

外骨骼机器人关节的机械结构和控制技术研究进展

陈玮珩, 黄彪, 陈海伦, 石建军, 程永辉

贵州理工学院, 贵州 贵阳
Email: 2018040079@stu.git.edu.cn

收稿日期: 2021年2月3日; 录用日期: 2021年2月17日; 发布日期: 2021年2月26日

摘要

近年来外骨骼技术发展迅速, 涉及到的技术多种, 本文从机械结构和控制技术两个方面综述了当前外骨骼领域的研究现状, 详细分析驱动、结构、自锁、信号源和控制环节的关键技术。

关键词

外骨骼关节, 研究现状, 关键技术

Research Progress on Mechanical Structure and Control Technology of Exoskeleton Robot Joint

Weiheng Chen, Biao Huang, Hailun Chen, Jianjun Shi, Yonghui Cheng

Guizhou Institute of Technology, Guiyang Guizhou
Email: 2018040079@stu.git.edu.cn

Received: Feb. 3rd, 2021; accepted: Feb. 17th, 2021; published: Feb. 26th, 2021

Abstract

In recent years, exoskeleton technology develops rapidly, involving a variety of technologies. This paper reviews the current research status of exoskeleton from two aspects of mechanical structure and control technology, and analyzes the key technologies of drive, structure, self-locking, signal source and control in detail.

Keywords

Exoskeleton Joint, Research Status, Key Technology

Copyright © 2021 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

外骨骼结构设计结合人体结构应考虑决定下肢主运动状态的主要关节包括三个：髋关节、膝关节和踝关节；上肢包括两个：肩关节和肘关节。针对这几个关节的非刚体运动，在进行机械结构和控制方法设计时国内外有各有所研究。我国创新主体主要是高校，美国和日本的创新主体已通过产学研结合实现商业化运营，见图 1。

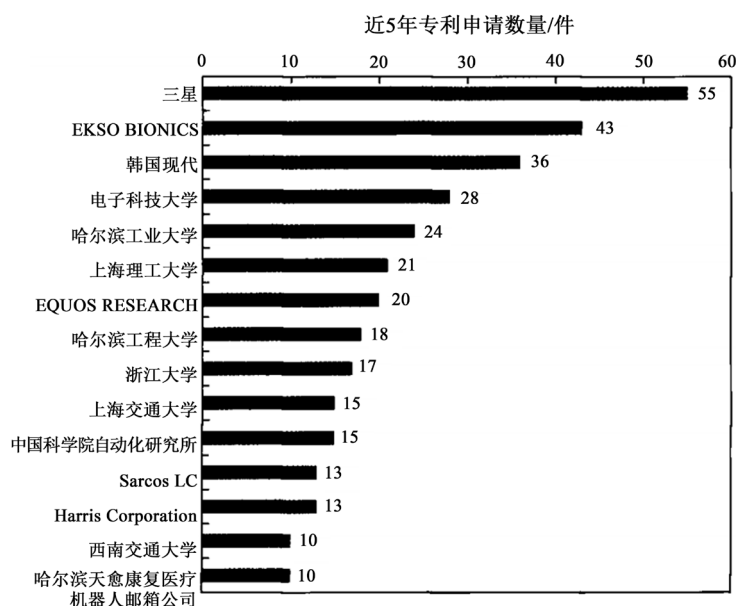


Figure 1. Ranking of global major patent applicants in the field of exoskeleton robot in recent five years (as of May 2020)

图 1. 近 5 年来在外骨骼机器人领域全球主要专利申请人排名情况(截止 2020 年 5 月)

我国在机械结构技术方面申请的专利数量最多，有 977 件，占我国申请总量的 59%；在控制技术方面申请的专利有 467 件，占比为 28%，详见图 2 中。由此可见机械结构和控制技术的仍是目前研究的重点。

根据外骨骼基本构成和组成部分如图 3，未来人体增强外骨骼技术仍将呈现快速发展趋势，并逐步从实验室走向应用并进入市场。机械结构和控制技术是外骨骼机器人技术的研究重点，市场需求主要集中在下肢应用领域，外骨骼机器人的发展应加强多模式控制技术的研究，加强运动感知和驱动技术的研究[1]。

对于外骨骼机器人至关重要的两个研究部分——机械结构和控制技术，仍是我国的强项，对此方面的研究成果也是颇为丰富。本文就这两个关键部分进行了一定程度上的收集和整理，将机械结构划分为助力结构设计和支撑结构设计，简明地反映了外骨骼的功能。归纳和阐述了较为前沿的控制技术。

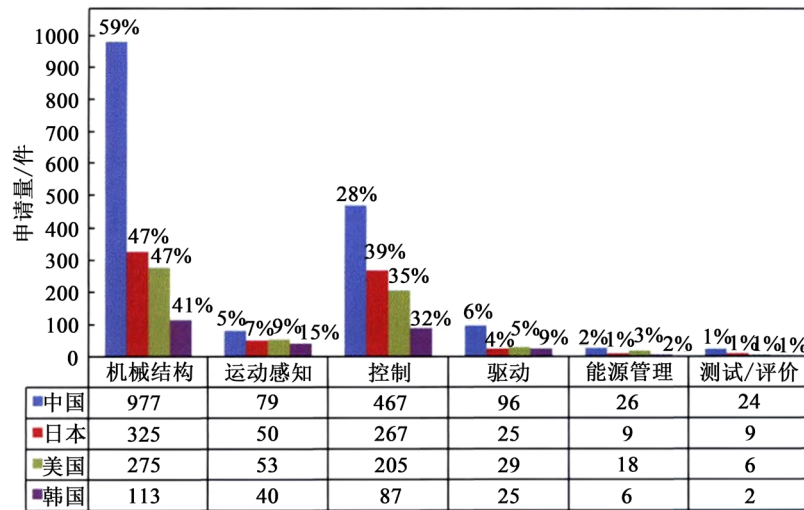


Figure 2. Distribution of technology patents classified by basic composition since 1960s
图 2. 20 世纪 60 年代以来按基本构成分类的各技术专利分布情况

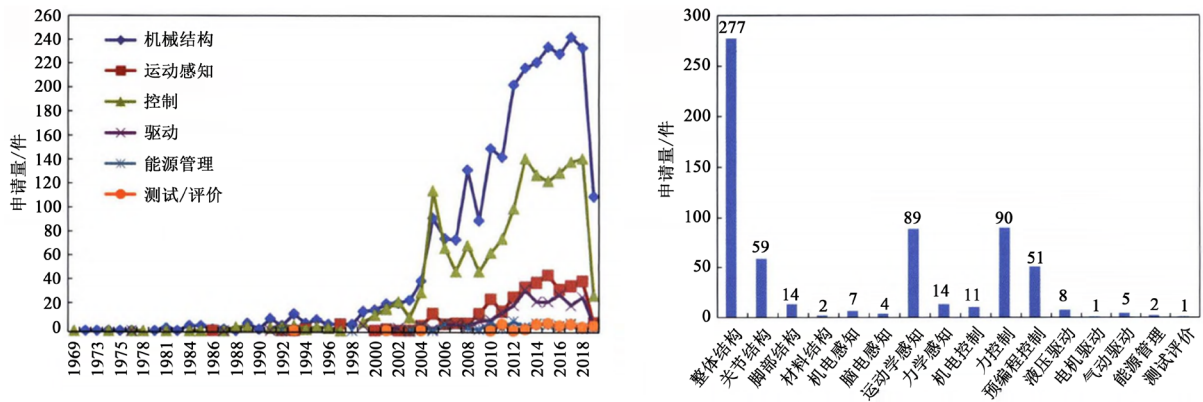


Figure 3. Distribution of patents by basic components since 1960s
图 3. 20 世纪 60 年代以来按基本构成和组成部分专利分布

2. 结构设计

2.1. 动力学建模

在机械结构设计中有重要的原则：在人体下肢穿戴重物的能量消耗远远大于在人体上肢的能量消耗，且越远离人体质心的部分，消耗的能量更高[2]。因此对结构的动力学数学建模至关重要。

分析外骨骼操作的动态数学模型有两种基本方法[3]，Newton-Euler 和 Lagrange。关节的驱动力矩表达式为：

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) + G(\theta) = T + t$$

其中 M 表示系统质量矩阵， θ 表示连杆之间的夹角， C 表示系统组逆矩阵， G 表示系统重力矢量矩阵， T 表示外骨骼关节力矩， t 表示穿戴者的作用力矩，在穿戴者被动训练阶段，由外骨骼助力运动此处力矩可忽略不计。

如图 4 建立笛卡尔坐标系，以左腿踝关节为坐标原点，其余各连杆的质心表达式可由三角函数表达出来，左腿动能 E 表示为：

$$E = \frac{1}{2} \sum_{i=0}^2 [I_i \dot{q}_i^2 + m_i (\dot{x}_i^2 + \dot{y}_i^2)] + \frac{1}{2} [I_L \dot{q}_1^2 + m_L (\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2)]$$

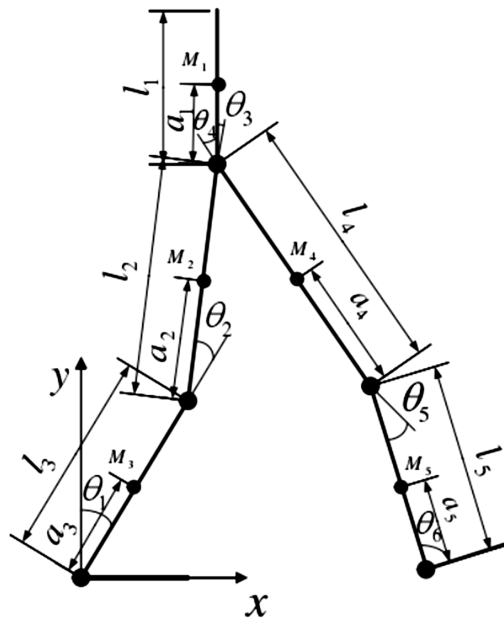


Figure 4. Leg support model
图 4. 双腿支撑模型

左腿的势能 U 表示为:

$$U = \sum_{i=0}^2 (m_i g y_i) + m_L g y_1$$

下肢外骨骼左腿的 Lagrange 函数表示为: $L = E - U$

带入到 Lagrange 方程中得到各个关节的力矩表达式:

$$T_i = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} \quad (i=1,2,3)$$

江南大学机械工程学院王刚等基于重力势能转化, 同样使用 Lagrange 方程直接导出动力学完整形式的方程式:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_k}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial E_k}{\partial q_i} + \frac{\partial E_p}{\partial q_i} = F_i \quad (i=1,2)$$

E_k 为系统的动能, E_p 为系统的势能, 此时将储能弹簧形变、储能弹簧原长、储能弹簧刚度代入系统势能计算即可得到对应结构不同弹簧的髓关节转矩曲线[4]。

2.2. 助力结构设计

外骨骼的驱动方式包括电机驱动、气压驱动、液压驱动[5]、人工肌肉驱动。

大腿连杆内部采用弹簧进行缓冲和储能, 配合大腿后方液压杆实现压力的分散和储能助力目的。站立状态弹簧和液压杆处于轻微压缩状态, 行走时腿克服重力做功使弹簧和液压杆回弹, 将两者势能转化为动能, 如图 5 [6]。

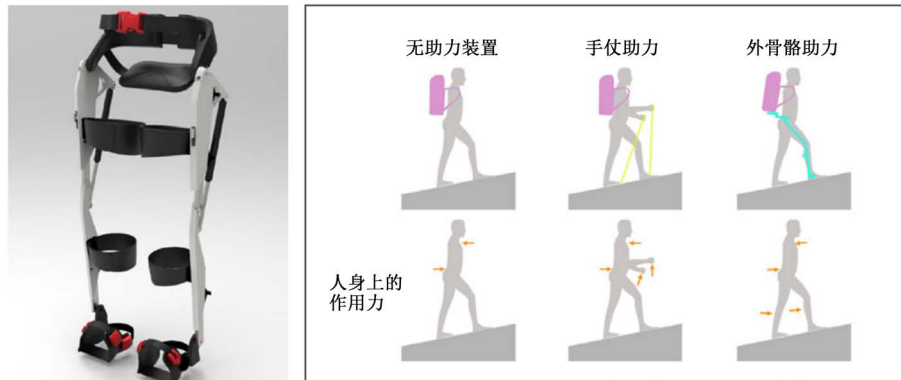


Figure 5. Stress mode analysis
图 5. 受力方式分析

在液压外骨骼结构设计中，陈建华等针对支撑相阻抗自调整控制方法研究，设计一种能适应人体运动时不同阶段刚度特性的自调整系统，改善人机耦合性和步态柔顺性[7]，如图 6。

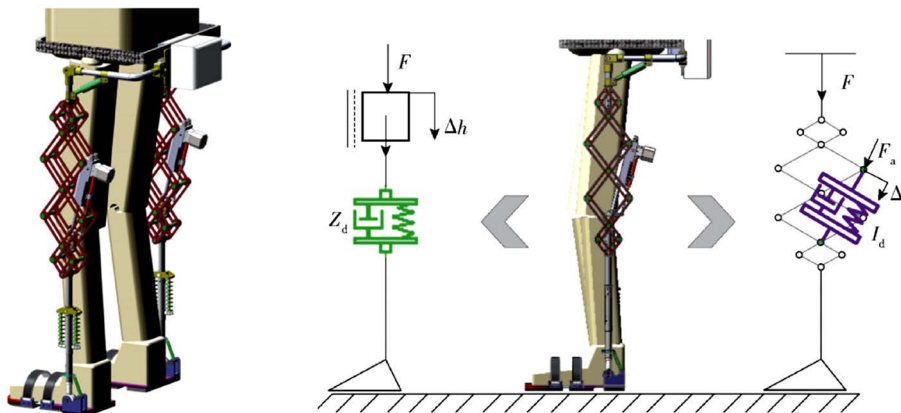


Figure 6. Lower limb impedance and drive unit of exoskeleton
图 6. 外骨骼下肢阻抗与驱动单元

天津科技大学张峻霞等提出一种髋关节外骨骼的结构设计方法，并采用电机和滚珠丝杠的组合驱动，使控制精度高，但运动轨迹较为机械[8]，如图 7。

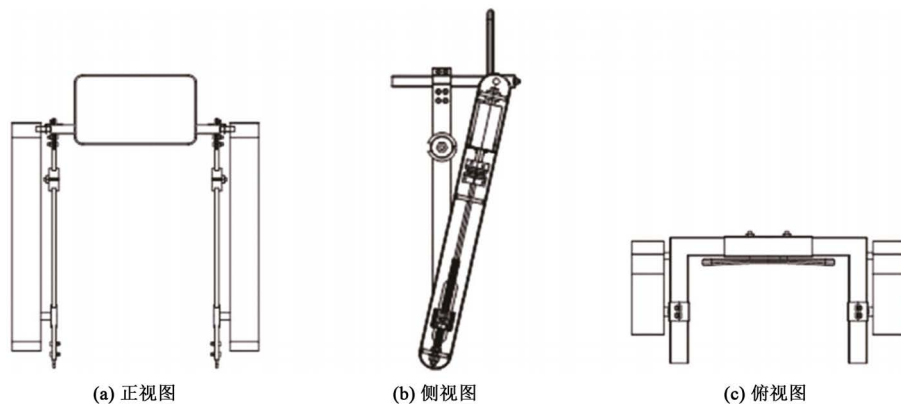


Figure 7. Plan of hip exoskeleton
图 7. 髋关节外骨骼平面图

王记彩等针对人类负重外骨骼设计了外骨骼结构液压驱动系统方案[9]，对其液压伺服控制，实验结果证明了该液压驱动系统响应速度快，运行平稳且冲击性小。

浙江工业大学裴翔等将柔性技术应用于外骨骼结构设计中，利用弹性板易弯曲和扭转的特性设计了一种弹性体三自由度外骨骼机器人髋关节结构，使关节部位运动使有一定角度差[10]。杭州电子科技大学李静等在 2017 年基于人体下肢 5 杆简化模型设计了一款可穿戴式柔性膝关节外骨骼[11]，柔性环节主要由绑带提供。

电机驱动已经成为外骨骼驱动的主要方式。常规结构设计的市场可供选择方案如：泰州学院王颖卿等将电机与减速器配合，选择 RE-40 电机和 GP-42 行星齿轮箱减速器，能够得到 21.696 N·m 的扭矩和 0.445π rad/s 的转速。取得符合要求的力学性能表现[12]。

鲍登绳是一种通过绳来传输动力的新型驱动机制，因为其灵活特性已广泛应用于需要复杂且变化的传输路径形状的许多机器人应用中。通过将电机放置于远离人体下肢而是接近人体质心的部位，可以有效地减少因为重量所带来的人体能量消耗，也可以减少机器人的重量，尺寸和复杂性[13]。

J.F. Veneman 等人设计了一款基于 SEA 驱动器的鲍登绳驱动的下肢外骨骼 LOPES 如图 8 所示。它由一个伺服电机、一个鲍登绳传动装置和一个基于弹性元件的反馈环组成，SEA 驱动器的组成是在电机和执行器之间加入弹性元件如弹簧，可以是线性弹簧或扭转弹簧，弹性元件有利于增加机器人与未知环境的接触稳定性结构简图如图 9 所示，这是一种新型的柔性驱动器，有很大的发展潜力。

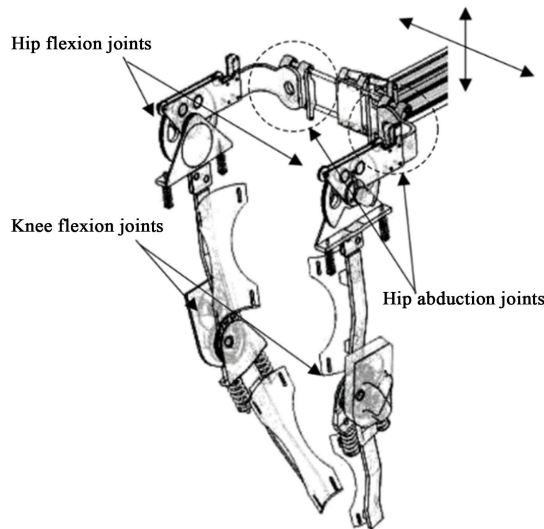


Figure 8. Lower extremity exoskeleton of LOPES
图 8. LOPES 下肢外骨骼

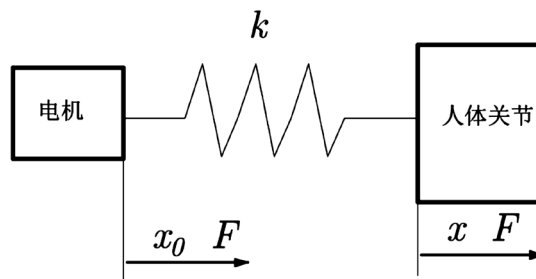


Figure 9. SEA driving principle
图 9. SEA 驱动原理

2.3. 支撑结构设计

如图 10，大腿部连接杆固定并在后部展开使其能形成一个三角架结构，使其对限制膝关节活动直接将重量传递到地面。大腿固定板、支撑杆、滑条杆所组成的机构在人体坐下时可展开成三角形提高装置的稳定性。滑条杆在滑槽内滑动，人体处在坐下状态时弹簧处在压缩状态使装置锁死，滑条杆无法滑动，从而起到自锁作用[14]。

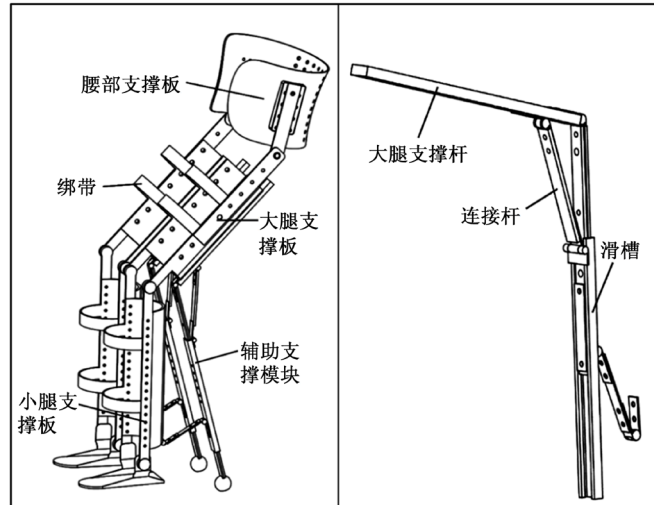


Figure 10. Structure diagram of ground supporting device

图 10. 地面支撑式装置结构示意图

如图 11，在大腿处的支撑板上固定一滑槽和连杆，在滑槽上安装有手柄可手动控制装置的展开与收缩，这样提高了装置的可靠性，在展开时通过三根杆并列分布的形状可构成多组三角形，这种方法也是对膝关节限制的支撑方式，虽然对行走姿态不会有影响。

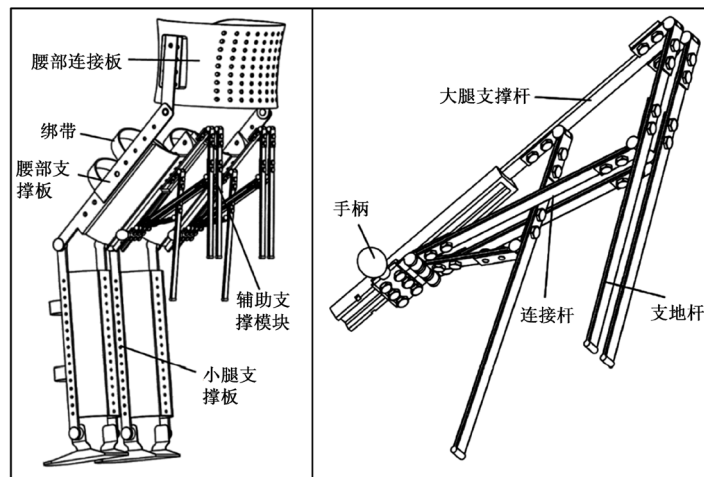


Figure 11. Structural diagram of joint supporting device

图 11. 关节支撑式装置结构示意图

在纯机械结构支撑思路下，出现一种双模式外骨骼结构设计，如图 12。两种髋关节的全约束状态下可进行托举和座椅[15]。

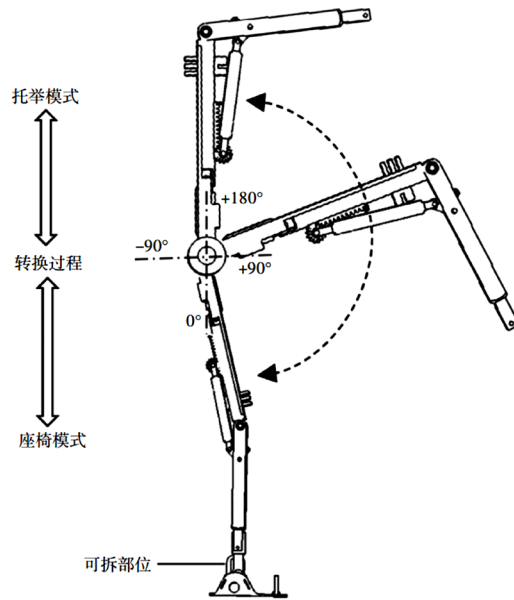


Figure 12. Schematic diagram of dual mode exoskeleton mode conversion process
图 12. 双模式外骨骼模式转换过程示意图

2.4. 自锁环节

膝关节机械自锁机构允许穿戴者行走时在摆动相时膝关节自由屈伸，而在支撑相时将膝关节自锁保持完全伸直[16]。

1) Becker Orthopedic 9001 E-Knee。该膝踝足矫形器膝关节自锁的原理图如图 13。它由两个圆形棘轮板以及弹簧组成，其中一个棘轮板位于电磁线圈内。通过电磁线圈的通断电使棘轮板压合和分离。

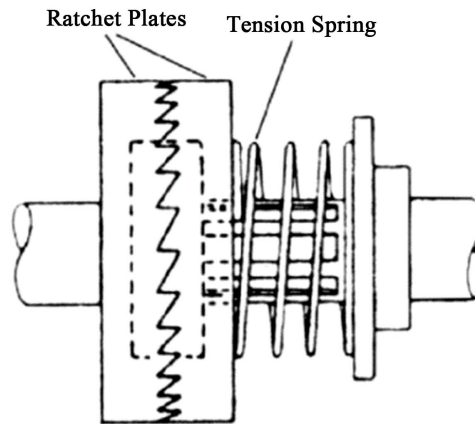


Figure 13. Schematic diagram of knee joint
图 13. 膝关节原理图

2) 霍顿姿势控制矫形器。地面反作用力克服弹簧力作用于具有变形能力的马镫，马镫变形向上运动推动推杆使棘轮棘齿摩擦自锁，使膝关节处于伸直状态，原理图如图 14。

3) 皮带夹紧膝关节矫形器。足底传感器检测到压力信息，控制系统控制电磁铁向下伸出，膝关节屈膝带动槌子旋转，槌子和铁砧相互挤压，使膝关节无法继续旋转。原理图如图 15，当人处于行走摆动相时，皮带在弹簧的作用下带动槌子回到原位，电磁铁断电铁芯回到原来的位置。

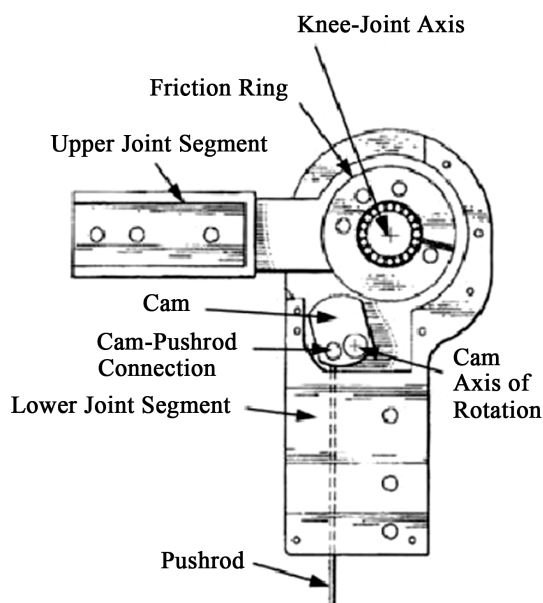


Figure 14. Schematic diagram of joint self-locking in Horton posture control
图 14. 霍顿姿势控制关节自锁原理图

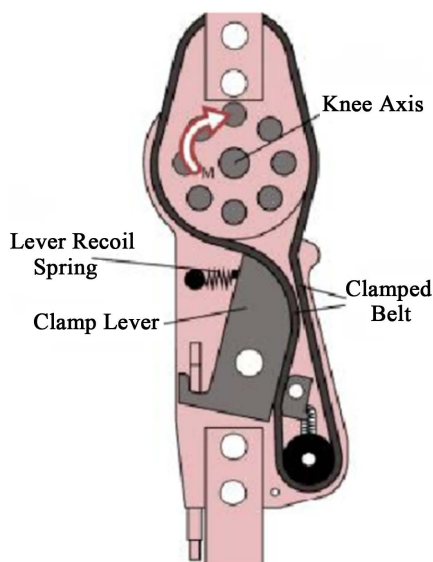


Figure 15. Belt clamping knee joint self locking schematic diagram
图 15. 皮带夹紧膝关节自锁原理图

4) 液压自锁膝关节。Louis Goudreau 等人于 2010 年设计了一种基于角速度控制的液压自锁膝关节如图 16 所示。

其工作原理使膝关节弯曲时手臂旋转减小屈曲腔室体积。使流体被迫通过阀门通道进入伸展腔室。膝关节弯曲角速度高低可影响流体作用在阀门上的阻力，从而使阀门开闭实现自锁作用。膝关节自锁角速度的大小可以通过调整阀门弹簧力的大小实现。

5) 磁流变液自锁膝关节。如图 17 所示为香港中文大学陈锦州等设计的外骨骼。此外骨骼的膝关节为磁流变液制动器，应用于辅助膝关节支撑。磁流变液的粘性会随着磁场强度的变化而变化，当磁场强度达到一定值的时候，它会表现为固态，以起到自锁的作用。

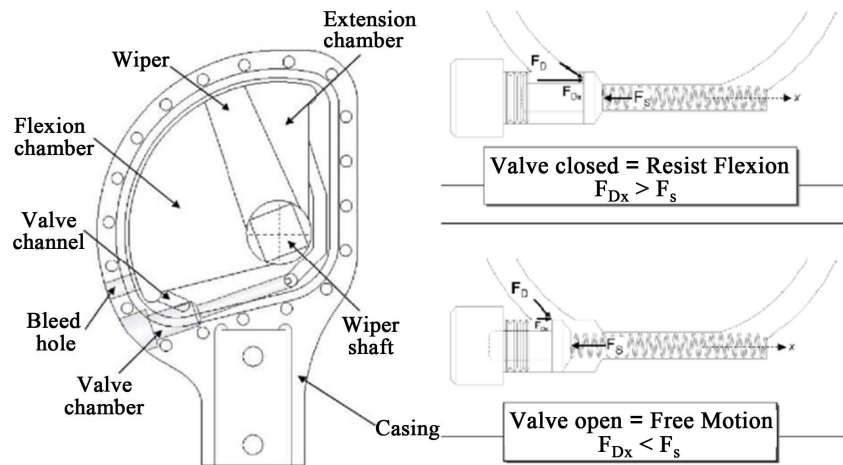


Figure 16. Schematic diagram of hydraulic self-locking
图 16. 液压自锁原理图

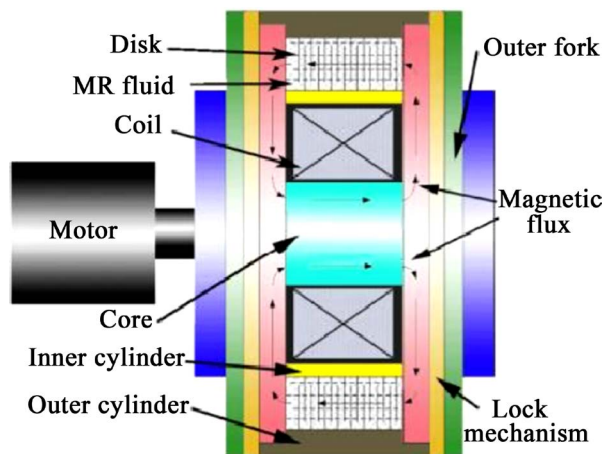


Figure 17. MR fluid self-locking knee joint
图 17. 磁流变液自锁膝关节

3. 控制技术

3.1. 信号源

控制技术本质上是对采集到的信号处理成电信号正确并按照期望传递到驱动上。因此根据信号源的种类和收集方式的不同，控制技术的研究也会有所区别。信号源主要分为生物力学信号、表面肌电信号和脑电信号[17]。

加利福尼亚理工学院 Richard Anderson 实验室 2015 年研制了一种由脑电信号控制的上肢外骨骼，将采集电极置于运动感觉区域可以识别与运动相关的脑电信号，提取信号转换成对外骨骼的控制命令，帮助瘫痪者完成饮食等基本动作[3]。

日本筑波大学研制的一种动力髌膝关节可穿戴式机器人 HAL-5 采用肌电控制和预定义步态轨迹控制的混合控制方法来为穿戴者助力，利用肌电信号来判断穿戴者的运动意图从而驱动执行器运动，当穿戴者的肌电信号难以采集时，则采用预定义步态轨迹控制方法。

上海傅里利公司于 2019 年发布一款 X2 动力可穿戴外骨骼，通过适配多种外接设备，结合脑电帽可将用户想象意图信号翻译成控制外骨骼的命令，配合高性能伺服电机与减速器提供大扭矩输出。北京航

航空航天大学张腾宇等[18]通过采集多名大腿截肢患者的残端面肌电信号,利用分段扫描求波长的方法提取有效动作信号,进行特征提取分析和动作分类识别,并探讨了特征量优化的方法。北京大学王启宁等[2]提出了全新的非接触式电容传感方法,该方法以金属电极不接触皮肤的方式测量肌肉收缩信号;介绍了电容传感的原理,分析了基于该方法测量肌肉收缩形状变化的机理;分别介绍了非接触式电容传感方法在小腿智能动力假肢控制和上肢运动识别中的应用;针对下肢智能假肢控制,提出了基于非接触式电容传感的运动模态以及模态切换的识别。为了进一步提高系统的可穿戴性,他们又提出了基于柔性可延展液态金属电极的电容传感系统,并进行了初步的试验验证[19]。

3.2. 控制环节

控制系统的设计会直接影响驱动效果和人机交互性[20]。控制策略主要有四种:灵敏度放大控制、预编程控制、人机交互力反馈控制、基于肌电信号控制[17]。系统需要对信号收集、提取和处理,国内在控制系统设计领域也是多样的。

前期建立力模型,得到系统的输入力和输出力的准确关系。在空间位置要求比较小的情况下,通过测量输入端的力,可以通过模型控制输出力的大小,对输入力进行补偿,使得输出力能够达到预先设定的输出力。假设信号源是位移量,对信号源进行一系列处理后建立补偿模型,再经过控制器按设定程序传递到驱动器上执行,控制器的输出能被传感器采集并作为反馈信号进入补偿模型。系统的总体框图如图 18 所示。补偿模型的目的是使输出信号正确,弥补环境、人为等不可抗因素引起的误差。

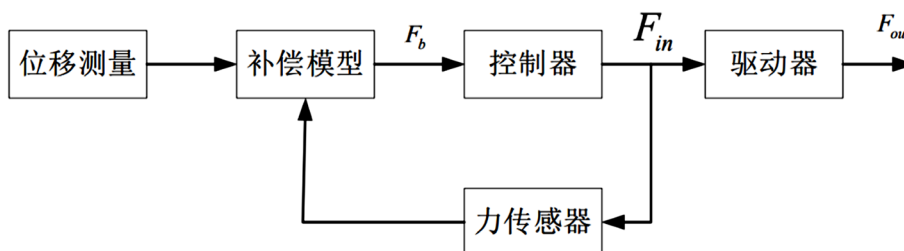


Figure 18. Control system block diagram

图 18. 控制系统框图

测量数据作为信号源输入到系统中。蔡校蔚等通过重心投影法测量原理,设计了一种基于应变片式压力传感器的重心实时测量系统,结构简单、体积小巧、反应灵敏且响应速度快[21]。考虑到力传感器和增量式编码器的输出会存在一定的误差和干扰,哈尔滨工业大学张浩的柔性膝关节外骨骼控制设计中采用 RMS 滤波器,对输出波形进行滤波[13],对系统输入进行迭代计算,采用指数加权的误差平方作为评价函数,对权向量进行更新算法。RLS 自适应滤波器具有相对较快的收敛速率,同时对于输入的自相关矩阵的特征值的分散程度不敏感,可以很好的达到滤波的效果。广西科技大学罗定吉等利用扩张状态观测器估计系统未建模部分和外部总扰动,采用自抗扰控制方法(ADRC)对其进行消除[22]。吴青鸿等借助模糊 PID 控制方法分别研究了传统 PID 与模糊 PID 控制技术对外骨骼控制的影响规律,利用模糊推理逻辑对 PID 参数进行修正,完成对步态轨迹的快速准确跟踪[23]。

4. 结束语

本文基于外骨骼各技术研究现状和发展趋势,对其在关节上的机械结构设计和控制技术的现状进行了概括。将外骨骼结构设计分为助力结构设计、支撑机构设计和自锁等方面进行讨论,按信号源和控制环节分类归纳出现有的部分研究成果。把外骨骼的设计按关键技术模块化。

基金项目

高层次人才启动项目(XJGC20190927); 贵州省科技计划项目(黔科合基础[2019]1152 号); 国家级大学生创新创业训练计划项目(202014440001)。

参考文献

- [1] 原誉桐. 外骨骼机器人技术专利分析研究[J]. 军民两用技术与产品, 2020(439): 54-59.
- [2] 王启宁, 郑恩昊, 许东方, 等. 基于非接触式电容传感的人体运动意图识别[J]. 机械工程学报, 2019, 55(11): 19-27.
- [3] 刘文龙. 基于运动想象脑电信号的下肢康复外骨骼设计及研究[D]: [硕士学位论文]. 淄博: 山东理工大学, 2020: 18-21.
- [4] 王刚. 基于重力势能转化的下肢外骨骼设计与动力学研究[J]. 机器人技术, 2020(10): 51-56.
- [5] 魏小东. 下肢外骨骼机器人研究进展[J]. 中国康复医学杂志, 2019, 34(4): 491-494.
- [6] 常淳. 基于人机工程学的无动力下肢外骨骼设计研究[J]. 科学与艺术, 2020(4): 30-32.
- [7] 陈建华. 基于人体运动能力的下肢外骨骼支撑相阻抗自调整控制方法研究[J]. 兵工学报, 2020(6): 1201-1208.
- [8] 蔡校蔚. 基于应变片式压力传感器的重心测量系统[J]. 机械与电子, 2017(3): 58-63.
- [9] 王记彩. 人类负重外骨骼结构驱动系统设计及研究[J]. 液压与气动, 2018(4): 49-52.
- [10] 裴翔. 弹性外骨骼机器人髋关节设计与分析[J]. 机电工程, 2018(7): 691-693.
- [11] 李静. 可穿戴膝关节外骨骼结构设计及运动分析[J]. 机械传动, 2017(8): 114-117.
- [12] 王颖卿. 人体上肢康复外骨骼机器人结构设计分析[J]. 现代设计技术, 2020(2): 23-27.
- [13] 张浩. 柔性膝关节外骨骼结构设计和控制系统研究[D]: [硕士学位论文]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2020: 27-46.
- [14] 陈俊宇. 关于人体起坐支撑的外骨骼装置的结构设计[J]. 机械工程师, 2020(12): 147-148.
- [15] 冯军. 双模式外骨骼结构设计及优化[J]. 机械工程师, 2020(12): 39-42.
- [16] 崔家硕. 用于下蹲时重力支撑的下肢外骨骼设计和分析[D]: [硕士学位论文]. 武汉: 华中科技大学, 2019: 30-33.
- [17] 陈法权. 助力下肢外骨骼研究现状及关键技术分析[J]. 机床与液压, 2020, 40(20): 156-160.
- [18] 张腾宇, 樊瑜波. 大腿截肢患者的残肢肌电运动识别[J]. 医用生物力学, 2016, 31(6): 478-482, 494.
- [19] 孙佰鑫. 基于运动意图识别的动力型智能假肢膝关节的研究进展[J]. 计算机科学, 2019(10A): 36-39.
- [20] 高坤. 外骨骼助力搬运机器人的结构与仿真分析[D]: [硕士学位论文]. 镇江: 江苏大学, 2018: 4-26.
- [21] 张峻霞. 髋关节助力外骨骼的结构设计[J]. 包装工程, 2018, 39(16): 123-128.
- [22] 罗定吉. 下肢外骨骼康复机器人轨迹跟踪控制[J]. 兵工自动化, 2020(11): 87-91.
- [23] 吴青鸿. 基于模糊 PID 下肢外骨骼机器人的控制技术[J]. 广西科技大学学报, 2020(4): 105-111.