 1.5 \times 10^{-11} \text{ m}^3/(\text{s}\cdot\text{pa})$ 。

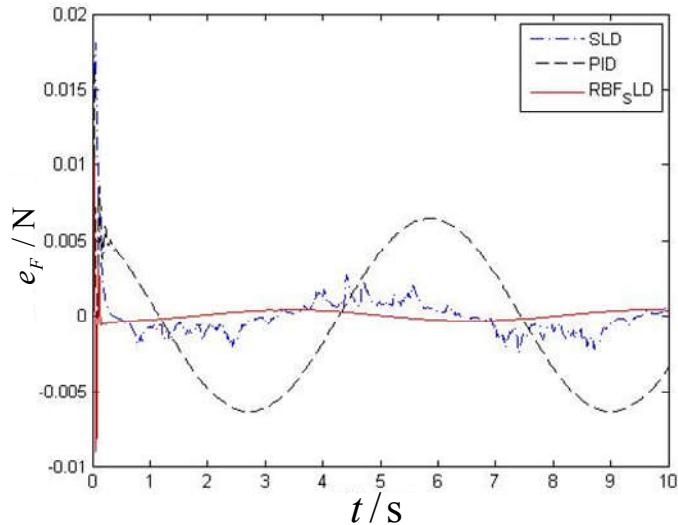


图 3.11 液压缸力跟随效果

图 3.11 纵坐标表示力跟踪的误差，可以明显的看出，对于液压缸底层力控制器，采用基于控制输入受限时的神经网络补偿滑模控制器具有最佳的控制效果，神经网络所具备的逼近特性能够逼近受限的控制信号差，同时自适应特性具有较强的鲁棒性。基于趋近律的滑模控制器由于符号函数的存在，波动效应明显。而传统 PID 控制器，尽管结构简单，但是参数整定较为繁琐，而且控制效果较差。

3.5 本章小节

(1) 本章分析了液压驱动下肢外骨骼机器人的多种步态，并且基于 D-H 参

数法建立摆动腿的广义坐标系，建立了摆动腿的运动学模型，并且着重分析了雅克比矩阵的病态问题，提出了三种改进的方法，并且进行了仿真验证。

(2) 针对摆动腿，利用拉格朗日方法推导了其动力学方程，并且获得了各项参数，同时建立了液压执行器的非线性动力学模型。

(3) 针对单关节液压驱动外骨骼，进行了建模并且分别采用 PID 控制器、基于趋近律的滑模变结构控制器和控制输入受限时带神经网络补偿的滑模控制器进行了仿真，阐述了液压驱动系统作为底层执行器的实现方案。

第4章 下肢外骨骼机器人人机交互系统设计

摘要：为了提高对人体运动意图提取的快速性和可靠性，本章结合人形机器人平稳行走时常用的 ZMP 理论，搭建了脚底多传感器融合系统，包含脚底压力开关、薄膜式压力传感器，并且设计传感器检测信息与人体对应步态的算法。为方便人机交互系统设计，本章将人体运动意图限定为人体下肢关节的运动信息，并将人体运动意图识别模块分为两个层次：第一层主要实现对步态的判别，通过实时检测脚底传感器信息实现对人体步态的辨别；第二层实现对人体运动意图物理信息的获取，在人机之间安装多维力传感器，并且引入导纳模型作为推导人体运动意图的方法，实现人机交互力与人体运动意图物理信号的建模。最后，搭建了人机交互系统摆动相的控制系统。

4.1 引言

对于可穿戴式下肢外骨骼机器人，其步态的稳定性控制是研究的重点，零力矩点（ZMP）理论是用于双足步行机器人稳定控制的基础理论，其是指机器人在地面上运动时，作用在系统上的合力力矩为零的一点将处在机器人脚掌范围之内。下肢外骨骼机器人与穿戴者在地面上稳定行走时，人机系统的合力作用线通过支撑腿在地面的投影位于地面与支撑腿接触的区域内，即下肢外骨骼人机系统稳定行走时，人机系统的 ZMP 点在地面的投影位于外骨骼支撑区域范围内^[158]。压力中心点（COP）是地面与下肢外骨骼人机系统支撑腿接触面内地面反作用力合力的作用点。下肢外骨骼人机系统在稳定行走时，COP 与 ZMP 是重合的，因此可以通过对外骨骼人机系统足底压力信号分析调整 COP 点，达到对外骨骼人机系统稳定行走的调节控制^[77]。

检测足底压力信号作为实现人体运动检测的方法，是研究最早而且应用也是最多的，其为研究足部的结构、功能和运动姿态提供了丰富有用的信息，主要是测量足底压力的分布。在足底压力测试研究方面，美国 Paradiso 等设计了一种“魔

毯”，将一个压电传感网格嵌入到一定面积的地毯中，当被测者在地毯上行走时，可实时检测脚底的压力，并将压力信号转换为音频信号^[159]。Elftman 等人利用力-光转换原理在反光玻璃板上安装黑色的橡胶垫，当压力将垫子下表面压平后，角锥形状点阵就会出现，足印也将在亮背景下呈现出来，而且压力越大足印越黑，这是可视化形象技术在足底压力测试中的应用范例^[160]。随着电子及传感技术的发展，采用力-电转换技术的压力测试设备得到广泛的研究和应用。为了实现对脚部的运动信息多点、全方位的监控，来自于莫纳什大学的 Darwin 等人利用压敏电阻（FSR）传感器搭建了一种测力实验台^[161]。英国 Srinivasan 等^[162]同样利用 FSR 为传感材料设计了多模块压力测试板，通过使用传感阵列方式大幅提高了测试的灵敏度，多达 4032 个压敏电阻集成在每平方厘米的面积内，因此模块较为复杂、结构体积庞大，难以在可穿戴设备中进行应用。之后，Morris 等将多种柔性的传感材料依据人体足部解剖学特征嵌入到鞋底，从而开发了一款可穿戴测力鞋，实现了对足底不同部位压力的测量^[163]，然而该测力鞋受限于当时的传感元件，尚无法呈现足底压力分布等信息。进入 20 世纪 90 年代，一种柔性薄膜网格状触觉压阻式传感器由美国 Tekscan 公司研发成功，Catalfam 等将其嵌入鞋底部测试足底压力分布，可以精准地识别出脚掌与鞋底刚刚接触和脚掌即将离开脚底两种临界状态的压力变化^[164]。日本的 Yoshiyuki Sankai 等人针对部分偏瘫患者无法提取肌电信号的状况，也开发了基于柔性压阻式传感器的可穿戴鞋底，根据脚底不同的压力状况，实现对下肢外骨骼穿戴者步态的检测^[104]。中国科技大学的陈炜等人利用 Tekscan 公司的 Flexiforce 系列柔性电阻式压力传感器设计了一种用于步态检测的鞋底，然而由于只利用足底的压力信息，存在对步态周期误判的可能性^[85]。哈工大的蒋靖等通过研究正常人体行走时的足底压力分布，选用了微型压力传感器来检测脚底压力，并嵌入到由橡胶、硬质铝合金等组成的鞋底板中，由于传感器的选型及布置问题，导致鞋底较厚^[88]。

考虑到传统意义上的人体运动意图作为一个宏观概念，包含众多的概念，因此很多学者采用了提取人体脑电信号、肌电信号等方法来间接推测人的运动意图。但是本文考虑到方便在外骨骼上面进行应用，因此将提取微观上穿戴者的角

速度等效为人体的运动意图。

4.2 足底多传感器系统设计

下肢外骨骼机器人应用最多的工况是由穿戴者穿着后在平地行走，因此本章设计的多传感器融合系统及步态识别算法，目前仅针对于平地行走的工况。由于人体正常的行走步态是呈周期性的特点，因此仅需要研究一个周期内的人体步态即可分析脚底的周期状况，通常将从一侧脚跟着地开始到该脚跟再次着地为止，算作一个步态周期，根据文献^[23]的描述，绘制的人体步态周期如下图：

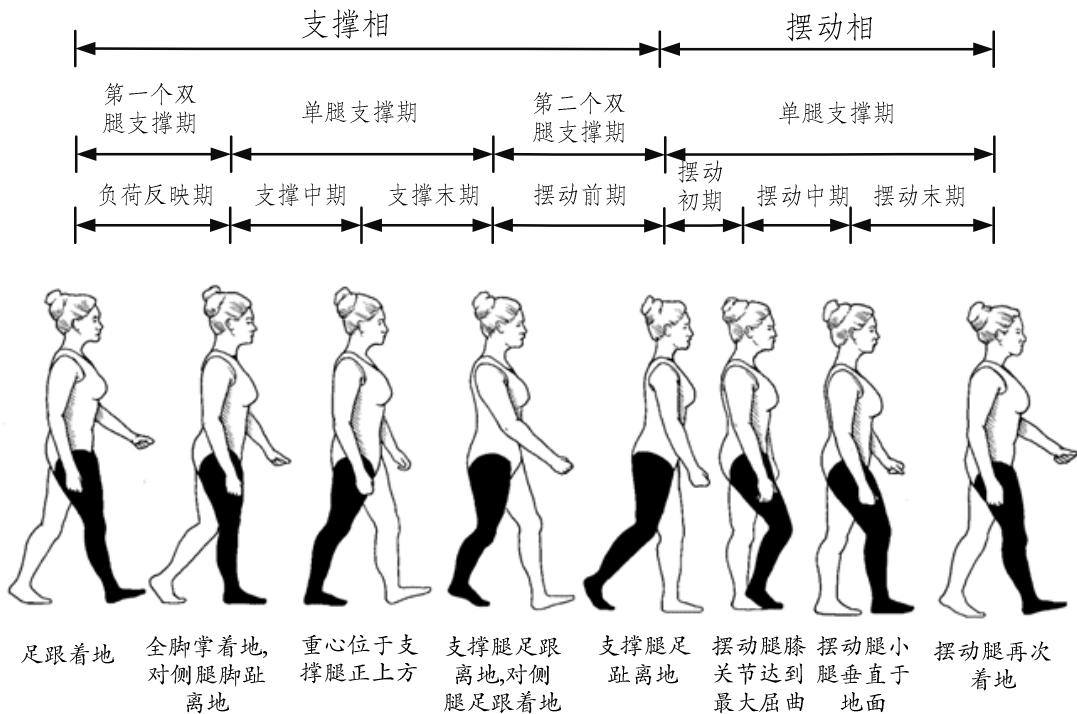


图 4.1 人体步态周期

通常将人体步态周期分为支撑相和摆动相，在前文已有描述，支撑相约占步态周期的 60%，摆动相约占 40%。结合图 4.1，观察黑色右腿，可知脚底在步态周期中存在几个状态：脚跟着地、脚掌着地、脚掌着地、脚跟离地、脚趾离地、脚部悬空、脚部悬空、脚跟着地。同理观察白色左腿，可知脚底的步态周期与上述顺序正好相反。通过上述对脚底在人体步行过程中状态的总结，可以发现在人

体的步态周期中，脚底主要存在四个状态：脚跟着地、脚掌着地、脚趾离地以及脚掌悬空。

以往的研究表明，在人们短暂移动时，COG 的变化是要超前于行走动作的^[107]。因此，COG 位置的变化可以作为检测步态变化的预测信息。在 HAL 的设计中，脚底压力传感器作为一种可靠的实现方案得以应用。Flexiforce 是一种电阻式压力传感器，其非常的柔软，并且非常的轻薄，由 Tekscan 公司出品，其具有较好的线性度、时滞性、重复特性，主要包含两层聚酯薄膜。FlexiForce A401 作为其中标准的压阻式力传感器有着最大的敏感面积，其厚度仅有 0.203mm，直径 31.8mm 的圆面，敏感区域的直径达到 25.4mm。

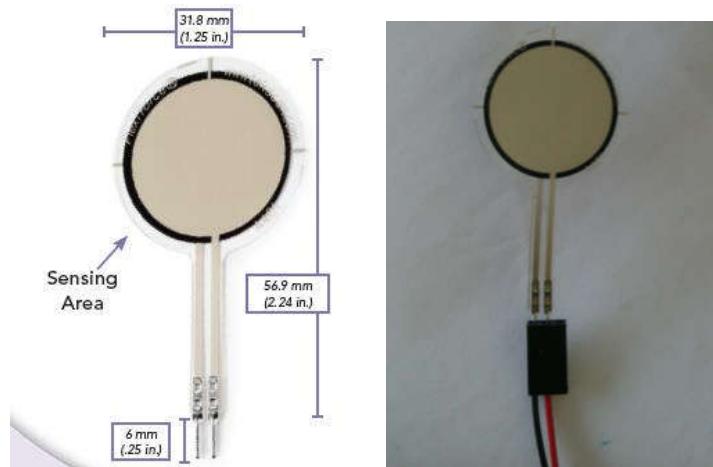


图 4.2 Flexiforce A401

Flexiforce A401 是一种薄膜电阻式的压力敏感元件，其特性是随着压力的增大，Flexiforce 的电导特性会发生改变，输出电压与输入压力呈非线性关系，因此需要使用电流-电压转换电路，转换电路如图 4.3。

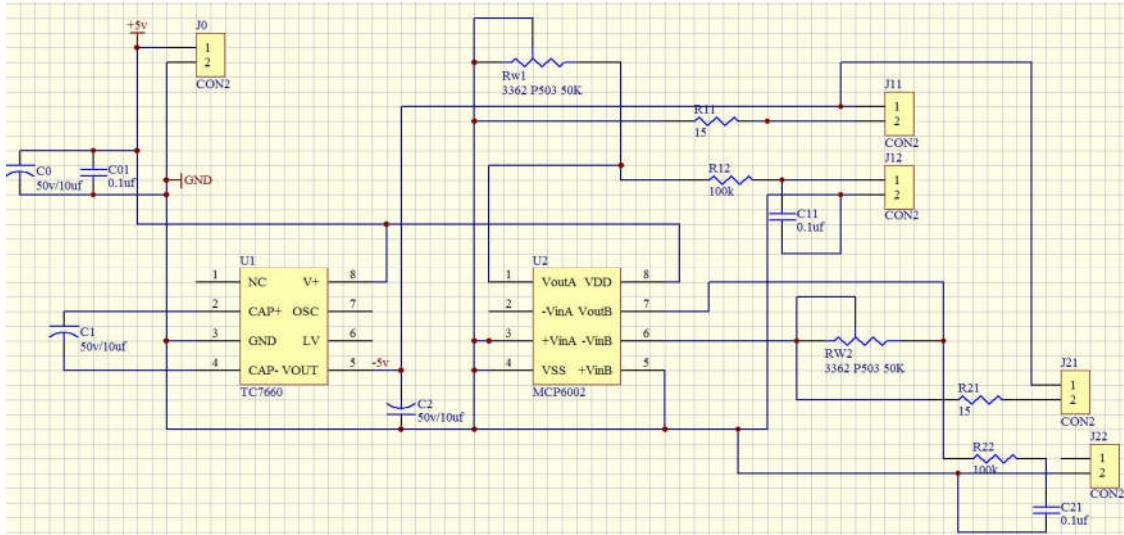


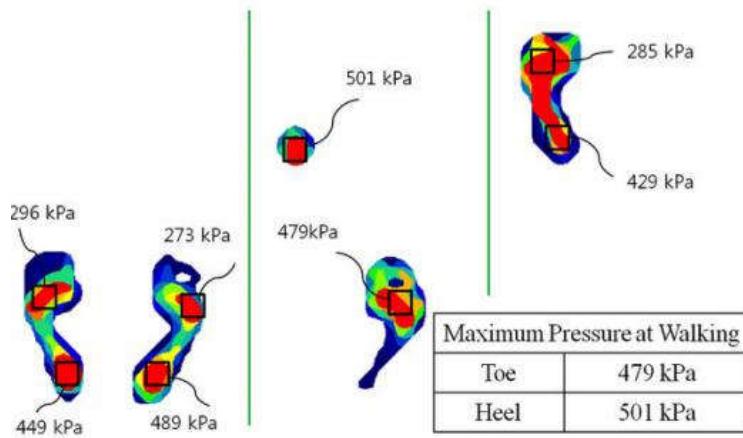
图 4.3 Flexiforce A401 调理电路

MCP6002 是 Microchip Technology Inc. 专为各种通用应用设计的运算放大器，主要应用在汽车、便携式设计及笔记本电脑中，它具有 1MHz 的增益带宽积，即使单电源供电电压只有 1.8v，该运算放大器也能够工作，并且静态电流为 100uA，工业级的应用温度范围在 -40°C~85°C。TC7660 是可以将 1.5v~10v 的输入电压转化为 -1.5v~-10v 的电荷泵，片上振荡器可以使其工作在 10kHz 下。Rw1 电阻可以根据不同的情况进行调节，从而使得满量程输出在 0~5v 区间。根据运放的性质，可得到输出电压与传感器压敏电阻间的关系：

$$v_o = \frac{R_w 1}{R_x + R_{11}} v_i \quad (4-1)$$

式中， v_i 表示传感器的供电电压， $R_w 1$ 表示滑动变阻器实际接入的电阻， R_x 表示传感器受压后所显现的电阻值。

在选择好压力传感器及相应的处理电路之后，还要考虑传感器在脚底的安装位置，Jung-Hoon Kim 等人为了明确脚底压力传感器的布置，通过人体压力测量系统（BPMS）进行了实验，并且得到了步行过程中脚底的压力分布，如图 4.4，在人体正常行走时，脚底压力主要集中在脚跟和前脚掌处，因此，为了系统简便但又能提取运动步态，采用在脚底布置两个压敏电阻的形式。

图 4.4 脚底压力分布^[165]

考虑到实际穿戴环境的复杂性，以及参考 Kazerooni 在 BLEEX 脚底的设计^[26]，文献中所述的 BLEEX 脚底安装有密布的压力开关传感器，通过检测所有传感器的闭合状态实现对步态的检测，该方法可检测四种步态：站立相、摆动相、脚跟着地、脚趾离地。因此，课题组在力传感器的基础上，又在脚底集成了压力开关，脚底的传感器布置如图 4.5，脚跟及脚趾处分别布置了压敏电阻和压力开关。

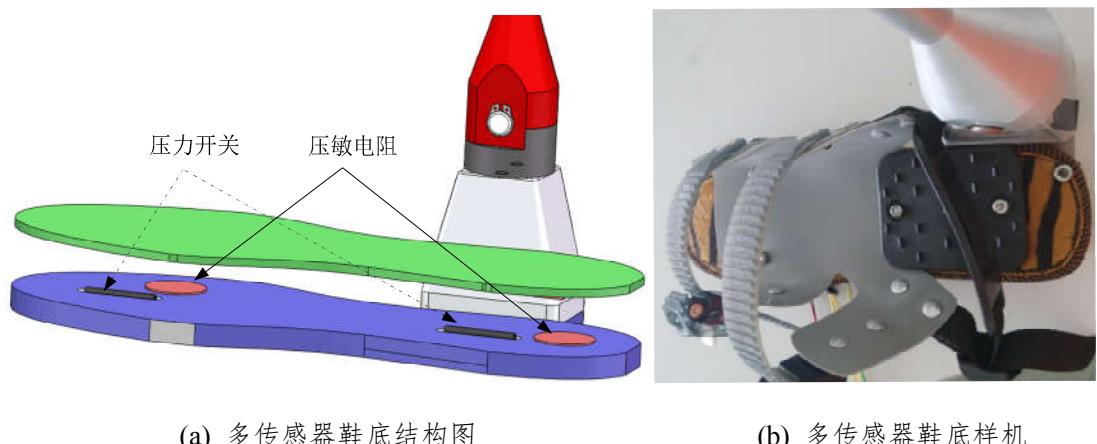


图 4.5 下肢外骨骼脚底设计

4.3 步态识别算法

对于穿戴者步态的预测不仅可以使穿戴者很舒服地穿戴外骨骼行走，还可以使得外骨骼给穿戴者可靠的支撑，除了目前常见的肌电信号传感器外，由于脚底压力的变化可以反映 COG 的位置，因此通过脚底布置传感器的方式是一种实际可行的方案^[104]。基于上述系统，我们实现了四种脚底状态的判断，分别为：脚跟着地、脚掌着地、脚趾离地、脚掌悬空。具体算法描述如下：当满足下式时，相应的下肢被推测处于脚跟着地：

$$(f_{h_p} \leq f_1) \cap (f_{h_c} > f_\alpha) \cap (f_{t_c} \leq f_2) \cap (SW_h = 0) \quad (4-2)$$

式中， f_{h_p} 和 f_{h_c} 分别代表脚跟应变电阻的上一次采样值和当前时刻采样值， f_1 代表脚跟处应变电阻自由状态下的阈值， f_α 代表设定脚跟着地触发的阈值， f_{t_c} 代表脚趾应变电阻当前时刻的采样值， SW_h 代表脚跟压力开关当前时刻的采样值。上式意味着，当脚跟着地时，在脚跟处压力开关闭合之前，脚跟处的应变电阻所对应的压力值会存在一个变化。

当脚底传感器满足下式时，相应的下肢会被推测处于支撑腿状态：

$$(f_{h_c} > f_\beta) \cap (SW_h = 1) \cap (SW_t = 1) \cap (f_{t_c} > f_\gamma) \quad (4-3)$$

式中， f_β 、 f_γ 分别代表脚跟处、脚趾处应变电阻在着地相时对应的压力变化的阈值， SW_t 代表脚趾处压力开关当前时刻的采样值。

当脚底传感器满足下式时，相应的下肢会被推测处于脚趾离地状态：

$$(f_{h_c} \leq f_1) \cap (SW_h = 0) \cap (SW_t = 1) \cap (f_{t_c} < f_\delta) \quad (4-4)$$

上式中， f_δ 代表脚趾离地时脚趾应变电阻对应的阈值。

当脚底传感器满足下式时，相应的下肢会被推测处于摆动腿状态：

$$(f_{h_c} < f_1) \cap (SW_h = 0) \cap (f_{t_c} < f_2) \cap (SW_t = 0) \quad (4-5)$$

上式中， f_2 代表脚趾处于悬空状态时脚趾处应变电阻对应的阈值。

在式 (4-2) 到式 (4-5) 中，存在一些需要穿戴者根据实验确定的阈值，为了便于穿戴者更改，在自主开发的上位机人机交互界面中，开发有参数设置界面，

前文已有叙述，根据经验及理论分析，阈值之间存在如下关系：

$$\begin{cases} 0 \leq f_1 < f_\beta \leq f_\alpha \\ 0 \leq f_2 \leq f_\delta < f_\gamma \end{cases} \quad (4-6)$$

基于图 4.5 设计的鞋底及上述算法，进行了脚底的穿戴实验：

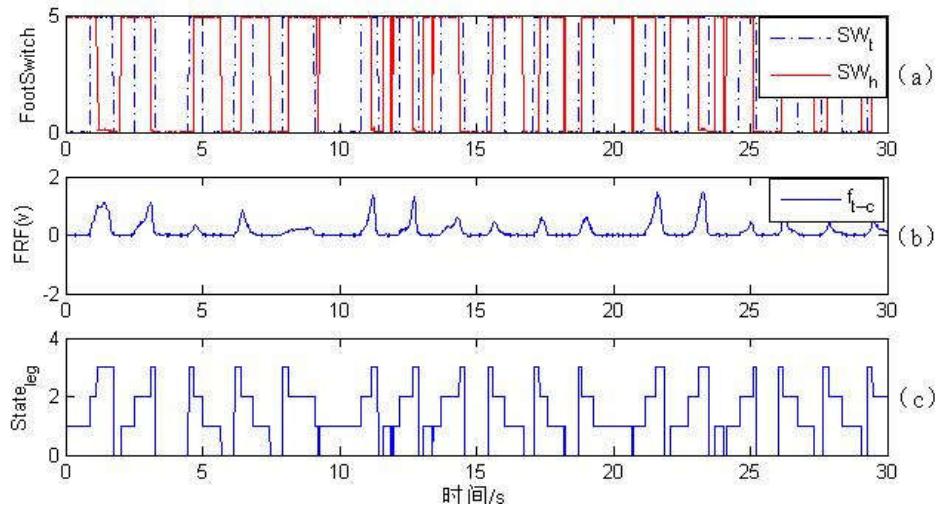


图 4.6 脚底穿戴实验

图 4.6 中，(a)脚后跟和脚趾处压力开关的状态，(b)脚趾处压敏电阻的测量信号，(c)代表判断出的步态，其中，0 代表摆动相，1 代表脚跟着地，2 脚掌着地，3 代表脚趾离地。上述实验中由于受到硬件条件的限制，因此对算法及传感器布置进行了修整，未在脚跟处安装压敏电阻，但从实验结果看，仍然实现了对步态的判断。

4.4 人机交互模型

对于人机协作的机器人系统，我们需要去了解由于人机之间的相对运动所产生的运动及力的信息，当穿戴者穿上外骨骼并进行一起运动之后，这种交互运动常称为人机交互。目前，人机交互通常分为两类：认知型人机接触和物理型人机接触^[166]。其中，前者是基于认知层面，需要提取人体自身的信号作为控制器的输入信息，目前以肌电信号、脑电信号为主，以 HAL 为代表；后者是依赖于人机之间产生的接触力或者位移变化作为控制器的输入信号，更为直观，以 BLEEX、

HEXAR 为代表。课题组设计的下肢外骨骼机器人系统采用在人机之间安装六维力传感器的方式来检测人体的运动意图。在获得人机交互力之后，为了将力信号转换为人体的运动信息，比如速度信号，Lee 采用了虚拟阻抗控制模型的方法来对人机交互进行建模^[167]，Seul Jung 推导了机器人与环境交互未知的情况下，阻抗模型参数的确认方法，同样是用阻抗模型来建立机器与环境的关系^[96]，Namkug Ku 等人为了实现外骨骼设备在焊接等场合的应用，也把人机关系用阻抗模型来代替^[95]。然而，由于阻抗控制的含义，使得它在可穿戴外骨骼机器人方面应用时并不能保证零接触力，这会对穿戴者造成不适，而导纳控制恰好与阻抗控制相反，因此适合应用于外骨骼机器人系统中，Yu 已经在上肢外骨骼系统中建立了不基于模型的 PID 导纳控制器来推测穿戴者的理想轨迹^[168]。本节将建立下肢外骨骼机器人与穿戴者之间的导纳模型。

所采用的导纳模型公式如下：

$$v_d(s) = (M_a s + B_a + \frac{D_a}{s}) f(s) \quad (4-7)$$

式中， $f(s)$ 代表通过多维力传感器检测到的人机交互力， M_a 、 B_a 、 D_a 代表导纳模型的参数， v_d 代表下肢外骨骼与穿戴者连接处由接触力推算出的速度，代表了外骨骼所需要达到的目标速度。

Lee 等人^[167, 169]将人体的关节建模为二阶阻抗模型，描述如下：

$$H(s) = \frac{1}{M_h s^2 + B_h s + K_h} \quad (4-8)$$

式中， M_h 、 B_h 、 K_h 虚拟阻抗模型的参数，通常由实验测得。

Huang 等人^[170]已经对人体阻抗模型与上肢外骨骼人机系统导纳模型的关系进行了推导，本文将其扩展至下肢外骨骼人机系统，可得：

$$M_a = \frac{100 M_h B_h}{K_h}, B_a = 10 B_h, D_a = \frac{4 K_h}{3} \quad (4-9)$$

尽管通过式 (4-8) 及式 (4-9) 可以推导得出导纳模型的参数，但是由于一方面对穿戴者自身的建模就比较麻烦，而且模型的准确性也不高，另一方面不同的穿戴者都需要重新进行建模，所以上述方法在实际穿戴设备中并不能得到应用。

对式(4-7)进行分解,可得:

$$v_d(s) = B_a f(s) + D_a \int f(s) dt + M_a \dot{f}(s) \quad (4-10)$$

观察上式,可以发现与PID模型具有一致的形式,因此考虑到实用性,课题组采用了不基于模型的导纳模型来建立人机之间的交互模型,实现原理如下图:

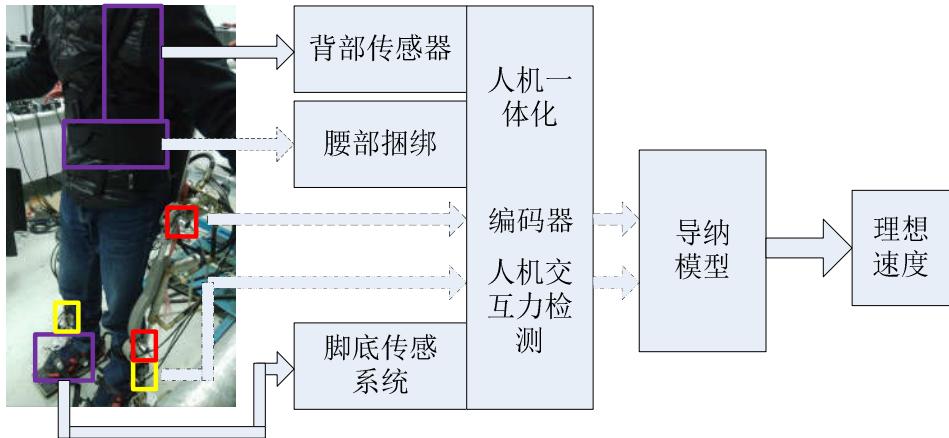


图 4.7 基于导纳模型的物理型人机交互系统

图4.7中的背部传感器以及人机交互力检测,都是基于多维力传感器实现,其中人机交互力检测用途的多维力传感器安装在外骨骼下肢与人体下肢捆绑位置,而背部传感器主要是在支撑相时使用。

4.5 下肢外骨骼人机协同控制架构

课题组设计的下肢外骨骼采用了人机之间安装多维力传感器的方式来检测人的运动意图,控制系统的主要目标应该是使得人机之间的作用力为0,即外骨骼能很好地跟随人的运动。通过上一节的描述,我们已经从人机交互力信息中得到穿戴者的运动速度。为了得到各关节的理想角速度,还需要借助第三章所述的逆雅克比矩阵,即借助式(3-6)得到髋关节及膝关节在矢状面内的理想角速度。之后将通过课题第五章、第六章的算法得到各关节所需要的驱动力矩,借助于第二章的力臂公式,即式(2-5),将驱动力矩转化成各关节液压缸的驱动力,即式(3-56)中的 F_d ,并采用第三章所提的针对液压系统设计的底层控制器进行驱动。综上分

析，得到下肢外骨骼系统的控制框架：

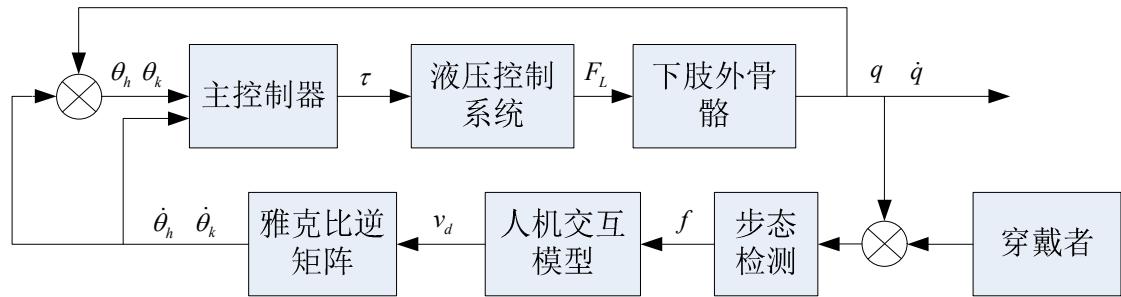


图 4.8 下肢外骨骼摆动相人机控制系统结构

4.6 本章小节

为实现下肢外骨骼机器人的稳定运行，需要保证下肢外骨骼机器人能够及时地跟随穿戴者，使得人机之间的交互力尽量小，甚至于达到零交互力的状况，借助于 ZMP 理论，本章提出了检测 COP 的方法，并且将人体运动意图提取分为两个模块的方法。其中第一个模块实现对步态的检测，本章搭建了脚底多传感器融合系统，并且针对压敏电阻设计了处理电路，设计了步态识别的算法，目前可以识别四种步态：脚跟着地、脚掌着地、脚趾离地和脚掌悬空，间接实现了 COP 的检测。按照目前常见的外骨骼控制系统，可根据不同的步态选择不同的控制方法。第二个模块实现将人机之间的实时交互力转换为穿戴者与外骨骼连接处的实时速度，引入了不基于模型的导纳模型来进行转换，同时介绍了基于模型的导纳模型参数的计算方法。并且考虑到不同穿戴者的适应性。最后，搭建了人机交互系统摆动腿的控制系统。

第5章 基于动力学模型的非线性积分滑模变结构控制

摘要：本章针对下肢外骨骼机器人系统的时变性及存在的未建模干扰项，采用了滑模变结构控制器。为了降低系统稳态跟踪误差，引入了积分滑模面，然而传统的积分滑模面在初始误差较大时，容易引起 Windup 效应，出现超调或执行器饱和。为了解决上述不足，首先提出了两种改进方法，分别是：积分分离的非线性积分滑模面和类势能函数代替积分项的非线性积分滑模面，并且针对第二类方法，进一步设计了三类非线性类势能函数和相应的微分饱和函数提高传统积分滑模面的收敛速度，避免传统积分滑模面中的积分项所带来的不利影响。借助于饱和函数的边界层特性：处于边界层内时，使用整个积分项来降低系统稳态误差并提高系统鲁棒性；处于边界层外时，借助于调节因子减弱积分项的影响，以避免因过大的初始误差而导致的 Windup 效应。之后基于第三章的动力学模型设计了以类势能函数为基础而改进的滑模变结构控制器，并且引入趋近律以提高趋近运动的动态品质，通过 Lyapunov 函数验证了控制系统的稳定性，最后通过 MATLAB 仿真验证了系统性能。为了改善系统的平滑性，提高系统的鲁棒性，结合模糊系统可以逼近干扰力矩的特性，设计了以滑模面 s 及其导数 \dot{s} 为输入变量，干扰力数值 ΔK 为模糊输出的模糊控制器，避免了因主观对干扰力进行估值所造成的系统波动。并进行了不同负载下的摆动腿实验，实验结果表明新型滑模变结构控制器改善了下肢外骨骼机器人的穿戴效果，人机之间的交互力数值得到。

5.1 引言

下肢外骨骼机器人系统是典型的非线性系统，存在很多不确定性因素，能够总结为：非线性因素，如未知干扰力、未建模摩擦力等；参数变化，主要是液压油等温度变化导致的参数漂移等；机械谐振及未考的高频动力学特性；信号延时及信号噪声^[171]。综上所述，在进行下肢外骨骼基于模型的控制时，我们可以规避了系统中的大量不确定因素，例如时变参数、信号噪声及未知的外界干扰，而建

立的只是一个简化的数学模型。如果仅仅依赖所建立的模型去设计控制器，控制系统的性能必然会因为上述忽略因素而恶化，甚至会失去稳定性。滑模变结构控制器的典型特征就是滑动模态的设计与系统模型的参数及外界扰动无关，而且还具备响应快、参数变化鲁棒性强、不需要进行在线辨识以及系统实现简洁等优点，所以在各种非线性系统中都常采用该类控制器，如机器人、飞行器、伺服系统等^[172-176]。

滑模变结构控制很具有特色，其属于不连续的非线性控制，其典型特征是控制策略的不连续，能够依据系统当前的状态（如偏差及其各阶导数），朝着让系统遵循设定的“滑动模态”状态轨迹运动的方向改变。然而该方法同样也具有一些缺点，典型的例如当状态轨迹运动到滑模面上后，受到惯性影响，不可能一直沿着滑模面滑向平衡点，而是呈现出在滑模面两侧往复穿插的现象，产生抖振效应^[171]。在实际应用中，这种颤动又很容易激发起系统的未建模特性，从而影响系统的控制性能。为了解决滑模控制器的抖振问题，很多学者进行了相关研究。K.D.Young 等^[177]在细致研究滑模控制原理的基础上，从工程实现的角度，提出了七种降低抖动效应的解决方法。J.J.Slotine 等^[178]创新地引入了“准滑动模态”和“边界层”的概念，最终实现了准滑动模态控制，引入饱和函数取代切换函数：常规的滑模控制仅在边界层外起作用，而在边界层内则采用连续的状态反馈。使得抖振得到了进一步的削弱。P.V.Vicente 等^[179]提出了一种新型的动态滑模控制，引入饱和函数设计一种新型的非线性切换函数，消除了滑模到达阶段的抖振，实现了全局鲁棒滑模控制。边界层的方法虽然可以减弱抖振，但是其本质是只能使系统收敛到以滑动面为中心的边界层内，并不能使状态收敛至滑模面。因此，之前的研究大多集中在滑动模态上，而对进入滑模面之前的运动关注较少。我国院士高为炳先生^[180]率先提出趋近律的概念以消除抖振，并设计了指数趋近律、幂次趋近律等方法。于双和等^[181]根据系统运动包含滑模运动和趋近运动两个层面的特性，提出将等效控制与离散趋近律进行结合的控制策略。在趋近阶段，采用离散趋近律实现趋近时的变速调节；在滑模阶段，采用离散等效控制，抗干扰能力强，该方法能够实现具有良好品质的趋近模态，并且准滑动模态带也得到了减小，抖

振得到削弱。考虑到机械系统的未建模项和不确定性因素所带来的系统抖振，G.Bartolini 等^[182-184]巧妙的设计切换函数的二阶导数，实现了无抖振滑模控制，该方法也被推广应用到多输入系统中，如机械臂系统、带有摩擦力的机械系统等。其原理是借助于动态滑模控制器，所得到的动态滑模控制律是时间连续的，抖振得到了有效的消除。针对系统中的不确定项，K.Y.Zhuang 等^[185]引入模糊策略进行在线实时估计，完成切换增益随滑模到达条件的模糊自调整，在满足可达性的情况下，自动减小切换增益，以降低抖振。Rong-Jong Wai 等针对电机伺服系统，提出了一种模糊滑模控制器，并采用了积分切换面，为了降低系统的复杂度，该模糊控制器仅有一个输入信号，同时为了弥补模糊控制器的误差，引入了等效控制器。课题组的陈庆诚博士针对滑模变结构控制的关键设计要素，进行了改进设计，并创造性地提出了类势能函数，其所设计的控制器在六自由度机械手上进行了应用验证^[186]。

本文在调研了滑模变结构控制器的应用状况及现存问题后，结合课题组之前的研究成果，引入一类非线性类势能函数和相应的微分饱和函数，并进行了改进。

5.2 滑模变结构控制系统

作为变结构控制理论的关键理论体系，滑模变结构控制与传统控制策略的根本差别在于控制的分段性，系统的“结构”随时间变化而改变。“滑模”的产生即是因为该特性使系统在一定特性下不得不沿设定的状态轨迹做小幅度、高频率的往复运动，上述滑动模态是能够制定的，而且与系统参数及扰动无关^[187]。由于系统的初始状态存在不确定性，因此使系统从初始状态运动到滑模面并一直在稳定区域运动的控制过程通常被分为两个阶段：趋近阶段和滑动阶段。其中，前者是指系统从初始状态运动到滑模面的阶段，该阶段以确保系统状态可以到达滑模面为核心任务；后者是指系统在滑模面上滑动，该阶段要确保系统在滑模面上能够滑动到指定点。综上，滑模面的选择、可达性条件的满足及控制律的选取是滑模变结构控制器设计的三个主要研究方向。考虑如下系统：

$$\dot{x} = f(t, x, u) \quad (5-1)$$

式中, t 代表时间, x 代表系统状态向量, u 代表系统控制输入。在变结构控制中, 需要不同的控制策略, 因此有:

$$u = \begin{cases} u^+(x) & s(x) > 0 \\ u^-(x) & s(x) < 0 \end{cases} \quad (5-2)$$

其中 $s(x)$ 代表系统的切换函数 (滑模面方程)。终止点在切换面 $s=0$ 上的区域称为“滑模”区。仅以上的控制输入还不能称为滑模变结构控制器, 必须满足以下两个条件: (1) 可达性条件, 控制系统的任务是要确保所有不在切换面内的点均能够在有限的时间内收敛到切换面; (2) 切换面的选取需要保证当系统到达滑模面之后, 可以滑动到期望点。

为了满足条件 (1), 必有:

$$\lim_{s \rightarrow 0} s\dot{s} \leq 0 \quad (5-3)$$

观察上式, 对切换函数提出了一个要求, 即切换函数要可导。同时, 还可以发现上式可以转换为李雅普诺夫函数 s^2 稳定的必要条件, 因此, 对于选定的李雅普诺夫函数, 如果式 (5-3) 得到满足, 则系统将稳定于条件 $s=0$ 。

滑模面通常设计为:

$$s(x) = C^T x = \sum_{i=1}^n c_i x_i \quad (5-4)$$

其中, $C = [c_1 \cdots c_{n-1} \ 1]$, 状态向量 x 满足 $\dot{x}_i = x_{i+1}$ 。参数 c_1 、 c_2 、 \dots 、 c_{n-1} 应满足多项式 $s^{n-1} + c_{n-1}s^{n-2} + \dots + c_2s + c_1$ 是 Hurwitz。

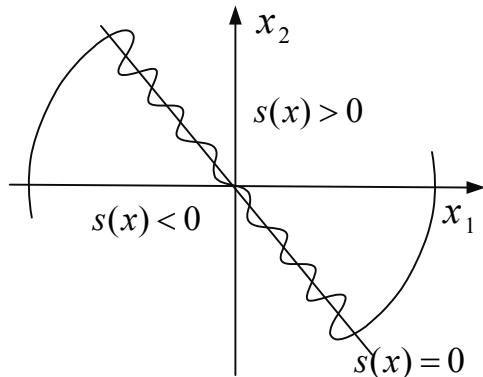


图 5.1 滑模运动示意图

如图 5.1 所示，鲁棒性主要表现在滑模变结构控制的滑动模面上，当系统状态在滑动模面上运动时，尽管由于运动的惯性，系统在由 $s(x) > 0$ 进入 $s(x) = 0$ 时，会穿过 $s(x) = 0$ 并进入到 $s(x) < 0$ ，但是由于满足式 (5-3)，此时 $\dot{s}(x) > 0$ ， $s(x)$ 将会逐渐变大，使得 $s(x)$ 再次回到切换面 $s(x) = 0$ ，同样，由于系统惯性，系统会接着进入 $s(x) > 0$ ，由于式 (5-3) 的条件，有 $\dot{s}(x) < 0$ ，使得 $s(x)$ 将会再次进入切换面，由于 $s(x)$ 中并不包含系统参数，因此系统并不受外界扰动、参数时变的影响。然而在趋近阶段，系统的鲁棒性较差，也就是在系统状态没有到达切换面之前，存在一些外界扰动使得系统状态不能到达切换面。针对这一问题，一些学者提出了全程滑模控制方法。调节趋近运动动态品质的另一种常用方法则是通过设计切换面的趋近律。综合前述文献，针对滑模变结构控制所存在的最大缺点：抖振。本章也将通过趋近律的设计来减弱其影响。

5.3 非线性积分滑模控制器设计

考虑到实际机器人系统模型的不确定性，完整的外骨骼摆动腿的动力学模型可以表述为：

$$(M + \Delta M)\ddot{\theta} + (C + \Delta C)\dot{\theta} + (G + \Delta G) = \tau + d \quad (5-5)$$

式中， M 代表质量矩阵， C 代表离心力和哥氏力矩阵， G 代表重力矩阵， ΔM 、 ΔC 、 ΔG 分别代表模型误差， d 代表干扰力矩。

通常将系统未建模的误差及干扰力矩用一个非线性的干扰力 $f(t)$ ，结合式 (5-5)，可知 $f(t) = d - (\Delta M\ddot{\theta} + \Delta C\dot{\theta} + \Delta G)$ 。

此时，式 (5-5) 可表述为：

$$M\ddot{\theta} + C\dot{\theta} + G = \tau + f(t) \quad (5-6)$$

考虑到在跟踪任意轨迹时，一般的滑模变结构控制器在外界干扰的影响下，可能会导致稳态误差。而上述机器人系统就存在这样的干扰，因此采用了积分滑模面：

$$s = ce + \dot{e} + k \int_0^t edt \quad (5-7)$$

其中， $c = diag[c_1 \dots c_n]$, $c_i > 0$, $k = diag[k_1 \dots k_n]$, $k_i > 0$, 上述元素满足 Hurwitz, 并且 $e = \theta_d - \theta$ 代表轨迹跟踪误差, $\dot{e} = \dot{\theta}_d - \dot{\theta}$ 表示误差的导数, 在下肢外骨骼机器人中 θ_d 是通过前文所述由人机交互力得到的下肢外骨骼各关节目标角度, $\dot{\theta}_d$ 是通过人机交互力及导纳模型得到的下肢外骨骼各关节的角速度。控制目标是 $e \rightarrow 0$, 这样即可以实现人机交互力趋近于 0。

由于式 (5-8) 中的积分滑模面含有积分项, 如果初始时外骨骼没有能够很好地跟随穿戴者, 必然导致较大的误差积累, 从而产生 Windup 效应, 导致系统的暂态性能恶化。借助于在 PID 控制器设计中的经验, 以及课题组陈庆诚博士之前的研究, 本章提出了两种方案: (1) 类似于积分分离的 PID 控制器, 在跟踪误差较大时, 忽略积分项, 在跟踪误差较小时, 引入积分项; (2) 引入一种类势能函数, 该类势能函数的导数在误差较大时具有饱和特性, 误差较小时可以平滑过渡。

5.3.1 积分滑模面设计

尽管积分滑模面能够弥补因模型不准确而引起的控制误差, 改善控制性能, 但是在大的初始误差下, 积分项将会引发较大的超调和漫长的调节时间。考虑到实际系统中控制输入都是受限的, Winup 效应将导致系统不稳定。为此, 本节对非线性积分滑模面进行了改进设计:

(1) 积分分离的非线性积分滑模面

对于式 (5-8) 的积分滑模面, 在跟踪误差较大时, 为避免积分项所带来的较大累计误差, 导致 s 较大, 引起调节时间过长, 此时忽略积分项, 采用传统的滑模面进行设计; 在跟踪误差较小时, 为避免模型不确定性和外界干扰所导致的静态误差, 此时启用积分项, 采用常用的非线性积分滑模面。如下式:

$$k = \begin{cases} 0 & \text{当 } |e| > \xi \\ \psi & \text{当 } |e| \leq \xi \end{cases} \quad (5-8)$$

式中, ξ 代表跟踪误差 e 的积分选择阈值, ψ 代表积分比例系数。

(2) 类势能函数替代的非线性积分滑模面

在文献^[188]中，分别提到了通过设计非线性类势能函数 $Sat(\sigma \cdot x)$ 来替代传统的积分项，该类函数的导数 $sat(\sigma \cdot x)$ 具有“小误差放大、大误差饱和”的特性，结合数学函数的知识，设计了以下三类类势能函数：

i. 分段对数函数

利用对数函数因变量随自变量变化较慢的性质，即在误差 e 取值较大及变化较大的情况下，其对应的 \dot{s} 的变化较小，而在误差 e 取值较小时， \dot{s} 具有较快的变化速度。

$$sat(\sigma, x) = \begin{cases} \log_{\sigma}(x+1) & x \geq 0 \\ \log_{\sigma}(1-x) & x < 0 \end{cases} \quad (5-9)$$

式中， σ 为调整因子，可以调节函数因变量随自变量的变化速率，通常取正整数。通过对上式进行积分，可得：

$$Sat(\sigma, x) = \text{sign}(x) \cdot \frac{1}{\ln 2} (x \ln(1+|x|) - x + \text{sign}(x) \ln(1+|x|)) \quad (5-10)$$

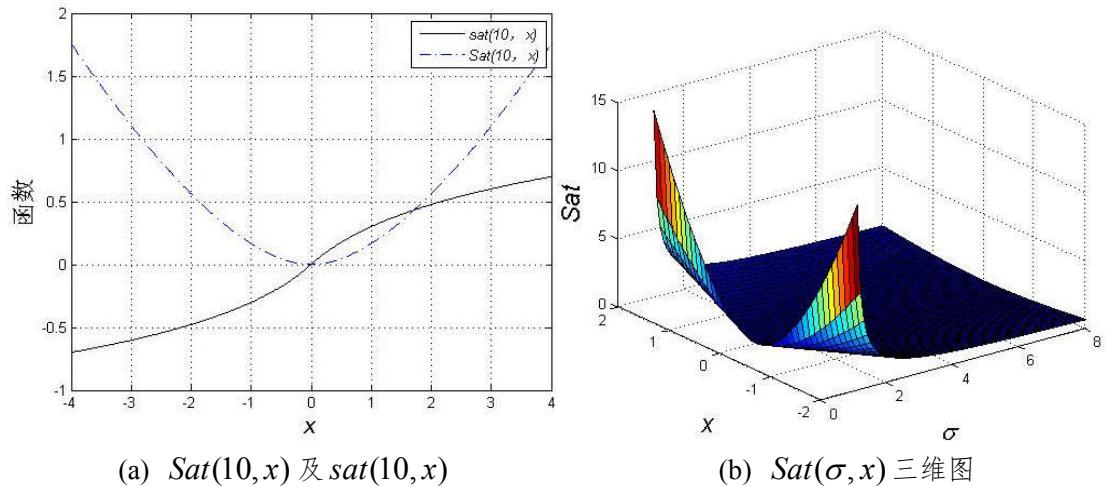


图 5.2 分段对数类势能函数

观察图 5.2，对式 (5-9) 和式 (5-10) 有如下性质：

- a) $\forall x \in R$ ，均有 $Sat(\sigma, x) > 0$ ，当且仅当 $x = 0$ 时， $Sat(\sigma, x) = 0$ ；
- b) $Sat(\sigma, x)$ 是连续二阶可导的，而且根据对数函数的性质，虽然其不具备在 $|x| > \sigma$ 后曲线饱和的性质，但是其随着 $|x|$ 的增大， $sat(\sigma, x)$ 的相对变化率会减

弱，而在 $[-\sigma, \sigma]$ 区间内， $\text{sat}(\sigma, x)$ 的变化率较大，因此，可以类似于饱和函数；

ii. 分段正弦函数

利用正弦函数在过原点时变化较快，而在原点两侧至正弦函数取最大值的范围内斜率逐渐变缓的性质，以正弦函数为基础设计类势能函数：

$$\text{sat}(\sigma, x) = \begin{cases} \sin\left(\frac{\pi}{2\sigma}x\right) & |x| \leq \sigma \\ \text{sign}(x - \sigma) & |x| > \sigma \end{cases} \quad (5-11)$$

式中， σ 为可调因子，决定了式 (5-11) 进入饱和阶段的时间。对上式进行积分，可得：

$$\text{Sat}(\sigma, x) = \begin{cases} \frac{2\sigma}{\pi}\left(1 - \cos\frac{\pi x}{2\sigma}\right) & |x| \leq \sigma \\ x \cdot \text{sign}(x) + \frac{2-\pi}{\pi}\sigma & |x| > \sigma \end{cases} \quad (5-12)$$

通过 MATLAB 绘制式 (5-11) 及式 (5-12)：

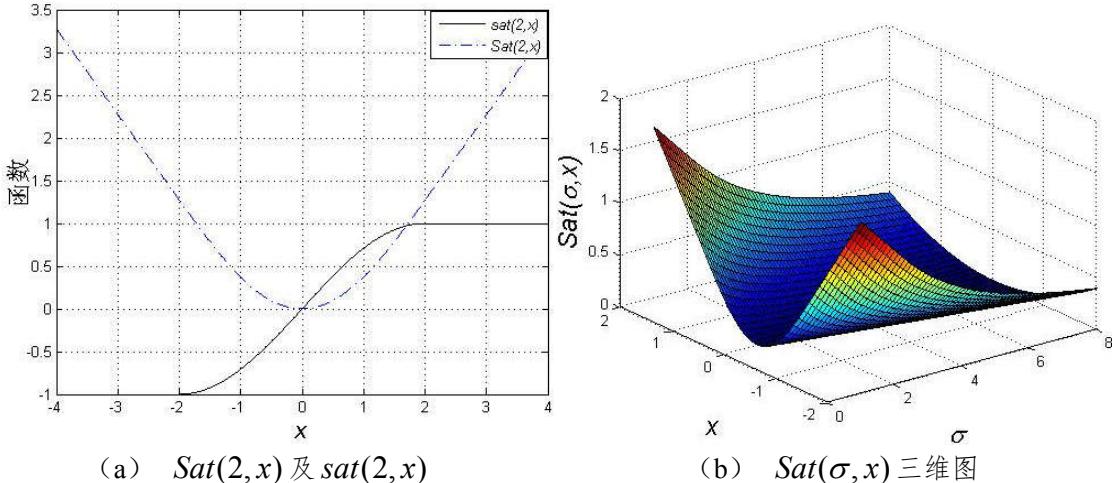


图 5.3 分段正弦类势能函数

观察图 5.3，对式 (5-11) 和式 (5-12) 有如下性质：

- a) $\forall x \in R$ ，均有 $\text{Sat}(\sigma, x) > 0$ ，当且仅当 $x = 0$ 时， $\text{Sat}(\sigma, x) = 0$ ；
- b) $\text{Sat}(\sigma, x)$ 是连续二阶可导的，而且根据式 (5-12) 的分段函数，在 $|x| > \sigma$ 后曲线饱和，即随着 $|x|$ 的增大， $\text{sat}(\sigma, x)$ 的值不再变化，而在 $[-\sigma, \sigma]$ 区间内，

$sat(\sigma, x)$ 的变化率较大，且单调递增；

iii. 连续反正切函数

利用反正切函数单调递增，且具有饱和特性的性质，以及在过原点时变化较快，而在离原点较远处斜率逐渐变缓的性质，以反正切函数为基础设计类势能函数：

$$sat(\sigma, x) = a \tan\left(\frac{\pi}{2\sigma}x\right) \quad (5-13)$$

对其进行积分，可得：

$$Sat(\sigma, x) = \frac{\pi}{2\sigma}x \cdot a \tan\left(\frac{\pi}{2\sigma}s\right) - \frac{1}{2}\ln\left(1 + \frac{\pi^2}{4\sigma^2}x^2\right) \quad (5-14)$$

通过 MATLAB 绘制式 (5-13) 及式 (5-14)，可得：

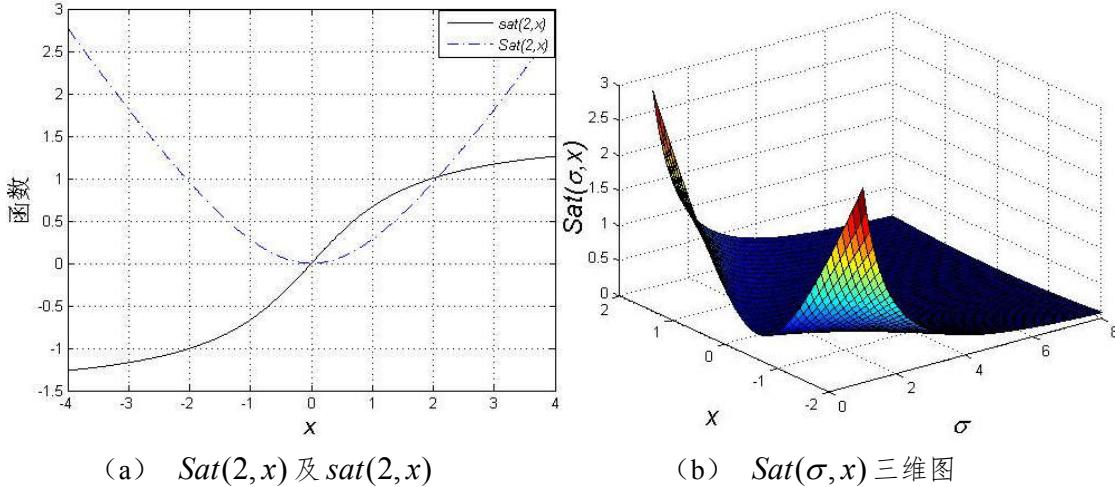


图 5.4 反正切类势能函数

观察图 5.4，对式 (5-13) 和式 (5-14) 有如下性质：

- a) $\forall x \in R$ ，均有 $Sat(\sigma, x) > 0$ ，当且仅当 $x = 0$ 时， $Sat(\sigma, x) = 0$ ；
- b) $Sat(\sigma, x)$ 是连续二阶可导的，而且根据式 (5-12) 的连续函数，在 $|x| > \sigma$ 后曲线渐进饱和，即随着 $|x|$ 的增大， $sat(\sigma, x)$ 的值不再变化，而在 $[-\sigma, \sigma]$ 区间内， $sat(\sigma, x)$ 的变化率较大，且单调递增。

为了更充分地认识、比较上述的三类类势能函数，可得对比图如下：

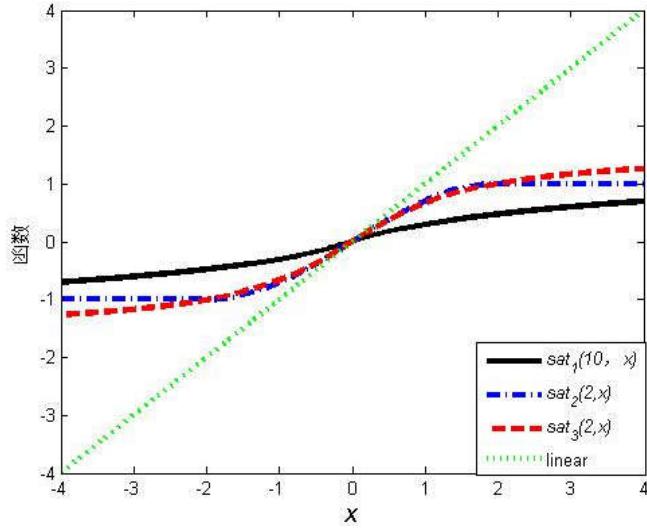


图 5.5 类势能函数对比图

将式 (5-14) 代入式 (5-7), 可得非线性积分滑模面方程为:

$$s = ce + \dot{e} + k \cdot \text{Sat}(\sigma, e) \quad (5-15)$$

对上式求导, 可得:

$$\begin{aligned} \dot{s} &= c\dot{e} + \ddot{e} + k \cdot \text{sat}(\sigma, e) \\ &= c\dot{e} + (\ddot{\theta}_d - \theta) + k \cdot \text{sat}(\sigma, e) \\ &= c\dot{e} + [\ddot{\theta}_d - M^{-1}(\tau + f - C\dot{\theta} - G)] + k \cdot \text{sat}(\sigma, e) \end{aligned} \quad (5-16)$$

控制器可设计为:

$$\tau = M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot a \tan(\sigma, e)) + C\dot{\theta} + G - f \quad (5-17)$$

5.3.2 趋近律选择

由于滑模运动包含趋近运动和滑模运动两个过程, 通过设计滑模面提高了系统滑模运动的快速性和稳定性, 而趋近运动却未受到影响。而滑模可达性的条件仅能保证状态空间任意位置运动点在有限时间内可以到达滑模面, 对于趋近运动的具体轨迹未做任何显示, 而采用趋近律的方法则可以改善趋近运动的动态品质^[171]。目前常见的趋近律包含等速趋近律、指数趋近律、幂次趋近律和一般趋近律。本文采用了指数趋近律进行设计, 其公式如下:

$$\dot{s} = -\varepsilon \text{sign}(s) - \kappa s \quad (5-18)$$

式中， $\varepsilon > 0$ ， $\kappa > 0$ 为可调参数。

指数趋近律的工作原理在于，当 s 较大时，指数项 $-\kappa s$ 起主要作用，具有较大的值，因此可以系统以较快的速度趋近于滑动模态，并且随着 s 的减小， $-\kappa s$ 也逐步减小，可以有效避免 s 调节的过冲；当 s 趋近于 0 时，等速趋近项 $-\varepsilon \text{sign}(s)$ 起主要作用，确保趋近速度的存在，使得系统状态能够在有限时间内到达滑模面。通常为了保证系统可以快速地趋近滑模面并且降低抖振的影响，应该增大 κ ，减小 ε 。

由于系统干扰力难以测定，因此暂时忽略式 (5-17) 中的干扰力 f ，并且引入等效控制器和切换控制器。等效控制器可以保证系统的状态在滑模面上，其中在忽略干扰力 f 之后，将式 (5-18) 代入式 (5-17)，可得等效控制力矩：

$$\tau_{eq} = M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot a \tan(\sigma, e) + \varepsilon \text{sign}(s) + \kappa s) + C\dot{\theta} + G \quad (5-19)$$

式中， M 、 C 、 G 分别是系统参数矩阵的名义值。

等效控制器可以保证系统的状态在外干扰力存在时不离开滑模面，根据文献 [189] 等效控制器的设计，切换控制器力矩为：

$$\tau_{sw} = K \cdot \text{sign}(s) \quad (5-20)$$

式中， $K = \max|f| + \eta$ ， η 为大于 0 的可调因子。综合式 (5-19) 及式 (5-20) 可得控制器的力矩为：

$$\tau = M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot a \tan(\sigma, e) + \varepsilon \cdot \text{sign}(s) + \kappa s) + C\dot{\theta} + G + K \cdot \text{sign}(s) \quad (5-21)$$

5.3.3 稳定性分析

考虑 Lyapunov 函数：

$$V = \frac{1}{2} s^T s \quad (5-22)$$

按照 Lyapunov 判断稳定性的方法，对上式进行微分，可得：

$$\begin{aligned}
\dot{V} &= s \cdot \dot{s} \\
&= s(\ddot{e} + c\dot{e} + k \cdot \text{sat}(\sigma, e)) \\
&= s(\ddot{\theta}_d - M^{-1}[\tau + f - C\dot{\theta} - G] + c\dot{e} + k \cdot \text{sat}(\sigma, e))
\end{aligned} \tag{5-23}$$

将式(5-21)代入上式并化简可得:

$$\begin{aligned}
\dot{V} &= s(\ddot{\theta}_d - M^{-1}[\tau + f - C\dot{\theta} - G] + c\dot{e} + k \cdot \text{atan}(\sigma, e)) \\
&= s(-\varepsilon \cdot \text{sign}(s) - \kappa s - M^{-1}(K \cdot \text{sign}(s) + f)) \\
&= -\varepsilon |s| - \kappa s^2 - sM^{-1}(K \cdot \text{sign}(s) + f) \\
&\leq -sM^{-1}(K \cdot \text{sign}(s) + f)
\end{aligned} \tag{5-24}$$

结合式(5-20)中对 K 的定义, 式(5-24)可化简为:

$$\dot{V} \leq -\eta |s| \leq 0 \tag{5-25}$$

通过式(5-25), 可得当 $\dot{V} = 0$ 时, $s = 0$, 即系统到达滑模面, 因此设计的 Lyapunov 函数满足稳定性的判定, 并且根据 LaSalle 不变性原理可知, 在式(5-21)的控制作用下, 系统最终将到达滑模面并且收敛于全局渐近稳定平衡点。

观察式(5-21), 该控制器设计存在两点不足: 符号函数的存在; 不确定性力的估计。尤其是前者, 符号函数的存在, 使得控制信号在 s 的符号发生变化, 即穿过滑模面时, 这又是滑模控制不可避免的, 控制信号将发生不连续的变化, 从而导致抖振的发生。而通过借助于“准滑动模态”和“边界层”, 引入饱和函数来代替传统的符号函数, 能够进一步减弱抖振的影响。引入的饱和函数定义为:

$$\text{sat}_o(s) = \begin{cases} \frac{s}{\lambda} & |s| \leq \lambda \\ \text{sign}(s) & |s| > \lambda \end{cases} \tag{5-26}$$

式中, $\lambda > 0$, 它代表了饱和函数的边界, 在边界层, 滑模控制器以理想控制信号驱动系统进入滑模面, 在边界层内, 控制信号受 s 影响, 是反馈控制器, 并且是线性变化。将式(5-26)代入式(5-21)可得:

$$\tau = M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot \text{atan}(\sigma, e) + \varepsilon \cdot \text{sign}(s) + \kappa s) + C\dot{\theta} + G + K \cdot \text{sat}_o(s) \tag{5-27}$$

5.4 控制器仿真及改进

在式 (3-31) 及式 (3-32) 下肢外骨骼机器人摆动腿动力学模型的基础上, 借助 SolidWorks 三维设计软件, 可得到模型参数:

$$m_t = 0.854\text{kg} , \quad l_1 = 0.43129\text{m} , \quad l_{tg} = 0.206\text{m} , \quad h_{tg} = 0.0087\text{m} ,$$

$$I_t = 0.0143\text{kgm}^2 , \quad m_s = 0.756\text{kg} , \quad l_2 = 0.368\text{m} , \quad l_{sg} = 0.153\text{m} ,$$

$$h_{sg} = 0.00017\text{m} , \quad I_s = 0.0095\text{kgm}^2 , \quad g = 9.8\text{m/s}^2$$

采用式 (5-27) 的控制算法 (记作 INSM) 与文献^[190]中的传统滑模控制器 (记作 CSM) 进行仿真比较。

各关节的期望轨迹为:

$$\theta_d(t) = \begin{bmatrix} 1.2\sin(\pi t) \\ 1.5\sin(\pi t) \end{bmatrix} (\text{deg}) \quad (5-28)$$

两个关节的初始角度都为 0。

假设式 (5-20) 中的未建模误差及干扰力为:

$$f(t) = \begin{bmatrix} 0.2\sin(3\pi t) \\ 0.1\sin(5\pi t) \end{bmatrix} \quad (5-29)$$

式 (5-27) 中控制器的参数为:

$c = 5; k = 5; \sigma = 1.5; \varepsilon = 0.3; \kappa = 3; \lambda = 1.5; \eta = 3$ 。仿真结果包含关节角度跟踪误差以及关节力矩取值:

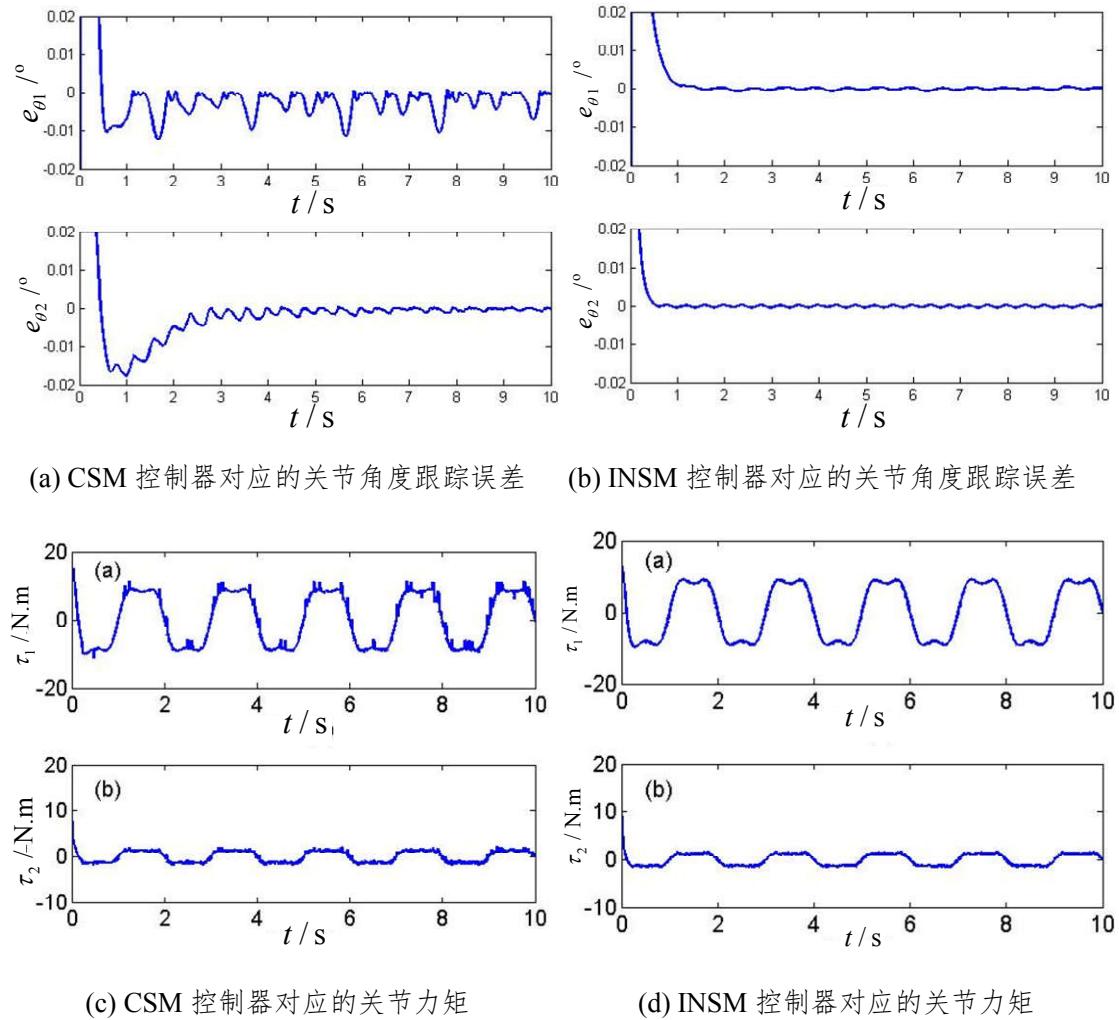


图 5.6 摆摆腿控制器仿真效果

通过图 5.6 可以看出，本文提出的控制算法相比于传统的滑模控制，对关节的位置跟踪精度更高、波动更小，同时具有更加平滑的驱动力矩，引入的边界层概念可以显著减小因符号函数的导致的力波动。为了能够量化以上的数据，采用了以下两个评价指标：

- (1) 均方根值 (*RMS*)， $RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2}{n}}$ ，能反映数据集的有效值。
- (2) 最大值 (*MAX*)， $MAX = \max(|x_i|)$ ，能反映系统的极限数值。

对上述仿真沿用以上三个指标可得：

表 5.1 控制性能比较

跟踪误差 <i>RMS</i>		跟踪误差 <i>MAX</i>		关节力矩 <i>RMS</i>		关节力矩 <i>MAX</i>		
	髋关节	膝关节	髋关节	膝关节	髋关节	膝关节	髋关节	
INSM	0.0137	0.0078	0.1105	0.0919	6.9139	1.3507	15.7499	13.1530
CSM	0.0236	0.0157	0.1890	0.1200	7.5057	1.5178	15.2139	12.5731

通过表 5.1 的数据分析可以看出，采用本文提出的算法，下肢外骨骼对于给定轨迹的跟踪精度得到提高，力矩的有效值得到减小，可以使穿戴者能更舒适地进行运动，然而同样可以发现，髋关节及膝关节的力矩最大值都较大，而且膝关节的力矩波动也较大，通过分析可以发现是由于式(5-27)中的干扰力矩最大值 K 以及符号函数的影响。而且在实际的外骨骼系统中，很难估计 K 的取值，通常为了满足式(5-24)的 Lyapunov 稳定性条件，我们会取较大的 K ，这也直接导致了该控制器虽然能够保证系统稳定，但却是以牺牲系统的平滑性为代价。在我们穿戴外骨骼机器人后，根据不同的工况，实际对系统的干扰力矩是时刻变化的，而干扰力矩的存在将影响系统的跟踪误差，导致系统会偏离滑模面，因此结合模糊系统可以根据系统离滑模面的距离以及其导数的变化来实时调整干扰力数值 K ，从而增强系统的鲁棒性、减弱不合理 K 值所造成的系统抖振。结合传统模糊滑模控制器的设计，采用滑模面 s 及其导数 \dot{s} 为输入变量，干扰力数值 ΔK 为模糊输出，设计的模糊控制器如下：

(1) 输入变量模糊化

选取传统的模糊控制器设计方法，输入输出采用一致的模糊子集，定义为{负大、负中、负小、零、正小、正中、正大}，记作{NB、NM、NS、ZO、PS、PM、PB}，取其对应的模糊论域为{-1, -0.65, -0.3, 0, 0.3, 0.65, 1}，将模糊论域乘以增益值便可得到实际对应的物理量。输入输出采用下图所示的隶属度函数，NB 和 PB 选取非对称多项式曲线，NM、NS、Z、PS、PM 选取三角锥形曲线。

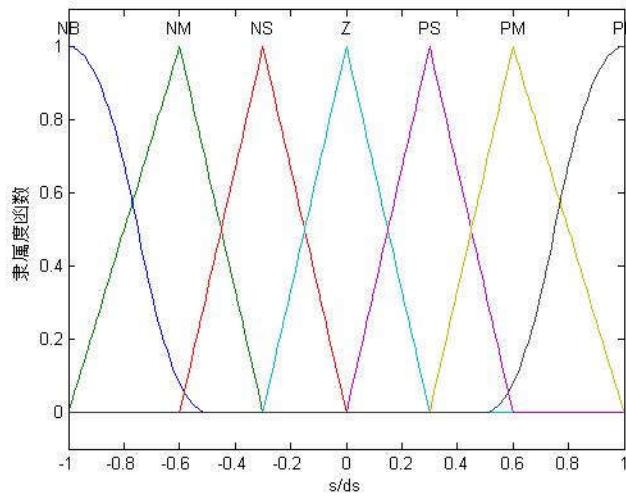


图 5.7 输入模糊化规则

(2) 规则库设计

在采用 MATLAB 进行规则库设计时，最常用的是 Mamdani 型，采用的推理规则形式为：If s is ..., and \dot{s} is ..., Then ΔK is ...。规则库建立的目标是为了缩短系统到达滑模面的时间，减小系统的抖振。建立的推理规则如下表：

表 5.2 模糊推理规则表

Δk		\dot{s}						
		NB	NM	NS	ZO	PS	PM	PB
s	NB	PB	PB	PB	PM	NM	NB	NB
	NM	PB	PB	PM	PS	NS	NM	NB
	NS	PB	PM	PS	PS	NS	NS	NM
	ZO	NM	NS	NS	ZO	PS	PS	PM
	PS	NM	NS	NS	PS	PS	PM	PB
	PM	NB	NM	NS	PS	PM	PB	PB
	PB	NB	NB	NM	PM	PB	PB	PB

上述推理规则，可以实现：当系统远离滑模面时，采用较大的控制增益，以

加快系统到达滑模面的时间；当系统接近滑模面时，采用较小的控制增益，避免系统穿过滑模面引起系统抖振。借助 MATLAB 模糊工具箱按照上述的输入、输出变量以及规则库定义进行设计，得到三维关系图：

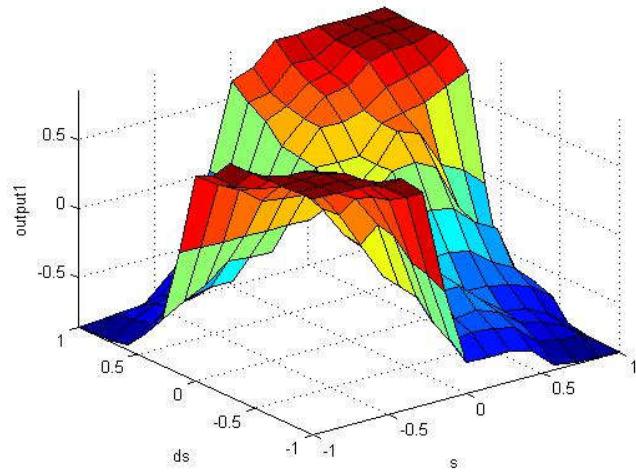


图 5.8 模糊规则曲面

(3) 解模糊

经典的去模糊方法主要包含最大隶属度法、重心法和加权平均法，本文选用重心法来去模糊，其公式为：

$$\Delta K = \frac{\sum_{i=1}^7 x_i \mu(i)}{\sum_{i=1}^7 \mu(i)} \quad (5-30)$$

式中， x_i 代表输出变量模糊论域中值， $\mu(i)$ 代表对应模糊子集的隶属度， ΔK 为输出变量，需要乘以比例系数 ζ 才能得到实际的干扰力值。最终，式 (5-20) 可表示为：

$$\tau_{sw} = \zeta \cdot \Delta K \cdot \text{sign}(s) \quad (5-31)$$

式中，比例系数 ζ 由穿戴者调整。

将式 (5-31) 代入式 (5-21)，可得控制器力矩：

$$\tau = M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot a \tan(\sigma, e) + \varepsilon \cdot \text{sign}(s) + \kappa s) + C\dot{\theta} + G + \zeta \cdot \Delta K \cdot \text{sign}(s) \quad (5-32)$$

系统的控制框图如下：

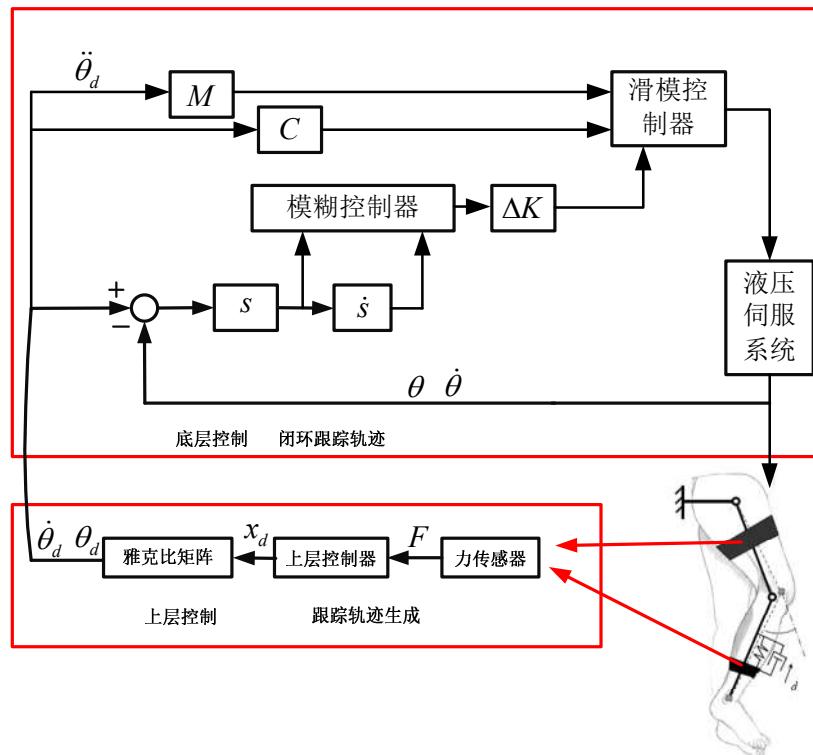


图 5.9 非线性积分滑模控制

5.5 实验结果及分析

本章的控制器被应用在实验室研发的液压驱动下肢外骨骼机器人中，当穿戴者穿戴该外骨骼后，通过上文所述的脚底多传感器融合系统实现对步态的判别，其中当下肢处于摆动相时，在小腿处安装的多维力传感器将会检测到人机之间的交互力，并且通过导纳模型将该交互力转换为下肢外骨骼摆动腿连接处的笛卡尔空间的速度，之后通过雅克比逆矩阵将该末端速度转化为髋关节及膝关节在矢状面内的理想角速度，结合髋关节、膝关节处安装的编码器可得到下肢外骨骼机器人髋关节、膝关节下一时刻的目标角度，依据上述信息实现非线性滑模控制器，从而得到髋关节、膝关节的驱动力矩，进而由液压伺服系统的关节控制器实现对下肢外骨骼各关节的驱动。

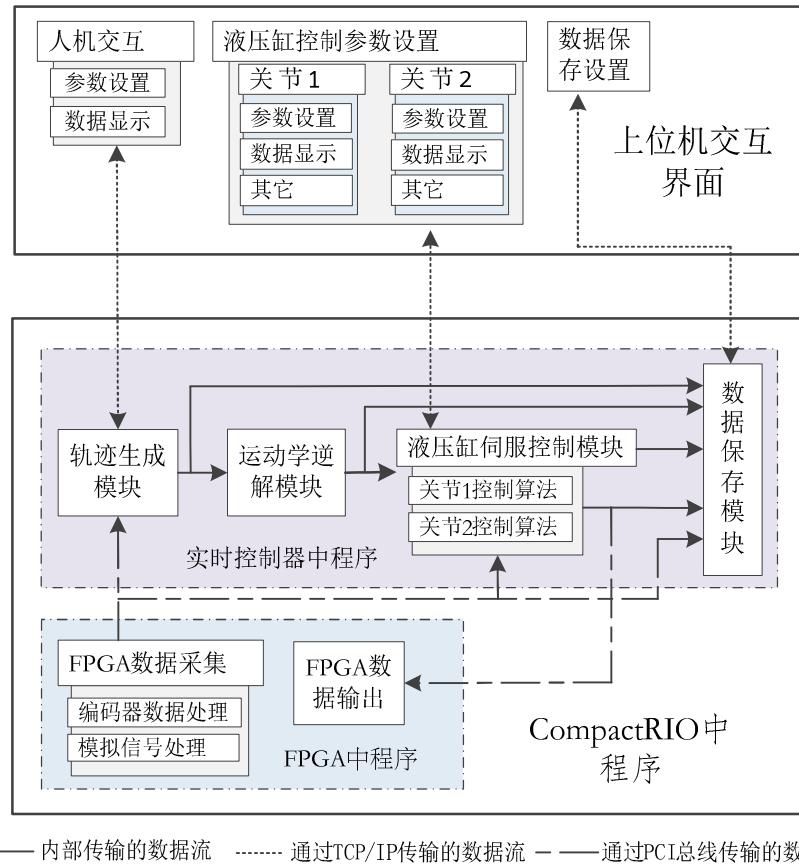


图 5.10 控制程序框图

图 5.10 所示的控制程序框图，可以清晰地看出，上位机主要实现参数设置、信息反馈显示以及数据存取的功能，在 CompactRIO 实时控制器的 FPGA 部分主要实现了传感器信号的预处理，比如编码器信号的倍频、脚底压力信号的滤波等，而在 CompactRIO 主控制器中则主要实现了本文所述的非线性滑模控制器算法以及液压伺服控制系统。

实验室设计的下肢外骨骼机器人采用在人机之间安装多维力传感器的方式来检测人体运动意图，由于人体穿着外骨骼后主要在矢状面内由液压缸驱动，其余为被动自由度，因此实际分析时认为力传感器的数据主要是二维力，用 F_x 和 F_y 表示。实验结果如下图：

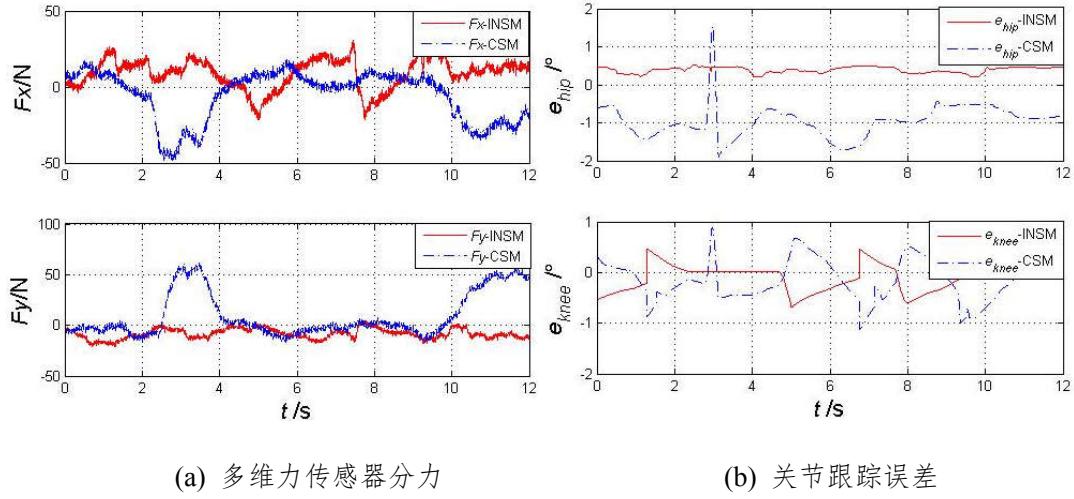


图 5.11 控制效果对比图

图 5.11 (a) 中的 F_x 、 F_y 分别代表多维力传感器检测到的人机交互力在矢状面内沿着下肢外骨骼小腿杆和垂直下肢外骨骼小腿杆的分量，明显可以看出采用本章的控制器，由于设置了边界层以及模糊估值算法的引入，系统的抖振得到显著的减小，人机交互力也得到减小，从而使得穿戴者可以更加舒适。图 5.11 (b) 中的 e_{hip} 、 e_{knee} 则分别表示由导纳模型推导得到理想角速度经过积分后得到角度与编码器反馈回的髋关节和膝关节的角度值误差，采用本章控制器，角度的误差也得到显著减小，角度误差趋于平稳，然而图中仍然存在突变点，经过分析，信号干扰以及人体穿戴运动不平稳等是造成以上现象的原因。同样，为了能量化比较本章控制器的优势，采用了与表 5.1 类似的评价指标：

表 5.3 控制性能比较

	$e_{\text{RMS}}/^\circ$ of joint		$e_{\text{max}}/^\circ$ of joint		F_x_{RMS}	F_x_{max}	F_y_{RMS}	F_y_{max}
	Hip	Knee	Hip	Knee	/N	/N	/N	/N
INSM	0.4	0.28	0.51	0.69	13.40	30.62	9.74	21.19
CSM	1.0	0.43	1.89	1.12	17.31	49.20	23.78	61.80

通过表 5.3 量化的数值来进行比较，可以更清晰地看出本章所提出的控制器相比于传统控制在下肢外骨骼机器人系统中优异的性能：髋关节的角度跟踪误差

均方根值减小了 60%，角度跟踪误差最大值减小了 73%；膝关节的角度跟踪误差均方根值减小了 34.9%，角度跟踪误差最大值减小了 38.4%；多维力传感器在 x 方向分力的均方根值减小了 22.6%，最大值减小了力矩最大值缩小了 37.8%；多维力传感器在 y 方向分力的均方根值减小了 59.1%，最大值减小了力矩最大值缩小了 65.7%。尽管下肢外骨骼机器人作为人机交互设备不同于以往的工业机器人，可以跟踪固定的轨迹从而进行性能评价。下肢外骨骼机器人必须是由穿戴者进行穿着从而带动外骨骼进行运动，因此实验过程中的轨迹并不能保证每次一致，但是在穿戴者尽量做出相同的运动轨迹时，上述指标依然可以评价控制系统的性能。

5.6 本章小节

针对下肢液压驱动外骨骼机器人的强非线性以及人机交互过程中的不确定性干扰力的存在，采用积分滑模面来补偿因模型不确定性而导致的控制误差，同时为了避免系统在较大的初始误差存在时，因积分作用可能导致大的超调和较长的调节时间，本章提出了两种改进方法：积分分离的积分滑模面设计，类势能函数替代积分项的积分滑模面设计。其中针对第二类改进方法，本章提出了三类类势能函数，并且进行了分析比较。通过以上方法设计的滑模面可以保证系统滑模运动的快速性和稳定性，然而作为滑模运动过程中同样重要的趋近运动却并未受到影响，为了确保系统状态空间随意位置运动点可以在有限的时间内来到滑模面，引入了指数趋近律来改善趋近运动。为了能够确保系统在外干扰存在的情况下保持稳定，设计了基于干扰力范围已知的控制器并通过仿真验证了算法的有效性，然而由于符号函数的存在以及实际干扰力总是变化的，导致系统的抖振依然较为厉害，并且存在较大的峰值力矩，因此本章引入了模糊控制器对干扰力矩进行估值，提高了系统的鲁棒性。最后通过实际的下肢外骨骼穿戴实验进行了控制器性能的验证。

第6章 基于单输入的直接自适应模糊滑模控制

摘要：考虑到针对复杂的非线性系统，难以得到准确的动力学模型，因此基于模型的控制器在可穿戴下肢外骨骼机器人中难以使用。本章提出了一种基于单输入的模糊自适应滑模变结构控制器，通过利用模糊系统的逼近特性和自适应控制的强鲁棒性来设计滑模变结构控制器，从而降低控制器对模型的依赖性。该控制器包含两部分，第一部分是采用单输入自适应模糊控制系统对等效控制器的模糊逼近，并基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优逼近，采用了以非线性积分滑模面方程作为模糊系统输入变量。在滑模等效控制中，为了消除抖振，通常需要引入切换控制，考虑到切换控制器的模型难以建立，同样采用了自适应模糊滑模控制算法进行模糊逼近，并且基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优逼近，同样为了简化模糊规则，采用以非线性积分滑模面方程及其导数的乘积作为模糊系统输入变量。实验结果验证了控制算法的有效性，穿戴者获得了更舒适的穿戴体验。

6.1 引言

尽管控制器的可选择性较多，但是滑模变结构控制器因为具有实现简便、对模型依赖程度低等优点在机器人系中得到推广。然而，滑模变结构控制器也存在不足，典型的如抖振问题。而且滑模变结构控制器所推导得到的力矩关系式中也是基于模型参数的，而实际的机器人系统往往具有非线性、参数时变等特点，将会严重影响控制系统的性能。为了解决上述问题，将滑模变结构控制器与智能控制算法的结合是一种行之有效的思路。其中，模糊滑模变结构控制器是最近几年的研究热点，与传统的滑模变结构控制器相比，具有较强的鲁棒性和较快的收敛特性^[191]。

在本文第五章中对干扰力的模糊逼近，其实就是一种基于模糊切换增益调节的滑模变结构控制，模糊系统通过两个输入变量：滑模面及其导数，进而调整切

换增益值，从而减小了系统的抖振。然而仔细分析第五章中的关节驱动力矩可以发现仍然需要准确的系统模型。考虑到模糊滑模变结构控制器最主要的优点是对系统参数的不确定性和外部未知干扰具有自适应性，并不要求建立系统准确的模型，能更好地解决系统的动态、静态特性之间的矛盾^[192]。然而常规的模糊滑模控制器在应用时又存在两点不足：1) 模糊的规则设计基于经验而设计的，缺乏自适应特性，尤其是对于没有经验的控制器设计者来说，很可能适得其反；2) 模糊控制器受输入输出变量个数的影响导致规则会较为复杂，增加了系统的复杂性。本章旨在设计一种不依赖于模型、自适应能力强、工程实现简便的模糊滑模变结构控制器，因此将自适应控制思想引入了模糊滑模变结构控制器^[193]，并且将输入变量的个数经过优化减少为一个，减少模糊系统的复杂性。

Wang 等采用 Lyapunov 稳定准则来设计自适应模糊控制器，其中利用模糊控制器来代替滑模控制律，并且对滑模控制器中的等效控制与切换控制都采用模糊系统来估值，实现在线自调整算法参数^[194]。Hwang 和 Lin^[195]首次将模糊控制和滑模控制的优点结合起来，并提出模糊滑模的概念，并且将传统模糊控制器所采用的输入变量是误差及其导数替换为滑模面及其导数。郭亚军等人^[196]针对火箭炮在非平稳过渡过程中易发生机电耦合震荡，导致系统存在严重的非线性，使得传统的控制算法难以达到理想的控制效果，提出采用切换函数及其变化率来设计自适应模糊系统代替等效控制，采用模糊控制器调节切换增益来抑制滑模抖振，使得该控制器的设计可以不依赖于对象的精确模型。穆效江等人^[197]针对含有不确定性干扰和摄动的多关节机器人控制，提出了一种全局快速终端滑模面的自适应模糊控制方法，新的 TSM 超曲面被设计，可以保证两个“有限”：系统从任意初始状态可以在有限的时间内到达滑模面；系统从滑模面上可以在有限的时间内到达平衡点。同时将模糊自适应控制与全局快速终端滑模控制相结合，减少系统的抖振，实现全局控制；柔性关节机器人存在着难以建模的扰动力、摩擦力等非线性力，也存在参数时变等特性，因此控制器的性能较差、鲁棒性差，党进等人^[193]针对上述问题，提出了一种基于自适应模糊滑模的鲁棒控制器，该控制器由两部分组成：第一部分是针对控制系统的标称部分而设计的计算力矩和前馈补偿；第二

部分是用于克服系统不确定性的自适应模糊滑模系统。

本章针对具有未知干扰力及模型不准确的非线性机器人系统，引入并改进一种基于单输入的直接自适应模糊滑模控制算法（S-AFSMC），实现多种智能算法的结合、改进。直接采用单输入模糊控制器对切换控制项和等效控制项实现模糊估值，省去传统算法对非线性系统模型及参数误差等干扰项估值的影响，降低模糊系统的复杂性，同时为了提高抗干扰能力和鲁棒性，控制器中的有关参数将根据稳定性理论来推导自适应律，达到控制系统全局稳定。

6.2 基于单输入模糊滑模控制

对于非线性机器人系统式（5-5），采用等效滑模控制设计的控制律如式（5-21），尽管在第五章控制器设计中，考虑到干扰力的范围难以确定，而引入了模糊系统来逼近干扰力，如式（5-32），这样可以有效地消除抖振。然而当模型参数难以准确获得时，则控制器式（5-32）中的等效控制器将存在较大的误差，使得系统难以保持在滑模面上。因此，为了避免对系统模型进行复杂的推导，结合模糊控制的逼近特性，利用模糊控制器直接推导得到等效控制器。

按照第五章的分析，控制器的输出力矩可表述为：

$$\begin{aligned}\tau &= M(\ddot{\theta}_d + c\dot{e} + k \cdot a \tan(\sigma, e)) + C\dot{\theta} + G - f \\ &= \tau_{eq} + \tau_{sw}\end{aligned}\quad (6-1)$$

式中， τ_{eq} 表示等效控制器，由模糊控制器估计得出，使系统保持在滑模面上， τ_{sw} 为切换控制器，用以弥补 τ_{eq} 与 τ 的误差。

式（5-32）中采用的滑模面为下式：

$$\left\{ \begin{array}{l} s = \dot{e} + ce + k \cdot Sat(\sigma, e) \\ Sat(\sigma, e) = \frac{\pi}{2\sigma} e \cdot \text{atan}(\frac{\pi}{2\sigma} s) - \frac{1}{2} \ln(1 + \frac{\pi^2}{4\sigma^2} e^2) \\ sat(\sigma, e) = \text{atan}(\frac{\pi}{2\sigma} e) \end{array} \right. \quad (6-2)$$

结合第五章传统模糊滑模控制器的设计，由于模糊系统的一大弊端就是控制规则

繁多，而规则又受输入变量个数的影响，因此采用滑模面 s 作为输入变量， τ_{eq} 为模糊输出，设计的模糊控制器如下：

(1) 输入变量模糊化

为了测试方便，采用了与图 5-7 相同的输入模糊化规则。

(2) 规则库设计

在采用 MATLAB 进行规则库设计时，最常用的是 Mamdani 型，采用的推力规则形式为：If s is ..., Then τ is ...。规则库建立的目标是为了缩短系统到达滑模面的时间，减小系统的抖振，因此：当 $s > 0$ 或 $s < 0$ 时，表示系统不处在滑模面上，此时需要较大的力矩来改变系统的状态，使系统加速趋近滑模面；当 $s \rightarrow 0$ 时，表示系统在滑模面上进行运动，收敛于滑模面，控制力矩做微弱变化甚至不变化。综上控制规则为：

- R1: If s is PB, Then τ is PB
- R2: If s is PM, Then τ is PM
- R3: If s is PS, Then τ is PS
- R4: If s is ZO, Then τ is ZO
- R5: If s is NM, Then τ is NM
- R6: If s is NS, Then τ is NS
- R7: If s is NB, Then τ is NB

(3) 解模糊

采用与第五章同样的重心法来去模糊，其公式为：

$$\tau_f = \frac{\sum_{i=1}^7 \alpha_i \mu(i)}{\sum_{i=1}^7 \mu(i)} \quad (6-3)$$

式中， α_i 代表输出变量模糊论域中值， $\mu(i)$ 代表对应模糊子集的隶属度， τ_f 为输出变量，需要乘以比例系数 ς 才能得到实际的等效力矩，才是对等效力矩 τ_{eq} 的模糊逼近。式 (6-3) 可表示为：

$$\tau_f = \alpha^T \xi \quad (6-4)$$

式中， $\alpha = [\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_7]^T$ ， $\xi = [\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_7]^T$ ， $\xi_i = \mu_i / \sum_{i=1}^7 \mu_i$ 。

用式(6-4)来逼近式(6-1)中的等效控制器时，必然存在逼近误差，且满足：

$$\tau = \tau_{fz}(s, \alpha) + \varepsilon = \alpha^T \xi + \varepsilon \quad (6-5)$$

式中， ε 代表逼近误差，且满足 $|\varepsilon| < E$ 。该逼近误差恰好由式(6-1)中的切换控制器进行补偿。

根据模糊逼近理论，存在一个最优的 α^* 来使得 $\tau_{fz} \rightarrow \tau_{eq}$ ，假设上述模糊系统得到的是 $\hat{\alpha}$ 来趋近 α^* ，则控制系统的误差可表述为：

$$\tilde{\tau}_{fz} = \hat{\tau}_{fz} - \tau_{eq} = \hat{\tau}_{fz} - \tau_{fz}^* - \varepsilon \quad (6-6)$$

式中， $\hat{\tau}_{fz} = \hat{\alpha}^T \xi$ ， $\tau_{fz}^* = \alpha^{*T} \xi$ 。

定义 $\tilde{\alpha} = \hat{\alpha} - \alpha^*$ ，则式(6-6)可化为：

$$\tilde{\tau}_{fz} = \tilde{\alpha}^T \xi - \varepsilon \quad (6-7)$$

将式(6-2)代入式(6-1)，可得：

$$\tau_{eq} = M \left[\ddot{\theta}_d - \dot{s} + \ddot{e} \right] + C \dot{\theta} + G - \hat{f} = \hat{\tau}_{fz} - M \dot{s} \quad (6-8)$$

将上式变换顺序可得：

$$\dot{s} = M^{-1} (\hat{\tau}_{fz} + \tau_{sw} - \tau^*) = M^{-1} (\tilde{\alpha}^T \xi + \tau_{sw} - \varepsilon) \quad (6-9)$$

定义Lyapunov函数：

$$V(s, \tilde{\alpha}) = \frac{1}{2} s^2 + \frac{M^{-1}}{2\lambda} \tilde{\alpha}^T \tilde{\alpha} \quad (6-10)$$

式中， λ 是一个正常数。

对式(6-10)进行微分，并且结合式(6-9)，可得：

$$\begin{aligned} \dot{V}(s, \tilde{\alpha}) &= s \cdot \dot{s} + \frac{M^{-1}}{\lambda} \tilde{\alpha}^T \dot{\tilde{\alpha}} \\ &= s \cdot M^{-1} (\tilde{\alpha}^T \xi + \tau_{sw} - \varepsilon) + \frac{M^{-1}}{\lambda} \tilde{\alpha}^T \dot{\tilde{\alpha}} \\ &= M^{-1} \tilde{\alpha}^T (s \xi + \frac{\dot{\tilde{\alpha}}}{\lambda}) + s \cdot M^{-1} (\tau_{sw} - \varepsilon) \end{aligned} \quad (6-11)$$

为了达成 $\dot{V}(s, \tilde{\alpha}) \leq 0$ ，保证系统稳定，自适应律和切换控制器可得到为：

$$\dot{\tilde{\alpha}} = \dot{\alpha} = -\lambda \cdot s \cdot \xi \quad (6-12)$$

$$\tau_{sw} = -E \cdot \text{sign}(s) \quad (6-13)$$

式中， $E = \max(|\varepsilon|) + \delta$ ， $\delta > 0$ 。

此时，式(6-11)变为：

$$\begin{aligned}\dot{V}(s, \tilde{\alpha}) &= -M^{-1}E|s| - M^{-1}\varepsilon s \\ &\leq -M^{-1}E|s| + M^{-1}|\varepsilon| \cdot |s| \\ &= -M^{-1}(E - |\varepsilon|)|s| \\ &\leq 0\end{aligned} \quad (6-14)$$

依照 LaSalle 不变性原理， s 将在有限时间内到达平衡点。

观察式(6-13)，可以发现与式(5-20)是相同的切换控制器，在第五章中为了避免因切换控制器的力矩无法估计而随意设定参考值可能导致的抖振，引入了模糊控制器进行调节逼近，本章将再次引入模糊控制器进行调节。

在式(6-3)对应的模糊控制器设计时，考虑到模糊规则的复杂度随输入变量个数成倍增长，当有 n 个子集， p 个输入变量时，模糊规则有 p^n 条，而选择了直接把滑模面方程作为模糊输入变量。同样为了减少模糊规则的数量，需要在第五章模糊控制器的基础上进行改进，在实际控制器系统中等效控制起主要调节作用，切换控制属于微调，因此需要综合考虑切换面及其导数的变化。本章同样定义 $s \cdot \dot{s}$ 是模糊控制器的输入变量。当 $s \cdot \dot{s} > 0$ 时，表示系统不仅不在滑模面上运动，而且正处于远离滑模面的运动，为了改变这种不稳定的状态，需要控制器有较大的切换力矩；当 $s \cdot \dot{s} < 0$ 时，表示系统尽管不在滑模面上运动，但是正处在趋近于滑模面的运动过程当中，为了维持这种运动并且减少系统的波动，可以适当减少切换力矩；当 $s \cdot \dot{s} = 0$ 时，表示系统处在滑模面上运动，此时切换力矩可以保持不变。因此选取 $s \cdot \dot{s}$ 作为输入变量， τ_{sw} 为模糊输出，设计的模糊控制器如下：

(1) 输入变量模糊化

为了将重心放在算法设计上，也为了便于实施，采用与本节前文相同的模糊子集。

(2) 规则库设计

在采用 MATLAB 进行规则库设计时，最常用的是 Mamdani 型，采用的推理

规则形式为： If $s \text{ is } \dots$, Then $\tau \text{ is } \dots$ 。控制规则为：

- R1: If $s \cdot \dot{s}$ is PB, Then ΔE is PB
- R2: If $s \cdot \dot{s}$ is PM, Then ΔE is PM
- R3: If $s \cdot \dot{s}$ is PS, Then ΔE is PS
- R4: If $s \cdot \dot{s}$ is ZO, Then ΔE is ZO
- R5: If $s \cdot \dot{s}$ is NS, Then ΔE is NS
- R6: If $s \cdot \dot{s}$ is NM, Then ΔE is NM
- R7: If $s \cdot \dot{s}$ is NB, Then ΔE is NB

(3) 解模糊

采用与第五章同样的重心法来去模糊，其公式为：

$$\hat{E} = \frac{\sum_{i=1}^7 \beta_i \mu_2(i)}{\sum_{i=1}^7 \mu_2(i)} \quad (6-15)$$

式中， β_i 代表输出变量模糊论域中值， $\mu_2(i)$ 代表对应模糊子集的隶属度， \hat{E} 为输出变量，需要乘以比例系数 ψ 才能得到实际的等效力矩，才是对切换力矩 (6-13) 中 E 的模糊逼近。式 (6-3) 可表示为：

$$\hat{E} = \hat{\beta}^T \phi \quad (6-16)$$

式中， $\beta = [\beta_1, \beta_2, \dots, \beta_7]^T$ ， $\phi = [\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_7]^T$ ， $\phi_i = \mu_2(i) / \sum_{i=1}^7 \mu_2(i)$ 。

类似于上文的分析，在任意时刻必然存在一个最优的 β^* 来表示对切换力矩项的逼近，定义逼近系数误差为： $\tilde{\beta} = \beta^* - \hat{\beta}$ 。

定义 Lyapunov 函数为：

$$V_2(s, \tilde{\alpha}, \tilde{\beta}) = \frac{1}{2} s^2 + \frac{M^{-1}}{2\lambda_1} \tilde{\alpha}^T \tilde{\alpha} + \frac{M^{-1}}{2\lambda_2} \tilde{\beta}^T \tilde{\beta} \quad (6-17)$$

式中， λ_2 为大于 0 的常数。对上式求导可得：

$$\begin{aligned} \dot{V}_2(s, \tilde{\alpha}, \tilde{\beta}) &= s M^{-1} (-\hat{E} \operatorname{sgn}(s) - \varepsilon) + \frac{M^{-1}}{\lambda_2} \tilde{\beta}^T \dot{\tilde{\beta}} \\ &= M^{-1} \left[-\hat{E} |s| - \varepsilon s + \frac{1}{\lambda_2} (\hat{E} - E) \dot{\tilde{\beta}} \right] \end{aligned} \quad (6-18)$$

为了实现 $\dot{V}_2 \leq 0$ ，可得自适应律：

$$\dot{\hat{\beta}} = \lambda_2 \phi s \quad (6-19)$$

此时式 (6-18) 为：

$$\begin{aligned} \dot{V}_2(s, \tilde{\alpha}, \tilde{\beta}) &= M^{-1} \left[-\hat{E}|s| - \varepsilon s + (\hat{E} - E)|s| \right] \\ &\leq M^{-1} (\varepsilon |s| - E |s|) \\ &= -M^{-1} (E - |\varepsilon|) |s| \\ &\leq 0 \end{aligned} \quad (6-20)$$

依照 LaSalle 不变性原理， s 将在有限时间内到达平衡点。

根据上文的分析，基于单输入的直接自适应模糊滑模控制器设计完成，其框图如下：

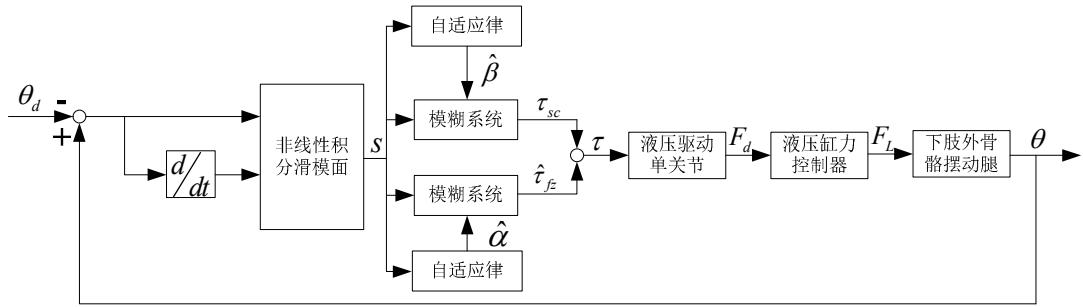


图 6.1 单输入自适应模糊滑模控制器框图

6.3 实验结果及分析

为验证上述控制器方法的有效性，在液压驱动下肢外骨骼机器人的摆动腿上进行穿戴实验，通过安装在下肢小腿处的多维力传感器检测到人的运动意图并将其转化为下肢外骨骼髋关节及膝关节的目标轨迹，下肢外骨骼做跟随动作，并与常见的模糊滑模控制器 (FSMC) 进行对比。

实验者身高 163cm，体重 63kg，性别男。实验者穿戴外骨骼后，首先进入站立姿势，系统启动后，实验者将左腿以一定速度抬起，此时左腿成为摆动腿，之后实验者往复摆动左腿，提取实验数据。改变控制器后，实验者再一次恢复至站立姿势，系统气动后，重复之前的摆腿动作。两次实验中，实验者凭主观感觉尽量做相同速度、相同幅值的摆动。提取实验数据，并分析两次运动轨迹的差异以及多维力传感器的数据差异，总结规律。

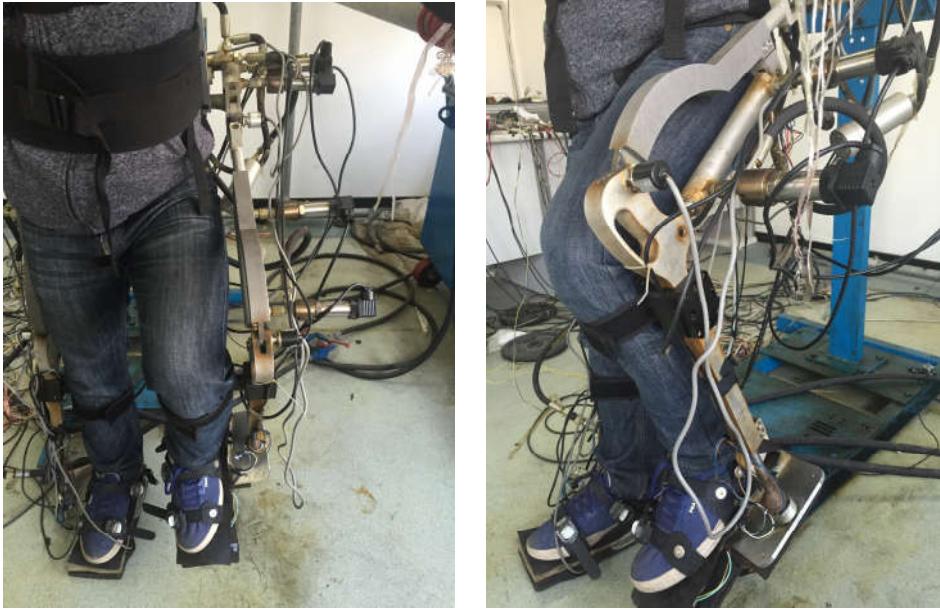


图 6.2 摆动腿穿戴

实验中并不知道系统的模型及外界干扰范围。控制系统的参数设计为 $c = diag\{8 \ 10\}$, $k = \{9 \ 12\}$, $\lambda = 2$, $\lambda_2 = 3$, 初始值 $\hat{\alpha} = 3$, $\hat{\beta} = 5$, 控制系统的伺服周期是 5ms, 编码器精度是 0.15°。穿戴摆动腿实验中的摆动轨迹如下图:

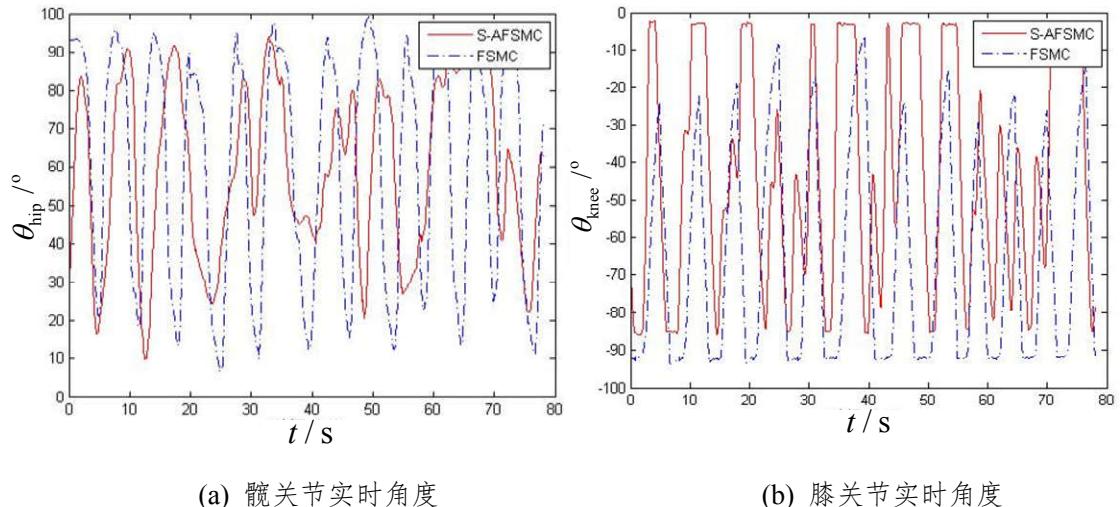


图 6.3 外骨骼摆动腿角度跟踪曲线

下肢可穿戴外骨骼的控制不同于常规机器人的控制实验, 无法设定理想跟踪轨迹, 但在进行本章控制算法的实验时, 穿戴者在两个不同的控制算法下尽量做

相同的摆动腿动作，尽管如此，依然很难保证跟踪轨迹是一致的，如图6.3(a)、(b)分别代表了两次实验中髋关节和膝关节的跟踪角度，尽管存在差异，但是基本能够保持两次实验轨迹相似。作为衡量算法的指标，多维力传感器数据在矢状面内的分量数值大小及波动以及算法中的轨迹跟踪误差依然是很有效的评价指标。

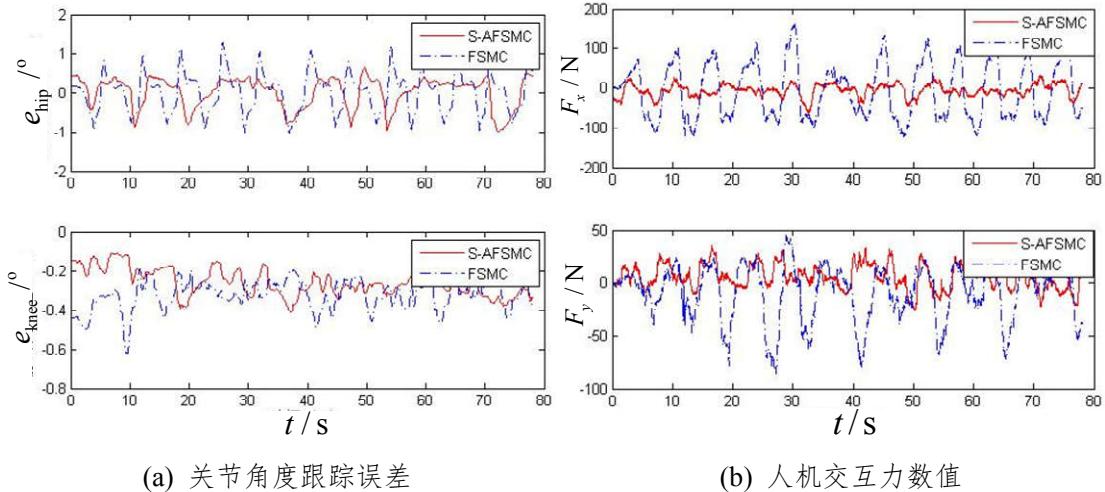


图 6.4 摆动腿控制效果对比图

图6.4(a)上下两幅图分别代表通过图5.9所得到的理想运动角度与编码器实际反馈回的髋关节与膝关节的角度误差，由图可知髋关节及膝关节的跟踪效果在本章控制算法下都得到提升，尽管仍然存在波动，但是在自适应律的作用下，仍能很快地进行调节，保证跟踪效果。图6.4(b)上下两幅图分别代表多维力传感器所测量的人机交互力数据在矢状面内两个垂直方向的分量，由图可知两个方向的力的波动在本章控制器下得到了显著的减小，这反映了参数自适应变化的调节效果，对不确定性参数变化及外干扰具有较强的鲁棒性，同时人机之间交互力的减小意味着外骨骼可以更轻松地跟随穿戴者，穿戴者可以获得更加舒服的穿戴体验。为了量化实现效果，进行更直观的比较，依然采用第五章提出的评价指标均方根值(RMS)和最大值(MAX)进行比较分析。

表 6.1 控制性能比较

	$e_{\text{RMS}}/\text{°}$ of joint		$e_{\text{max}}/\text{°}$ of joint		F_x/N	F_x/N	F_y/N	F_y/N
	Hip	Knee	Hip	Knee	/N	/N	/N	/N
S-AFSMC	0.39	0.26	0.67	0.41	8.47	31.57	7.36	21.78
FSMC	0.50	0.33	1.33	0.62	35.20	81.68	14.11	42.76

观察表 6-1 进一步可以明确本章控制器相比于传统模糊滑模控制器的优越性能。采用传统模糊滑模控制器的髋关节跟踪误差均方根值是本章算法的 1.3 倍，跟踪误差最大值是本章算法的 1.9 倍；膝关节跟踪误差均方根值是本章算法的 1.2 倍，跟踪误差最大值是本章算法的 1.5 倍；采用传统模糊滑模控制器的人机交互力在矢状面内的分量 F_x 的均方根值是本章算法的 4.2 倍，最大值是本章算法的 2.6 倍；分量 F_y 的均方根值是本章算法的 1.9 倍，最大值是本章算法的 1.9 倍。采用传统模糊滑模控制时，由于需要不断调整控制参数模糊论域中的值，再加上模糊规则的数量成倍增多，其动态性能必然受到一定影响，因此当穿戴者进行实际穿戴时会造成人机交互力的增大和跟踪误差的增大。针对摆动相，当穿戴所研制的外骨骼后，外骨骼所负担的重量应该通过支撑腿传递到地面，因此，即使在不同的负重下，穿戴者穿戴外骨骼后进行摆腿时，由多维力传感器所检测到的力应该与负载力无关。为了验证上述分析，在外骨骼不负重、负重 10kg 与负重 20kg 三种工况下进行了摆动腿的实验效果如图 6.5。

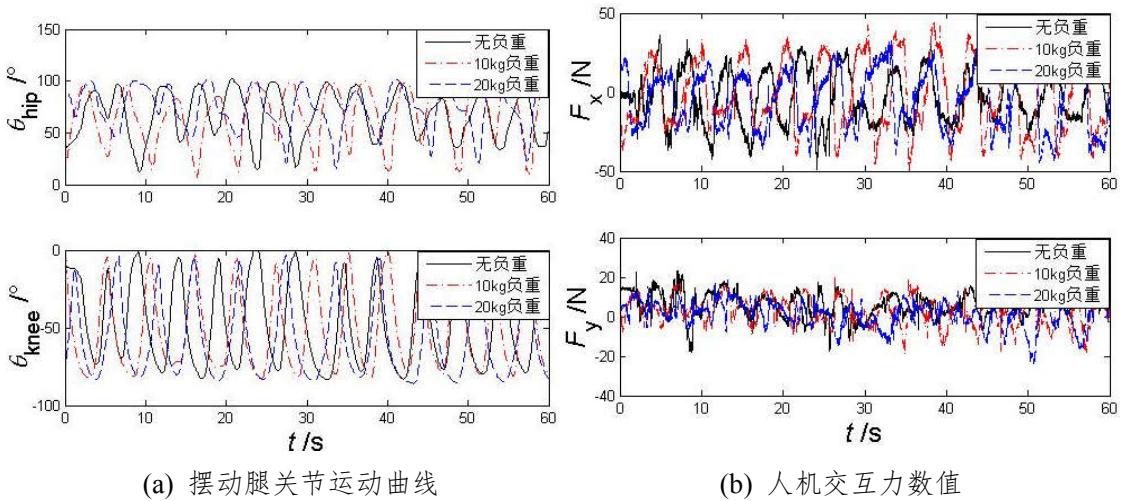


图 6.5 不同负重摆动腿实验

图 6.5 (a) 上下两幅图分别代表不同负重下的摆动腿髋关节及膝关节的运动曲线，通过比较可知，本次实验在改变负重时穿戴者所做的摆动运动幅值和频率近似一致。图 6.5 (b) 上下两幅图分别代表在不同负重下多维力传感器所测量的人机交互力数据在矢状面内两个垂直方向的分量，由图可知两个方向的力的波动随负重的变化并不明显，为了量化实现效果，进行更直观的比较，同样采用第五章提出的评价指标均方根值 (*RMS*) 和最大值 (*MAX*) 进行比较分析，如表 6.2。由表 6.2 可知，在改变负重时，人机交互力在 x 方向的分力的均方根值在负重增加时也有所增大，但是与负重的增加并无直接关系，在负重由 10 kg 增加为 20 kg 时，反而有所下降，而分力的最大值更与负重增加没有直接关系；人机交互力在 y 方向的分力同样满足以上规律。

表 6.2 人机交互力比较

负重	Fx_{RMS} /N	Fx_{max} /N	Fy_{RMS} /N	Fy_{max} N
0kg	13.62	39.24	7.14	18.68
10kg	18.70	39.68	6.27	19.46
20kg	15.46	35.54	5.34	19.19

上述实验结果这也符合了穿戴者的主观体验，采用本章算法时具有更加舒适的穿戴感，而不同的负重对于摆动腿来说并不造成直接负重感的增加。

6.4 本章小结

本章针对非线性机器人系统，尤其是考虑到其具有参数时变、非线性以及未建模干扰因素的影响，通过将模糊控制算法与滑模变结构控制器相结合，引入并改进基于单输入的直接自适应模糊滑模控制算法 (S-AFSMC)，采用自适应模糊控制系统对等效控制进行模糊估值，并基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优估值，同时为了简化模糊规则，便于控制器的实现，采用了以非线性积分滑模面方程作为模糊系统输入变量。在滑模等效控制中，为了消除抖振，通常需要引入切换控制，考虑到切换控制器的模型难以建立，同样采用了自适应模糊滑模控制算法进行模糊估值，并且基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现

最优值，同样为了简化模糊规则，采用单输入变量，并且输入变量设计为非线性积分滑模面及其导数的乘积。整个控制器不仅考虑了系统离滑模面的距离，还考虑了滑模面距离变化的速度，因此能够达到使非线性系统趋于滑模面的控制效果。

液压驱动下肢外骨骼的穿戴实验以及与传统滑模控制器的对比数据，也反映了本章算法的有效性，采用本章算法，人机交互力的数值将缩小2~3倍，使得穿戴者有更舒适的运动体验。

第7章 结论

7.1 全文总结

下肢外骨骼是一种典型的人机交互系统，将人的智能与外骨骼机器人的机械能量结合起来，近年来主要研究集中在对穿戴者助力以及对偏瘫或截瘫患者的助行或康复训练方面。从人机一体化角度来分析，外骨骼由于需要与穿戴者具有相同的运动轨迹，因此外骨骼可分为摆动相与支撑相。无论对于哪种用途的下肢外骨骼，在摆动相时都需要具备跟随穿戴者运动的能力。尽管下肢外骨骼存在不同的驱动方式，本文是基于课题组自主研发的液压驱动下肢外骨骼，从理论和实践两方面着手，着重研究了下列内容：从下肢外骨骼的仿生结构设计、结构优化入手，搭建下肢外骨骼平台，设计选用合适的传感器及安装方式，实现可靠灵敏的人机交互，并且对外骨骼摆动腿的各主动关节的液压力跟踪系统设计控制器，结合滑模控制器等非线性控制算法，完善下肢外骨骼摆动腿的跟随控制，改善穿戴者的穿戴体验。相关研究工作对于推动国内下肢外骨骼的发展具有重要意义。

(1) 液压驱动下肢外骨骼平台优化

结合人体下肢髋关节及膝关节的骨骼及肌肉分布，以及研究分析人体步态 CGA 数据，为液压驱动下肢外骨骼执行器的布置以及液压系统所需提供的力矩等参数提供依据；借助于 CAD 辅助设计软件以及数值计算等方法建立液压执行器的参数方程，通过 MATLAB 仿真软件为参数的最优选择提供指导；利用复数矢量法以及杆组法为髋关节四连杆机构的参数优化提供指导；借助于三维设计软件 SolidWorks 进行了优化后的模型设计并输出了关节的相关运动轨迹；设计了满足穿戴需求的液压系统和电控系统。完成了优化后液压驱动下肢外骨骼平台的搭建。

(2) 液压驱动外骨骼下肢外骨骼机器人建模及仿真

基于 D-H 法建立了液压驱动下肢外骨骼机器人处于摆动相时的运动学模型和动力学模型，为实现人机交互力和运动意图关系的转换以及基于模型控制算法

的设计做好准备。并且建立了液压执行器的非线性动力学模型，表明了底层控制器的实现方式。通过仿真分析了传统 DLS 方法求解雅克比矩阵奇异化问题在人机交互设备尤其是下肢外骨骼中的不合理性，主要是转换后得到的速度发生了畸变，尽管可以防止奇异点处的速度过大，但却造成速度方向的改变，极端情况下甚至出现速度变为垂直方向的情况，这甚至给穿戴者造成身体上的伤害。通过分析逆雅克比矩阵的含义，提出了三种改进方法，并且定义了两个评价指标，通过 MATLAB 仿真验证了改进方法的有效性。

(3) 下肢外骨骼机器人人机交互系统设计

人体运动意图的推测是人机交互系统尤其是外骨骼机器人实现可穿戴功能的核心技术之一，考虑到脚底重心的变化是反映步态变化的重要信息，通过分析人体步态周期以及相关外骨骼机器人脚底系统的设计，将人机交互系统中的人体运动意图识别模块分为两个层次：第一层主要实现对步态的判别，依靠搭建多传感器融合系统，包含脚底压力开关、薄膜式压力传感器，设计传感器信息与人体对应步态的算法，通过实时检测脚底传感器信息实现对人体步态的辨别，通过设计的脚底进行了相关的步态检测实验；第二层实现对人体运动意图物理信息的获取，考虑到阻抗模型并不能使机接触力收敛至零，将给穿戴者造成不适，引入导纳模型作为推导人体运动意图的方法，实现人机交互力与人体运动意图物理信号的建模。最后，搭建了人机交互系统摆动相的控制系统。

(4) 基于动力学模型的非线性积分滑模变结构控制

下肢外骨骼机器人系统是典型的非线性系统，存在很多不确定性因素，可总结为：未建模干扰力，如摩擦力、干扰力矩等；参数时变，主要是液压缸长度变化所导致的腿部质量；非线性因素：液压油温度变化等导致的参数漂移等等。因此如果完全基于所建立的系统模型来设计控制器，则模型中所未考虑的众多因素将会使得控制系统品质变差，乃至毁坏系统的稳定性。而滑模变结构控制器因为滑动模态在制定时与系统模型参数及未建模扰动无关，因此并不受参数变化及外界扰动的影响。在滑模变结构控制系统中，为了减小系统稳态跟踪误差，通常采用积分滑模面，然而传统的积分滑模面在初始误差较大时，积分项将会引起

Windup 效应，出现超调或执行器饱和。本文在大量文献调研及结合课题组之前研究的基础上，提出了两种改进方法，分别是：积分分离的非线性积分滑模面和类势能函数代替积分项的非线性积分滑模面，并且针对第二类方法，进一步推导了三类非线性类势能函数和相应的微分饱和函数提高传统积分滑模面的收敛速度，避免传统积分滑模面方程所包含的积分项。

由于滑模运动包含趋近运动和滑模运动两个过程，通过设计滑模面提高了系统滑模运动的快速性和稳定性，并未改变趋近运动的特性。同样滑模可达性的条件也未对趋近运动做任何改进，其仅能保证状态空间任意位置运动点在有限时间内可以到达滑模面。本文在进行滑模控制器的设计时选用了指数趋近律，并且利用 Lyapunov 函数验证了控制系统的稳定性，最后借助于 MATLAB 仿真验证了系统性能。

通过分析仿真结果以及控制器的各组成部分，发现干扰力矩及符号函数将会导致控制器输出力矩的波动，尽管能够保证系统的稳定性，但却牺牲了系统的平滑性，作为可穿戴设备，将给穿戴者带来不舒适的体验。因此结合模糊系统可以逼近干扰力矩的特性，设计了以滑模面 s 及其导数 \dot{s} 为输入变量，干扰力数值 ΔK 为模糊输出的模糊控制器，增强了系统的鲁棒性，避免了因随意对干扰力进行估值所造成的系统波动。最后上述算法在下肢外骨骼进行了穿戴实验，并对实验数据进行了分析。

(5) 基于单输入的直接自适应模糊滑模控制

针对复杂的非线性系统，获取准确的动力学模型是不可能完成的任务，尽管随着处理器性能的提升，在线参数辨识技术得到发展，然而系统模型中存在很多无法建模的因素。课题在第五章引入模糊逼近系统，避免了对干扰力的建模分析，使得系统的鲁棒性得到改善。因此能够借助于模糊系统的逼近性能以及自适应控制的强鲁棒特性来减弱控制器对模型的依赖性，从而避免对模型的建模。然而常规的模糊滑模控制器在应用时又存在两点不足：1) 模糊的规则设计基于经验而设计的，缺乏自适应特性，尤其是对于没有经验的控制器设计者来说，很可能适得其反；2) 模糊控制器的复杂性受输入输出变量个数的影响显著，本章设计了

基于单输入的直接自适应模糊滑模控制器，该控制器包含两部分，第一部分是采用单输入自适应模糊控制系统对等效控制器的模糊逼近，并基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优逼近，采用了以非线性积分滑模面方程作为模糊系统输入变量。在滑模等效控制中，为了消除抖振，通常需要引入切换控制，考虑到切换控制器的模型难以建立，同样采用了自适应模糊滑模控制算法进行模糊逼近，并且基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优逼近，同样为了简化模糊规则，便于系统实现，采用了单输入变量，并且以非线性积分滑模面方程及其导数的乘积作为单输入变量。整个控制器不仅考虑了系统离滑模面的距离，还考虑了滑模面距离变化的速度，因此能够达到使非线性系统趋于滑模面的控制效果。最后，基于上述算法，进行了液压驱动下肢外骨骼的穿戴实验，并且与传统滑模控制器进行了对比，实验数据反映了本章算法的有效性。采用本章算法，人机交互力的数值得到进一步减小，使得穿戴者有更舒适的穿戴体验。

7.2 论文创新点

本论文创新点总结如下：

(1) 提出了一种液压驱动下肢外骨骼结构设计及优化的方法

下肢外骨骼的结构设计是实现系统功能的基础，针对目前的下肢外骨骼结构设计尤其是线性执行器驱动的下肢外骨骼结构设计缺乏理论分析，参数选择存在一定随意性的现状。本文率先将 CAD 辅助设计软件、数值分析以及 MATLAB 仿真软件相结合，提出了一种液压驱动下肢外骨骼结构设计及优化的方法，提高了原型试验样机的性能。

(2) 提出了一种能有效解决人机交互系统中病态雅克比矩阵问题的方法，避免了奇异构型下的关节速度突变

下肢外骨骼在由人穿戴并进行运动过程中，存在靠近关节奇异形位的状况，此时雅克比矩阵是病态的，由此病态雅克比矩阵所求得的关节速度将会超出实际的关节速度，可能导致系统不稳定。通过仿真分析常用的解决病态雅克比矩阵问题的最小二乘法，发现该方法在可穿戴设备中存在不适用性，所求得的末端速度

虽然可以避免速度过大，但却导致速度的方向发生了变化，会使穿戴者穿戴不舒适，本文通过分析逆雅克比矩阵的概念，提出了三种改进方法：开关类函数法、反正切函数法和类正弦函数法，并通过仿真进行了验证，仿真结果表明，三种改进方法都可以保证末端速度方向的一致性，并避免了角速度过大值的出现。

(3) 设计了干扰力模糊逼近算法，并采用自适应模糊控制策略，避免了系统对模型的依赖性，提高了非线性积分滑模变结构控制性能及跟踪精度

为了减小滑模控制器的稳态误差，通常采用积分滑模面，然而在初始误差较大的情况下，由于积分效应容易引起系统的超调或者执行器饱和。本文创新性地提出了两种解决方案：积分分离的非线性积分滑模面和类势能函数代替积分项的非线性积分滑模面，并且针对第二类方法，进一步推导了三类非线性类势能函数和对应的微分饱和函数。提高了传统积分滑模面的收敛速度，避免了原有传统积分滑模面中的积分部分。针对传统基于模型的滑模控制器必然存在的干扰力补偿项，本文采用了模糊控制器进行逼近，避免了因干扰力参数估计及符号函数给系统带来的抖振效应。本章所设计的控制器与传统滑模控制器在下肢外骨骼摆动腿进行了对比试验，采用本章控制器后：髋关节的角度跟踪误差均方根值减小了 61.55%，角度跟踪误差最大值减小了 73.01%；膝关节的角度跟踪误差均方根值减小了 62.54%，角度跟踪误差最大值减小了 59.53%；多维力传感器在 x 方向分力的均方根值减小了 22.63%，最大值减小了力矩最大值缩小了 37.77%；多维力传感器在 y 方向分力的均方根值减小了 59.06%，最大值减小了力矩最大值缩小了 65.71%。

(4) 改进了一种不基于模型的单输入直接自适应模糊滑模控制器

针对非线性系统模型难以获得及参数时变的特点，将模糊系统的逼近特性和自适应控制的强鲁棒性引入到等效控制器中。对于等效控制项，采用单输入自适应模糊控制系统进行模糊逼近，并基于 Lyapunov 函数设计了自适应调节律实现最优逼近，采用了以非线性积分滑模面方程作为模糊系统输入变量，简化了模糊规则；对于切换控制项，采用了与等效控制类似的设计方法，但是在模糊系统输

入变量上改进为以非线性积分滑模面方程及其导数的乘积作为模糊系统输入变量。因此整个控制器不仅考虑了滑模运动也考虑了趋近运动，提高了系统的控制性能。

7.3 工作展望

尽管本文针对下肢外骨骼机器人的运动学、动力学、人机交互系统设计以及高性能非线性控制器进行了理论研究、仿真及实验论证，并取得了一些初步的成果，但是从目前国内可穿戴下肢外骨骼机器人的研究状况以及整个下肢外骨骼机器人穿戴的步态完整性角度而言，仍然还有许多理论和实践方面的工作有待深入研究：

(1) 本文采用了准拟人化的仿生设计原则，所基于的液压驱动下肢外骨骼机器人单腿虽然有七个自由度，但是只有髋关节和膝关节在矢状面内的自由度是主动自由度，在对下肢外骨骼进行运动学及动力学的建模分析时，并未考虑被动自由度的影响。因此对于可穿戴下肢外骨骼机器人，被动自由度对穿戴的影响，以及考虑被动自由度的运动学及动力学建模同样值得研究。

(2) 本文采用的是 NI 的控制器作为下位机控制器，属于集中式的控制器，该控制器需要完成人机交互算法，完成运动学的推算，完成控制算法的实现，整个系统的计算量大，完成一个控制周期所需的时间较长，同时 CompactRio 实时控制器的体积较大，不利于可穿戴设备的集成。因此研究分布式的控制系统，分散中央处理器的任务，并且引入总线作为通信方式，既有利于提高系统的性能，降低算法设计的难度，同时有利于将控制器硬件与下肢外骨骼的结构进行一体化设计。

(3) 作为可穿戴式下肢外骨骼机器人的核心技术之一的人机交互系统以及对人体运动意图推测的实现，目前有很多种方法，本文采用了最直观的方式，在人与外骨骼之间安装多维力传感器，该方法受硬件传感器的限制，而且在不同穿戴者时也会对系统性能产生影响，因此研究更加通用的、鲁棒性能更好的人机交互系统是下肢外骨骼机器人系统的一个研究热点。

(4)下肢外骨骼机器人跟随穿戴者运动时可分为两个步态：支撑相和摆动相。本文将研究重点集中在摆动相的控制，这是影响下肢外骨骼机器人跟随性能的关键，但是支撑相的控制研究同样重要。目前对于支撑相的控制主要有基于固定轨迹法、基于给定力矩法或者基于模型推导的力矩等方法。但是就目前的研究来说，在支撑相时的具有较强鲁棒性以及可以保证跟随及支撑效果的控制器设计也仍然需要研究。

(5)作为液压驱动下肢外骨骼机器人，还有一块必须要研究的内容，即液压系统的节能研究以及液压系统的小型化研究。对于可穿戴式下肢外骨骼机器人，小型化液压系统的研究将使得可穿戴成为可能，而节能性能的改善，将在能源不变的情况下提升系统的续航能力，具有重要的研究意义。

参考文献

- [1]. 朱世强, 王宣银. 机器人技术及其应用: 浙江大学出版社; 2001.
- [2]. Pons JL. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons. New York, NY, USA: Wiley; 2008.
- [3]. Dollar AM, Herr H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art[J]. IEEE Trans Robot 2008; 24(1): 144-158.
- [4]. Cowan RE, Fregly BJ, Boninger ML, Chan L, Rodgers MM, Reinkensmeyer DJ. Recent trends in assistive technology for mobility[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 2012; 9.
- [5]. Wehner M, Rempel D, Kazerooni H. Lower extremity exoskeleton reduces back forces in lifting. ASME 2009 dynamic systems and control conference; 2009: American Society of Mechanical Engineers; 2009, 49-56.
- [6]. 潘忠强. 助力外骨骼下肢控制技术研究 [硕士]: 浙江大学; 2015.
- [7]. http://pic.tiexue.net/bbs_3959840_1.html[J]. 2009.
- [8]. 阿里云研究中心. 人工智能, 未来致胜之道. 2016.
- [9]. Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics: a review of recent developments[J]. Industrial Robot: An International Journal 2009; 36(5): 421-427.
- [10]. <http://mil.news.sina.com.cn/2015-07-19/1447835389.html>[J]. 2015.
- [11]. Chu A. Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton[D]. 2005.
- [12]. Amundson K, Raade J, Harding N, Kazerooni H. Development of hybrid hydraulic-electric power units for field and service robots[J]. Advanced Robotics 2006; 20(9): 1015-1034.
- [13]. Raade JW, Amundson KR, Kazerooni H. Development of Hydraulic-Electric Power Unit for Mobile Robots. ASME 2005 International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2005: American Society of Mechanical Engineers; 2005, 27-34.
- [14]. Kazerooni H. A review of the exoskeleton and human augmentation technology. ASME 2008 Dynamic Systems and Control Conference; 2008: American Society of Mechanical Engineers; 2008, 1539-1547.
- [15]. UNFPA-Report. <http://www.unfpa.org/webdav/site/global/shared/documents/publications/2012/UNFPA-Report-Chapter1.pdf>.
- [16]. 中华人民共和国国家统计局. 2010 年第六次全国人口普查主要数据公报 (第 1 号) [J]. 2011.
- [17]. Bourbonnais D, Noven SV. Weakness in patients with hemiparesis[J]. American Journal of Occupational Therapy 1989; 43(5): 313-319.

- [18]. Kong K, Jeon D. Design and control of an exoskeleton for the elderly and patients[J]. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on 2006; 11(4): 428-432.
- [19]. Swift TA, Strausser KA, Zoss AB, Kazerooni H. Control and experimental results for post stroke gait rehabilitation with a prototype mobile medical exoskeleton. ASME 2010 Dynamic Systems and Control Conference; 2010: American Society of Mechanical Engineers; 2010, 405-411.
- [20]. Rajesh SM. Design of Human Exo-skeleton Suit for Rehabilitation of Hemiplegic People[J]. Procedia Engineering 2013; 51: 544-553.
- [21]. 2016. <http://mt.sohu.com/20160811/n463615393.shtml>.
- [22]. 2016-2022 年中国养老产业市场深度调研及投资前景分析报告. 智研咨询集团; 2016.
- [23]. Zoss AB, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. Ieee-Asme Transactions on Mechatronics 2006; 11(2): 128-138.
- [24]. Dollar AM, Herr H. Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running. Intelligent Robots and Systems, 2008 IROS 2008 IEEE/RSJ International Conference on; 2008: IEEE; 2008. p. 747-54.
- [25]. Miao YJ, Gao F, Pan DL. Mechanical Design of a Hybrid Leg Exoskeleton to Augment Load-Carrying for Walking[J]. Int J Adv Robot Syst 2013; 10.
- [26]. 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): 561-73.
- [27]. Lee S, Sankai Y. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint. Intelligent Robots and Systems, 2002 IEEE/RSJ International Conference on; 2002: IEEE; 2002. p. 1499-504.
- [28]. Kilicarslan A, Prasad S, Grossman RG, Contreras-Vidal JL, Ieee. High Accuracy Decoding of User Intentions Using EEG to Control a Lower-Body Exoskeleton. 2013 35th Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society; 2013: 5606-9.
- [29]. Lee H, Yu S, Lee S, Han J, Han C, Ieee. Development of Human-Robot Interfacing Method for Assistive Wearable Robot of the Human Upper Extremities; 2008.
- [30]. Zeng G, Hemami A. An overview of robot force control[J]. Robotica 1997; 15(05): 473-482.
- [31]. Chen B, Ma H, Qin L-Y, et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons[J]. Journal of Orthopaedic Translation 2016; 5: 26-37.
- [32]. 陈峰. 可穿戴型助力机器人技术研究 [博士]: 中国科学技术大学; 2007.
- [33]. Zoss AB. Actuation Design and Implementation for Lower Extremity Human

- Exoskeletons BY Adam Brian Zoss[D]. 2006.
- [34]. Karlin S. Raiding Iron Man's closet[J]. Ieee Spectrum 2011; 48(8): 25-31.
- [35]. Kazerooni H, Steger R. The Berkeley lower extremity exoskeleton[J]. Journal of dynamic systems, measurement, and control 2006; 128(1): 14-25.
- [36]. Zoss A, Kazerooni H. Architecture and hydraulics of a lower extremity exoskeleton. ASME 2005 International Mechanical Engineering Congress and Exposition; 2005: American Society of Mechanical Engineers; 2005. 1447-1455.
- [37]. Kazerooni H. Human augmentation and exoskeleton systems in berkeley[J]. International Journal of Humanoid Robotics 2007; 4(03): 575-605.
- [38]. Steger R, Kim SH, Kazerooni H. Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Robotics and Automation, 2006 ICRA 2006 Proceedings 2006 IEEE International Conference on; 2006: IEEE; 2006. 3469-3476.
- [39]. Ghan J, Steger R, Kazerooni H. Control and system identification for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. Advanced Robotics 2006; 20(9): 989-1014.
- [40]. Banala SK, Agrawal SK, Scholz JP. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients. Rehabilitation Robotics, 2007 ICORR 2007 IEEE 10th International Conference on; 2007: IEEE; 2007. 401-407.
- [41]. eLegs. <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton/elegs%E2%84%A2/>.
- [42]. Ekso Bionics. <http://intl.eksobionics.com/>.
- [43]. LockheedMartin. <http://www.Lockheedmartin.Com/Us/Products/Hulc.html>.
- [44]. Fortis. <http://www.shejipi.com/30902.html>.
- [45]. Walsh CJ, Pasch K, Herr H. An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation. 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 2006: IEEE; 2006. p. 1410-5.
- [46]. Walsh CJ, Endo K, Herr H. A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation[J]. International Journal of Humanoid Robotics 2007; 4(03): 487-506.
- [47]. Marcheschi S, Salsedo F, Fontana M, Bergamasco M, Ieee. Body Extender: whole body exoskeleton for human power augmentation. 2011 Ieee International Conference on Robotics and Automation; 2011.
- [48]. Bergamasco M, Frisoli A, Avizzano CA. Exoskeletons as man-machine interface systems for teleoperation and interaction in virtual environments. Advances in Telerobotics: Springer; 2007: 61-76.
- [49]. Bergamasco M, Salsedo F, Marcheschi S, Lucchesi N. A Novel Actuator for Wearable Robots with Improved Torque Density and Mechanical Efficiency[J]. Advanced Robotics 2010; 24(14): 2019-2041.
- [50]. Gao J, Li Y, Jiang L, Zhao X. Development Trend of the Lower Hydraulic

- Exoskeleton Robot[J]. Bridges 2013; 10: 9780784413159.321.
- [51]. France's slender Hercule exoskeleton. <http://www.army-technology.com/features/featurefrench-hercule- robotic-exoskeleton/>; 2012.
- [52]. Steele B. RB3D develops Hercule robotic exoskeleton, boosts strength without P90X. <http://www.engadget.com/2012/02/21/Rb3d-Develops-Hercule-Robotic-Exoskeleton-Boosts-Strength-Witho/>; 2012.
- [53]. Toyama S, Yamamoto G. Development of Wearable-Agri-Robot mechanism for agricultural work. 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems; 2009: IEEE; 2009. 5801-5806.
- [54]. Yoshimitsu T, Yamamoto K, Soc I, Control E. Development of a power assist suit for nursing work. Tokyo: Soc Instrument Control Engineers Japan; 2004.
- [55]. Lim D, Kim W, Lee H, et al. Development of a lower extremity Exoskeleton Robot with a quasi-anthropomorphic design approach for load carriage. Intelligent Robots and Systems (IROS), 2015 IEEE/RSJ International Conference on; 2015: IEEE; 2015. 5345-5350.
- [56]. Sankai Y, Ieee. Leading edge of cybernies: Robot Suit HAL; 2006.
- [57]. Wall A, Borg J, Palmcrantz S. Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training - a systematic review[J]. Frontiers in Systems Neuroscience 2015; 9.
- [58]. Sakurai T, Sankai Y. Development of motion instruction system with interactive robot suit HAL. Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2009 IEEE International Conference on; 2009: IEEE; 2009. 1141-1147.
- [59]. Kawamoto H, Hayashi T, Sakurai T, Eguchi K, Sankai Y. Development of single leg version of HAL for hemiplegia. Engineering in Medicine and Biology Society, 2009 EMBC 2009 Annual International Conference of the IEEE; 2009: IEEE; 2009. 5038-5043.
- [60]. Ueba T, Hamada O, Ogata T, Inoue T, Shiota E, Sankai Y. Feasibility and safety of acute phase rehabilitation after stroke using the hybrid assistive limb robot suit[J]. Neurologia medico-chirurgica 2013; 53(5): 287-290.
- [61]. Nilsson A, Vreede KS, Haglund V, Kawamoto H, Sankai Y, Borg J. Gait training early after stroke with a new exoskeleton - the hybrid assistive limb: a study of safety and feasibility[J]. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation 2014; 11.
- [62]. Tsukahara A, Hasegawa Y, Eguchi K, Sankai Y. Restoration of Gait for Spinal Cord Injury Patients Using HAL With Intention Estimator for Preferable Swing Speed[J]. Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering 2015; 23(2): 308-318.
- [63]. Rewalk. <http://www.medtecchina.com/index.php/en/news/new-technology/item/2245-rewalk/2245-rewalk>; 2015.

- [64]. Quintero HA, Farris RJ, Hartigan C, Clesson I, Goldfarb M. A powered lower limb orthosis for providing legged mobility in paraplegic individuals[J]. Topics in spinal cord injury rehabilitation 2011; 17(1): 25.
- [65]. Jezernik S, Colombo G, Morari M. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation 2004; 20(3): 574-582.
- [66]. Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, Ekkelenkamp R, Van Asseldonk EH, Van Der Kooij H. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on 2007; 15(3): 379-386.
- [67]. Banala SK, Kulpe A, Agrawal SK. A powered leg orthosis for gait rehabilitation of motor-impaired patients. Robotics and Automation, 2007 IEEE International Conference on; 2007: IEEE; 2007. 4140-4145.
- [68]. 刘志娟. 多自由度下肢外骨骼控制系统研究 [硕士]: 浙江大学; 2011.
- [69]. 秦颖頤. 液压驱动的外骨骼服柔顺性驱动系统研究: 华东理工大学; 2012.
- [70]. 李会营. 单兵下肢外骨骼助力系统控制技术研究 [硕士]: 中北大学; 2013.
- [71]. 马云龙. 机械外骨骼混合动力系统特性研究 [硕士]: 中国矿业大学; 2015.
- [72]. 马东宇. 基于 Gaussian 型 RBF 神经网络的函数逼近与应用 [硕士]: 中南大学; 2011.
- [73]. 赵南. 基于虚拟样机技术的助力系统仿真研究 [硕士]: 西南交通大学; 2012.
- [74]. 李渠成. 人类负重外骨骼结构及其伺服控制系统设计研究 [硕士]: 浙江工业大学; 2015.
- [75]. 黄志影. 生物融合式助行外骨骼机构设计与研究 [硕士]: 燕山大学; 2014.
- [76]. 王善杰. 下肢可穿戴外骨骼机器人仿人机构设计与运动控制研究 [硕士]: 合肥工业大学; 2015.
- [77]. 柴虎. 下肢外骨骼机器人跟随系统的研究: 南方医科大学; 2013.
- [78]. 谭铁君. 应用于足底压力检测系统的设计 [硕士]: 中国医科大学; 2005.
- [79]. 王东海. 基于行走步态的被动式重力支撑柔性下肢外骨骼系统 [博士]: 浙江大学; 2016.
- [80]. 吴海杰. 偏瘫患者辅助行走出下肢康复外骨骼系统开发研究 [硕士]: 浙江大学; 2014.
- [81]. 张杰. 脑卒中瘫痪下肢外骨骼康复机器人的研究 [硕士]: 浙江大学; 2007.
- [82]. Yan H, Yang CJ. Design and validation of a lower limb exoskeleton employing the recumbent cycling modality for post-stroke rehabilitation[J]. Proc Inst Mech Eng Part C-J Eng Mech Eng Sci 2014; 228(18): 3517-3525.
- [83]. 孙兆君. 可穿戴助力机器人传感器信号预测算法和控制器的设计 [硕士]: 中国科学技术大学; 2009.
- [84]. 田双太. 一种可穿戴机器人的多传感器感知系统研究 [硕士]: 中国科学技

术大学; 2011.

- [85]. 陈炜. 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 [硕士]: 中国科学技术大学; 2010.
- [86]. 崔谨想. 下肢外骨骼机器人系统建模与仿真实验研究 [硕士]: 哈尔滨工业大学; 2014.
- [87]. 杨杰乾. 下肢外骨骼助力机器人系统研究 [硕士]: 哈尔滨工程大学; 2012.
- [88]. 蒋靖. 下肢助力外骨骼机构设计与研究: 哈尔滨工业大学; 2012.
- [89]. 张倩. 下肢外骨骼康复机器人的机构设计与分析 [硕士]: 电子科技大学; 2013.
- [90]. 张颖. 助力随动控制系统的设计与实现: 电子科技大学; 2012.
- [91]. 王强. 可穿戴下肢外骨骼康复机器人机械设计与研究 [硕士]: 电子科技大学; 2014.
- [92]. Racine J-LC. Control of a lower extremity exoskeleton for human performance amplification, 2003.
- [93]. Low KH, Liu XP, Goh CH, Yu HY. Locomotive control of a wearable lower exoskeleton for walking enhancement[J]. J Vib Control 2006; 12(12): 1311-1336.
- [94]. Cao H, Ling ZY, Zhu J, Wang Y, Wang W, Ieee. Design Frame of a Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation. New York: Ieee; 2009.
- [95]. Ku N, Kwon J-H, Cho Y-o, et al. Dynamic simulation and experimental study of impedance control for robotic orthosis to assist the overhead operations in the shipbuilding process. SICE Annual Conference 2010, Proceedings of; 2010: IEEE; 2010. 131-136.
- [96]. Jung S, Hsia TC, Bonitz RG. Force tracking impedance control for robot manipulators with an unknown environment: theory, simulation, and experiment[J]. The International Journal of Robotics Research 2001; 20(9): 765-774.
- [97]. Bi Q, Yang CJ. Human-machine interaction force control: using a model-referenced adaptive impedance device to control an index finger exoskeleton[J]. J Zhejiang Univ-SCI C 2014; 15(4): 275-283.
- [98]. Kazerooni H, Racine J-L, Huang L, Steger R. On the control of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX). Robotics and automation, 2005 ICRA 2005 Proceedings of the 2005 IEEE international conference on; 2005: IEEE; 2005. p. 4353-4360.
- [99]. Kazerooni H. Exoskeletons for human power augmentation. Intelligent Robots and Systems, 2005(IROS 2005) 2005 IEEE/RSJ International Conference on; 2005: IEEE; 2005. 3459-3464.
- [100]. Kazerooni H. Exoskeletons for human performance augmentation. Springer handbook of robotics: Springer; 2008: 773-793.
- [101]. Kawamoto H, Taal S, Niniss H, et al. Voluntary motion support control of

- Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia. Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE; 2010: IEEE; 2010. p. 462-466.
- [102]. Hayashi T, Kawamoto H, Sankai Y. Control method of robot suit HAL working as operator's muscle using biological and dynamical information. Intelligent Robots and Systems, 2005(IROS 2005) 2005 IEEE/RSJ International Conference on; 2005: IEEE; 2005. 3063-3068.
- [103]. Lee S, Sankai Y. Power assist control for leg with hal-3 based on virtual torque and impedance adjustment. Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on; 2002: IEEE; 2002.
- [104]. Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, Hasegawa Y, Sankai Y. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL[J]. Advanced Robotics 2007; 21(12): 1441-1469.
- [105]. Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, Sankai Y. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. Systems, Man and Cybernetics, 2003 IEEE International Conference on; 2003: IEEE; 2003. 1648-1653.
- [106]. Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence driven by interaction between human and robot suit. Robot and Human Interactive Communication, 2004 ROMAN 2004 13th IEEE International Workshop on; 2004: IEEE; 2004. 491-496.
- [107]. Kawamoto H, Sankai Y. Power assist method based on phase sequence and muscle force condition for HAL[J]. Advanced Robotics 2005; 19(7): 717-734.
- [108]. Sankai Y. HAL: Hybrid assistive limb based on cybernetics. Robotics Research: Springer; 2010: 25-34.
- [109]. Kawamoto H, Sankai Y. Comfortable power assist control method for walking aid by HAL-3. Systems, Man and Cybernetics, 2002 IEEE International Conference on; 2002: IEEE; 2002.
- [110]. Kim H, Seo C, Shin YJ, Kim J, Kang YS. Locomotion control strategy of hydraulic lower extremity exoskeleton robot. 2015 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM); 2015: IEEE; 2015. 577-582.
- [111]. Kim W, Lee H, Kim D, Han J, Han C. Mechanical design of the Hanyang Exoskeleton Assistive Robot (HEXAR). Control, Automation and Systems (ICCAS), 2014 14th International Conference on; 2014: IEEE; 2014. 479-484.
- [112]. 陈峰, 余永, 葛运建. 基于接触力信息的穿戴型步行助力机器人研究[J]. 高技术通讯 2008; (12).
- [113]. 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 张峰, 王卫群. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. 自动化学报 2014; (11): 2377-2390.
- [114]. 杨智勇, 张远山, 顾文锦, 杨秀霞. 骨骼服灵敏度放大控制方法研究[J]. 计

算机仿真 2010; (01).

- [115]. 杨智勇, 归丽华, 杨秀霞, 顾文锦. 骨骼服神经网络灵敏度放大控制方法[J]. 吉林大学学报(工学版) 2009; (03).
- [116]. 顾文锦, 朱宇光, 杨智勇, 张远山. 下肢骨骼服全过程运动控制研究[J]. 控制工程 2011; (02).
- [117]. 刘棣斐, 唐志勇, 裴忠才. 基于导纳原理的下肢外骨骼摆动控制[J]. 北京航空航天大学学报 2015; (06): 1019-1025.
- [118]. Lee H, Kim W, Han J, et al. The technical trend of the exoskeleton robot system for human power assistance[J]. Int J Precis Eng Manuf 2012; 13(8): 1491-1497.
- [119]. . <http://www.springwalker.com/>; 2010.
- [120]. Yang CJ, Zhang JF, Chen Y, Dong YM, Zhang Y. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies[J]. Proc Inst Mech Eng Part C-J Eng Mech Eng Sci 2008; 222(8): 1599-1612.
- [121]. Zoss A, Kazerooni H. Design of an electrically actuated lower extremity exoskeleton[J]. Advanced Robotics 2006; 20(9): 967-988.
- [122]. Zoss AB, Kazerooni H, Chu A. on the Mechanical Design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[J]. Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on 2005; 11(2): 128-138.
- [123]. 贾山, 韩亚丽, 路新亮, 徐旭, 王兴松. 基于人体特殊步态分析的下肢外骨骼机构设计[J]. 机器人 2014; (04): 392-401+410.
- [124]. 杨巍, 张秀峰, 杨灿军, 吴海杰. 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; (03): 430-435+444.
- [125]. Wu S-K, Driver T, Shen X. Design and control of a pneumatically actuated lower-extremity orthosis[J]. Journal of Medical Devices 2012; 6(4): 041004.
- [126]. Li Y, Guan X, Tong Y, Xu C. Design and simulation study of the translational-knee lower extremity exoskeleton[J]. Mechanics 2015; 21(3): 207-213.
- [127]. 陈伟. 仿生下肢外骨骼机器人结构设计及可靠性分析 [硕士]: 电子科技大学; 2015.
- [128]. 髋关节功能.
- [129]. 王春行. 液压控制系统. 北京: 机械工业出版社; 2013.
- [130]. 李渠成. 一种串联式三自由度髋关节机构的设计与分析[J]. 机械设计与研究 2014; 30(6).
- [131]. 孙桓, 陈作模, 葛文杰. 机械原理(第七版). 北京: 高等教育出版社; 2006.
- [132]. 杜志强, 葛述卿, 房建峰, 温广宇. 基于 MATLAB 语言的机构设计与分析: 上海科学技术出版社; 2011.
- [133]. 薛渊, 吕广明, 孙立宁. 下肢康复助行机构及其液压系统设计[J]. 液压与气动 2006; (01).
- [134]. 宋伟刚. 机器人学: 运动学, 动力学与控制: 科学出版社; 2007.

-
- [135]. 刘华山. 旋转关节串联机器人多轴运动控制技术研究[D]; 2010.
 - [136]. 孙富春, 朱纪洪, 刘国栋. 机器人学导论——分析、系统及应用. 北京: 电子工业出版社; 2004.
 - [137]. 刘松国, 朱世强, 李江波, 王宣银. 6R 机器人实时逆运动学算法研究[J]. 控制理论与应用 2008; (06): 1037-1041.
 - [138]. 刘松国, 朱世强, 王宣银. 基于矩阵分解的一般 6R 机器人实时高精度逆运动学算法[J]. 机械工程学报 2008; (11): 304-309.
 - [139]. 刘松国, 朱世强, 程永伦. 一般 6R 机器人的高精度逆运动学算法研究[J]. 中国机械工程 2007; (20): 2414-2418.
 - [140]. 刘松国, 朱世强, 王宣银, 程永伦. 一般 6R 机器人的高精度逆运动学优化算法[J]. 农业机械学报 2007; (11): 118-122.
 - [141]. 程永伦, 朱世强, 罗利佳, 刘松国. 基于 Matlab 的 QJ-6R 焊接机器人运动学分析及仿真[J]. 机电工程 2007; (11): 107-110.
 - [142]. 刘华山, 朱世强, 吴剑波, 刘松国. 基于向量内积的机器人实时逆解算法[J]. 农业机械学报 2009; (06): 212-216+307.
 - [143]. 陈庆诚, 朱世强, 王宣银, 张学群. 基于旋量理论的串联机器人逆解子问题求解算法[J]. 浙江大学学报(工学版) 2014; (01): 8-14+20.
 - [144]. Wu J, Wang J, You Z. An overview of dynamic parameter identification of robots[J]. Robotics and computer-integrated manufacturing 2010; 26(5): 414-419.
 - [145]. Swevers J, Verdonck W, De Schutter J. Dynamic model identification for industrial robots[J]. IEEE Control Systems 2007; 27(5): 58-71.
 - [146]. Kostic D, De Jager B, Steinbuch M, Hensen R. Modeling and identification for high-performance robot control: an RRR-robotic arm case study[J]. IEEE Transactions on Control Systems Technology 2004; 12(6): 904-919.
 - [147]. 吴洪涛, 熊有伦. 机械工程中的多体系统动力学问题[J]. 中国机械工程 2000; (06): 17-20+24.
 - [148]. 洪嘉振. 计算多体系统动力学: 高等教育出版社; 1999.
 - [149]. 贾书惠. 刚体动力学: 高等教育出版社; 1987.
 - [150]. 刘延柱. 多刚体系统动力学: 高等教育出版社; 1989.
 - [151]. Craig JJ. Introduction to Robotics: Mechanics and Control: Pearson Education Inc.,; 2005.
 - [152]. Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton In: Chu A, Kazerooni H, Zoss A, editors. IEEE International Conference on Robotics and Automation; 2005 18-22 April; Barcelona, Spain: IEEE; 2005. 4345-4352.
 - [153]. Kawamoto H, Kanbe S, Sankai Y. Power assist method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information. Robot and human interactive communication, 2003 proceedings ROMAN 2003 The 12th IEEE international

- workshop on; 2003: IEEE; 2003. 67-72.
- [154]. Lee H-D, Lee B-K, Kim W-S, Han J-S, Shin K-S, Han C-S. Human-robot cooperation control based on a dynamic model of an upper limb exoskeleton for human power amplification[J]. Mechatronics 2014; 24: 168-176.
- [155]. Lee H-D, Lee B-K, Kim W-S, Han J-S, Shin K-S, Han C-S. Human–robot cooperation control based on a dynamic model of an upper limb exoskeleton for human power amplification[J]. Mechatronics 2014; 24(2): 168-176.
- [156]. 孙萌, 李长春, 延皓, 刘晓东, 张金英, 母东杰. 阀控非对称缸位置系统的非线性建模[J]. 北京交通大学学报 2012; (04).
- [157]. 孟亚东, 李长春, 张金英, 刘晓东. 阀控非对称缸液压系统建模研究[J]. 北京交通大学学报 2009; (01).
- [158]. I (著), 顾冬云, 戴魁戎 (译) KA. 骨关节功能解剖学. 中卷. 下肢 (第六版). 北京: 人民军医出版社; 2011.
- [159]. Paradiso J, Abler C, Hsiao K-y, Reynolds M. The magic carpet: physical sensing for immersive environments. CHI '97 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems. Atlanta, Georgia: ACM; 1997. 277-278.
- [160]. Williams EG, Dardy HD, Fink RG. A TECHNIQUE FOR MEASUREMENT OF STRUCTURE-BORNE INTENSITY IN PLATES[J]. Journal of the Acoustical Society of America 1985; 78(6): 2061-2068.
- [161]. Gouwanda D, Senanayake S, Marasinghe M, et al. Real Time Force Sensing Mat for Human Gait Analysis. In: Ardin C, ed. Proceedings of World Academy of Science, Engineering and Technology, Vol 29; 2008: 26-31.
- [162]. Srinivasan P, Birchfield D, Qian G, Kidane A. Design of a pressure sensitive floor for multimodal sensing; 2005.
- [163]. Bamberg SJM, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso JA. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system[J]. IEEE T Inf Technol Biomed 2008; 12(4): 413-423.
- [164]. Catalfamo P, Moser D, Ghousayni S, Ewins D. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system[J]. Gait & posture 2008; 28(3): 420-426.
- [165]. Kim JH, Shim M, Ahn DH, et al. Design of a Knee Exoskeleton Using Foot Pressure and Knee Torque Sensors[J]. Int J Adv Robot Syst 2015; 12.
- [166]. Bueno L, Brunetti F, Frizera A, Pons J. Human-robot cognitive interaction[J]. Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons 2008; 1: 87-126.
- [167]. Lee H, Lee B, Kim W, Gil M, Han J, Han C. Human-robot cooperative control based on pHRI (Physical Human-Robot Interaction) of exoskeleton robot for a human upper extremity[J]. Int J Precis Eng Manuf 2012; 13(6): 985-992.
- [168]. Yu W, Rosen J, Li X. PID admittance control for an upper limb exoskeleton.

- Proceedings of the 2011 American Control Conference; 2011: IEEE; 2011, 1124-1129.
- [169]. Pledgie S, Barner KE, Agrawal SK, Rahman T. Tremor suppression through impedance control[J]. Ieee Transactions on Rehabilitation Engineering 2000; 8(1): 53-59.
- [170]. Huang HP, Jeng JC, Luo KY. Auto-tune system using single-run relay feedback test and model-based controller design[J]. Journal of Process Control 2005; 15(6): 713-727.
- [171]. 刘金琨. 滑模变结构控制 MATLAB 仿真. 北京: 清华大学出版社; 2012.
- [172]. Jinkun L, Lianjie E. - Sliding mode controller design for position and speed control of flight simulator servo system with large friction[J]. 2003; 14(3): 45- 62.
- [173]. 刘金琨, 孙富春. 滑模变结构控制理论及其算法研究与进展[J]. 控制理论与应用 2007; (03): 407-418.
- [174]. Man Z, Paplinski AP, Wu HR. A Robust MIMO Terminal Sliding Mode Control Scheme for Rigid Robotic Manipulators[J]. IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATIC CONTROL 1996; 41(5): 761.
- [175]. Edwards C, Spurgeon S. Sliding mode control: theory and applications: CRC Press; 1998.
- [176]. Zhou D, Mu C, Xu W. Adaptive sliding-mode guidance of a homing missile[J]. Journal of Guidance, Control, and Dynamics 1999; 22(4): 589-594.
- [177]. Young KD, Utkin VI, Ozguner U. A control engineer's guide to sliding mode control[J]. IEEE Transactions on Control Systems Technology 1999; 7(3): 328-342.
- [178]. Slotine J J SSS. Tracking control of non-linear systems using sliding surfaces with application to robot manipulators[J]. International Journal of Control 1983; 38(2): 465-492.
- [179]. Erbatur K, Kawamura A, Ieee, Ieee. Chattering elimination via fuzzy boundary layer tuning. Iecon-2002: Proceedings of the 2002 28th Annual Conference of the Ieee Industrial Electronics Society, 1-4; 2002: 2131-2136.
- [180]. 高为炳. 变结构控制的理论及设计方法. 北京: 科学出版社; 1996.
- [181]. 于双和, 强文义, 傅佩琛. 无抖振离散准滑模控制[J]. 控制与决策 2001; (03): 380-382.
- [182]. Bartolini G, Ferrara A, Usai E. Chattering avoidance by second-order sliding mode control[J]. IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATIC CONTROL 1998; 43(2): 241-246.
- [183]. Bartolini G, Ferrara A, Usai E, Utkin VI. On multi-input chattering-free second-order sliding mode control[J]. IEEE TRANSACTIONS ON AUTOMATIC CONTROL 2000; 45(9): 1711-1717.
- [184]. Bartolini G, Punta E. Chattering elimination with second-order sliding modes robust to coulomb friction[J]. Journal of Dynamic Systems Measurement and

- Control-Transactions of the Asme 2000; 122(4): 679-86.
- [185]. Zhuang KY, Su HY, Chu J, et al. Globally stable robust tracking of uncertain systems via fuzzy integral sliding mode control; 2000.
- [186]. 陈庆诚. 结合旋量理论的串联机器人运动特性分析及运动控制研究 [博士]: 浙江大学; 2015.
- [187]. 张晓宇, 苏宏业. 滑模变结构控制理论进展综述[J]. 化工自动化及仪表 2006; (02): 1-8.
- [188]. 李鹏, 郑志强. 非线性积分滑模控制方法[J]. 控制理论与应用 2011; (03): 421-426.
- [189]. 张袅娜, 冯勇, 孙黎霞. 双臂柔性机械手的终端滑模控制[J]. 控制与决策 2004; (10): 1142-1146.
- [190]. Eker I, Akinal SA. Sliding mode control with integral augmented sliding surface: design and experimental application to an electromechanical system[J]. Electrical Engineering 2008; 90(3): 189-197.
- [191]. 赵永胜. 模糊滑模控制及其在机电系统中应用的研究 [博士]: 华中科技大学; 2007.
- [192]. 姜静, 伍清河. 模糊滑模变结构控制技术的应用研究[J]. 电光与控制 2006; (02): 41-44.
- [193]. 党进, 倪风雷, 刘业超, 刘宏. 基于自适应模糊滑模的柔性机械臂控制[J]. 四川大学学报(工程科学版) 2011; (02): 234-240.
- [194]. Wang J, Rad AB, Chan PT. Indirect adaptive fuzzy sliding mode control: Part I: fuzzy switching[J]. Fuzzy Sets and Systems 2001; 122(1): 21-30.
- [195]. Hwang GC, Lin SC. A STABILITY APPROACH TO FUZZY CONTROL DESIGN FOR NONLINEAR-SYSTEMS[J]. Fuzzy Sets and Systems 1992; 48(3): 279-287.
- [196]. 郭亚军, 王晓锋, 马大为, 乐贵高. 自适应模糊滑模控制在火箭炮耦合系统中的应用[J]. 南京理工大学学报 2012; (04): 618-623.
- [197]. 穆效江, 陈阳舟. 多关节机器人的自适应模糊滑模控制[J]. 控制工程 2008; (05): 619-622.

攻读博士学位期间获得的科研成果及奖励

作者简历

2007 年 9 月~2011 年 6 月 中南大学机械工程学院 机械设计制造及其自动化专业 本科
2011 年 9 月~至今 浙江大学机械工程学院 机械电子工程专业 直博生

1. 发表的学术论文(含录用)

- (1) Shiqiang Zhu, **Xinglai Jin**, Bin Yao, Qingcheng Chen, Xiang Pei, Zhongqiang Pan. Non-linear sliding mode control of the lower extremity exoskeleton based on human-robot cooperation. International Journal of Advanced Robotic Systems[J]. 2016, 13(5): 1729881416662788 **(SCI、EI 刊源, 已发表)**.
- (2) **Xinglai Jin**, Shiqiang Zhu, Xiaocong Zhu, Qingcheng Chen, Xuequn Zhang. Single input adaptive fuzzy sliding mode control of the lower extremity exoskeleton based on human-robot interaction[J]. Advanced in Mechanical Engineering. , 2017, 9(2): 1687814016686665. **(SCI、EI 刊源, 已发表)**.
- (3) **Xinglai Jin**, Shiqiang Zhu, Wenxiang Wu, Shaocheng Luo. A novel robotic motion control strategy based on improved fuzzy PID and feedforward compensation[C]. 2nd International Conference on Machine Design and Manufacturing Engineering, ICMDME 2013, Applied Mechanics and Materials Vols.365-366(2013), 821-826. **(EI, 已发表)**.
- (4) 吴文祥, 朱世强, **靳兴来**. 基于改进傅立叶级数的机器人动力学参数辨识[J]. 浙江大学学报(工学版), 2013, 47(02): 231-237. **(EI, 已发表)**.
- (5) **靳兴来**, 朱世强, 吴文祥. 基于 GMS 摩擦模型的机器人低速运动研究

[J]. 传感技术学报, 2014, 33(01): 38-41. (CSCD 已发表).

(6) 斯兴来, 朱世强, 张学群, 朱笑丛, 潘忠强. 液压驱动下肢助力外骨骼膝关节结构设计及试验[J]. 农业机械学报。 (EI 已录用).

2. 已申请的专利(含授权)

(1) 朱世强; 斯兴来; 裴翔; 金丁灿, 用于洗衣机离合器机芯压装的定位夹具, 发明专利, 专利号: ZL 2014 1 0343577.2, 授权公告日: 2015.12.16。
(已授权).

(2) 斯兴来; 朱世强; 裴翔; 金丁灿, 洗衣机离合器制动轮的上料装置,发明专利, 专利号: ZL 2015 1 0001290.6, 授权公告日: 2017.1.4。
(已授权).

(3) 朱世强; 斯兴来; 裴翔; 金丁灿, 洗衣机离合器之离合轴的自动上料装置, 发明专利, 申请号: 201510207766.1, 申请日: 2015.4.27。
(已授权).

3. 奖励及荣誉

- (1) 2015 年 浙江大学 优秀博士生岗位助学金;
- (2) 2014 年 浙江大学 汉商二等奖学金;
- (3) 2013 年 浙江大学 机械工程学院优秀团员;
- (4) 2012 年 浙江大学 优秀研究生干部;