

学校编码: 10384

分类号_____密级_____

学号: 19920101152732

UDC_____

厦 门 大 学

硕 士 学 位 论 文

7-DOF 下肢外骨骼机器人机构的设计与研究

The Mechanical Design and Study of 7-DOF Lower Limb
exoskeleton Robot

林军

指导教师姓名: 吴榕 副教授

专 业 名 称: 机械工程

论文提交日期: 2013 年 5 月

论文答辩时间: 2013 年 月

学位授予日期: 2013 年 月

答辩委员会主席: _____

评 阅 人: _____

2013 年 月

厦门大学学位论文原创性声明

本人呈交的学位论文是本人在导师指导下,独立完成的研究成果。本人在论文写作中参考其他个人或集体已经发表的研究成果,均在文中以适当方式明确标明,并符合法律规范和《厦门大学研究生学术活动规范(试行)》。

另外,该学位论文为()课题(组)的研究成果,获得()课题(组)经费或实验室的资助,在()实验室完成。(请在以上括号内填写课题或课题组负责人或实验室名称,未有此项声明内容的,可以不作特别声明。)

声明人(签名):

年 月 日

厦门大学学位论文著作权使用声明

本人同意厦门大学根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》等规定保留和使用此学位论文，并向主管部门或其指定机构送交学位论文（包括纸质版和电子版），允许学位论文进入厦门大学图书馆及其数据库被查阅、借阅。本人同意厦门大学将学位论文加入全国博士、硕士学位论文共建单位数据库进行检索，将学位论文的标题和摘要汇编出版，采用影印、缩印或者其它方式合理复制学位论文。

本学位论文属于：

1. 经厦门大学保密委员会审查核定的保密学位论文，
于 年 月 日解密，解密后适用上述授权。

2. 不保密，适用上述授权。

（请在以上相应括号内打“√”或填上相应内容。保密学位论文应是已经厦门大学保密委员会审定过的学位论文，未经厦门大学保密委员会审定的学位论文均为公开学位论文。此声明栏不填写的，默认为公开学位论文，均适用上述授权。）

声明人（签名）：

年 月 日

摘要

下肢外骨骼机器人是一种可穿戴、交互式仿生机器人，由机械系统、动力系统、驱动系统、传感系统和信息分析处理系统等多个部分组合而成，具有结构精细、响应速度快和性能稳定等特点，适用对象有下肢瘫痪病人、老年人和军人等。通过下肢外骨骼机器人辅助瘫痪病人定期进行腿部各关节的伸展/弯曲，可促进病人腿部的血液循环，避免肌肉组织萎缩，增加病人腿部的康复几率。老年人由于肌纤维萎缩，肌力衰退，上下楼梯缓慢、费力，而在下肢外骨骼机器人的辅助下就可轻松、迅速地上下楼梯和行走。随着科学技术的发展，现在士兵要负载更多的单兵装备，这直接降低士兵的行军速度和减少行军距离，而通过下肢外骨骼机器人分担一部分装备的重量，就可提高士兵的灵活性和持久力，进而提升部队的机动性。随着中国逐步进入老龄化社会，研制下肢外骨骼机器人一方面可替代护理人员，满足社会需求，缓解劳动力不足的压力；另一方面可提升士兵的作战能力，进而增强国防能力，稳定国家地位。

本文主要介绍下肢外骨骼机器人的基本连杆机构设计，主要分为机构的功能设计与分析、模型建立与仿真及其工程图纸绘制三部分。机构的功能设计与分析包括连杆机构设计、机构处于不同位姿时各关节空间坐标的计算以及类球铰链运动方程计算三个部分。运用 ADAMS 软件建模仿真，验证理论计算的正确性。工程图纸的绘制是基于验证过的机构简图，从满足人体各关节运动需求和具有调节功能以适合一定体型范围内的人穿戴两个方面进行结构设计，绘制出机构的装配图和所有零件图。

设计出来的下肢外骨骼机器人机构高度范围为 1051mm~1251mm，宽度最大为 654mm，脚掌长度为 385mm。除了踝关节的背屈/跖屈方向的转动外，可满足人体下肢各个关节不同方向的转动要求。整个机构的重量约为 (7.214 ± 1) kg。其适合对象为：髌关节到地面的距离在 851mm~1051mm 范围内，臀宽不超过 375mm，体重不超过 80kg 的人。

关键词：外骨骼；机器人；助力腿；机构设计

ABSTRACT

Lower limb exoskeleton robot is a wearable, interactive bionic robot. It consists of mechanical system, power system, drive system, sensing system and information analysis processing system. Its characteristic is fine structure, fast response and stable performance. It can be used for lower limbs paralyzed patients, the elderly, military personnel and so on. With the help of the exoskeleton robot to assist the paralyzed patients to extend/bend the paralyzed leg regularly, it can promote the blood circulation, prevent muscle atrophy and increase the chance of rehabilitation of the patient's leg. Elderly due to the muscle fiber atrophy and muscle recession, up and down stairs is slow and laborious. But they can up and down the stairs easily and quickly with the help of lower limb exoskeleton robot. With the development of science and technology, the soldiers need to load more individual equipment now which directly reduce the soldiers marching speed and reduce the march distance. It can improve the flexibility and endurance of the soldiers and enhance the mobility of the troops while the lower limb exoskeleton share part of the weight of the equipment. As China has gradually entered the aging society, the development of lower limb exoskeleton robot can replace the nursing staff to meet the needs of the community and ease the pressure of the labor shortage, on the other hand, it can enhance the combat capability of the soldiers which can enhance the defense capability and stable the position of the country.

This paper describes the design of the lower limb exoskeleton robot linkage mainly which consists of the functional design and analysis of the mechanical structure, modeling which for simulation and drawing the engineering drawings. The functional design and analysis of the mechanical structure include three parts which are the design of the link mechanism, the calculations of each joint's space coordinate from different position and orientation and the equations of motion of the ball-like hinge. Modeling and simulation by the software of ADAMS can test the correctness of the theoretical analysis. The drawing of engineering drawings is based on the verified diagram of the mechanical structure. It needs to design the structure from meeting the

movement demand of the human's each joint and having adjustable mechanism to fit the people whose body is within a certain scope first and then draw the assembly and part drawings.

After designing, the height range of the mechanical structure of the lower limb exoskeleton robot is 1051mm to 1251mm. Its maximum length is 654mm. Its width is 385mm. In addition to the ankle rotation in the direction of dorsiflexion/plantar flexion, the mechanism can meet the different rotation requirements of the human lower limb joints. The weight of the mechanism is about (7.214 ± 1) kg. It is suitable for the people whose distance from hip to the ground is within the range of 851mm to 1051mm, whose hip width does not exceed 375mm and whose weighing is less than 80kg.

Key words: Exoskeleton; Robot; Booster legs; The Design of Mechanical Structure

符号说明

- α 类球铰链第一个转动轴转动角度
- β 类球铰链第二个转动轴转动角度
- γ 类球铰链第三个转动轴转动角度
- φ 膝关节屈曲角度
- θ_1 侧向移动副和环形移动副平面的夹角
- θ_2 环形移动副转动的角度
- θ_3 踝关节中心和后部移动副形成三角形中，与后部移动副对着的夹角
- L 人体髌关节与下肢外骨骼机器人髌关节间的距离
- l_1 人体髌关节到膝关节的距离
- l_2 人体膝关节到踝关节的距离
- l_3 人体踝关节到脚掌底面的距离
- l_4 下肢外骨骼机器人膝关节到侧部移动副上端转动副的距离
- l_5 下肢外骨骼机器人侧部移动副上端转动副到下端转动副的距离
- l_6 下肢外骨骼机器人后部移动副上端转动副到下端转动副的距离
- (a_1, b_1, c_1) 与人体股骨平行的单位向量
- (e_1, f_1, g_1) 与膝关节转轴平行的单位向量
- ω_1 类球铰链第一个转轴的角速度
- ω_m 类球铰链第一个转轴的角速度
- ω_n 类球铰链第一个转轴的角速度
- σ 拉伸应力
- W 抗弯截面模量

目 录

第一章、绪论	1
1.1 人类外骨骼定义与研究意义	1
1.2 人类外骨骼的分类	2
1.2.1 无辅助能源型人类外骨骼.....	3
1.2.2 有辅助能源型人类外骨骼.....	5
1.3 下肢外骨骼机器人国内外研究现状	10
1.4 面临的难题与本文所做的工作	13
第二章、下肢外骨骼机器人的基本连杆机构设计	14
2.1 人体下肢骨骼结构分析	15
2.2 下肢外骨骼机器人的基本结构设计	16
2.3 下肢外骨骼机器人位置参数计算	21
2.3.1 点绕轴转动的坐标换算公式.....	21
2.3.2 两轴间距离计算公式.....	23
2.3.3 下肢外骨骼机器人的位置参数分析（左腿部分）	25
2.4 下肢外骨骼机器人的基本运动规律分析	34
2.4.1 下肢外骨骼机器人髋关节部分绕轴转动规律分析.....	35
2.4.2 MATLAB 模拟仿真.....	45
第三章、ADAMS 软件建模仿真	53
3.1 ADAMS 软件简介.....	53
3.2 类球铰链机构的运动仿真	53
3.2.1 建立类球铰链三维模型.....	53
3.2.2 建立约束.....	54
3.2.3 建立驱动.....	55
3.2.4 运行仿真.....	56
3.3 下肢外骨骼机器人踝关节部分建模仿真	58
3.3.1 建立人体下肢和外骨骼机器人的机构模型.....	58
3.3.2 添加约束.....	59

3.3.3 添加驱动.....	59
3.3.4 设置参数分析.....	60
第四章、下肢外骨骼机器人结构设计.....	63
4.1 人体下肢各关节的运动范围.....	63
4.2 机架部分结构与受力校核.....	65
4.3 髋关节部分结构和受力校核.....	67
4.4 膝关节和踝关节部分结构和受力校核.....	70
第五章、总结.....	72
5.1 总结.....	72
参考文献.....	74
攻读硕士学位期间取得的科研成果.....	77
致谢.....	78

厦门大学博硕士学位论文摘要库

Contents

Chapter 1 Introduction 1

 1.1 The Definition and Research Significance of Human Exoskeleton..... 1

 1.2 The Classification of Human exoskeleton 2

 1.2.1 The Human Exoskeleton Without Auxiliary Energy 3

 1.2.2 The Human Exoskeleton With Auxiliary Energy 5

 1.3 The Research Status of Lower Limb Exoskeleton Robot..... 10

 1.4 The Facing Problems and The Done Work 13

Chapter 2 The linkage design of lower limb exoskeleton robot 14

 2.1 The analysis of the human lower limb bone structure 15

 2.2 The basic structure design of the lower limb exoskeleton robot..... 16

 2.3 The calculation of position parameters of the lower limb exoskeleton robot
..... 21

 2.3.1 The coordinate conversion formula for the rotation of point around the
axis 21

 2.3.2 The formula for the distance of two axes..... 23

 2.3.3 The analysis of the position parameters of lower limb exoskeleton
robot(left leg part) 25

 2.4 The analysis of basic motional law of lower limb exoskeleton robot..... 34

 2.4.1 The pivoting law analysis of the hip part of lower limb exoskeleton
robot 35

 2.4.2 MATLAB simulation..... 45

Chapter 3 The modeling and simulation by ADAMS 53

 3.1 The software description of ADAMS 53

 3.2 The motion simulation of the ball-like hinge mechanism 53

 3.2.1 Building the three-dimensional model of the ball-like hinge 53

 3.2.2 Adding constraint 54

 3.2.3 Adding drive..... 55

3.2.4 Simulation.....	56
3.3 The simulation of the ankle part of lower limb exoskeleton robot.....	58
3.3.1 Buliding the three-dimensional model of lower limb exoskeleton robot	58
3.3.2 Adding constraint.....	59
3.3.3 Adding drive.....	59
3.3.4 The analysis with setting the parameter.....	60
Chapter 4 The structural design of lower limb exoskeleton robot.....	63
4.1 The rotational range of each human lower limb joint.....	63
4.2 The structure design and stress check of the rack part.....	65
4.3 The structure design and stress check of the hip part.....	67
4.4 The structure design and stress check of the knee and ankle part.....	70
Chapter 5 Summary	72
5.1 The summary	72
References.....	74
The obtained research results during the master's degree.....	77
Acknowledgements.....	78

第一章、绪论

1.1 人类外骨骼定义与研究意义

外骨骼,按其生物学的定义,是无脊椎动物的甲壳质甲壳或脊椎动物由皮肤衍生的甲胄、鳞片等的统称.其作用是能够对生物柔软内部器官进行构型,建筑和保护。本文介绍的人类外骨骼是指可穿戴于人体外部、提高人类一定生理机能和对人体产生一定防护的机械装置,由于其安装位置和产生的作用和生物界中的外骨骼很相似,故将其称为人类外骨骼。

人类外骨骼之所以会产生,其实是人类自身的生理机能无法满足外界环境的要求。面对外界中野兽、自然灾害等,人类的微薄之力根本就无法与之抗衡。如此,促使人类探索大自然,推进科技进步,研制出对人类帮助更大的器械。

当今社会,工业与科学技术相互支撑、相互推动,人类有足够的力量改造大自然,建立适合人类生存的居住环境。这些居住环境有完善的保护设施,用来保护人类不受到大自然的威胁。随着大自然威胁的减少,人们开始关注人类自身生理机能不足或缺陷引发的问题上,如瘫痪等。相较于改造自然环境的大型器械,用于辅助人类解决自身生理机能不足的器械要有小巧的体积、精密的构造和符合人机工程学等特点。而人类外骨骼就是这些器械中的一种.由于人类外骨骼是针对人类体型设计的,所以具有很高的便携性和灵活性。

人类外骨骼具有很多种类,区分这些器械很关键的一点就是有无辅助能源。其中有辅助能源的也称外骨骼机器人。下面从三个方面简述当今社会对外骨骼机器人的需求。

a. 瘫痪病人。瘫痪分为神经损伤或病变造成的瘫痪和肌病瘫痪。研究表明,对于神经损伤的瘫痪病人,如果定期的帮助他舒展活动瘫痪部位,一方面可促进血液循环,避免肌肉组织萎缩,另一方面可刺激瘫痪部位的神经修复,从而提高康复几率。而对于肌病瘫痪的病人,定期帮助其舒展活动瘫痪部位,可有效阻止肌肉组织萎缩,防止恶化,并有助于疾病的治疗^[1-2]。卫生部公布的《2010 中国卫生统计年鉴》显示,2009 年我国执业医师数为 190.5 万,而注册护士数量仅为 185.4 万。当前医护比仅为 1:0.97。要达到卫生部公布的 1:2 的理想医护

比，注册护士的缺口达 190 万人^[3]。如此研制外骨骼机器人，一方面可以替代护理人员的部分工作，缓解护理人员不足的压力；另一方面可增加瘫痪病人的护理强度，提高瘫痪病人的康复几率。

b. 老年人。老年人由于生理衰老造成肌肉萎缩、肌力下降。在上下楼梯时费力、缓慢，严重者需要医护人员辅助其上下楼梯与行走。全国老龄办于 2006 年 2 月发布了《中国人口老龄化发展趋势预测研究报告》。《报告》指出，中国已于 1999 年进入老龄社会，是较早进入老龄社会的发展中国家之一，是世界上老年人口最多的国家。《报告》认为，21 世纪的中国将是一个不可逆转的老龄社会^[4]。由于老年人口的不断增加，社会上需要更多的护理人员来照顾老年人的日常生活。而如果有外骨骼机器人的辅助，则可减少护理人员很大一部分工作量，从而缓解社会劳动力不足的压力。

c. 军人。古人云“兵贵神速”，一场战争，要胜利，除了要知己知彼之外，部队的行军速度也很重要。在现代社会中，随着科技发展，武器的杀伤力上升，士兵需要装备沉重的防御装备，再加上通讯设备、武器和补给等，士兵较以往增加了很多负荷，这一方面虽然提高了单兵作战能力，另一方面却降低士兵的灵活性和持久力，进一步降低部队的机动性和行军距离。而如果采用外骨骼机器人分担士兵的一部分负荷，就可很大程度上提高部队的作战效率和作战水平。

上面从瘫痪病人、老年人和军人三个角度简单阐述了社会对外骨骼机器人的迫切需求。因此，研制先进的外骨骼机器人就具有良好的社会、经济和军事意义。

1.2 人类外骨骼的分类

人类外骨骼的种类很多，进行划分很关键的一点是是否有辅助能源。没有辅助能源的人类外骨骼一般功能单一，其命名方式大多根据其具备的功能来命名，如弹跳腿、盔甲等。有辅助能源的人类外骨骼也称外骨骼机器人，它由机械技术、测控技术、计算机技术、电子技术和控制技术等多个学科融合而成，具有精密的构造和丰富的功能。

上述的划分只是一个区分方法，事实上无能源人类外骨骼与有能源人类外骨骼是局部与整体的关系，有能源人类外骨骼的很多方面取决于无能源人类外骨骼的发展状况。比如弹跳腿，它的机械结构设计可应用于外骨骼机器人，它的生物

能与机械能之间的相互转化和储存原理可用来减少外骨骼机器人的能耗。

下面结合有无能源和对人类的作用两个方面,阐述人类外骨骼一种科学的划分系统。

1.2.1 无辅助能源型人类外骨骼

无辅助能源型人类外骨骼是指利用材料特性和机械结构设计,在无辅助能源的前提下,人类以原有的生物机能,能完成更高的功能要求。人类的生物机能有许多方面,单从肌肉的角度来说,如果不考虑时间因素,有肌肉韧性、收缩速度等;如果考虑时间因素,则有疲劳时间等。如此,要想在人类原有生物机能上完成更高的功能要求,一方面,可通过人类外骨骼来替代人体的某项机能以达到目的,另一方面,可通过人类外骨骼的辅助,以更长的时间来重复某个动作或活动。由此,无辅助能源型人类外骨骼可分为替代型人类外骨骼和延缓型人类外骨骼[5]。

替代型人类外骨骼利用材料特性直接替代人类某项生理机能,从而提高功能要求。这种人类外骨骼在早期社会中就已经存在,如盔甲和弹跳腿等,然而由于这些人类外骨骼主要是利用材料的各种特性,所以对人类物理能力的提升程度有限。

延缓疲劳型人类外骨骼通过结合材料特性和合理的结构设计等方面来辅助人类提高生理机能。它并不直接替代人体的某项生理机能,而是缓和人类生理机能与外界物理特性的直接矛盾,降低冲击,减少能耗,以达到更高的功能要求。下面从延缓肌肉疲劳时间的角度来具体阐述延缓疲劳型人类外骨骼的特点。延缓肌肉疲劳时间的方法有两种:第一种方法是通过减少某个动作或活动的能量消耗来延缓疲劳时间,第二种方法是将完成一个动作或活动的工作量分担到更多的肌肉组织,从而达到延缓疲劳时间的目的。

a. 减少能耗型人类外骨骼(延缓疲劳型人类外骨骼)。由于方式、外界环境的影响,人在完成某个动作或活动所消耗的能量中很大一部分做了无用功。为了减少无用功,科学技术者测量人在不同环境下以不同方式完成某个动作或活动所消耗的能量,从中总结出各种自然因素对能耗的影响和可以减少能耗的动作技巧,并设计不同种类的人类外骨骼以辅助人类减少能耗。

Thomas A. McMahon 和 Peter R. Greene 做过一个关于不同路面对跑步者状态的影响试验。实验结果表明：路面的刚性度对跑步者与地面的接触时间、步长、脚与地面的碰撞力和运动速度有很大的影响。如：在硬地上，人跑步时脚与地面碰撞力最大可以达到人体体重的 5 倍。当路面的刚性度是人肌肉的 0.15 倍时，人的运动速度将降到他在硬地上运动速度的 0.7 倍。而在 3 倍于人体肌肉刚性度的路面上跑步将提高这个人 2% 的运动速度，同时会减少运动损伤机率，等等^[6]。这些数据对人类外骨骼的机械结构设计有很大的帮助。

Alena M. Grabawski 和 Hugh M. Herr 设计了一款人类外骨骼，如图 1.1 所示，这款人类外骨骼主要由髋关节、膝关节、踝关节和连接这 3 个关节的弹性件组成。其中髋关节有 3 个自由度，膝关节和踝关节各有 1 个自由度。人类整个跳跃过程是下蹲、向上跃起、达到最高点、下落着地。第一次下蹲是为了通过腿部肌肉的收缩以产生向上的力，从而使人体向上跃起。而之后的每次下蹲除了要让腿部产生向上的力外，还有缓冲下落过程中产生的动能的作用。每次跳跃过程中腿部做一次功使人向上跃起，为了不让身体受伤，每次都要下蹲将下落的动能缓冲掉，而这就浪费了很多能量。Alena 他们采用的设计原理就是将每次下落到着地产生的动能和着地到下蹲减少的重力势能转化为人类外骨骼的弹性势能储存起来，从而减少下次跳跃所需的能量。而他们的试验结果证明：相对于不穿戴这款人类外骨骼的试验者，穿戴这款人类外骨骼的试验者能以更少的能量进行相同形式的跳跃^[7]。

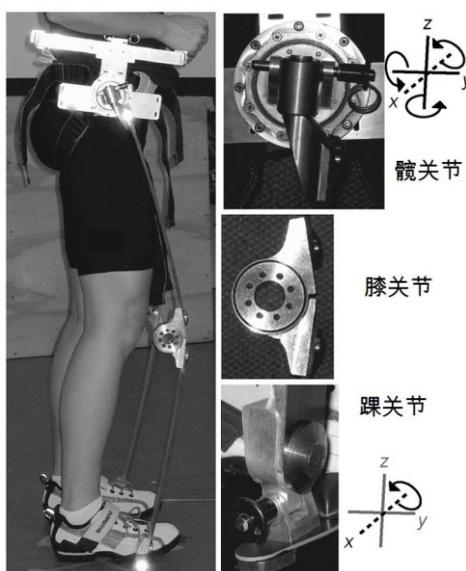


图 1.1 减少能耗型人类外骨骼

b. 分散工作量型人类外骨骼（延缓疲劳型人类外骨骼）。众所周知，对于每个特定的动作，都有相应的一部分肌肉产生力和力矩辅助人体和四肢伸展或弯曲以完成这个动作，而没有用到人体其它的肌肉。如此当人重复做这个动作时，这些与动作相关的肌肉就会先疲劳。而分散工作量型人类外骨骼可以通过将完成一个动作或活动的工作量分散到更广的肌肉上以延缓人体的疲劳时间。举个比较容易理解的例子—拐杖，本来由双腿承担的身体重量经拐杖分散一部分到手臂上，如此减少双腿的负担而延缓身体的疲劳时间。

1.2.2 有辅助能源型人类外骨骼

有辅助能源型人类外骨骼也称为能力增强型人类外骨骼，或称为外骨骼机器人，它是指通过外界辅助能源，能够比无辅助能源型人类外骨骼以更大幅度提升现有人类物理能力的人类外骨骼。由于有辅助能源，所以这类外骨骼机器人结构精细，功能丰富，能够完成多种用户要求。

20 世纪 60 年代，随着机械和电气技术的快速发展，各国科学家开始研制具有辅助能源的人类外骨骼以大幅度提升人类的物理能力。1960 年到 1971 年，美国通用电器公司开始研发一种基于主从控制的人类外骨骼，名字叫“Hardiman”，其外形如图 1.2 所示，Hardiman 采用电机驱动，可以像举起 10 磅一样举起 250 磅的重物，但是由于技术限制，Hardiman 在实现了一只手臂的控制后便逐渐停止发展^[8]。

同时期，前南斯拉夫 M. Vukobratovic 等人为高位截肢或瘫痪病人设计了一款人类外骨骼，其外形如图 1.3 所示。设计者的设计目的是为了让病人能摆脱轮椅的限制而自由的在平地行走和上下楼梯，但因为传感等方面的技术限制，这套装置无法准确获得病人的意图，最终只能辅助病人在平地上进行一些简单的移动^[9]，不过这套装置所采用的算法对后来学者有很大的参考意义。

20 世纪末，在半导体技术的带动下，计算机、传感等技术快速发展；各种现代控制理论的完善；社会上因老年人和具有运动障碍的病人人数增加而导致对医护人员的大量需求，以及军事上的需求等等因素，各国科学技术人员开始重新研制能够提升人类物理能力的具有辅助能源的人类外骨骼。

本文将这些具有辅助能源的人类外骨骼从作用对象的角度上分为三类：康复

Degree papers are in the "[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)". Full texts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to etd@xmu.edu.cn for delivery details.

厦门大学博硕士论文摘要库