

分类号: TP242.3

学校代码: 10363

密 级: 公开

学 号: 2220110155



安徽工程大学

Anhui Polytechnic University

硕士学位论文

题目 混联式上肢康复机器人结构设计与控制策略研究

论文作者 卢良玉

校内导师 王海（教授）

校外导师 符荣华（高级工程师）

专业学位类别 机械

研究方向(领域) 康复机器人

论文提交日期: 2025 年 5 月 12 日

分类号： TP242.3

学校代码： 10363

密 级： 公开

学 号： 2220110155

混联式上肢康复机器人结构设计与控制策略研究
DESIGN AND EXPERIMENTAL STUDY OF HYBRID
UPPER LIMB REHABILITATION ROBOT

学生姓名： 卢良玉

指导教师： 王海 教授

校外导师： 符荣华

专 业： 机械

研究方向： 康复机器人

论文答辩日期： 2025 年 5 月 12 日

安徽工程大学学位论文原创性声明

本人郑重声明：我恪守学术道德，崇尚严谨学风。所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已明确注明和引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品及成果的内容。论文为本人亲自撰写，我对所写的内容负责，并完全意识到本声明的法律后果由本人承担。

学位论文作者签名： 舒良玉

日期：2025年5月8日

安徽工程大学学位论文版权使用授权书

学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅或借阅。本人授权安徽工程大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密 ☐，在_____年解密后适用本版权书。

本学位论文属于

不保密 ☒。

学位论文作者签名：

卢良玉

指导教师签名：

王海

日期：2025年 5 月 18 日

日期：2025年 5 月 18 日

混联式上肢康复机器人结构设计与控制策略研究

摘 要

随着我国社会老龄化逐渐加重，交通事故和其他意外伤害事件的增加，导致上肢功能障碍患者日益增加。由于我国的上肢康复设备多数依赖于外国供应，使得我国上肢康复方式大多采用人工复建，但是人工复建的成本昂贵，疗程时间也偏长，同时还可能对患者再次造成伤害。为了解决上述问题，本文设计了一种混联式上肢康复机器人，用于协助上肢失能患者进行肩关节与肘关节的康复训练。

以上肢康复机器人为研究对象。首先提出了一种由四根扭绳组成的扭弦驱动结构，并建立相应的数学模型，推导出扭弦驱动结构需要满足的方程。随后设计了齿轮驱动结构并推导出齿轮强度需满足的方程式。基于扭弦驱动结构和齿轮驱动结构设计出了一种新型的三自由度混联式上肢康复机器人，并根据人体上肢具体数据与运动范围得到康复机器人具体参数和两种康复训练动作。随后基于 D-H 法和拉格朗日方程，建立了上肢康复机器人运动学和动力学模型。

其次，为了提升驱动电机的控制性能来提高康复训练的效果，提出了一种基于改进灰狼算法(Improved Grey Wolf Optimizer, IGWO)整定滑模速度控制器参数的控制方法。建立了永磁同步电机系统转速环各个环节之间的传递函数，通过 IGWO 与转速环仿真模型整定出最优的滑模速度控制器参数值。并与传统 PID 控制器、普通滑模速度控制器和 GWO 整定的滑模速度控制器进行仿真与实验对比。结果表明，该控制方法在超调量、响应速度和鲁棒性方面具有明显的优势，可以提高 PMSM 的控制性能。

最后，根据所建立的永磁同步电机控制系统以及混联式上肢康复机器人运动学和动力学模型，搭建了混联式上肢康复机器人扭弦驱动控制系统与齿轮驱动控制系统的 MATLAB/Simulink 仿真模型，进行了两种康复训练动作仿真分析，仿真结果证明了所设计的驱动装置的合理性以及控制系统具有良好的鲁棒性。随后基于 dSPACE 1202 搭建了混联式上肢康复机器人实验平台，进行了两种康

复训练动作控制实验。实验结果表明混联式上肢康复机器人能够有效的完成所设计的康复训练动作，验证了混联式上肢康复机器人进行康复训练的可行性。同时对比了实验和仿真结果，利用均差模型验证了所设计的混联式上肢康复机器人具有较好的稳定性，可应用于患者上肢康复治疗，该机器人的设计也使得上肢康复机器人种类更加多样化。

关键词：上肢康复机器人，扭弦驱动，齿轮驱动，改进灰狼算法，滑模控制

DESIGN AND EXPERIMENTAL STUDY OF HYBRID UPPER LIMB REHABILITATION ROBOT

ABSTRACT

With the gradual increase of social aging in our country and the rise in traffic accidents and other accidental injury incidents, the number of patients with upper limb dysfunction is increasing day by day. Since most of the upper limb rehabilitation equipment in our country relies on foreign supplies, the upper limb rehabilitation methods in our country mostly adopt manual rehabilitation. However, manual rehabilitation is costly, the treatment course is relatively long, and it may also cause harm to patients again. In order to solve this problem, this paper designs a hybrid upper limb rehabilitation robot, which is used to help patients with upper limb disabilities carry out rehabilitation training for the shoulder and elbow joints.

This paper takes the upper limb rehabilitation robot as the research object. A twisted-string drive structure composed of four twisted cables was first proposed, and the corresponding mathematical model was established, deriving the equations that the twisted-string drive structure must satisfy. Subsequently, the gear driving structure is designed and the equation that the gear strength needs to satisfy is derived. Based on the torsion string driving structure and the gear driving structure, a new type of three-degree-of-freedom hybrid upper limb rehabilitation robot is designed, and the specific parameters of the rehabilitation robot and two kinds of rehabilitation training movements are obtained according to the specific data and movement range of the human upper limb. Then, based

on the D-H method and the Lagrangian equation, the kinematic and dynamic models of the hybrid upper limb rehabilitation robot are established.

Secondly, to enhance the control performance of the drive motor and thereby improve the effectiveness of rehabilitation training, this paper introduces a control method for Permanent Magnet Synchronous Motors (PMSM) that employs an Improved Grey Wolf Optimizer (IGWO) for tuning the parameters of a sliding mode speed controller. The transfer functions between various stages within the PMSM system's speed loop were established, and the optimal parameter values for the sliding mode speed controller were determined using IGWO in conjunction with a speed loop simulation model. Comparative analyses through simulations and experiments were conducted against traditional PID controllers, conventional sliding mode speed controllers, and Improved Grey Wolf Optimizer tuned sliding mode speed controllers. The results indicate that this control method offers significant advantages in terms of overshoot control, response speed, and robustness, thus enhancing the control performance of PMSM.

Finally, based on the established PMSM control system and the kinematic and dynamic models of the hybrid series-parallel upper limb rehabilitation robot, MATLAB/Simulink simulation models for both the torsion string-driven control system and the gear-driven control system of the hybrid series-parallel upper limb rehabilitation robot were constructed. Simulations analyzing two types of rehabilitation training movements demonstrated the rationality of the designed driving mechanism and the excellent robustness of the control system. An experimental platform for the hybrid series-parallel upper limb rehabilitation robot was subsequently set up using dSPACE 1202, where control experiments for

two types of rehabilitation training movements were performed. Experimental results confirmed that the hybrid series-parallel upper limb rehabilitation robot could effectively execute the designed rehabilitation exercises, verifying the feasibility of utilizing such robots for rehabilitation training. Additionally, comparisons between experimental and simulation results, validated by mean difference models, showed that the designed hybrid series-parallel upper limb rehabilitation robot possesses good stability, making it suitable for patient upper limb rehabilitation treatment and enriching the variety of available upper limb rehabilitation robots.

KEY WORDS: Upper limb rehabilitation robot, Twisted string drive, Gear drive, Improved Grey Wolf Optimizer, Sliding mode control, dSPACE

目录

摘 要.....	I
ABSTRACT.....	III
目 录.....	VI
插图清单.....	IX
表格清单.....	XIII
第 1 章 绪论.....	1
1.1 研究背景及意义.....	1
1.2 国内外研究现状.....	2
1.3 上肢康复机器人驱动方式.....	6
1.3.1 传统驱动方式.....	6
1.3.2 扭弦驱动与齿轮驱动.....	7
1.4 驱动电机控制方式.....	9
1.5 课题研究主要内容.....	10
第 2 章 上肢康复机器人驱动方式研究与结构设计.....	12
2.1 扭弦驱动方式.....	12
2.1.1 扭弦驱动结构.....	12
2.1.2 扭弦驱动数学模型.....	12
2.2 齿轮驱动方式.....	17
2.3 人体上肢结构分析与康复训练动作设计.....	20
2.4 混联式上肢康复机器人本体结构设计.....	22
2.4.1 机械臂结构设计.....	22
2.4.2 牵引装置结构设计.....	23
2.4.3 扭弦驱动装置结构设计.....	24
2.4.4 混联式上肢康复机器人整体结构.....	24
2.5 齿轮强度校核与电机选型.....	25
2.6 本章小结.....	27
第 3 章 混联式上肢康复机器人运动学与动力学分析.....	28

3.1 混联式上肢康复机器人运动学分析.....	28
3.1.1 D-H 模型的建立	28
3.1.2 正运动学分析.....	29
3.1.3 逆运动学分析.....	30
3.1.4 绳索长度分析.....	31
3.2 混联式上肢康复机器人动力学分析.....	33
3.2.1 拉格朗日动力学建模.....	33
3.2.2 动力学分析.....	34
3.2.3 绳索拉力分析.....	43
3.3 本章小结.....	44
第 4 章 康复机器人扭弦驱动关节电机控制策略研究.....	45
4.1 永磁同步电机的数学模型.....	45
4.2 滑模速度控制器设计.....	45
4.3 滑模速度控制器离散化.....	47
4.4 基于改进 GWO 的滑模速度控制器参数整定.....	49
4.4.1 GWO 算法原理.....	49
4.4.2 改进 GWO 算法.....	52
4.4.3 转速环建模.....	54
4.4.4 参数整定.....	55
4.5 基于 MATLAB/Simulink 仿真建模与结果分析	57
4.5.1 仿真建模.....	57
4.5.2 仿真结果分析.....	58
4.6 基于 dSPACE 实验平台实验验证.....	61
4.7 本章小结.....	65
第 5 章 康复训练动作仿真.....	66
5.1 扭弦驱动控制系统.....	66
5.2 齿轮驱动控制系统.....	68
5.3 康复训练动作控制.....	70

5.3.1 肩关节外展控制.....	70
5.3.2 肩关节与肘关节前屈控制.....	72
5.4 本章小结.....	75
第 6 章 上肢康复机器人实验研究.....	76
6.1 传感器通信实验.....	76
6.1.1 拉力传感器通信实验.....	76
6.1.2 角度传感器通信实验.....	78
6.2 基于 dSPACE 实验平台搭建.....	79
6.3 康复训练动作控制实验.....	80
6.4 本章小结.....	87
总结与展望.....	88
总结.....	88
展望.....	89
参考文献.....	90
攻读学位期间发表的学术论文和成果目录.....	95

插图清单

图 1-1 RUPERT 上肢康复机器人.....	2
图 1-2 ARMin 上肢康复机器人	3
图 1-3 三自由度康复机器人设备	3
图 1-4 u-Rob 上肢康复机器人	4
图 1-5 SWULRR 上肢康复机器人.....	4
图 1-6 八自由度的混联式上肢康复外骨骼机器人	5
图 1-7 扭弦驱动上肢康复机器人	5
图 1-8 国立台湾师范大学上肢康复机器人	6
图 1-9 DEXMART 手指机器人.....	7
图 1-10 DEXMART 手指机器人驱动模块.....	8
图 1-11 五指机械手	8
图 1-12 基于球齿轮传动的柔性手腕	8
图 2-1 扭弦驱动原理图	12
图 2-2 扭弦配置方式	13
图 2-3 扭弦扭转示意图	13
图 2-4 扭弦空间螺旋线	16
图 2-5 齿轮啮合受力图	17
图 2-6 齿顶载荷分布	19
图 2-7 人体上肢结构图	20
图 2-8 康复训练动作 1	21
图 2-9 康复训练动作 2	22
图 2-10 机械臂结构	23
图 2-11 牵引装置结构图	24
图 2-12 扭弦驱动装置结构图	24
图 2-13 扭弦驱动上肢康复机器人整体结构图	25
图 3-1 机械臂坐标系	28
图 3-2 肩关节外展驱动绳索模型	32

图 3-3 肘关节驱动绳索模型	32
图 3-4 机械臂结构简图	35
图 3-5 肩关节外展驱动绳索受力图	43
图 3-6 肘关节驱动绳索受力图	44
图 4-1 滑模速度控制器仿真模型	47
图 4-2 离散滑模速度控制器仿真模型	49
图 4-3 灰狼的社会等级制度	49
图 4-4 GWO 中灰狼位置更新示意图.....	51
图 4-5 GWO 算法流程图.....	52
图 4-6 IGWO 算法流程图	53
图 4-7 永磁同步电动机指数趋近律的滑模控制系统速度环	54
图 4-8 PMSM 控制系统转速环 Simulink 仿真模型	55
图 4-9 IGWO 与 Simulink 仿真模型流程图.....	56
图 4-10 GWO 与 IGWO 对比图.....	57
图 4-11 基于 IGWO 的永磁同步电机控制系统.....	57
图 4-12 基于 IGWO 整定滑模参数的永磁同步电机控制仿真模型	58
图 4-13 电机转速仿真结果	59
图 4-14 转速误差曲线	59
图 4-15 速度控制器三相电流曲线	60
图 4-16 速度控制器转矩曲线	60
图 4-17 永磁同步电机控制实验平台	61
图 4-18 实验转速曲线	62
图 4-19 实验转速误差曲线	63
图 4-20 实验 q 轴电流曲线	63
图 4-21 实验三相电流曲线	64
图 4-22 实验负载电机转速曲线	64
图 5-1 扭弦驱动控制系统图	66
图 5-2 肩关节外展控制系统仿真模型	67

图 5-3 肘关节控制系统仿真模型	68
图 5-4 齿轮驱动控制系统	69
图 5-5 肩关节前屈控制系统仿真模型	69
图 5-6 肩关节外展康复训练控制系统仿真模型	70
图 5-7 肩关节外展扭弦驱动电机转速、转角变化曲线	71
图 5-8 肩关节外展扭弦驱动装置位移变化曲线	71
图 5-9 肩关节转角、驱动绳索长度、力矩、绳索拉力变化曲线	72
图 5-10 肩肘关节前屈康复训练控制系统仿真模型	73
图 5-11 关节驱动电机转速、转角变化曲线	73
图 5-12 肘关节前屈扭弦驱动装置位移变化曲线	74
图 5-13 肩、肘关节转角与力矩变化曲线	74
图 5-14 肘关节驱动绳索长度与驱动绳索拉力变化曲线	75
图 6-1 拉力传感器实验平台	76
图 6-2 拉力传感器通信 RCP 模型.....	77
图 6-3 通信协议模块	78
图 6-4 拉力传感器通信实验拉力曲线	78
图 6-5 角度传感器通信实验平台	79
图 6-6 角度传感器通信实验角度变化曲线	79
图 6-7 混联式上肢康复机器人实验平台	80
图 6-8 康复训练动作 1 控制系统 RPC 模型.....	80
图 6-9 康复训练动作 2 控制系统 RPC 模型.....	81
图 6-10 康复训练实验 1	81
图 6-11 康复训练实验 1 肩关节外展电机转速与转角曲线	82
图 6-12 康复训练实验 1 肩关节扭弦驱动装置位移与转角曲线	82
图 6-13 康复训练实验 1 肩关节外展力矩与绳索拉力曲线	83
图 6-14 康复训练实验 2	84
图 6-15 康复训练实验 2 肩、肘关节驱动电机转速与转角曲线	84
图 6-16 康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角曲线	85

图 6-17 康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角曲线	85
图 6-18 康复训练实验 2 肘关节扭弦驱动装置位移曲线	86
图 6-19 康复训练实验 2 肘关节绳索拉力曲线	86

表格清单

表 2-1 关节运动形式与范围	21
表 2-2 混联式上肢康复机器人关节运动范围	21
表 2-3 人体主要尺寸	22
表 2-4 1.75 m 男性上肢尺寸参数	22
表 2-5 混联式上肢康复机器人主要尺寸	23
表 2-6 MD36NP71_24V 电机参数.....	26
表 2-7 永磁同步电机参数	27
表 3-1 上肢康复机器人 D-H 参数表	29
表 3-2 机械臂各部位质量与质心位置	42
表 4-1 转速环控制器参数	58
表 4-2 电机转速对比	59
表 4-3 转速误差对比	60
表 4-4 三相电流与转矩对比	61
表 4-5 实验转速对比	62
表 4-6 实验转速误差对比	63
表 4-7 实验负载对比	65
表 5-1 滑模速度控制器参数	69
表 5-2 PI 控制器参数.....	69
表 5-3 扭弦驱动装置结构参数	70
表 6-1 实时指令集	77
表 6-2 实验值和仿真值均差	87

第1章 绪论

1.1 研究背景及意义

伴随着医疗技术的进步，人类寿命也在不断的延长，但这也衍生了许多问题，例如人口老龄化。根据最新人口普查结果，我国超过 60 岁的老龄人口已达到五分之一，预计十年之后比例将达到三分之一^[3]。老年人口的增加直接导致对康复服务的需求急剧上升。我国每年脑卒中患者增加比例超过百万，累计患者数量已达到千万，已经成为致残率极高的一种疾病^[4]。此外，交通事故和其他意外伤害也导致大量上肢功能障碍患者，他们需要有有效的康复训练以恢复功能。现有的人工康复服务存在康复治疗师资源不足、水平参差不齐的问题，而且人工康复可能对患者造成二次伤害，同时成本较高，难以大规模普及和持续为患者提供有效治疗^[5]。目前，康复机器人的数量相对较少，市场上没有完整的供需体系，无法满足不断增加的患者数量以及康复治疗效果。因此，开发一种创新且高效的康复训练方案，专门针对那些因中风等病症而遭受上肢运动功能障碍的患者，以协助他们重建上肢的运动功能，这项研究具有重大的意义。

随着社会的不断进步，机器人技术飞速发展，这使得机器人不仅可以应用在工业领域，同时也开始应用到康复医疗领域。国外早在 21 世纪前就对康复机器人进行了相关研究，这使得国外多家医院拥有完整的康复机器人治疗体系，为患者提供良好的康复治疗效果^[6]。我国在康复机器人领域的研究进展相较于国外起步较晚，同时我国人口基数大，有运动障碍的患者数量远高于国外，且康复机器人数量少，导致我国依旧以人工康复作为主要康复手段。因此，对于上肢康复机器人的研究一方面可以帮助更多上肢失能患者进行康复训练，另一方面可以使我国的医疗水平得到大幅提升，拉近与国外医疗水平的差距。上肢康复机器人的研究使得患者不再依赖于人工复健，并且可以根据患者的具体情况进行个性化调整，包括运动范围、力度和训练模式，以适应不同患者的康复需求，同时康复机器人能够提供标准化的康复训练，确保每次训练的一致性和重复性，这对于患者的康复进程至关重要。随着对康复机器人研究的不断加深，与其相关的技术也得到了发展，如人机交互^[7]、脑机接口^[8]、柔性技术^[9]等。这些技术的进步不仅提升了康复机器人的性能，也为其他医疗领域的技术创新提

供了可能。本文结合了人体康复医疗，机器人控制技术^[10]，计算机科学^[11]，设计了一种由扭弦驱动与齿轮驱动相结合的混联式上肢康复机器人。

1.2 国内外研究现状

上肢康复机器人能够执行一系列动作，这些动作主要是上肢复健动作，目的在于改善患者的肢体运动能力。同时，它可以根据患者的不同类型开展相应的复健任务，包括被动式复健和主动式复健^{[12][14]}。现阶段，许多患者的康复疗程都需要医生进行指导，这样不仅浪费大量的人力资源，同时也使患者花费大量的金钱进行康复训练。因此，研发出一种可以帮助患者完成康复训练的康复机器人不仅可以节约人力，同时也能节约人工成本。为了使设计的康复机器人能够满足患者需求，首先要对现有的康复机器人进行相关研究。

图 1-1 为 He J 等人设计的一种由气动肌肉（PM）驱动的康复机器人 RUPERT^[15]。它不仅可直接穿戴，同时也可以在日常生活的几个关键任务中提供移动手臂所需的辅助力量。该机器人有四个自由度，分别是肩膀、肘部和手腕。该设备可以实时、客观地评估治疗的功能改善情况，也可以带回家中进行补充治疗。



图 1-1 RUPERT 上肢康复机器人

图 1-2 为 Tobias Nef 等人设计的一种拥有 4 自由度的上肢康复机器人 ARMin^[16]。该机器人可以实现患者肩部的垂直转动，且设计为半骨架结构^{[18][18]}，并在机器人上配置了不同类型的传感器^[19]。半骨架的结构使得该机器人可以针对不同患者进行调节，以满足手臂不同患者的需要。



图 1-2 ARMin 上肢康复机器人

图 1-3 为 Nicholson-Smith C 等人设计的一种三自由度康复机器人设备^[20]，该设备旨在提供上肢和下肢治疗，并结合了一种新颖的机械安全机制。该设备能够进行远程操作，这使其特别适合在当前的 COVID-19 环境^[21]中实现远程康复。该康复机器人可以在辅助和抵抗模式下提供治疗，以帮助处于各个康复阶段的患者。

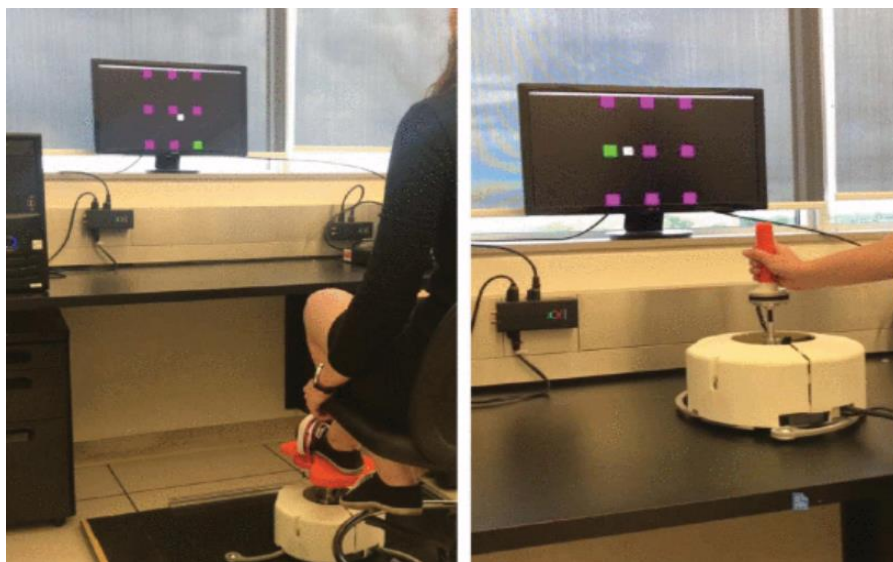


图 1-3 三自由度康复机器人设备

图 1-4 为 Islam M R 等人研发的名称为“u-Rob”的上肢康复机器人^[22]，其可作为末端执行器^[23]使用。由于现有的上肢机器人在被动康复训练中缺乏监测相互作用力的能力，在现有的设备中也没有测量上臂力的功能。而“u-Rob”采用 PID 控制技术^{[24][25]}对基于关节和终点的练习进行控制，从而测量佩戴者上臂的相互作用力，进而提高功能和确保更好的人机交互（HRI）^[26]。



图 1-4 u-Rob 上肢康复机器人

但随着人口老龄化，中风患者不断增加以及各种事故导致上肢失能患者与日俱增，这使得上肢康复机器人在国内也迅速的发展起来。各个高校和团队在上肢康复机器人领域也有了许多突破，并研发了许多针对不同患者的上肢康复机器人^[27]。

燕山大学陈欣波等人开发的一种新型的软体可穿戴上肢康复机器人（SWULRR）^[28]，该机器人具有可承受高压且具有优异负载特性的增强型软体气动致动器（RSPAs）^[29]，增强了康复训练的灵活性、舒适性和安全性。机器人如图 1-5 所示。

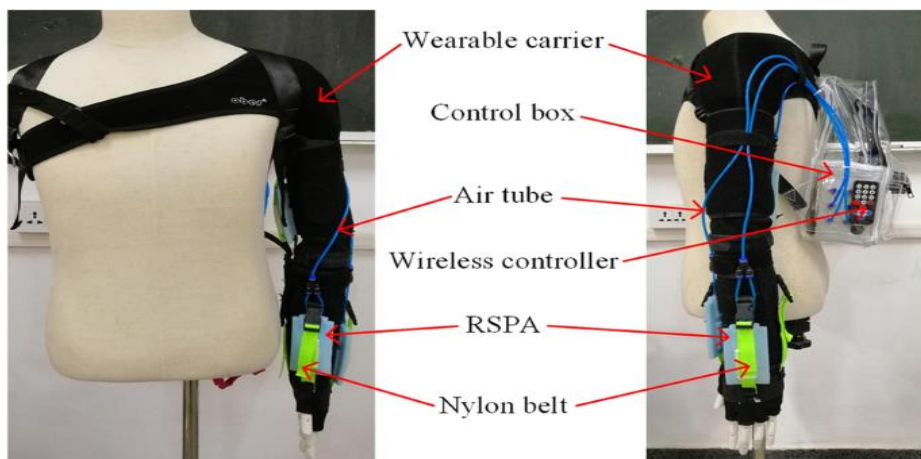


图 1-5 SWULRR 上肢康复机器人

图 1-6 为王政等人设计的一种 8 自由度的混联式上肢康复外骨骼机器人^[30]，该机器人针对患者肘部的康复训练设计了两个自由度，解决了传统肘部康复机器人只有一个自由度的问题，使患者肘部可以进行更加完善的训练。此外，这种机器人还采用了一个共轴球形 3RRR/S 结构，可以用于支持患者的手部康复

练习，同时更好的保护患者，使康复训练的效果和安全性大大提高。

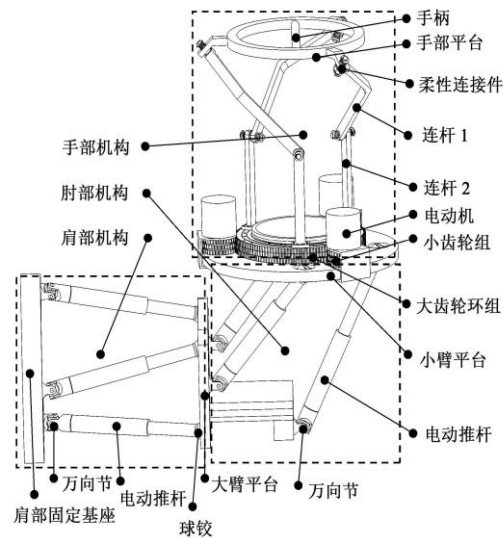


图 1-6 八自由度的混联式上肢康复外骨骼机器人

图 1-7 为李鹤年等人设计的一种扭弦驱动的上肢康复机器人^[31]，该机器人采用的柔性驱动装置可以保证患者在进行肩关节与肘关节康复训练时的安全性。该机器人不仅结构轻便，制造成本低，而且能够有效的帮助患者治疗肩关节与肘关节。

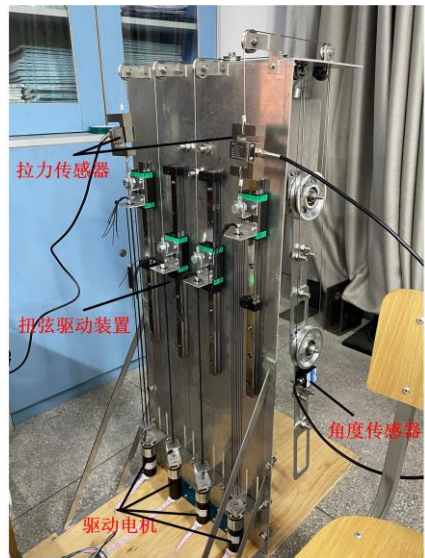


图 1-7 扭弦驱动上肢康复机器人

图 1-8 为 Chun Ta Chen 等人开发的一款 4 自由度上肢康复机器人^[32]。该系统在其控制方案中应用了模糊滑模控制器^[33]，并采取了曲线拟合手段来规划用傅里叶级数表示的康复路线，实现对被动康复的有效控制。

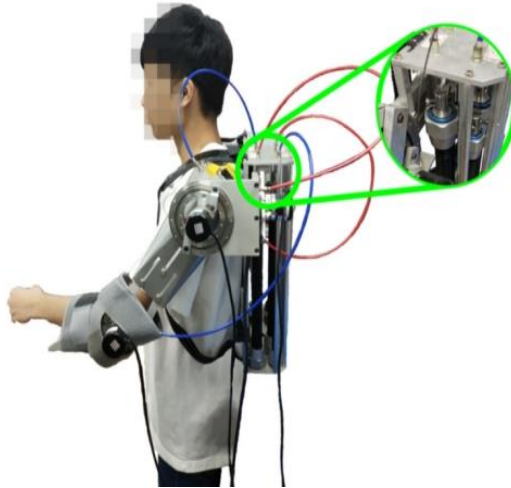


图 1-8 国立台湾师范大学上肢康复机器人

1.3 上肢康复机器人驱动方式

1.3.1 传统驱动方式

基于不同上肢康复机器人的结构与功能特点，所需的驱动方式也有所不同，传统的驱动方式主要有三种，分别是液压^[34]，气动^[36]和电机驱动^[37]。这三种驱动方式不仅在工业机器人上有广泛的应用，在康复医疗领域也同样应用广泛。

液压驱动的基本原理是帕斯卡定律^[39]，既对封闭容器中的液体施压，压力会在液体各个部分均匀分布，将液体的压力转化为机械能。其具有体积小、结构紧凑、运动平稳、容易实现自动化、标准化程度高等优点。但也存在传动比不精确、传动效率低、对温度敏感、难以排查故障等缺点。

气动技术的原理是将机械能转换为气体内在的压力能，并通过执行组件将这种能量转化为直线或旋转运动的机械能。其具有能量损失较小、适应性较强、结构简单、成本低廉以及拥有过载保护等优点。但是也存在运动平稳性差、输出功率小、排气噪声大等不足。

电机驱动的工作原理是通过控制器接受外部指令信号，生成相应的控制信号来控制电机运行状态。其具有节能高效、控制精准、响应速度快、适应性强等优点，但也存在过载能力有限、噪音较大、对电源要求高等不足。正常情况下，人体手臂重量较轻，需要的驱动力较小；同时为了保护患者不受到伤害，所设计的康复机器人需要较为精准的控制。因此电机控制成为了上肢康复机器人驱动方式的首选。由于电机驱动存在一定的抖振，要避免直接安装在患者关

节处，降低患者受到二次伤害的风险。为此，研究人员开始尝试应用各种不同的驱动方式来解决上肢康复机器人所存在的问题。在研究过程中，研究人员发现了一种名为绳索驱动^{[40][42]}的新型驱动方式。绳索驱动就是通过驱动电机来传输动力，而且由于绳索是柔性装置，在传输动力的同时不会对患者造成伤害，同时也减少了电机的抖振。由于绳索驱动和人体肌肉的发力特点相符，因此将其应用在上肢康复机器人中可以取得很好的效果。

1.3.2 扭弦驱动与齿轮驱动

虽然绳索驱动相较于其它驱动方式具有安全性高、重量轻等优点，但绳索驱动易发生断裂且动力有限。为了解决这些不足，T. Wurts 等人^[43]提出了一种新型的扭弦驱动方式，扭弦驱动相较于绳索驱动，其拥有更高的驱动效率，且由于扭弦驱动由多根绳索扭转组成，其结构更加稳定，不易发生断裂。因此，在许多机器人的驱动方式中均存在扭弦驱动。虽然扭弦驱动方式弥补了传统驱动方式的一些缺点，但在驱动多个自由度的康复机器人时，扭弦驱动装置的布局会显的较为复杂。因此在一些关节处须采用结构更加简单，控制精度更高的齿轮驱动方式。

2011 年，过程自动化实验室设计了一款扭弦驱动的手指机器人，名为 DEXMART^[44]，如图 1-9 所示。该机器人可以模仿人类手指的运动，由扭弦驱动 5 个手指的运动。由图 1-10 所示的驱动模块可知，其工作原理就是驱动电机带动扭弦扭转，扭弦通过线性导轨与手指结构相连接，从而带动机器人手指的运动。这款机器人证明了扭弦驱动可以为机器人提供高效精准的运动能力。

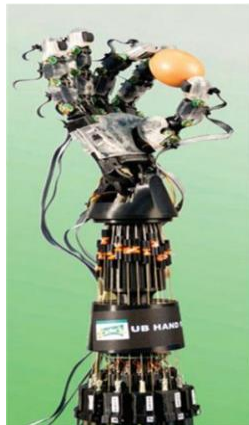


图 1-9 DEXMART 手指机器人

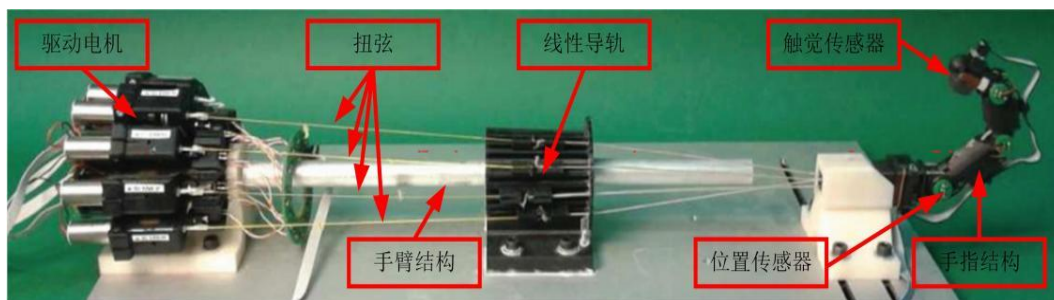


图 1-10 DEXMART 手指机器人驱动模块

T Sonoda 等人生产了一种重量轻、成本低的五指机械手^[45]，如图 1-11 所示。其自由度与人手相似。开发的机械手手指中的关节由扭弦传输提供动力。变速器通过扭弦扭转将扭矩转换为拉力。该五指机器人拥有 18 个关节，其中 14 个由扭弦独立驱动。

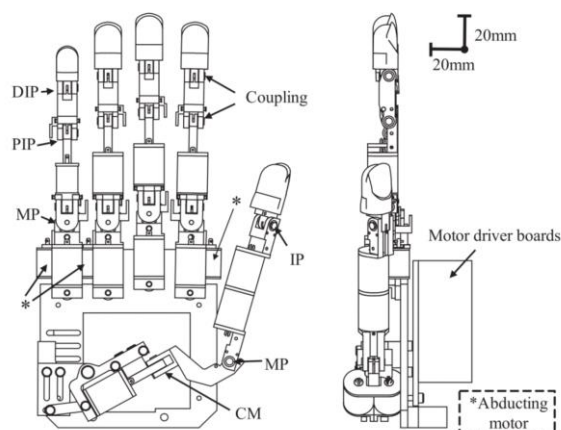


图 1-11 五指机械手

潘存云等人研发了一款应用渐开线环形齿球齿轮传动系统的新型柔性手腕机器人^[46]，如图 1-12 所示。该机器人主要采用齿轮驱动，具有 3 个自由度，可以实现自旋运动以及全方位摆动，证明了齿轮驱动可以运用到康复机器人驱动结构上。

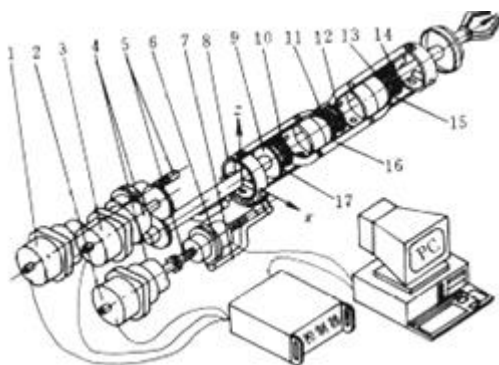


图 1-12 基于球齿轮传动的柔性手腕

1.4 驱动电机控制方式

在混联式上肢康复机器人控制系统中，驱动电机的控制效果直接决定了上肢康复机器人的康复效果。PID 控制^[47]是电机控制中最常用的一种方法，其优势在于简单易使用，但同时也有对参数变化敏感，对模型精度要求高的缺点。为此，国内外学者提出了众多不同的控制方法，其中包括模糊控制^[48]、模型预测控制^[49]、滑膜控制^{[50][51]}、智能控制^[52]、矢量控制^{[53][54]}等。其中，滑模控制在电机控制领域应用广泛，其优势主要体现在对模型精度的低依赖性和优秀的抗干扰特性。虽然滑模控制器控制效果好，但其也存在参数难以整定的问题，这直接影响到电机的控制性能。因此，如何整定滑模参数成为一个关键问题。

当前针对滑膜控制主要集中在减小抖振和滑膜参数整定两大问题上。针对减小抖振问题，目前研究已经拥有许多成熟的方法，例如加入滑膜观测器^[55]、渐进滑膜法^[56]、滑膜趋近率设计^[57]以及自适应控制^{[58][59]}等方法。但在滑膜参数整定问题上，传统的经验法和试凑法效率低且误差大，不能有效解决参数整定问题。为此，学者们研究出将优化算法结合参数整定的方法。王萍等人提出了一种基于果蝇优化算法(FOA)^[60]优化 PID 控制的方法，通过 FOA 优化参数的 PID 控制器，使永磁同步电机转速系统响应速度更快、抗干扰能力更强。张荣芸等人提出了一种基于柯西变异的改进粒子群算法 (IPSO)^[61]，将该算法应用在永磁同步电机的 PI 控制器上，对其参数进行整定，得到的优化参数值使得永磁同步电机的响应速度和控制精度都得到了大幅度提升。舒奕彬等人提出一种改进的海马优化算法(ISHO)^[62]，该算法通过引入 Tent 混沌映射和逃逸能量调控策略，从而使算法的全局寻优能力和收敛速度得到了大幅提升。改进的海马优化算法优化后的 PID 参数不仅使系统的精度得到提升，也使得系统的收敛速度与调整时间大大加快。C Hu 等人提出了一种改进蜣螂优化 (IDBO) 算法^[63]，用于对 PID 参数进行优化，该方法提高了蜣螂优化 (DBO) 的全局勘探和局部开发能力，使得优化后的控制器在收敛速度和控制精度方面都有显著提升。X Zhang 等人将粒子群优化算法 (PSO) 与模拟退火 (SA) 算法相结合，得到一种新的混合算法 HPSO^[64]。HPSO 算法得到的优化 PID 参数具有低过冲、较好的稳态和动态响应。以上这些方法虽然可以有效地对 PID 控制器参数进行整定，

但是却缺少针对于滑模控制器参数整定的方法。因此，研究出一种新的优化算法来对滑模速度控制器进行参数整定显得十分关键。

为此，本文提出了一种新型的改进灰狼算法(Improved Grey Wolf Optimizer, IGWO)^[65]，将该算法应用在滑模速度控制器参数整定上。IGWO 在普通灰狼算法(Grey Wolf Optimizer, GWO)^{[66][67]}的基础上，利用混沌 tent 映射提高了算法初始种群多样性和全局搜索能力，同时引入差分变异策略避免陷入局部最优。该算法首先对滑膜速度控制器的参数进行整定，得到参数最优解，随后基于 dSPACE 1202 实验平台^{[68][70]}进行了实验验证。

1.5 课题研究主要内容

本文主要内容就是为上肢失能患者设计一种控制简单、成本低廉、安全性高的混联式上肢康复机器人，课题研究的主要内容如下：

第 1 章 绪论：介绍上肢康复机器人的研究背景、意义以及应用价值，随后介绍国内外上肢康复机器人的研究现状，分析当前康复机器人常见的驱动方式，介绍扭弦驱动与齿轮驱动，最后对驱动电机的控制方法进行了相关研究。

第 2 章 上肢康复机器人驱动方式研究与结构设计：介绍扭弦驱动结构和齿轮驱动结构，并建立相应的数学模型。根据人体上肢相关数据和上肢运动范围，设计混联式上肢康复机器人的本体结构以及相应的康复训练动作。

第 3 章 混联式上肢康复机器人运动学与动力学分析：本章主要对所设计的上肢康复机器人进行正运动学分析与逆运动学分析，并对机器人进行动力学分析，同时对扭弦驱动装置的绳索长度和绳索拉力进行分析。

第 4 章 驱动电机控制方案：本章首先介绍了 GWO 的原理，随后在此基础上提出了 IGWO 优化算法，并将该算法应用在滑模控制器参数整定中。最后与其他三种控制器进行仿真与实验对比。

第 5 章 康复训练动作仿真：本章首先建立康复机器人的扭弦驱动控制系统，随后建立康复机器人的齿轮驱动控制系统，最后对康复训练动作进行仿真分析。

第 6 章 上肢康复机器人实验研究：本章首先通过实验验证相关传感器能否正常工作，随后基于 dSPACE 搭建实验平台，进行康复训练实验，最后对比仿真与实验结果，采用均差模型，对康复机器人的康复效果进行评价。

第2章 上肢康复机器人驱动方式研究与结构设计

2.1 扭弦驱动方式

本章首先提出了一种由四绳索组成的新型扭弦驱动结构，介绍了扭弦驱动的工作原理，随后建立出扭弦驱动的数学模型，最后得出扭弦驱动结构需满足的运动方程。

2.1.1 扭弦驱动结构

扭弦驱动具有绳索驱动的优点，同时解决了绳索驱动易断裂，驱动力小的缺点。扭弦驱动装置主要由驱动电机提供动力，驱动电机带动扭弦，将动力传输到机械臂关节，从而实现机械臂的运动。由于扭弦驱动装置中的扭弦重量轻，且为弹性装置，因此在多次重复使用时会出现弹性形变，从而使扭弦长度增加，其相应的减速比也发生改变，使得扭弦驱动装置没有相对精确的数学模型，但这种柔性装置也使得扭弦驱动装置更加安全。

扭弦驱动装置的工作原理图如图 2-1 所示，扭弦驱动电机与解弦驱动电机为相同型号的电机，但是在相同时间内，两者的旋转方向相反。扭弦驱动电机旋转带动扭弦扭转，扭弦相互缠绕并拉紧，解弦驱动电机反向旋转带动扭弦解绑并放松。驱动滑块在扭弦的作用力下被拉动，并沿着运动方向在直线导轨上滑行。与驱动滑块相连接的机械臂关节也在拉力的作用下进行旋转运动。

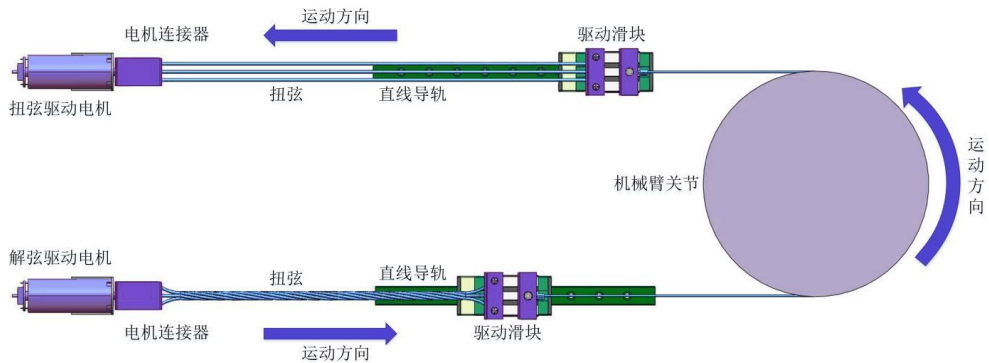


图 2-1 扭弦驱动原理图

2.1.2 扭弦驱动数学模型

本文的扭弦驱动结构由 4 条均匀分布的扭弦与 1 条置于中心的扭弦组成，如图 2-2 所示，图中 r_a 代表扭弦的半径， r 代表扭弦扭转的半径。

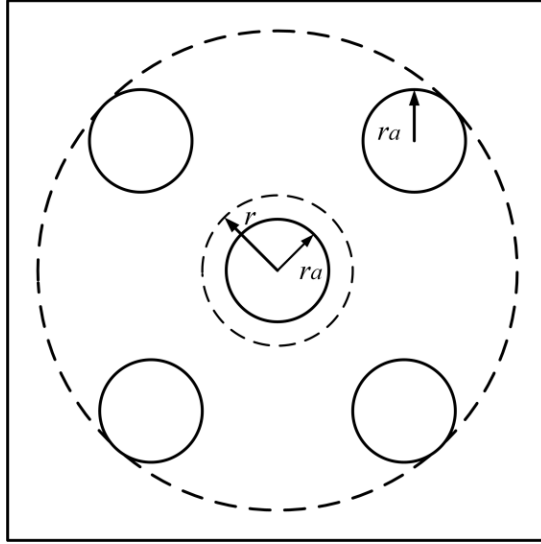


图 2-2 扭弦配置方式

由于扭弦配置的方式为均匀分布，因此每根扭弦上的载荷可视为相等，当驱动电机带动扭弦运动时，扭弦发生扭转并呈现螺旋上升的形状。如图 2-3 所示。

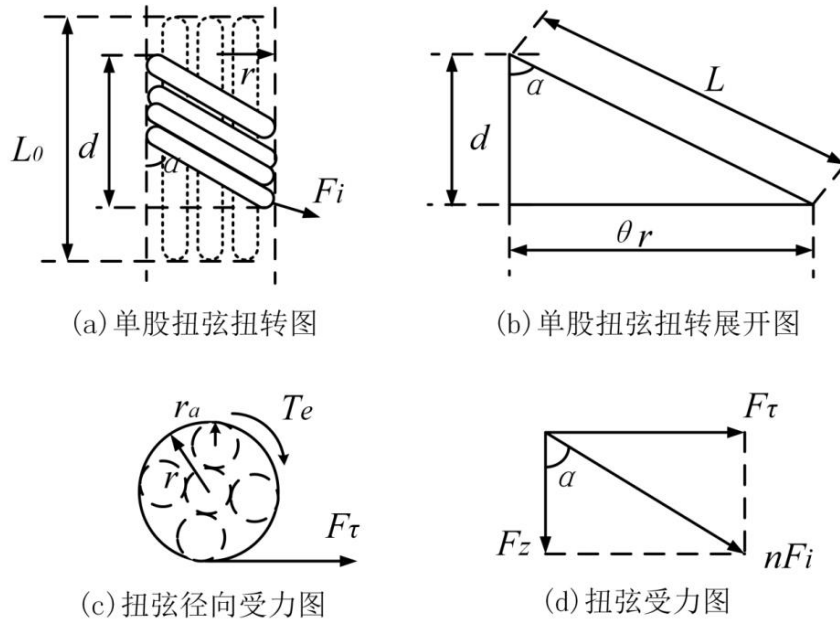


图 2-3 扭弦扭转示意图

根据图 2-3(b)可得：

$$\begin{cases} L = \sqrt{d^2 + (\theta r)^2} \\ \tan \alpha = \frac{\theta r}{d} \\ S = L_0 - d \end{cases} \quad (2-1)$$

式中， L 代表扭弦扭转后的展开长度； d 为扭弦扭转后实际长度； θ 为电机的旋转角度； r 为扭弦扭转后的实际半径； α 为扭弦与电机输出轴之间的角度； L_0 为扭弦扭转前的长度； S 为扭弦驱动装置所产生的位移。

施加负载后，扭弦会发生弹性形变，根据胡克定律可得：

$$F_i = k(L - L_0) = k(\sqrt{d^2 + (\theta r)^2} - L_0) \quad (2-2)$$

式中， F_i 为扭弦所受拉力； k 为刚度系数。

根据式(2-2)，可得：

$$d = \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \theta^2 r^2} \quad (2-3)$$

由图 2-3(c)可得：

$$T_L = rF_\tau \quad (2-4)$$

式中， T_L 为负载转矩。

根据图 2-3(d)，在不考虑摩擦对扭弦结构影响的情况下，电机的轴向拉力 F_z 即为 n 股扭弦受到的拉力 nF_i 的 z 轴方向的分力，电机的切向拉力 F_τ 即为 n 股扭弦受到的拉力 nF_i 的 x 轴方向的分力，其关系式如下：

$$\begin{cases} F_z = nF_i \cos \alpha \\ F_\tau = nF_i \sin \alpha \end{cases} \quad (2-5)$$

根据式(2-2)、(2-4)、(2-5)，可得：

$$T_L = rF_\tau = rnF_i \sin \alpha = rF_z \tan \alpha = \frac{F_z \theta r^2}{d} \quad (2-6)$$

根据式(2-6)可知，驱动电机需要满足 $T_N \geq T_L$ ， T_N 为电机的额定转矩。

电机输出轴方向的转角 θ 与电机的转速 ω_m 之间的表达式如下：

$$\theta(t) = \int \omega_m(t) dt \quad (2-7)$$

根据式(2-5)、(2-7)可得下式：

$$d(t) = \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \theta^2 r^2} = \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \left[\int \omega_m(t) dt\right]^2 r^2} \quad (2-8)$$

根据式(2-2)可得扭弦驱动装置产生的位移 S 为：

$$S(t) = L_0 - d = L_0 - \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \left[\int \omega_m(t) dt\right]^2 r^2} \quad (2-9)$$

则关节绳索的长度为：

$$\Delta l(t) = \theta_i(t) r_1 = S(t) = L_0 - \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \left[\int \omega_m(t) dt\right]^2 r^2} \quad (2-10)$$

式中， Δl 为绳索长度变化值； θ_i 为关节的旋转角度； r_1 为关节处滑轮的半径。

根据式(2-10)可得关节转角 θ_i 为：

$$\theta_i(t) = \frac{L_0 - \sqrt{\left(\frac{F_i}{k} + L_0\right)^2 - \left[\int \omega_m(t) dt\right]^2 r^2}}{r_1} \quad (2-11)$$

在扭弦驱动装置中，驱动电机输出的电磁转矩为扭弦提供拉力，即：

$$nF_i = \frac{T_e}{r} \sin \alpha \quad (2-12)$$

式中， T_e 为电磁转矩。

由式(2-1)、(2-2)、(2-4)可得下式：

$$\sin \alpha = \frac{\theta r}{L} = \frac{\theta r}{\sqrt{d^2 + \theta^2 r^2}} = \frac{\theta r}{F_i / k + L_0} \quad (2-13)$$

根据式(2-12)、式(2-13)可求得 F_i 为：

$$F_i = \frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e \int \omega_m(t) dt} - knL_0}{2n} \quad (2-14)$$

则可得， θ_i 为：

$$\theta_i(t) = \frac{L_0 - \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e \int \omega_m(t) dt} - knL_0}{2nk} + L_0\right)^2 - \left[\int \omega_m(t) dt\right]^2 r^2}}{r_1} \quad (2-15)$$

扭弦在扭转后呈现螺旋上升的形状，如图 2-4 所示。

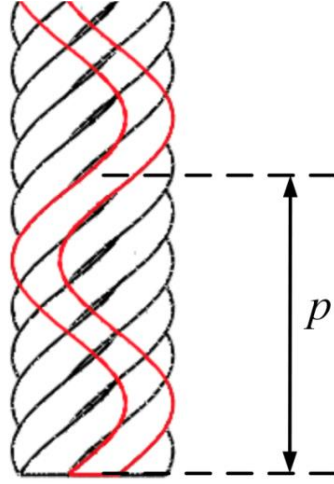


图 2-4 扭弦空间螺旋线

图 2-4 中 p 为扭弦扭转一周所产生的轴向位移，其满足：

$$2\pi d = p\theta \quad (2-16)$$

当扭弦扭转时， p 的值最小，扭弦驱动装置中的扭弦均匀排列，则可得：

$$p_{\min} = 2nr_a \quad (2-17)$$

式中， r_a 为扭弦的半径。

当扭弦扭转后，驱动电机的旋转角度达到最大，此时电机与扭弦均不再运动，此时扭弦驱动装置位移量最大，即：

$$\begin{cases} \theta_{\max} = 2\pi d / p_{\min} \\ S_{\max} = L_0 - d \\ F_i = 0 \end{cases} \quad (2-18)$$

根据式(2-3)、(2-17)、(2-18)，可以得到：

$$\begin{cases} \theta_{\max} = \frac{2\pi d}{p_{\min}} = \frac{L_0}{\sqrt{r^2 + \frac{n^2 r_a^2}{\pi^2}}} \\ S_{\max} = L_0 - d = L_0 - \frac{L_0}{\sqrt{1 + \frac{\pi^2 r^2}{n^2 r_a^2}}} \end{cases} \quad (2-19)$$

在肩关节与肘关节运动过程中，如果发生扭弦自我缠绕的现象，会导致扭弦出现变形，造成不可逆的损伤。因此，为避免此种情况，需要满足 $\theta < \theta_{\max}$ ， $S < S_{\max}$ 。

2.2 齿轮驱动方式

本文肩关节前屈关节采用齿轮驱动方式，齿轮驱动相对于其它驱动方式，其精度更高，且结构简单，不易损坏。由于肩关节前屈与肘关节运动处于一个平面，且肘关节使用柔性的扭弦驱动方式，因此为了使肩关节前屈运动不影响肘关节运动，需要肩关节前屈的控制精度更高，因此采用齿轮驱动。选取的齿轮需要通过相关计算得到其模数与尺寸。

本文齿轮使用的材料为 45 钢，齿面为硬齿面，需淬火处理。由于是开式齿轮，所以小齿轮（主动轮）齿数 z_1 选择范围为 17 到 20, 本文选取小齿轮 $z_1=20$ ，传动比 $u=2$ ，则大齿轮（从动轮）齿数 $z_2=40$ 。如图 2-5 为齿轮啮合受力图。

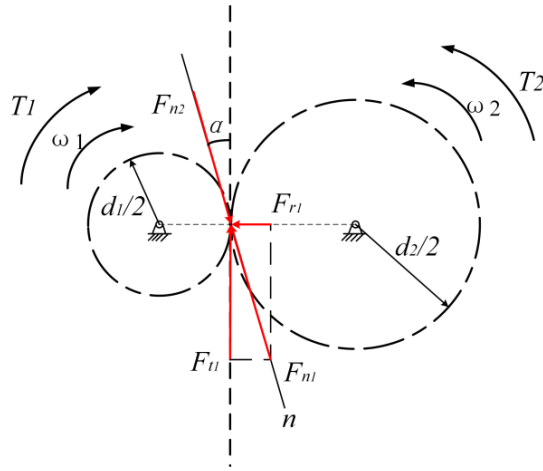


图 2-5 齿轮啮合受力图

图 2-5 中 ω_1 与 ω_2 分别为小齿轮和大齿轮转速。由图可知，小齿轮的圆周力 F_t ，径向力 F_r ，法向力 F_n 分别为：

$$\begin{cases} F_t = 2T_1 / d_1 \\ F_r = F_t \tan \alpha \\ F_n = F_t / \cos \alpha \end{cases} \quad (2-20)$$

式中 α 为压力角，且 $\alpha=20^\circ$ ； T_1 为小齿轮转矩； d_1 为分度圆直径。

小齿轮的转矩 T_1 计算公式如下：

$$T_1 = 9550 \frac{P}{n_1} \quad (2-21)$$

式中， P 为驱动电机功率； n_1 为驱动电机转速。

则实际法向力为：

$$F_{ca} = KF_n = KF_t / \cos \alpha \quad (2-22)$$

本文齿轮采用外啮合，根据赫兹公式可知：

$$\sigma_H = \sqrt{\frac{F_n}{L} \left(\frac{1}{\rho_1} + \frac{1}{\rho_2} \right) \frac{1}{\pi} \left(\frac{1}{\frac{1-\mu_1^2}{E_1} + \frac{1-\mu_2^2}{E_2}} \right)} \quad (2-23)$$

式中， L 为两齿轮的接触长度； ρ 为曲率半径； μ 为泊松比； E 代表弹性模量。根据赫兹公式可得下式：

$$\begin{cases} Z_E = \sqrt{\frac{1}{\pi} \left(\frac{1}{(1-\mu_1^2)/E_1 + (1-\mu_2^2)/E_2} \right)} \\ \frac{1}{\rho_\Sigma} = \frac{1}{\rho_1} + \frac{1}{\rho_2} \\ p_{ca} = \frac{F_{ca}}{L} \end{cases} \quad (2-24)$$

式中 Z_E 为弹性影响系数； ρ_Σ 为综合曲率半径； p_{ca} 为计算载荷。

由式(2-23)，式(2-24)可知，齿轮接触疲劳强度应满足许用应力，如下式：

$$\sigma_H = \sqrt{\frac{F_n}{\rho_\Sigma L}} Z_E \leq [\sigma_H] \quad (2-25)$$

由图 2-5 可得到下式：

$$\begin{cases} \frac{1}{\rho_\Sigma} = \frac{1}{\rho_1} + \frac{1}{\rho_2} = \frac{2}{d_1 \sin \alpha} \frac{u \pm 1}{u} \\ p_{ca} = \frac{F_{ca}}{L} = \frac{KF_n}{L} = \frac{KF_t}{b \cos \alpha} \end{cases} \quad (2-26)$$

于是可得设计公式：

$$d_1 \geq \sqrt[3]{\frac{2K_H T_1}{\phi_d} \frac{u \pm 1}{u} \left(\frac{Z_H Z_E Z_\varepsilon}{[\sigma_H]} \right)^2} \quad (2-27)$$

式中 Z_H ， Z_E ， Z_ε 分别为区域系数、材料的弹性系数以及重合度系数，均为常数； ϕ_d 为齿宽系数；满足 $\phi_d = b/d_1$ ， $[\sigma_H]$ 为材料许用接触应力。则得下式：

$$d_1 \geq 76.6 \sqrt[3]{\frac{KT_1}{\phi_d [\sigma_H]^2} \frac{u \pm 1}{u}} \quad (2-28)$$

为了防止齿轮折断，需要对齿轮进行弯曲疲劳强度计算。假设载荷集中在一对啮合的齿轮上，当两齿轮在齿顶处啮合时，其受到的弯矩达到最大值。

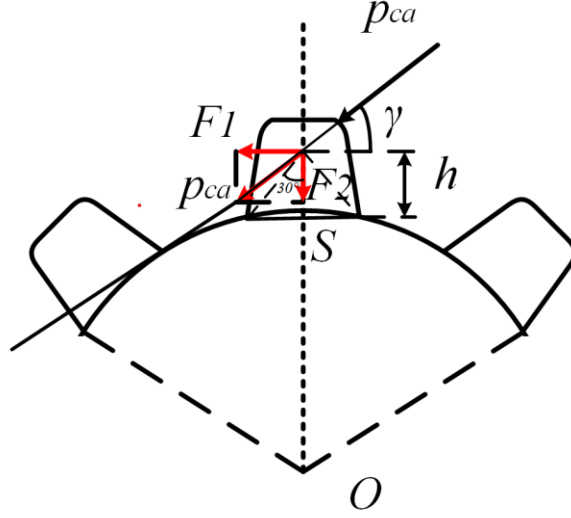


图 2-6 齿顶载荷分布

由图 2-6 可得：

$$\begin{cases} F_1 = p_{ca} \cos \gamma \\ F_2 = p_{ca} \sin \gamma \end{cases} \quad (2-29)$$

F_1 为产生的弯曲应力； F_2 为产生的压应力。齿轮产生的弯矩 M 与抗弯截面系数 W 分别为：

$$\begin{cases} M = p_{ca} \cos \gamma h \\ W = \frac{bS^2}{6} \end{cases} \quad (2-30)$$

采用一系列系数来修正各种应力带来的影响，可得：

$$\sigma_F = \frac{M}{W} = \frac{KF_t Y_{Fa} Y_{sa} Y_\epsilon}{bm} \quad (2-31)$$

由(2-31)式可得齿根弯曲强度设计公式：

$$m \geq \sqrt[3]{\frac{2K_F T_1 Y_\epsilon Y_{Fa} Y_{sa}}{\phi_d z_1^2 [\sigma_F]}} \quad (2-32)$$

式中 σ_F 为齿根受到的弯曲应力； b 为宽度； m 为模数； $[\sigma_F]$ 为需用齿根应力； Y_{Fa} ， Y_{sa} ， Y_ϵ 分别为齿形系数、应力集中系数以及重合度影响系数。化简后得：

$$m \geq 1.263 \sqrt[3]{\frac{2KT_1 Y_{FS}}{\phi_d z_1^2 [\sigma_F]}} \quad (2-33)$$

式中 Y_{FS} 为复合齿形系数，综合考虑各种影响系数。

由上述计算结果可知，齿轮的设计不仅需要满足齿面接触疲劳强度，同时也需要满足齿根弯曲疲劳强度，即：

$$\begin{cases} d_1 \geq 76.63 \sqrt[3]{\frac{KT_1}{\phi_d [\sigma_H]^2} \frac{u+1}{u}} \\ m \geq 1.263 \sqrt[3]{\frac{2KT_1 Y_{FS}}{\phi_d z_1^2 [\sigma_F]}} \end{cases} \quad (2-34)$$

在上肢康复机器人的运动过程中，如果齿轮承受的力超过强度限制，会导致齿轮断裂，从而对患者造成伤害，因此齿轮需满足疲劳强度要求。

2.3 人体上肢结构分析与康复训练动作设计

图 2-7 为人体上肢结构图，人体肩关节具有三个自由度，人体肘关节与腕关节都具有两个自由度，各个关节的运动形式与范围如表 2-1 所示。



图 2-7 人体上肢结构图

表 2-1 关节运动形式与范围

部位	运动形式	运动范围
肩关节	前屈/后伸	0-190°/0-90°
	外展/内收	0-195°/0-80°
	左旋/右旋	0-105°/0-55°
肘关节	前屈/后伸	0-145°/0
	左旋/右旋	0-90°/0-90°
腕关节	上摆/下摆	0-60°/0-40°
	左旋/右旋	0-30°/0-25°

本文选择肩关节与肘关节作为研究对象，并在其中选择肩关节的外展与内收、肩关节的前屈与后伸、肘关节的前屈与后伸，作为康复机器人的三种自由度。根据表 2-1 可以得到人体上肢各关节运动范围以及患者运动的局限性，确定了混联式上肢康复机器人肩关节与肘关节的运动形式与运动范围，如表 2-2 所示。

表 2-2 混联式上肢康复机器人关节运动范围

机器人部位	运动形式	运动范围
肩关节	前屈/后伸	0-60°/0
	外展/内收	0-60°/0
肘关节	前屈/后伸	0-90°/0

在混联式上肢康复机器人中，肩关节前屈由齿轮装置驱动，肩关节外展与肘关节前屈由扭弦驱动装置驱动，在三自由度的基础上为混联式上肢康复机器人设计为两种康复训练动作。

康复训练动作 1：肩关节外展 $\pi/3$ ，如图 2-8 所示。



图 2-8 康复训练动作 1

康复训练动作 2：肩关节前屈 $\pi/3$ ，肘关节前屈 $\pi/2$ ，如图 2-9 所示。



图 2-9 康复训练动作 2

2.4 混联式上肢康复机器人本体结构设计

混联式上肢康复机器人结构包括机械臂、扭弦驱动装置和牵引装置。在确定混联式上肢康复机器人结构前，需根据具体人体尺寸确定出康复机器人的结构尺寸。

2.4.1 机械臂结构设计

根据人体尺寸 GB 10000-88 可得下表。

表 2-3 人体主要尺寸

部位	男/mm	女/mm
身高	1558-1845	1422-1723
上臂	273-350	251-320
前臂	205-269	184-243
手部	163-202	154-189

根据表 2-3，选择身高为 1.75 m 的成年男性作为参考依据，得到的具体上肢尺寸参数表如 2-4 所示。

表 2-4 1.75 m 男性上肢尺寸参数

上肢部位	长度/mm
上臂 $L_{上}$	280
前臂 $L_{前}$	220
手部 $L_{手}$	180

根据表 2-4 的尺寸参数，所设计的混联式上肢康复机器人主要尺寸如表 2-5 所示。其中机械臂前臂包括人体前臂长度和人体手掌长度。

表 2-5 混联式上肢康复机器人主要尺寸

机器人部位	长度区间/mm
总高	1450-1950
上臂	245-345
前臂	265-375

根据表 2-5，可绘制出机械臂结构如图 2-10 所示。机械臂结构包括机械臂外展上臂、机械臂前屈上臂、机械臂前臂、滑轮、大小齿轮、角度传感器和齿轮驱动电机。前屈上臂和前屈前臂设有可调整长度的调整机构，以满足不同患者的实际需求。为使患者的上肢能与机器臂的动作保持一致，机械臂上装有弹性束带，机械臂末端设有用于患者手握的装置，机械臂前臂与上臂均配备了相应的传感器。为了保证康复机器人的运动始终保持在所设定的运动范围内，在肩关节外展滑轮处设有 $\pi/3$ 的限位装置，在大齿轮处设有 $\pi/2$ 的限位装置，在肘关节滑轮处设有 $\pi/3$ 的限位装置。

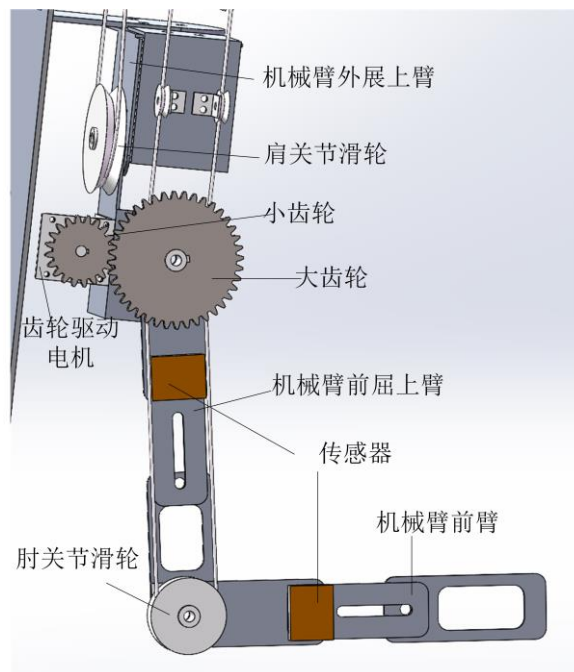


图 2-10 机械臂结构

2.4.2 牵引装置结构设计

混联式上肢康复机器人的牵引装置主要由驱动绳索，定滑轮以及支撑架组成，用于连接机械臂关节和扭弦驱动装置。牵引装置设计在康复机器人最上方，可以更加简化康复机器人的结构，防止出现绳索缠绕现象，牵引装置结构如图 2-11 所示。

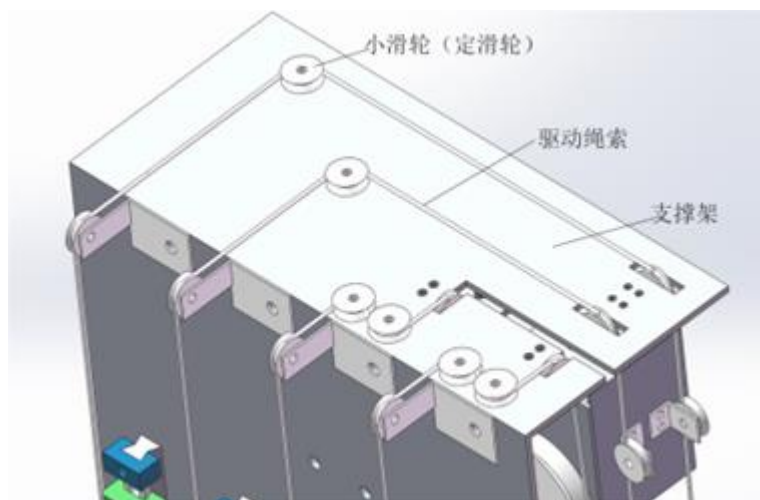


图 2-11 牵引装置结构图

2.4.3 扭弦驱动装置结构设计

扭弦驱动装置安装在机器人背部，每组扭弦驱动装置由两个转向相反的扭弦驱动电机、滑块、导轨以及底架组成。底架设有槽口，可将电机安装在不同位置。扭弦驱动装置通过电机带动扭弦扭转，再由扭弦提供拉力，带动滑块在导轨上运动，从而带动绳索运动。图 2-12 为扭弦驱动装置结构图。

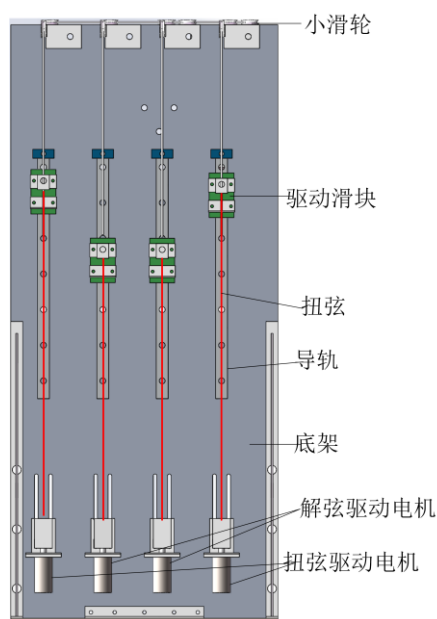


图 2-12 扭弦驱动装置结构图

2.4.4 混联式上肢康复机器人整体结构

在确定了混联式上肢康复机器人的机械臂结构、牵引装置结构和扭弦驱动装置结构的具体尺寸后，利用 SolidWorks 软件建立三维模型，同时对三种结构进行装配，得到的机器人总体结构如图 2-13 所示。

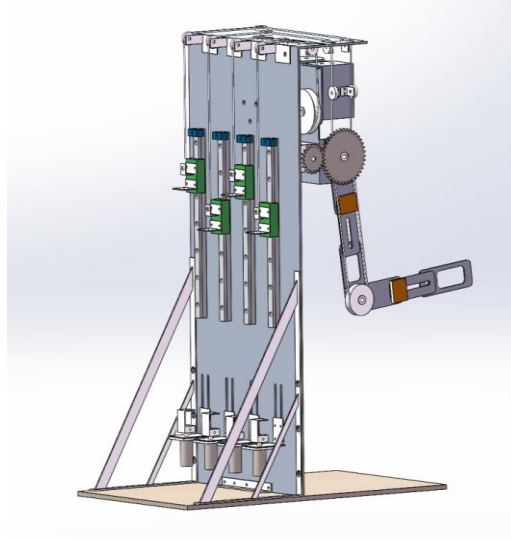


图 2-13 扭弦驱动上肢康复机器人整体结构图

2.5 齿轮强度校核与电机选型

为了保证混联式上肢康复机器人拥有足够的驱动力驱动机械臂进行运动，需要保证其驱动转矩大于康复训练时机械臂所需力矩。本文在扭弦驱动装置上选用控制精度高、控制效果好的永磁同步电机作为驱动电机。同时选用结构简单，价格便宜，重量轻的直流电机作为齿轮传动的驱动电机。

为了确定电机型号，需要对机械臂运动时，相应的关节所能承受的最大力矩来选择。根据表 2-4 的尺寸参数，可以将人体上肢等效为圆柱体以便计算，将人体上臂等效为周长 270 mm 的圆柱体，人体前臂等效为周长 240 mm 的圆柱体、人体手掌等效为周长 160 mm 的圆柱体，可以得到下式：

$$\begin{cases} m_{\text{上臂}} = \rho SL = \rho \pi \left(\frac{C}{2\pi} \right)^2 L_{\text{上}} = 1048.7 \times \frac{0.27^2}{4\pi} \times 0.28 = 1.70 \text{ kg} \\ m_{\text{前臂}} = \rho SL = \rho \pi \left(\frac{C}{2\pi} \right)^2 L_{\text{前}} = 1048.7 \times \frac{0.24^2}{4\pi} \times 0.22 = 1.05 \text{ kg} \\ m_{\text{手部}} = \rho SL = \rho \pi \left(\frac{C}{2\pi} \right)^2 L_{\text{手}} = 1048.7 \times \frac{0.16^2}{4\pi} \times 0.18 = 0.38 \text{ kg} \end{cases} \quad (2-35)$$

式中， S 为截面积； C 为周长； L 为长度； ρ 为人体密度且 $\rho=1.0487 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 。

机械臂的材料选择 5052 铝合金，根据三维模型中的具体尺寸，将机械臂外展上臂长度 L_1 、机械臂前伸上臂长度 L_2 以及前臂长度 L_3 分别设置为 100 mm、280 mm、300 mm。则可以得到机械臂各部分质量分别为： $m_{L1}=0.05 \text{ kg}$ ， $m_{L2}=0.18 \text{ kg}$ ， $m_{L3}=0.14 \text{ kg}$ ；关节滑轮的质量与半径分别为 $m_{\text{美}}=0.22 \text{ kg}$ 、

$r_l=40\text{mm}$ 。

为了保证电机驱动力足够，假设机械臂水平时，其质量均集中在末端，此时齿轮驱动关节所受到的力矩最大，即：

$$\begin{aligned} T_{\max 1} &= m_{\text{总}} g r_1 = (m_{\text{上臂}} + m_{\text{前臂}} + m_{\text{手部}} + m_{L2} + m_{L3} + 2m_{\text{关}}) g r_1 \\ &= (1.70 + 1.05 + 0.38 + 0.18 + 0.14 + 2 \times 0.22) \times 9.8 \times 0.04 \\ &= 1.524 \text{ N} \cdot \text{m} \end{aligned} \quad (2-36)$$

根据式(2-36)，齿轮驱动装置选择的电机型号为 MD36NP71_24V 电机，其相关参数如表 2-6 所示。

表 2-6 MD36NP71_24V 电机参数

参数	数值
额定转速 n_N/rpm	87
转动惯量 $J/\text{kg} \cdot \text{m}^2$	0.0001
额定电压 U_N/V	24
额定功率 P_N/W	35
减速比	71
额定转矩 $T_N/\text{N} \cdot \text{m}$	3.48

根据式(2-22)可得小齿轮的力矩：

$$T_1 = 9550 \frac{P}{n_1} = 9550 \frac{35 \times 10^{-3}}{87} = 3.84 \text{ N} \cdot \text{m} \quad (2-37)$$

由于所采用的齿轮传动载荷平稳，且轴的刚性较大，因此选取齿轮的载荷系数 $K=1.2$ 。齿轮采用 45 号钢作为材料，则可知其许用应力 $[\sigma_H]=[\sigma_F]=200\text{Mpa}$ 。复合齿形系数 $Y_{FS}=3.479$ 。本文齿轮采用悬臂布置，因此其齿宽系数 $\phi_d=0.5$ ，小齿轮的齿数 $z_1=20$ ，传动比 $u=2$ 。根据式(2-34)需满足：

$$\begin{cases} d_1 \geq 76.6 \sqrt[3]{\frac{KT_1}{\phi_d [\sigma_H]^2} \frac{u+1}{u}} = 5.44 \text{ mm} \\ m \geq 1.26 \sqrt[3]{\frac{2KT_1}{\phi_d z_1^2} \frac{Y_{FS}}{[\sigma_F]}} = 0.117 \end{cases} \quad (2-38)$$

根据式(2-38)，取齿轮模数 $m=3$ ， $d_1=mz_1=60\text{mm}$ ，满足设计条件。可得到小齿轮质量 $m_{\text{小齿轮}}=0.6\text{kg}$ ，大齿轮质量 $m_{\text{大齿轮}}=2.7\text{kg}$ ，直流电机质量 $m_{\text{电机}}=0.42\text{kg}$ 。

由于齿轮与直流电机质量较大，当整条机械臂运动时，可将机械臂所受的力视为集中于齿轮处，此时机械臂所受最大力矩为：

$$\begin{aligned}
T_{\max} &= (m_{\text{人体手臂}} + m_{\text{机械臂}} + 2m_{\text{关}} + m_{\text{齿轮}} + m_{\text{电机}})g\left(\frac{L_1 \cos 60^\circ + L_2}{2}\right) \\
&= (3.13 + 0.37 + 2 \times 0.22 + 3.1 + 0.42) \times 9.8 \times \left(\frac{0.05 + 0.28}{2}\right) \\
&= 12.063 \text{ N} \cdot \text{m}
\end{aligned} \tag{2-39}$$

由式(2-39)可知，在机械臂承受的力矩最大时，电机的负载转矩达到最大。

则驱动绳索拉力 $F_{z_{\max}}$ 为：

$$F_{z_{\max}} = \frac{T_{\max}}{r_1} = \frac{12.063}{0.04} = 301.575 \text{ N} \tag{2-40}$$

扭弦驱动装置中， $L_0=600 \text{ mm}$ ， $r_a=0.5 \text{ mm}$ ， $r=1 \text{ mm}$ ， $n=4$ ，根据式(2-19)可得电机最大转角 $\theta_{\max}=505.48 \text{ rad}$ ，扭弦扭转后的最小长度 $d_{\min}=322.338 \text{ mm}$ 。则可得到电机负载转矩最大值，如下式：

$$T_{L_{\max}} = \frac{F_{z_{\max}} \theta_{\max} r^2}{d_{\min}} = \frac{301.575 \times 505.48 \times 0.001^2}{322.338} = 0.473 \text{ N} \cdot \text{m} \tag{2-41}$$

根据电机最大负载转矩选取的永磁同步电机参数如表 2-7 所示：

表 2-7 永磁同步电机参数

参数	数值
额定扭矩 $T/\text{N} \cdot \text{m}$	0.64
定子电阻 R_s/Ω	0.44
电感 $L_d = L_q/\text{H}$	4.5×10^{-4}
永磁体磁链 Ψ_f/Wb	9.8×10^{-3}
转动惯量 $J/\text{kg} \cdot \text{m}^2$	2.8×10^{-5}
粘滞摩擦系数 $B/\text{N} \cdot \text{m} \cdot \text{s}$	5×10^{-5}
极对数 p	5

肩关节外展与肘关节前屈驱动电机均采用该永磁同步电机。

2.6 本章小结

本章首先介绍了扭弦驱动和齿轮驱动，推导出扭弦驱动装置不发生自我缠绕需满足的方程式，同时推导出齿轮设计需满足的强度方程式。随后根据人体上肢运动形式与运动范围，设计了两种用于帮助患者恢复的康复训练动作。其次根据人体结构数据确定了混联式上肢康复机器人的总体结构以及主要尺寸，并通过 SolidWorks 绘制出混联式上肢康复机器人的三维模型。最后，根据人体结构数据以及机器人相关参数，确定了齿轮尺寸以及实验所用的驱动电机型号。

第3章 混联式上肢康复机器人运动学与动力学分析

3.1 混联式上肢康复机器人运动学分析

运动学分析包括正运动学分析与逆运动学分析，正运动学分析就是在明确各个关节旋转角度的基础上来求解机器人末端的位置，而逆运动学分析则是在明确机器人末端的情况下求解关节旋转角度。由于各个关节与绳索均相连，且随着绳索变化而变化，因此可将为正运动学分析转化为已知关节旋转角度的情况下求解绳索长度。

3.1.1 D-H 模型的建立

采用 D-H 建模方法，给每个关节固定一个坐标系，可有效避免运动失控的问题。目前，这一方法已成为机器人运动研究的经典分析方法。D-H 坐标系的建立规则如下：

- (1) 每个关节坐标系的坐标轴都需要明确的方向。
- (2) 沿坐标系 Z 轴移动的为移动关节，与坐标系 Z 轴旋转方向相同的为旋转关节。
- (3) 当前关节的 X 轴需要垂直于另一坐标系的 Z 轴，若此时的 Z 轴方向不是平面，则 X 轴朝向另一坐标系的原点位置；

本文所建立的基于 D-H 的参考坐标系如图 3-1 所示。

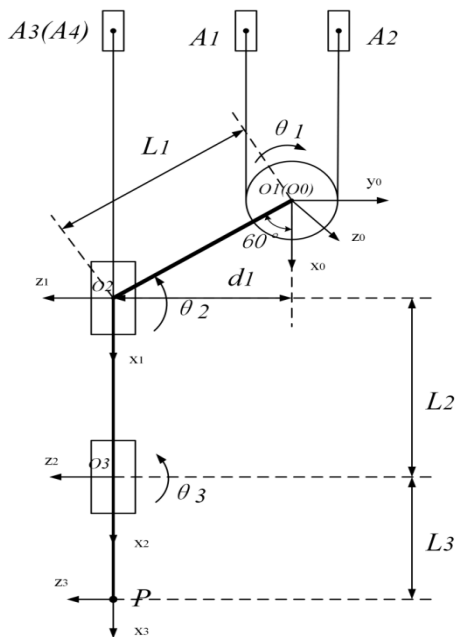


图 3-1 机械臂坐标系

本文的 D-H 顺序为：先令 $n-1$ 坐标系统 Z_{i-1} 轴旋转 θ_i 角，使得 X_{i-1} 与 X_i 平行；随后沿 Z_{i-1} 轴方向平移 d_i 的距离，使得 X_{i-1} 轴与 X_i 轴重合；然后沿 X_i 轴方向移动 a_i 的距离；最后绕 X_i 轴方向旋转 α_i 角度，使得 n 坐标系与 $n-1$ 坐标系相重合。机器人的 D-H 参数表如表 3-1 所示。

表 3-1 上肢康复机器人 D-H 参数表

连杆/ i	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_1	d_1	$L_1/2$	$-\pi/2$
2	θ_2	0	L_2	0
3	θ_3	0	L_3	0

其中 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 分别为三个连杆转动角度； d_1 为连杆 1 到连杆 2 的竖直距离； L_1 、 L_2 、 L_3 分别为三个连杆长度。

3.1.2 正运动学分析

根据表 3-1 可得知各连杆间的转换矩阵方程如下：

$${}^{i-1}_iT = \begin{bmatrix} c_i & -c\alpha_i s_i & s\alpha_i s_i & a_i c_i \\ s_i & c\alpha_i c_i & -s\alpha_i c_i & a_i s_i \\ 0 & s\alpha_i & c\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

式中， $c_i = \cos\theta_i$ ； $s_i = \sin\theta_i$ ，根据式(3-1)与表 3-1，可得到不同关节的转换矩阵：

$${}^0_1T = \begin{pmatrix} \cos\theta_1 & 0 & -\sin\theta_1 & L_1 \cos\theta_1 / 2 \\ \sin\theta_1 & 0 & \cos\theta_1 & L_1 \sin\theta_1 / 2 \\ 0 & -1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-2)$$

$${}^1_2T = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & L_2 \cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & L_2 \sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-3)$$

$${}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & L_3 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & L_3 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-4)$$

将式(3-2), (3-3), (3-4)相乘后, 可得:

$${}^0_3T = {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos \theta_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) & -\cos \theta_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) & -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 [L_1/2 + L_2 \cos \theta_2 + L_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)] \\ \sin \theta_1 \cos(\theta_2 + \theta_3) & -\sin \theta_1 \sin(\theta_2 + \theta_3) & \cos \theta_1 & \sin \theta_1 [L_1/2 + L_2 \cos \theta_2 + L_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)] \\ -\sin(\theta_2 + \theta_3) & \sin(\theta_2 - \theta_3) & 0 & -L_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) - L_2 \sin \theta_2 + d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-5)$$

根据式(3-5)可得, P 点的位置方程为:

$$\begin{cases} x_P = \cos \theta_1 [L_1/2 + L_2 \cos \theta_2 + L_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)] \\ y_P = \sin \theta_1 [L_1/2 + L_2 \cos \theta_2 + L_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)] \\ z_P = -L_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) - L_2 \sin \theta_2 + d_1 \end{cases} \quad (3-6)$$

3.1.3 逆运动学分析

上肢康复机器人逆运动学分析就是在已知 P 点位置的情况下, 求解关节转角 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 。

根据式(3-2)可得逆矩阵:

$${}^0_1T^{-1} = \begin{pmatrix} \cos \theta_1 & \sin \theta_1 & 0 & -L_1/2 \\ 0 & 0 & -1 & d_1 \\ -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-7)$$

则有:

$${}^0_1T^{-1} {}^0_3T = {}^0_1T^{-1} {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos(\theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_2 + \theta_3) & 0 & \cos \theta_2 L_2 + \cos \theta_2 \cos \theta_3 L_2 - \sin \theta_2 \sin \theta_3 L_3 \\ \sin(\theta_2 + \theta_3) & \cos(\theta_2 + \theta_3) & 0 & \sin \theta_2 L_2 + \sin \theta_2 \cos \theta_3 L_3 + \sin \theta_3 \cos \theta_2 L_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-8)$$

由式(3-8)可得:

$$-\sin \theta_1 x_P + \cos \theta_1 y_P = d_1 \quad (3-9)$$

设 $x_P = \rho \cos \chi$, $y_P = \rho \sin \chi$, 则

$$x_P^2 + y_P^2 = \rho^2 \quad (3-10)$$

由式(3-9)可化简为:

$$-\sin \theta_1 \rho \cos \chi + \cos \theta_1 \rho \cos \chi = d_1 \quad (3-11)$$

由式(3-11)采用合角公式得:

$$\sin(\chi - \theta_1) = d_1 / \rho \quad (3-12)$$

解得:

$$\theta_1 = \arctan \frac{y_p}{x_p} - \arcsin\left(\frac{d_1}{\sqrt{x_p^2 + y_p^2}}\right) \quad (3-13)$$

根据式(3-13)可得逆矩阵:

$${}^1_2T^{-1} = \begin{pmatrix} \cos \theta_2 & \sin \theta_2 & 0 & -L_2 \\ -\sin \theta_2 & \cos \theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-14)$$

则有:

$${}^1_2T^{-1} {}^0_1T^{-1} {}^0_3T = {}^1_2T^{-1} {}^0_1T^{-1} {}^0_1T {}^1_2T {}^2_3T = \begin{pmatrix} \cos \theta_3 & -\sin \theta_3 & 0 & L_3 \cos \theta_3 \\ \sin \theta_3 & \cos \theta_3 & 0 & L_3 \sin \theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3-15)$$

由式(3-15)可得:

$$\begin{cases} \cos \theta_1 \cos \theta_2 x_p + \sin \theta_1 \cos \theta_2 y_p - \sin \theta_2 z_p - \cos \theta_2 L_1 / 2 + \sin \theta_2 d_1 - L_2 = L_3 \cos \theta_3 \\ -\cos \theta_1 \sin \theta_2 x_p - \sin \theta_1 \sin \theta_2 y_p - \cos \theta_2 z_p + \sin \theta_2 L_1 / 2 + \cos \theta_2 d_1 = L_3 \sin \theta_3 \end{cases} \quad (3-16)$$

由式(3-16)可得:

$$\theta_3 = \arccos\left(\frac{(x_p \cos \theta_1 + y_p \sin \theta_1 - L_1 / 2)^2 + (d_1 - z_p)^2 - L_2^2 + L_3^2}{2L_2 L_3}\right) \quad (3-17)$$

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{\sqrt{2}(\sqrt{x_p^2 + y_p^2} - z_p - L_1 / 2 + d_1)}{L_2 + L_3(\cos \theta_3 + \sin \theta_3)}\right) - \pi / 4 \quad (3-18)$$

3.1.4 绳索长度分析

绳索主要负责连接以及提供驱动力。在机器人运动过程中, 扭弦产生的位移量与绳索长度的变化量相同。

图 3-2 为肩关节外展驱动绳索模型, 驱动绳索在扭弦驱动装置的作用下,

带动肩关节外展滑轮转动。

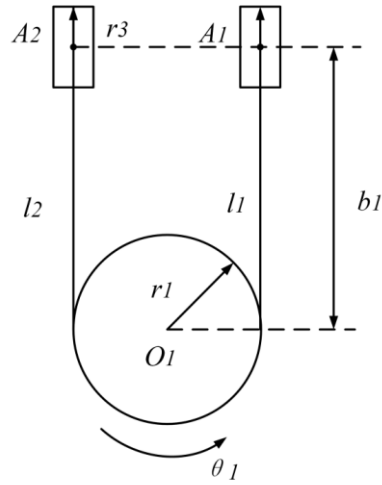


图 3-2 肩关节外展驱动绳索模型

根据图 3-2 可知，当肩关节外展转角运动到 θ_1 角度时，肩关节驱动绳索的长度表达式如下：

$$\begin{cases} l_1 = b_1 + \theta_1 r_1 \\ l_2 = b_1 - \theta_1 r_1 \end{cases} \quad (3-19)$$

式中，肩关节滑轮半径 $r_1=40\text{mm}$ ， $b_1=215\text{mm}$ 。

图 3-3 为肘关节驱动绳索模型，肘关节绳索长度需要考虑到齿轮传动关节的旋转角度 θ_2 ，因此肘关节绳索长度由两部分相加得到。

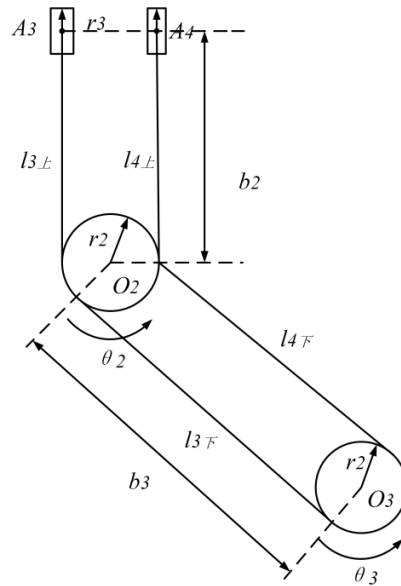


图 3-3 肘关节驱动绳索模型

由图 3-3 可知，当肩关节前屈转角运动到 θ_2 角度时，肘关节上半部分驱动绳索长度表达式如下：

$$\begin{cases} l_{3\perp} = b_2 + \theta_2 r_2 \\ l_{4\perp} = b_2 - \theta_2 r_2 \end{cases} \quad (3-20)$$

当时关节前屈转角运动到 θ_3 角度时，肘关节下半部分驱动绳索长度表达式如下：

$$\begin{cases} l_{3\overline{\perp}} = b_3 + \theta_3 r_2 \\ l_{4\overline{\perp}} = b_3 - \theta_3 r_2 \end{cases} \quad (3-21)$$

由式(3-20)和式(3-21)可的肘关节驱动绳索长度 l_3 、 l_4 分别为：

$$\begin{cases} l_3 = l_{3\perp} + l_{3\overline{\perp}} = b_2 + b_3 + r_2(\theta_2 + \theta_3) \\ l_4 = l_{4\perp} + l_{4\overline{\perp}} = b_2 + b_3 - r_2(\theta_2 + \theta_3) \end{cases} \quad (3-22)$$

式中，肘关节滑轮半径 $r_2=40\text{mm}$ ， $b_2=230\text{mm}$ ， $b_3=280\text{mm}$ 。绳索长度主要与 θ_1 、 θ_2 以及 θ_3 有关，而关节转角与具体康复动作有关。因此，要分析关节驱动绳索长度的变化，必须根据具体的康复训练动作来确定相应的关节转角变化。

3.2 混联式上肢康复机器人动力学分析

混联式上肢康复机器人动力学分析过程，就是求解各个关节力矩的过程。由于扭弦驱动关节的力矩主要由绳索提供，因此需要对绳索进行拉力分析。

3.2.1 拉格朗日动力学建模

康复机器人的动力学模型需要在已知部分参数的情况下进行计算，其中包括机器人关节的角速度、角加速度、转角等参数。本文的动力学建模采用拉格朗日法，其表达式如下：

$$L(q_1, q_2, \dots, q_n; \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dots, \dot{q}_n; t) \quad (3-23)$$

代入力学能，则有：

$$L = K - P \quad (3-24)$$

式中， K 为系统总动能； P 为系统总位能。

则拉格朗日动力学方程如下：

$$T_i = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} = \frac{d}{dt} \frac{\partial K}{\partial \dot{\theta}_i} - \frac{\partial K}{\partial \theta_i} + \frac{\partial P}{\partial \theta_i} \quad i=1, 2, \dots, n \quad (3-25)$$

式中， i 代表某个关节， T_i 为关节力矩； θ_i 为关节转角； n 为连杆数目。

在三维空间中，连杆质心线速度与角速度的动能之和即连杆的动能，其表

达式如下：

$$K = \frac{1}{2} \mathbf{v}_G^T \mathbf{v}_G m + \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega}_G^T \bar{\mathbf{I}} \boldsymbol{\omega}_G \quad (3-26)$$

$$\text{式中, } \mathbf{v}_G = \begin{pmatrix} v_{G_x} \\ v_{G_y} \\ v_{G_z} \end{pmatrix}; \quad \boldsymbol{\omega}_G = \begin{pmatrix} \omega_{G_x} \\ \omega_{G_y} \\ \omega_{G_z} \end{pmatrix}; \quad \bar{\mathbf{I}} = \begin{pmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{pmatrix}; \quad m \text{ 为连杆质量; } \mathbf{v}_G \text{ 为}$$

连杆质心线速度; $\bar{\mathbf{I}}$ 为连杆质心惯性张量; $\boldsymbol{\omega}_G$ 为连杆质心角速度。

假设连杆质心位置为 $G(x,y,z)$, 则可以得到 G 点的惯性矩如下:

$$\begin{cases} I_{xx} = \int (y^2 + z^2) dm = m(y^2 + z^2) \\ I_{yy} = \int (x^2 + z^2) dm = m(x^2 + z^2) \\ I_{zz} = \int (x^2 + y^2) dm = m(x^2 + y^2) \end{cases} \quad (3-27)$$

G 点的惯性积为:

$$\begin{cases} I_{xy} = I_{yx} = -\int xy dm = -xym \\ I_{xz} = I_{zx} = -\int xz dm = -xzm \\ I_{yz} = I_{zy} = -\int yz dm = -yzm \end{cases} \quad (3-28)$$

由于关节滑轮在运动时也会产生动能, 则杆件的动能表达式如下:

$$K = \frac{1}{2} \mathbf{v}_G^T \mathbf{v}_G m + \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega}_G^T \bar{\mathbf{I}} \boldsymbol{\omega}_G + \frac{1}{2} \mathbf{v}_O^T \mathbf{v}_O m_{\text{关}} + \frac{1}{2} J \dot{\theta}^2 \quad (3-29)$$

式中, J 为滑轮的转动惯量, 且 $J = \frac{1}{2} m_{\text{关}} r^2$; $m_{\text{关}}$ 为滑轮的质量; r 为滑轮半径; θ 为关节的转角; $\mathbf{v}_O$ 为滑轮的质心线速度。

由于关节滑轮的位能包含在连杆位能之中, 因此可得连杆位能表达式如下:

$$P = -[m(\mathbf{g}_x, \mathbf{g}_y, \mathbf{g}_z) \begin{pmatrix} x_G \\ y_G \\ z_G \end{pmatrix} + m_3(\mathbf{g}_x, \mathbf{g}_y, \mathbf{g}_z) \begin{pmatrix} x_O \\ y_O \\ z_O \end{pmatrix}] \quad (3-30)$$

式中, $\begin{pmatrix} x_G \\ y_G \\ z_G \end{pmatrix}$ 为 G 点的位置; $\begin{pmatrix} x_O \\ y_O \\ z_O \end{pmatrix}$ 为基坐标系中关节滑轮质心所在的位置。

3.2.2 动力学分析

图 3-4 为混联式上肢康复机器人机械臂的结构简图。

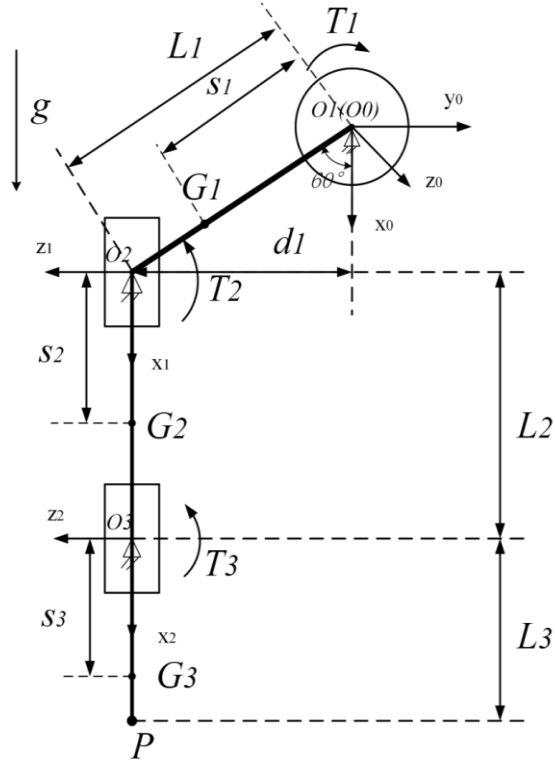


图 3-4 机械臂结构简图

图中 $G1$ 为机械臂外展上臂质心、 $G2$ 为机械臂前屈上臂质心、 $G3$ 为机械臂前臂的质心； m_1 、 m_2 、 m_3 分别为外展上臂总质量、前屈上臂总质量、前臂总质量；外展上臂质心 $G1$ 与前屈上臂质心 $G2$ 到肩关节中心的距离分别为 s_1 、 s_2 ，前臂质心 $G3$ 到肘关节中心的距离为 s_3 ； T_1 、 T_2 、 T_3 分别为肩外展关节，肩前屈关节以及肘关节上作用的力矩；肩关节与肘关节滑轮的半径相同，即 $r_1=r_2$ ，质量为 $m_{\text{关}}$ ； g 为重力加速度。

O_1 点沿连杆方向移动 s_1 后与 $G1$ 点重合，所以 $G1$ 点在基坐标系中的位置矢量表达式为：

$${}^0G1 = {}^0T_1^1G1 = {}^0T_1 \begin{pmatrix} s_1 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ s_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{G1} \\ y_{G1} \\ z_{G1} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3-31)$$

由式(3-31)可得， $G1$ 点位置坐标为：

$$\begin{cases} x_{G1} = s_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ y_{G1} = s_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ z_{G1} = 0 \end{cases} \quad (3-32)$$

根据式(3-32)可得, $G1$ 点线速度为:

$$v_{G1} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{G1} \\ \dot{y}_{G1} \\ \dot{z}_{G1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -s_1 \dot{\theta}_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ s_1 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{G1_x} \\ v_{G1_y} \\ v_{G1_z} \end{pmatrix} \quad (3-33)$$

则 $G1$ 点角速度为:

$$\omega_{G1} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \omega_{G1_x} \\ \omega_{G1_y} \\ \omega_{G1_z} \end{pmatrix} \quad (3-34)$$

则 $G1$ 点位置为 $G1(-(L_1-s_1)/2, 0, -\sqrt{3}(L_1-s_1)/2)$, 根据式(3-27)、(3-28)可得,

$G1$ 点惯性张量为:

$$\bar{I}_1 = \begin{pmatrix} \frac{3}{4}m_1(L_1-s_1)^2 & 0 & -\frac{\sqrt{3}}{4}m_1(L_1-s_1)^2 \\ 0 & m_1(L_1-s_1)^2 & 0 \\ -\frac{\sqrt{3}}{4}m_1(L_1-s_1)^2 & 0 & \frac{1}{4}m_1(L_1-s_1)^2 \end{pmatrix} \quad (3-35)$$

由于外展肩关节滑轮质心与 O_1 点重合且为定滑轮, 则可得到其质心在基坐标系中的位置和质心线速度:

$$\begin{cases} x_{O1} = 0 \\ y_{O1} = 0 \\ z_{O1} = 0 \end{cases} \quad (3-36)$$

$$v_{O1} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{O1} \\ \dot{y}_{O1} \\ \dot{z}_{O1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{O1_x} \\ v_{O1_y} \\ v_{O1_z} \end{pmatrix} \quad (3-37)$$

根据式(3-29)、(3-33)、(3-34)、(3-35)、(3-37)可得, 上臂的动能为:

$$K_1 = (m_1 s_1^2 + \frac{1}{8} m_1 (L_1 - s_1)^2) \dot{\theta}_1^2 \quad (3-38)$$

根据式(3-30)、(3-32)、(3-36)可得，上臂的位能为：

$$P_1 = -m_1 g s_1 \left(\frac{\sqrt{3}}{2} \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + \frac{1}{2} \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \right) \quad (3-39)$$

O_2 点沿 x_1 轴方向移动 s_2 后与 G_2 点重合，所以 G_2 点在基坐标系中的位置矢量表达式为：

$${}^0G_2 = {}^0T^2G_2 = {}^0T \begin{pmatrix} s_2 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \cos \theta_2 \\ L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \sin \theta_2 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{G_2} \\ y_{G_2} \\ z_{G_2} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3-40)$$

由式(3-40)可得， G_2 点的位置坐标为：

$$\begin{cases} x_{G_2} = L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \cos \theta_2 \\ y_{G_2} = L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \sin \theta_2 \\ z_{G_2} = 0 \end{cases} \quad (3-41)$$

根据式(3-41)可得， G_2 点线速度为：

$$v_{G_2} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{G_2} \\ \dot{y}_{G_2} \\ \dot{z}_{G_2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -L_1 \dot{\theta}_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) - s_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{G_2x} \\ v_{G_2y} \\ v_{G_2z} \end{pmatrix} \quad (3-42)$$

则 G_2 点角速度为：

$$\omega_{G_2} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \omega_{G_2x} \\ \omega_{G_2y} \\ \omega_{G_2z} \end{pmatrix} \quad (3-43)$$

G_2 点在连杆坐标系 2 中的位置为 $G_2(L_2-s_2, 0, 0)$ ，则 G_2 点惯性张量为：

$$\bar{I}_2 = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 (L_2 - s_2)^2 & 0 \\ 0 & 0 & m_2 (L_2 - s_2)^2 \end{pmatrix} \quad (3-44)$$

由于前屈肩关节滑轮质心与 O_2 点重合且为动滑轮，则其质心在基坐标系中

的位置矢量可表示为:

$${}^0O2 = {}^0T^2O2 = {}^0T \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{O2} \\ y_{O2} \\ z_{O2} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3-45)$$

由式(3-45)可得, $O2$ 点在基坐标系中的位置为:

$$\begin{cases} x_{O2} = L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ y_{O2} = L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ z_{O2} = 0 \end{cases} \quad (3-46)$$

根据式(3-46)可得, $O2$ 点线速度为:

$$v_{O2} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{O2} \\ \dot{y}_{O2} \\ \dot{z}_{O2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -L_1 \dot{\theta}_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{O2_x} \\ v_{O2_y} \\ v_{O2_z} \end{pmatrix} \quad (3-47)$$

根据式(3-29)、(3-42)、(3-43)、(3-44)、(3-47)可得, 前屈上臂的动能为:

$$\begin{aligned} K_2 = & \frac{1}{2} m_2 [L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + s_2^2 \dot{\theta}_2^2 + 2L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2)] \\ & + \frac{1}{2} m_2 (L_2 - s_2)^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{4} m_{\text{关}} r_1^2 \dot{\theta}_2^2 + \frac{1}{2} m_{\text{关}} L_1^2 \dot{\theta}_1^2 \end{aligned} \quad (3-48)$$

根据式(3-30)、(3-41)、(3-46)可得, 前屈上臂位能表达式如下:

$$P_2 = -m_2 g L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) - m_2 g s_2 \cos \theta_2 - m_{\text{关}} g L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \quad (3-49)$$

$O3$ 点沿 x_2 轴方向移动 s_3 后与 $G3$ 点重合, 所以 $G3$ 点在基坐标系中的位置表达式为:

$${}^0G3 = {}^0T^3G3 = {}^0T \begin{pmatrix} s_3 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \cos \theta_2 + s_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) \\ L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \sin \theta_2 + s_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{G3} \\ y_{G3} \\ z_{G3} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3-50)$$

由式(3-50)可得, $G3$ 点位置可表示为:

$$\begin{cases} x_{G3} = L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \cos \theta_2 + s_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) \\ y_{G3} = L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \sin \theta_2 + s_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ z_{G3} = 0 \end{cases} \quad (3-51)$$

根据式(3-51)可得, $G3$ 点线速度为:

$$v_{G3} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{G3} \\ \dot{y}_{G3} \\ \dot{z}_{G3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -L_1 \dot{\theta}_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) - s_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - s_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + s_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{G3_x} \\ v_{G3_y} \\ v_{G3_z} \end{pmatrix} \quad (3-52)$$

则 $G3$ 点角速度为:

$$\omega_{G3} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \omega_{G3_x} \\ \omega_{G3_y} \\ \omega_{G3_z} \end{pmatrix} \quad (3-53)$$

$G3$ 点在连杆坐标系 3 中的位置为 $G3(L_3-s_3,0,0)$, 根据式(3-27)、(3-28)可得, $G3$ 点惯性张量为:

$$\bar{I}_3 = \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_3(L_3-s_3)^2 & 0 \\ 0 & 0 & m_3(L_3-s_3)^2 \end{pmatrix} \quad (3-54)$$

由于肘关节滑轮质心与 O_3 点重合且为动滑轮, 因此其质心在基坐标系中的位置矢量为:

$${}^0O3 = {}^0_3T {}^3O3 = {}^0_3T \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \cos \theta_2 \\ L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \sin \theta_2 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_{O3} \\ y_{O3} \\ z_{O3} \\ 1 \end{pmatrix} \quad (3-55)$$

由式(3-55)可得, $O3$ 点的位置为:

$$\begin{cases} x_{O3} = L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \cos \theta_2 \\ y_{O3} = L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \sin \theta_2 \\ z_{O3} = 0 \end{cases} \quad (3-56)$$

根据式(3-56)可得, $O3$ 点线速度为:

$$v_{O3} = \begin{pmatrix} \dot{x}_{O3} \\ \dot{y}_{O3} \\ \dot{z}_{O3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -L_1 \dot{\theta}_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) - L_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ L_1 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} v_{O3_x} \\ v_{O3_y} \\ v_{O3_z} \end{pmatrix} \quad (3-57)$$

根据式(3-29)、(3-42)、(3-43)、(3-44)、(3-57)可得, 前臂的动能为:

$$\begin{aligned} K_3 = & \frac{1}{2} m_3 [L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + s_2^2 \dot{\theta}_2^2 + s_3^2 \dot{\theta}_2^2 \dot{\theta}_3^2 + 2L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) \\ & + 2L_1 s_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) + 2s_2 s_3 \dot{\theta}_2^2 \dot{\theta}_3 \cos \theta_3] \\ & + \frac{1}{2} m_3 (L_3 - s_3)^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{4} m_{\text{关}} r_1^2 \dot{\theta}_3^2 + \frac{1}{2} m_{\text{关}} (L_1^2 \dot{\theta}_1^2 + L_2^2 \dot{\theta}_2^2) \end{aligned} \quad (3-58)$$

根据式(3-30)、(3-41)、(3-56)可得, 前臂的位能为:

$$\begin{aligned} P_3 = & -m_3 g [L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + s_2 \cos \theta_2 + s_3 \cos(\theta_2 + \theta_3)] \\ & - m_{\text{关}} g [L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1) + L_2 \cos \theta_2] \end{aligned} \quad (3-59)$$

则系统总动能为:

$$K = K_1 + K_2 + K_3 \quad (3-60)$$

系统总位能为：

$$P = P_1 + P_2 + P_3 \quad (3-61)$$

根据式(3-24)，可得系统的拉格朗日函数表达式如下：

$$L = K - P = K_1 + K_2 + K_3 - P_1 - P_2 - P_3 \quad (3-62)$$

对 θ_1 、 θ_2 以及 θ_3 分别求偏导可得：

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = & -(m_2 + m_3)[L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2)] - m_3 s_3 L_1 s_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) \\ & + \frac{\sqrt{2}}{2} m_1 g s_1 \sin(\frac{\pi}{12} + \theta_1) - (m_2 + m_3 + m_{\text{簧}}) g L_1 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1) \end{aligned} \quad (3-63)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = & (m_2 + m_3)[L_1 s_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2)] + m_3 s_3 L_1 s_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) \\ & - g \sin \theta_2 (m_2 s_2 + m_3 s_2 + m_{\text{簧}} L_2) - m_3 g s_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \end{aligned} \quad (3-64)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} = m_3 L_1 s_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) - m_3 g s_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \quad (3-65)$$

对 $\dot{\theta}_1$ 、 $\dot{\theta}_2$ 、 $\dot{\theta}_3$ 分别求偏导可得：

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = & [2m_1 s_1^2 + \frac{1}{4} m_1 (L_1 - s_1)^2 + m_{\text{簧}} L_1^2] \dot{\theta}_1 + L_1 s_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) \\ & + (m_2 + m_3)[L_1^2 \dot{\theta}_1 + L_1 s_2 \dot{\theta}_2 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2)] \end{aligned} \quad (3-66)$$

$$\begin{aligned} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = & m_2 [s_2^2 \dot{\theta}_2 + L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) + (L_2 - s_2)^2 \dot{\theta}_2] + \frac{1}{2} m_{\text{簧}} r_1^2 \dot{\theta}_2 \\ & + m_3 [s_2^2 \dot{\theta}_2 + s_3^2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3^2 + L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) \\ & + L_1 s_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) + 2s_2 s_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \cos \theta_3] \end{aligned} \quad (3-67)$$

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} = m_3 [s_3^2 \dot{\theta}_2^2 \dot{\theta}_3 + L_1 s_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) + s_2 s_3 \dot{\theta}_2^2 \cos \theta_3] \quad (3-68)$$

对式(3-66)、(3-67)、(3-68)求导，可得：

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} = & [2m_1 s_1^2 + \frac{1}{4} m_1 (L_1 - s_1)^2 + m_{\text{叉}} L_1^2] \ddot{\theta}_1 + L_1 s_3 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) (\ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2 \ddot{\theta}_3) \\ & - L_1 s_3 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) (\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_1^2 \dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2^2 \dot{\theta}_3^2) \end{aligned} \quad (3-69)$$

$$+ (m_2 + m_3) [L_1^2 \ddot{\theta}_1 + L_1 s_2 \ddot{\theta}_2 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) - L_1 s_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) + L_1 s_2 \dot{\theta}_2^2 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2)]$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} = & m_2 s_2^2 \ddot{\theta}_2 + (m_2 + m_3) L_1 s_2 \ddot{\theta}_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) + m_2 (L_2 - s_2)^2 \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} m_{\text{叉}} r_1^2 \ddot{\theta}_2 \\ & - (m_2 + m_3) (\dot{\theta}_1^2 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2) L_1 s_2 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2) + m_3 (s_2^2 \ddot{\theta}_2 + s_3^2 \ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3^2 + 2 s_3^2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \ddot{\theta}_3) \\ & + m_3 s_3 [L_1 \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) (\ddot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_1 \ddot{\theta}_3) + 2 s_2 \cos \theta_3 (\ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2 \ddot{\theta}_3) \\ & - L_1 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) (\dot{\theta}_1^2 \dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3^2) \\ & + 2 s_2 \cos \theta_3 (\ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + \dot{\theta}_2 \ddot{\theta}_3) - 2 s_2 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3^2 \sin \theta_3] \end{aligned} \quad (3-70)$$

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} = & m_3 s_3 (2 \dot{\theta}_2 \ddot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 + s_3 \dot{\theta}_2^2 \ddot{\theta}_3 + 2 s_2 \dot{\theta}_2 \ddot{\theta}_2 \cos \theta_3 - s_2 \dot{\theta}_2^2 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3) \\ & + m_3 L_1 s_3 [(\ddot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_1 \ddot{\theta}_2) \cos(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3) \\ & - (\dot{\theta}_1^2 \dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2^2 - \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3) \sin(\frac{\pi}{3} + \theta_1 - \theta_2 - \theta_3)] \end{aligned} \quad (3-71)$$

式中，机械臂质量以及质心位置等数据可利用机械臂的三维模型，选定零件材料后，可通过工具栏中的质量属性工具来取得相关数据。机械臂各部位质量与质心位置如表 3-2 所示。

表 3-2 机械臂各部位质量与质心位置

参数	数值
m_1 / kg	1.75
m_2 / kg	1.23
m_3 /kg	0.52
s_1 /mm	64.26
s_2 /mm	150.13
s_3 /mm	142.15
g /N/kg	9.8

根据式(3-25)，则作用在外展肩关节上的力矩 T_1 ，作用在前屈肩关节上的力矩 T_2 ，以及作用在前屈肘关节上的力矩 T_3 分别为：

$$\begin{cases} T_1 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_1} - \frac{\partial L}{\partial \theta_1} \\ T_2 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_2} - \frac{\partial L}{\partial \theta_2} \\ T_3 = \frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_3} - \frac{\partial L}{\partial \theta_3} \end{cases} \quad (3-72)$$

3.2.3 绳索拉力分析

为了简化计算，在对绳索拉力进行分析时，需要忽略摩擦力、绳索弹性变形等因素。由于绳索受力有限，且绳索内部需要一定的预紧力。因此，需要给定绳索预紧力 $F_{\min}=10 \text{ N}$ ，并保证绳索受力不超过最大张紧力 $F_{\max}=450 \text{ N}$ 。

图 3-5 为肩关节外展驱动绳索受力图。

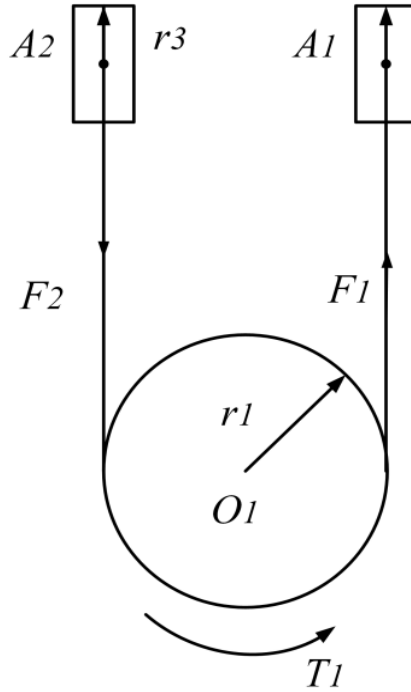


图 3-5 肩关节外展驱动绳索受力图

图中 F_1 、 F_2 代表肩关节绳索两端拉力，由图 3-5 可得下式：

$$\begin{cases} F_1 = \frac{T_1}{r_1} + 10 \\ F_2 = -F_1 \end{cases} \quad (3-73)$$

图 3-6 为肘关节驱动绳索受力图。

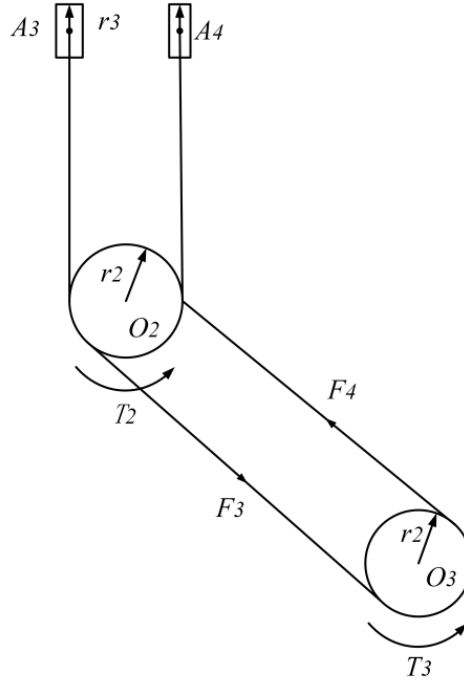


图 3-6 肘关节驱动绳索受力图

图中 F_3 、 F_4 代表肘关节绳索两端拉力，由图 3-6 可得下式：

$$\begin{cases} F_3 = \frac{T_3}{r_2} + 10 \\ F_4 = -F_3 \end{cases} \quad (3-74)$$

3.3 本章小结

本章首先基于 D-H 建模方法对混联式上肢康复机器人的机械臂进行正运动学与逆运动学分析，并对驱动绳索长度进行分析。随后基于拉格朗日动力学模型对机械臂进行了动力学分析，最后对驱动绳索所受拉力进行分析。为搭建康复机器人的控制仿真模型提供依据。

第4章 康复机器人扭弦驱动关节电机控制策略研究

为了保证混联式上肢康复机器人具有良好的控制效果，因此需要对控制扭弦驱动装置的永磁同步电机控制能力进行优化，采用优化算法对永磁同步电机控制系统中的滑膜速度控制器参数进行整定。

4.1 永磁同步电机的数学模型

建立永磁同步电机在 d - q 轴坐标系下的方程，取 $i_d=0$ ，则 PMSM 电压方程可表示为：

$$\begin{cases} u_d = R_s i_d + L_q i_q p \omega_m - L_d \frac{di_d}{dt} \\ u_q = R_s i_q + L_d i_d p \omega_m + L_q \frac{di_q}{dt} + p \omega_m \psi_f \end{cases} \quad (4-1)$$

式中， u_d 、 i_d 为 d 轴定子电压与电流； u_q 、 i_q 为 q 轴定子电压和电流； L_d 为 d 轴电感； L_q 为 q 轴电感； p 为极对数； R_s 为定子电阻； ψ_f 代表永磁体磁链； ω_m 代表转子角速度。

PMSM 转矩方程为：

$$T_e = 1.5 p \psi_f i_q \quad (4-2)$$

PMSM 运动方程：

$$T_e - T_L = J \frac{d\omega_m}{dt} + B \omega_m \quad (4-3)$$

式中， T_e 代表电磁转矩； T_L 代表负载转矩； J 代表转动惯量； B 代表摩擦系数。

4.2 滑模速度控制器设计

依据永磁同步电机数学模型可得下式：

$$\frac{di_q}{dt} = \frac{1}{L_q} (u_q - R_s i_q - n_p \omega_m \psi_f) \quad (4-4)$$

$$\frac{d\omega_m}{dt} = \frac{1}{J} \left(\frac{3}{2} n_p \psi_f i_q - T_L - B \omega_m \right) \quad (4-5)$$

定义 PMSM 的控制系统的状态变量与控制变量：

$$\begin{cases} x_1 = \omega_{ref} - \omega_m \\ x_2 = \dot{x}_1 = -\dot{\omega}_m \\ u = \dot{i}_q \end{cases} \quad (4-6)$$

式中， ω_{ref} 为参考角速度。

根据式(4-5)、(4-6)有：

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = -\frac{3}{2J}n_p\psi_f u - \frac{B}{J}x_2 \end{cases} \quad (4-7)$$

则控制系统的状态方程为：

$$\begin{pmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -\frac{B}{J} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ -D \end{pmatrix} u \quad (4-8)$$

定义滑模面函数：

$$s = cx_1 + x_2 \quad (4-9)$$

对式(4-9)求导：

$$\dot{s} = (c - \frac{B}{J})x_2 - Du \quad (4-10)$$

本文的滑膜控制趋近率采用指数趋近律，其函数为：

$$\dot{s} = -\varepsilon \operatorname{sgn}(s) - ks \quad (4-11)$$

则滑模速度控制器函数如下：

$$i_q^* = \int u dt = \frac{1}{D} \int \left[(c - \frac{B}{J})x_2 + \varepsilon \operatorname{sgn}(s) + ks \right] dt \quad (4-12)$$

式中 i_q^* 为 q 轴参考电流； $c>0$ ， $k>0$ ， $\varepsilon>0$ ，为待设计参数。

为了验证控制系统是否趋于稳定，需要构建李雅普诺夫函数，则有：

$$V = \frac{1}{2}s^2 \quad (4-13)$$

由式(4-13)可得：

$$\dot{V} = s\dot{s} = s[-\varepsilon \operatorname{sgn}(s) - ks] < 0 \quad (4-14)$$

由式(4-14)可知，所设计的控制器满足滑膜控制器设计条件。

根据上式，可搭建出滑模速度控制器仿真模型，如图 4-1 所示。

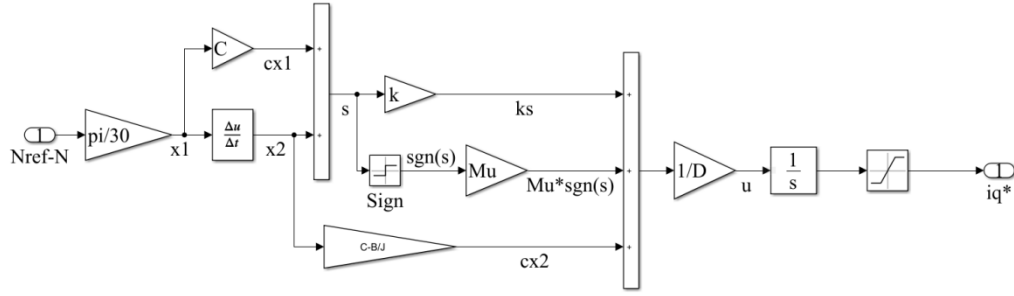


图 4-1 滑模速度控制器仿真模型

4.3 滑模速度控制器离散化

由于 PMSM 所使用的实验平台只能处理离散性的问题，因此需要对滑膜控制器进行离散化处理。

离散线性系统如下：

$$x(n+1) = Ax(n) + bu(n) \quad (4-15)$$

式中， $x(n) = \begin{pmatrix} x_1(n) \\ x_2(n) \end{pmatrix}$ ； $x_1(n)$ 、 $x_2(n)$ 为状态变量； $u(n)$ 为控制变量； A 、 b 为

常数矩阵。

根据式(4-8)可得到控制系统的状态方程为：

$$\dot{x} = A_1 x + b_1 u \quad (4-16)$$

式中， $A_1 = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -\frac{B}{J} \end{pmatrix}$ ； $b_1 = \begin{pmatrix} 0 \\ -D \end{pmatrix}$ ； $x = \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \end{pmatrix}$ ； $x_1 = \omega_{ref} - \omega_m$ ； $x_2 = \dot{x}_1$ ；

$u = \dot{i}_a$ 。

将式(4-16)加入采样周期，及离散化处理可得：

$$\frac{x(n+1) - x(n)}{T} = A_1 x(n) + b_1 u(n) \quad (4-17)$$

式中， T 为采样周期。

由式(4-17)可得：

$$x(n+1) = (TA_1 + E)x(n) + Tb_1u(n) \quad (4-18)$$

则根据式(4-15)可得, $A = TA_1 + E$, $b = Tb_1$ 。

定义离散滑模面函数:

$$s(n) = C^T x(n) \quad (4-19)$$

式中, $C^T = (c \ 1)$ 。

根据式(4-15)、(4-19)可得:

$$s(n+1) - s(n) = (C^T A - C^T)x(n) + C^T b u(n) \quad (4-20)$$

将指数趋近律函数进行离散化处理, 可得:

$$\frac{s(n+1) - s(n)}{T} = -\varepsilon \operatorname{sgn}(s(n)) - ks(kn) \quad (4-21)$$

根据式(4-20)、(4-21)可得:

$$-\varepsilon T \operatorname{sgn}(s(n)) - kTs(n) = (C^T A - C^T)x(n) + C^T b u(n) \quad (4-22)$$

由式(4-22)可得:

$$u(n) = (C^T b)^{-1} [-\varepsilon T \operatorname{sgn}(s(n)) - kTs(n) - (C^T A - C^T)x(n)] \quad (4-23)$$

$$\begin{cases} C^T b = -TD \\ C^T A - C^T = \left(0 \quad \left(c - \frac{B}{J} \right) T \right) \\ s(n) = cx_1(n) + x_2(n) \end{cases} \quad (4-24)$$

将 x_1 、 x_2 进行离散化处理:

$$\begin{cases} x_1(n) = \omega_{ref} - \omega_m(n) \\ x_2(n) = \frac{x_1(n+1) - x_1(n)}{T} \end{cases} \quad (4-25)$$

根据式(4-23)至(4-25), 可搭建出滑模速度控制器的离散化仿真模型,如图 4-2 所示。

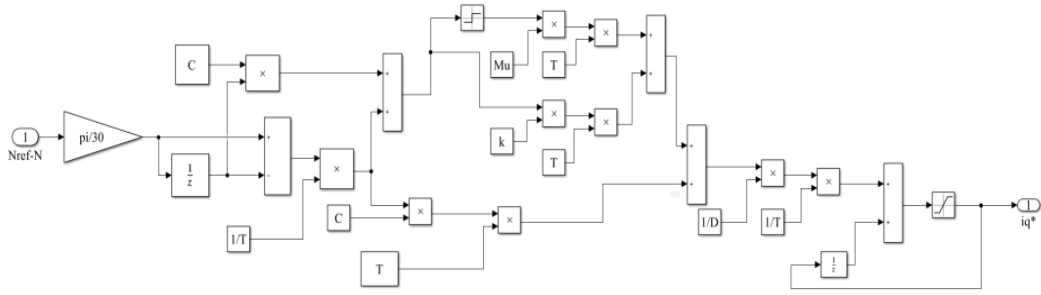


图 4-2 离散滑模速度控制器仿真模型

4.4 基于改进 GWO 的滑模速度控制器参数整定

4.4.1 GWO 算法原理

灰狼是一种犬类，被视为食物链最顶层的猎食者。灰狼属于群居动物，它们通常以 5 至 12 只狼作为一个团体。尤其有趣的是，它们有着很严密的社会阶级结构，如图 4-3 所示。金字塔最顶层为 α ，它是种群中的领导者，负责对下层狼群发布指令。金字塔第二层为 β ， β 可以在一定程度上帮助 α 进行决策，同时负责传达 α 的指令给下层成员并将执行情况反馈给 α ，如果种群中的 α 出现空缺， β 会替代 α 对下层下达指令。金字塔第三层是 δ ，主要负责执行上层下达的指令。金字塔第四层为 ω ，负责维持种群内部关系的平衡。

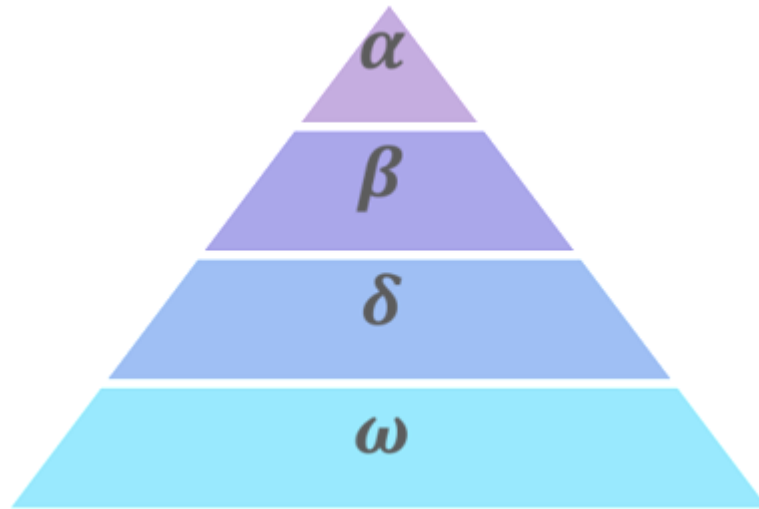


图 4-3 灰狼的社会等级制度

(1) 社会等级

在 GWO 算法中， α 狼的位置被视为最优解， β 狼、 δ 狼与 ω 狼分别对应算法的优解、次优解以及候选解，狼群中的每只狼都可能成为算法的解。上三层狼负责进行搜索， ω 狼在上层狼的引导下进行运动。

(2)包围猎物

在灰狼包围猎物的过程中，可依据灰狼围捕行为得到下式：

$$\vec{D} = |\vec{C} \cdot \vec{X}_p|(t) - \vec{X}(t) \quad (4-26)$$

$$\vec{X}(t+1) = \vec{X}_p(t) - \vec{A} \cdot \vec{D} \quad (4-27)$$

式(4-26)表示灰狼个体与猎物的距离， $\vec{X}_p$ 与 $\vec{X}$ 分别代表猎物与灰狼当前的位置向量； $\vec{C}$ 为系数向量。式(4-27)代表灰狼位置的更新公式， t 为迭代代数； $\vec{A}$ 系数向量。系数向量 $\vec{A}$ 与 $\vec{C}$ 表达式如下：

$$\begin{cases} \vec{A} = 2\vec{a} \cdot \vec{r}_1 - \vec{a} \\ \vec{C} = 2\vec{r}_2 \end{cases} \quad (4-28)$$

式中， $\vec{a}$ 为收敛因子，随着 t 的不断增加， $\vec{a}$ 从2线性减小直至为0； $\vec{r}_1$ 与 $\vec{r}_2$ 的模为[0,1]区间随机产生的数值。

(3)狩猎

灰狼可以辨别出猎物的方位并进行包围，当灰狼发现猎物后， α 狼会带领 β 狼和 δ 狼，指挥狼群包围猎物。在处理优化问题时，由于我们并不清楚猎物所在的具体位置，即优化问题的最优解。在GWO算法中，我们模仿灰狼狩猎过程，先保存算法进程中最优的三个解，对应上三层狼的具体位置。随后上层狼对其它狼下达指令，要求其他狼依据其位置不断更新自己的方位，从而实现逐渐靠近猎物的效果。GWO中灰狼位置更新图如图4-4所示。

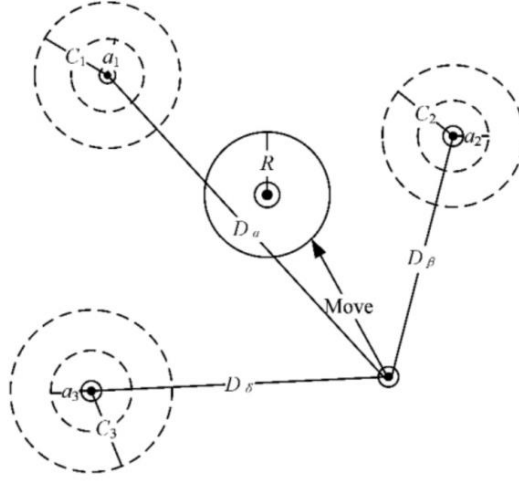


图 4-4 GWO 中灰狼位置更新示意图

灰狼位置更新的数学模型如下式:

$$\begin{cases} \vec{D}_\alpha = |\vec{C}_1 \cdot \vec{X}_\alpha - \vec{X}| \\ \vec{D}_\beta = |\vec{C}_2 \cdot \vec{X}_\beta - \vec{X}| \\ \vec{D}_\delta = |\vec{C}_3 \cdot \vec{X}_\delta - \vec{X}| \end{cases} \quad (4-29)$$

式中, $\vec{D}_\alpha, \vec{D}_\beta, \vec{D}_\delta$ 分别代表 α, β 和 δ 与其他狼群个体间的距离系数向量;

$\vec{X}_\alpha, \vec{X}_\beta, \vec{X}_\delta$ 分别代表 α, β 和 δ 的当前位置; $\vec{C}_1, \vec{C}_2, \vec{C}_3$ 为随机向量。

$$\begin{cases} \vec{X}_1 = \vec{X}_\alpha - A_1 \cdot \vec{D}_\alpha \\ \vec{X}_2 = \vec{X}_\beta - A_2 \cdot \vec{D}_\beta \\ \vec{X}_3 = \vec{X}_\delta - A_3 \cdot \vec{D}_\delta \end{cases} \quad (4-30)$$

$$\vec{X}(t+1) = \frac{\vec{X}_1 + \vec{X}_2 + \vec{X}_3}{3} \quad (4-31)$$

式(4-30)表示狼群中 ω 狼朝向 α, β 和 δ 三种狼前进的距离和方向, 式(4-31)代表 ω 狼所处的最终位置。

(4)攻击猎物

在 GWO 算法中, 收敛因此会逐渐减小直至 0, 这一过程中狼群也会逐渐靠近猎物。当锁定猎物的位置后, 灰狼会发起攻击, 此时猎物所在位置就是算法的最优解。在算法进程中, 系数向量 $\vec{A}$ 会随着 a 的减小而减小波动。系数向量 $\vec{C}$ 为[0,2]中的一个随机值, 由于系数向量 $\vec{C}$ 的存在, 使算法运行过程中具有

随机性，可以有效帮助算法脱离局部最优解。

(5)优化过程

GWO 算法的流程如图 4-5 所示，算法首先进行灰狼种群的初始化，随后根据 α 、 β 和 δ 的位置不断更新其它灰狼位置直至达到最大迭代次数。

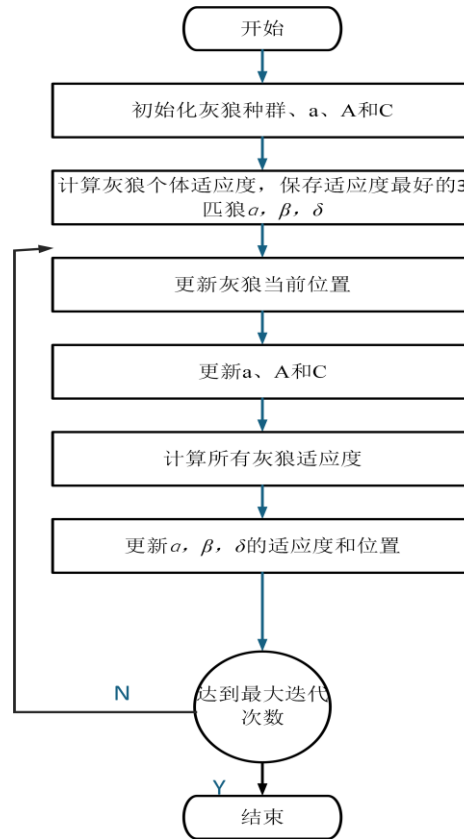


图 4-5 GWO 算法流程图

4.4.2 改进 GWO 算法

由于灰狼算法在求解一些复杂问题时，仍有收敛过早、对种群初始化要求高以及陷入局部最优等不足。为了解决灰狼算法的这些缺点，本文在 GWO 的基础上提出了一种改进的灰狼算法(IGWO)。IGWO 在 GWO 的基础上加入了混沌 Tent 映射以及随机差分变异策略，混沌 Tent 映射可以增加种群初始化的多样性，使算法脱离局部最优解；随机差分变异策略则可以产生新的变异个体，防止出现早熟现象。

(1)混沌 Tent 映射

混沌 Tent 映射具有均匀性与随机性，它不仅可以避免算法陷入局部最优解，同时还能提高算法的全局搜索能力。因此，本文将利用混沌 Tent 映射对种群进

行初始化处理。

本文提出的 Tent 映射表达式如下：

$$x_{n+1} = \begin{cases} \mu x_n, & 0 \leq x_n < \frac{1}{2} (\mu = 2) \\ \mu(1 - x_n), & \frac{1}{2} \leq x_n \leq 1 \end{cases} \quad (4-32)$$

(2) 随机差分变异策略

随机差分变异策略就是将最优、当前和随机三种灰狼进行随机差分，生成新的个体。随机差分变异策略可以有效防止算法早熟，其表达式为：

$$X(t+1) = r[X_a - X(t)] - r[X'(t) - X(t)] \quad (4-33)$$

式中， t 为迭代次数； r 为[0,1]间的随机数值； X_a 为当前最优灰狼个体的位置； X' 为随机的灰狼个体位置。

综合上述方案，在灰狼算法基础上的改进灰狼优化(Improved Grey Wolf Optimizer, IGWO)算法的具体流程如图 4-6 所示。

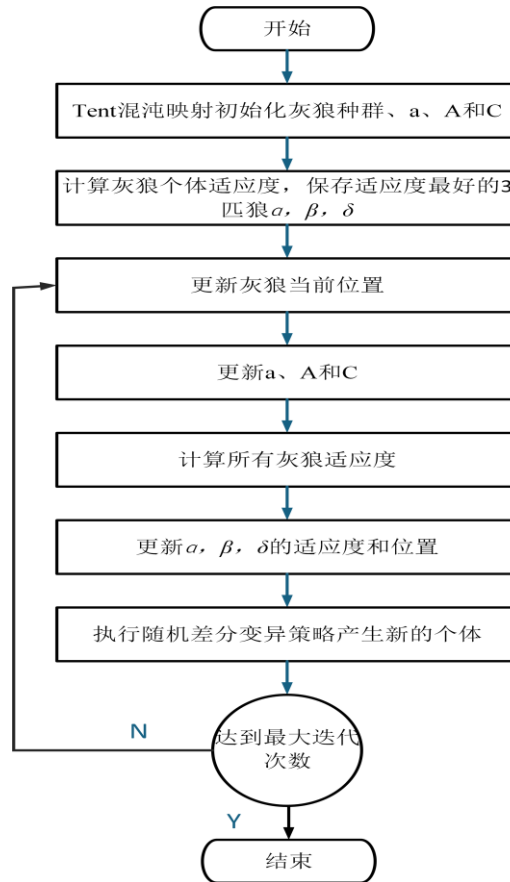


图 4-6 IGWO 算法流程图

4.4.3 转速环建模

本文采用的参数整定方法是先将 IGWO 与永磁同步电机滑模控制系统速度环的 MATLAB/Simulink 仿真模型相结合。因此，需要建立系统的速度环仿真模型。图 4-6 为永磁同步电机指数趋近律的滑模控制系统速度环。为了建立系统转速环仿真模型，需要先推导出系统 q 轴电流环的闭环传递函数，如下式：

$$G_i(s)_{close} = \frac{G_i(s)_{open}}{1 + G_i(s)_{open}} \quad (4-34)$$

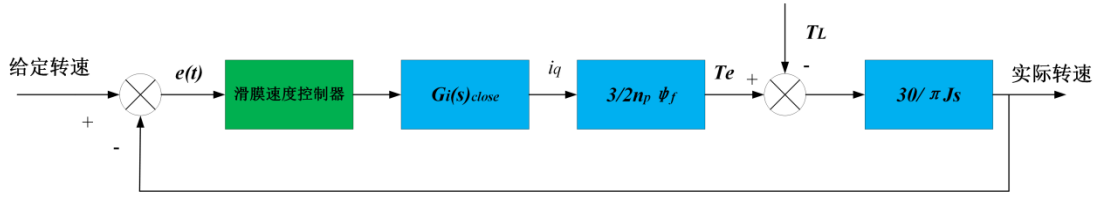


图 4-7 永磁同步电动机指数趋近律的滑模控制系统速度环

q 轴电流环主要由 PI 控制器、逆变器以及 PMSM 组成，设 PI 控制器中的参数 $K_p = \tau_i K_i$ ，则电流环开环传递函数表达式如下：

$$G_i(s)_{open} = \frac{K_p (\tau_i s + 1)}{\tau_i s} \frac{K_{SVPWM}}{T_s s + 1} \frac{1}{L_q s + R_a} \quad (4-35)$$

式中， K_{SVPWM} 为 SVPWM 逆变器增益， T_s 为 SVPWM 波周期。

令 $\tau_i = L_a / R_a$ ， $K_{SVPWM} = 1$ ，可将式(4-35)转化为：

$$G_i(s)_{open} = \frac{K_p}{L_q s (T_s s + 1)} \quad (4-36)$$

根据式(4-36)，可得：

$$G_i(s)_{close} = \frac{1}{\frac{L_q}{K_p} T_s s^2 + \frac{L_q}{K_p} s + 1} = \frac{K_p / L_q T_s}{s^2 + \frac{1}{T_s} s + \frac{K_p}{L_q T_s}} \quad (4-37)$$

根据二阶系统传递函数的标准形式，可以得出以下表达式：

$$\begin{cases} \omega_n^2 = \frac{K_p}{L_q T_s} \\ 2\zeta\omega_n = \frac{1}{T_s} \\ \frac{L_q}{K_p} = 4\zeta^2 T_s \end{cases} \quad (4-38)$$

在分析系统转速环时，可以将系统电流环简化为一阶环节，则由式(4-37)、(4-38)可得：

$$G_i(s)_{close} = \frac{1}{\frac{L_q}{K_p}s + 1} = \frac{1}{4\zeta^2 T_s s + 1} \quad (4-39)$$

当阻尼比 $\zeta=0.707$ 且 SVPWM 波周期 $T_s=1/15000$ s，此时系统状态最佳，则有：

$$G_i(s)_{close} = \frac{7500}{s + 7500} \quad (4-40)$$

所选择的电机部分参数： $n_p=4$ ， $\psi_f=0.0084$ Wb， $J=0.000025$ kg·m²，可得：

$$\begin{cases} \frac{3}{2} n_p \psi_f = 0.0504 \\ \frac{30}{\pi} \frac{1}{Js} = \frac{30}{0.000028\pi s} \end{cases} \quad (4-41)$$

由图 4-7 可搭建 PMSM 控制系统转速环的 Simulink 仿真模型，如图 4-8 所示：

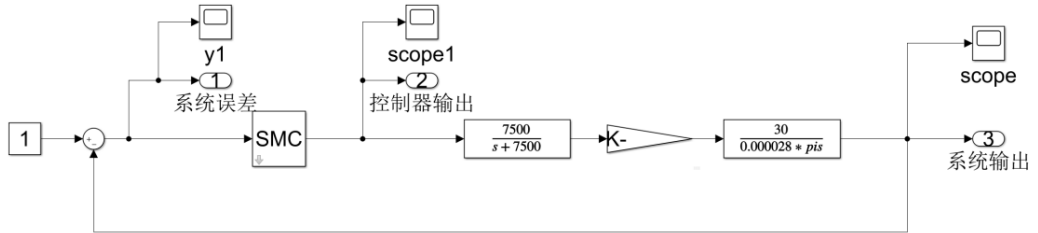


图 4-8 PMSM 控制系统转速环 Simulink 仿真模型

4.4.4 参数整定

图 4-9 为 IGWO 与 Simulink 仿真模型相结合的流程图。首先在 MATLAB 中运行 IGWO 算法，将整定出的参数值保存在工作区中。随后在工作区调用参数至 Simulink 仿真模型中，运行仿真模型，输出系统的转速误差、反馈转速以及滑模控制器输出值并保存回工作区。IGWO 再通过工作区调用整定的三个参数，计算出目标函数最优值并输出，随后继续进行迭代。

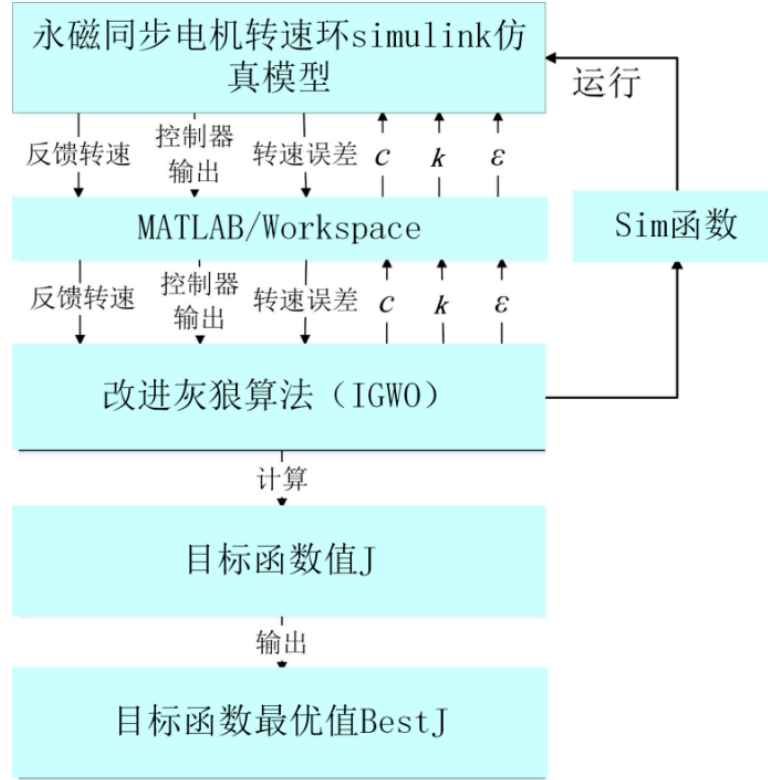


图 4-9 IGWO 与 Simulink 仿真模型流程图

为了使迭代过程曲线更加光滑，可以更加直观的看出迭代过程。同时在方程中加入平方项可以避免控制量过大，本文采用的目标函数值 J 采用如下的方程：

$$\begin{cases} J = \int_0^{\infty} [\omega_1 |e(t)| + \omega_2 u^2(t)] dt + \omega_3 t_u & e(y(t)) \geq 0 \\ J = \int_0^{\infty} [\omega_1 |e(t)| + \omega_2 u^2(t) + \omega_4 |e(y(t))|] dt + \omega_3 t_u & e(y(t)) < 0 \end{cases} \quad (4-42)$$

式中， $e(t)$ 代表系统误差； $e(y(t))$ 代表系统输出误差； $y(t)$ 代表系统输出； $u(t)$ 代表控制器输出； t_u 为上升时间； ω_1 、 ω_2 、 ω_3 、 ω_4 代表权值，且 ω_4 最大；适应度函数 $f=1/J$ 。

IGWO 参数设置：种群数量 $P=50$ ，最大迭代次数 $M=50$ ，维度 $\text{dim}=3$ ；适应度函数的权值分别为： $\omega_1=0.999$ 、 $\omega_2=0.001$ 、 $\omega_3=2.000$ 、 $\omega_4=100$ ；为了使算法迭代的更快，在整定参数前首先对参数上下限进行调试，最后得到一组符合预期的参数取值范围： $c \in (100, 600)$ 、 $k \in (100, 1000)$ 、 $\varepsilon \in (0, 300)$ 。

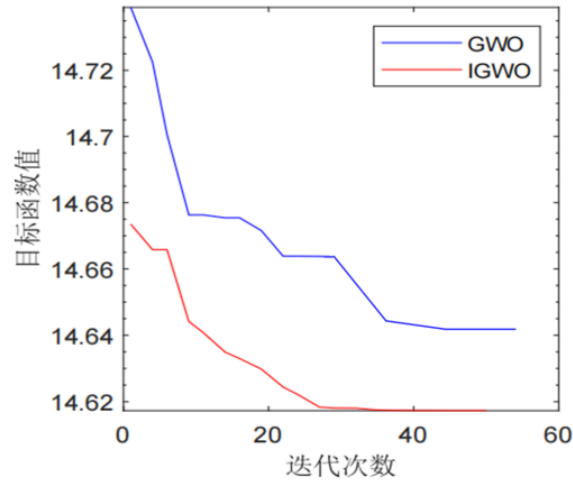


图 4-10 GWO 与 IGWO 对比图

由图 4-10 可知，相比于 GWO，IGWO 能够使目标函数值更快收敛。由图可知，GWO 的目标函数值在 45 代才收敛，而 IGWO 在 35 代即可收敛，收敛速度更快。GWO 收敛后的 Best J=14.643，而 IGWO 收敛后的 Best J=14.61，因此 IGWO 可以有效避免陷入局部最优的情况。当迭代次数到 50 次时，此时的目标函数值最小，IGWO 输出的参数最优值分别为： $c=498.2351$ ， $k=920.6595$ ， $\varepsilon=0.2924$ 。

4.5 基于 MATLAB/Simulink 仿真建模与结果分析

为了验证改进灰狼算法的优越性，本文将该算法整定的滑模速度控制器与 PID 速度控制器，普通 SMC 以及 GWO 整定的滑模速度控制器进行仿真对比。

4.5.1 仿真建模

图 4-11 为基于 IGWO 整定滑模参数的永磁同步电机控制系统。

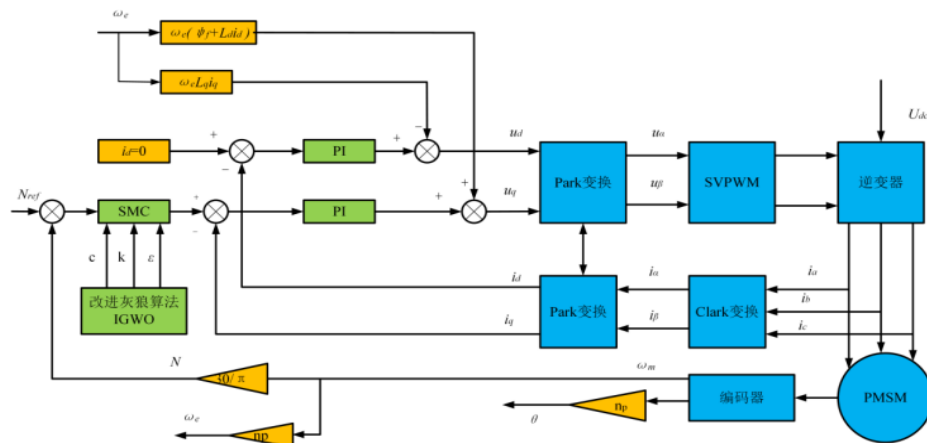


图 4-11 基于 IGWO 的永磁同步电机控制系统

仿真中的电机参数与实际电机的参数一致，如表 2-7 所示。IGWO 整定的滑模速度控制器参数分别为： $c=498.2351$ ， $k=920.6595$ ， $\varepsilon=0.2924$ ，电流环 PID 控制器也采用 IGWO 进行整定，控制器相关参数如表 4-1 所示。控制器所使用的 d - q 轴电流环参数相同， d 轴电流环 PI 控制器参数分别为 $K_p=0.9$ ， $K_i=40$ ；PI 控制器 q 轴电流环参数分别为 $K_p=8.7$ ， $K_i=9.3$ 。

表 4-1 转速环控制器参数

速度控制器	参数数值
PID	$K_p=0.03$ ， $K_i=0.7$ ， $K_d=0.00005$
SMC	$c=150$ ， $k=200$ ， $\varepsilon=200$
GWO	$c=401.6359$ ， $k=658.2834$ ， $\varepsilon=3.1472$
IGWO	$c=498.2351$ ， $k=920.6595$ ， $\varepsilon=0.2924$

基于 IGWO 整定滑模参数的 PMSM 控制系统仿真模型如图 4-12 所示。

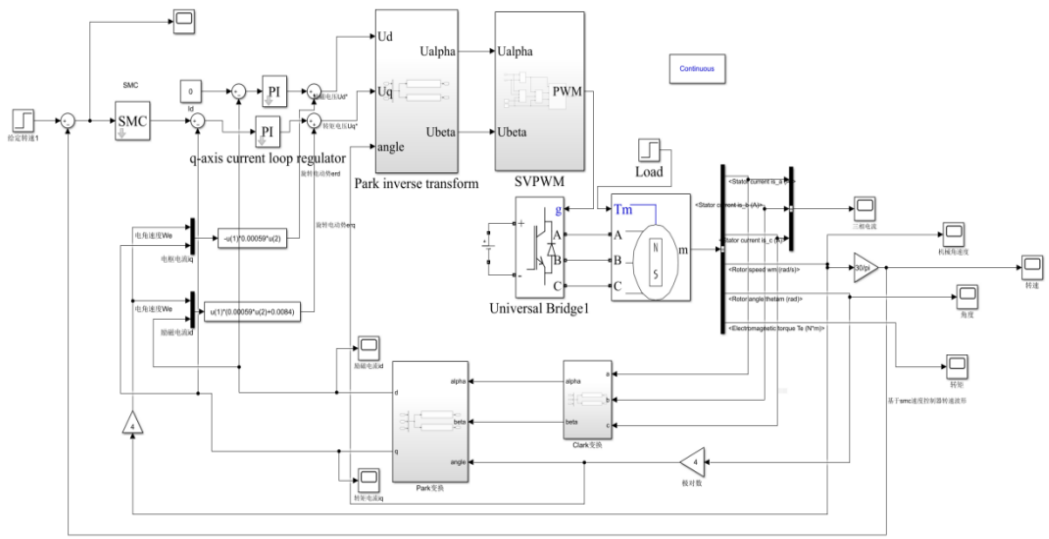


图 4-12 基于 IGWO 整定滑模参数的永磁同步电机控制仿真模型

4.5.2 仿真结果分析

在进行仿真前需要设定仿真条件，仿真采用 ode23tb 求解器，电压设置为 24 V，开关频率设置为 10 kHz，采样周期设置为 1×10^{-6} s，仿真时间为 1 s。给定电机转速为转速 1000 rpm，在 0.5 s 时，给电机施加 2 N·m 的负载，0.8 s 时将电机转速提高至 1200 rpm。

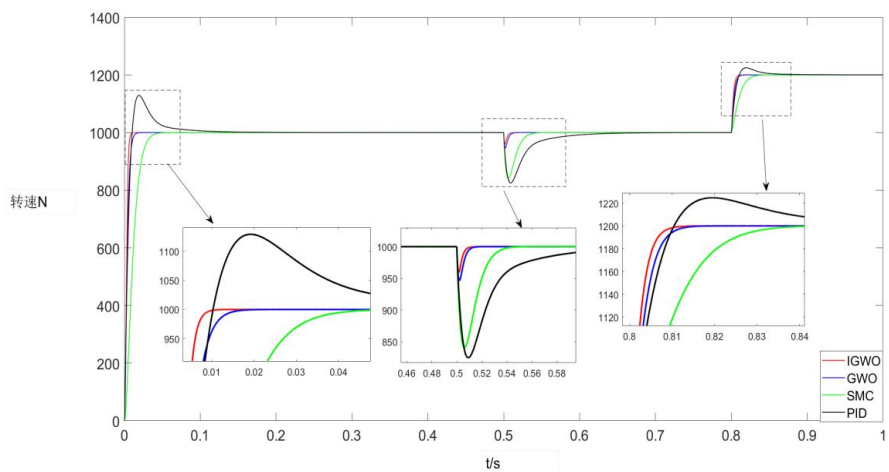


图 4-13 电机转速仿真结果

四种速度控制器下的电机转速曲线如图 4-13 所示。由表 4-2 的转速对比可知，IGWO 速度控制器在启动过程中无超调现象，IGWO 速度控制器启动响应时间为 0.01s，速度优于其余三种控制器。在 0.5 s 对电机施加 0.2 N·m 的负载，此时 IGWO 速度控制器的调整时间为 0.01 s，调整时间优于其余三种控制器，同时下降量最小，仅为 3%。当 0.8 s 时，电机转速速度增加至 1200 rpm 时，IGWO 速度控制器的曲线仍没有超调，并且调整时间最短，仅需 0.009 s。

表 4-2 电机转速对比

名称	启动阶段		0.2 N·m 负载		1200rpm	
	超调量	响应时间	下降量	调整时间	超调量	调整时间
PID	16 %	0.14s	18 %	0.13s	2.5 %	0.45s
SMC	0%	0.09s	15 %	0.05s	0 %	0.05s
GWO	0%	0.021s	5 %	0.013s	0 %	0.014s
IGWO	0%	0.01s	3 %	0.01s	0 %	0.009s

图 4-14 为仿真的转速误差曲线。

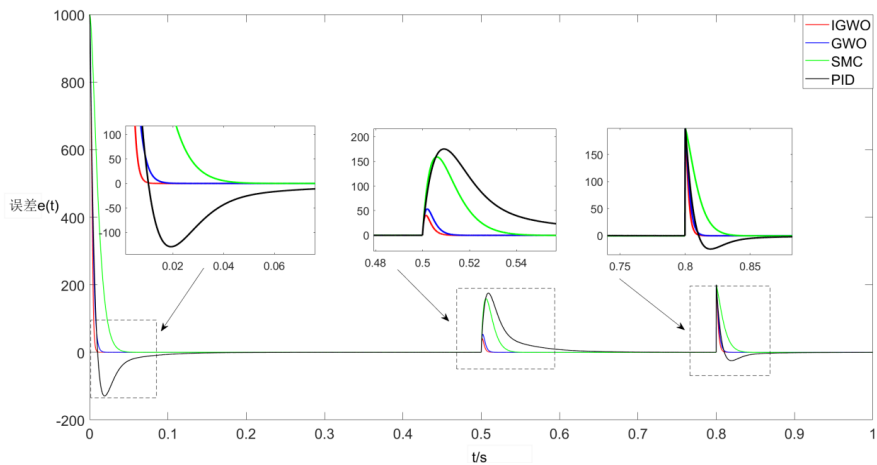


图 4-14 转速误差曲线

根据表 4-3 所示的转速误差对比可知：IGWO 整定的滑模速度控制器转速误差响应速度最快；施加负载后，IGWO 整定的滑模速度控制器转速误差仅有 35 rpm，小于其它三种控制器，且调整速度最快；转速增加时，IGWO 整定的滑模速度控制器调整时间依然最短。

表 4-3 转速误差对比

名称	启动阶段		0.2 N·m 负载		1200rpm	
	误差值	响应时间	误差值	调整时间	误差	调整时间
PID	1000 rpm	0.14 s	180 rpm	0.13 s	200 rpm	0.45 s
SMC	1000 rpm	0.09 s	160 rpm	0.05 s	200 rpm	0.05 s
GWO	1000 rpm	0.021 s	50 rpm	0.013 s	200 rpm	0.014 s
IGWO	1000 rpm	0.01 s	35 rpm	0.01 s	200 rpm	0.009 s

图 4-15 为四种速度控制器获得的三相电流曲线，图 4-16 为四种速度控制器获得的转矩曲线。

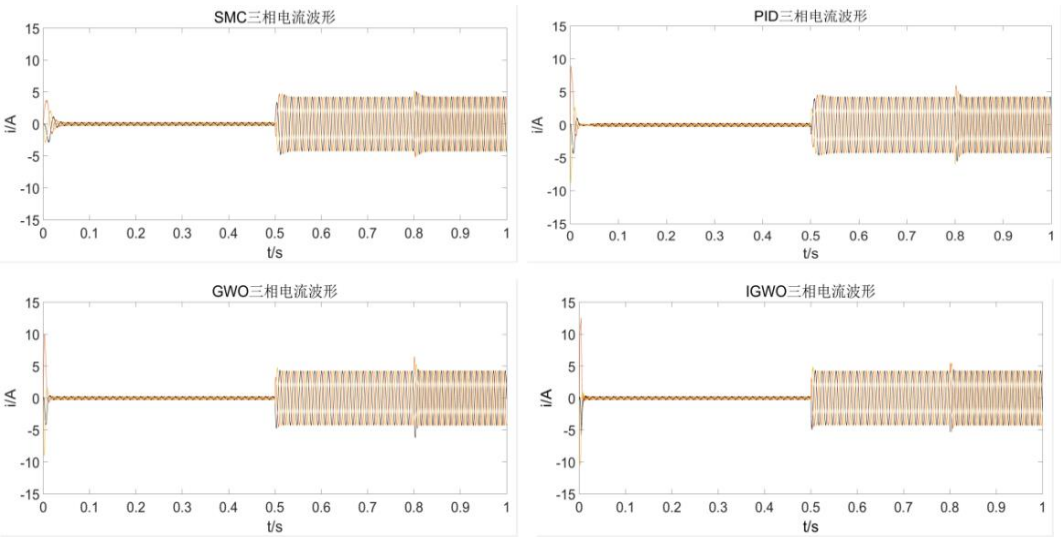


图 4-15 速度控制器三相电流曲线

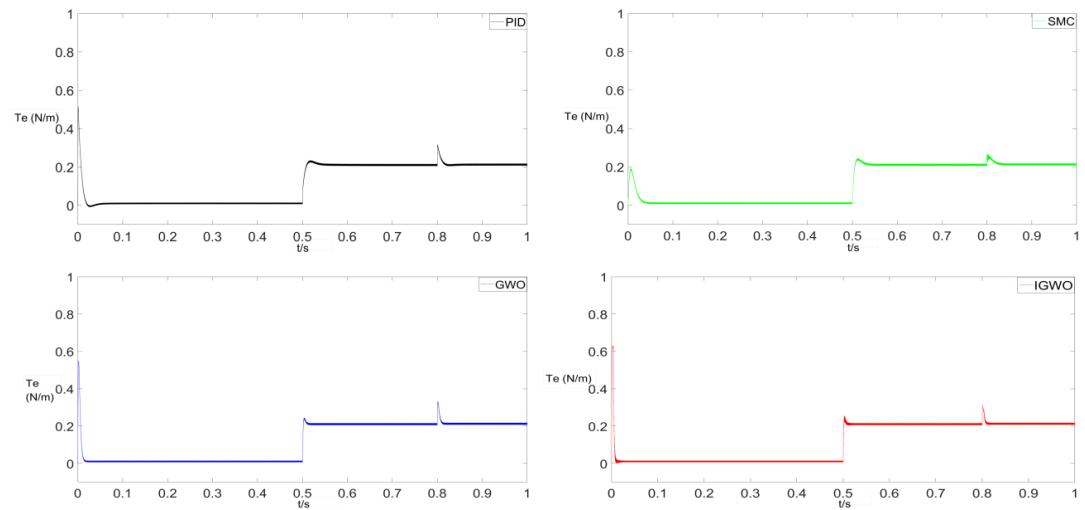


图 4-16 速度控制器转矩曲线

表 4-4 为四种控制器在仿真条件下的三相电流和转矩响应时间的对比，由表可知 IGWO 速度控制器无论在启动阶段，施加负载阶段以及增加转速阶段，其达到稳态值的响应时间与调整时间均优于其余三种控制器。

表 4-4 三相电流与转矩对比

名称	启动阶段 响应时间	0.2 N·m 负载 调整时间	1200rpm 调整时间
PID	0.08s	0.05s	0.04s
SMC	0.06s	0.04s	0.03s
GWO	0.02s	0.023s	0.02s
IGWO	0.015s	0.02s	0.015s

根据上述的仿真结果可知：IGWO 整定的滑模速度控制器在超调控制、响应速度以及鲁棒性方面均优于其余三种控制器，证明了 IGWO 整定的滑模速度控制器可以有效提高永磁同步电机的控制性能。

4.6 基于 dSPACE 实验平台实验验证

由于仿真结果通常为理想状态，而具体实验存在一定误差，需要通过实验来验证 IGWO 整定的滑模速度控制器的性能是否优越。因此，基于 dSPACE 搭建了图 4-17 所示的永磁同步电机实验平台。实验平台包括 PMSM、上位机、电机驱动板、编码器、电源以及 dSPACE 1202。实验前需要在 Simulink 中搭建出 PMSM 控制系统的模型，并将模型进行编译。dSPACE 1202 可识别并运行编译后的模型，从而带动电机运动。电机在运行过程中，相关参数可随时在上位机中进行调整，实验数据也可通过上位机进行展示并绘制出实验曲线图。

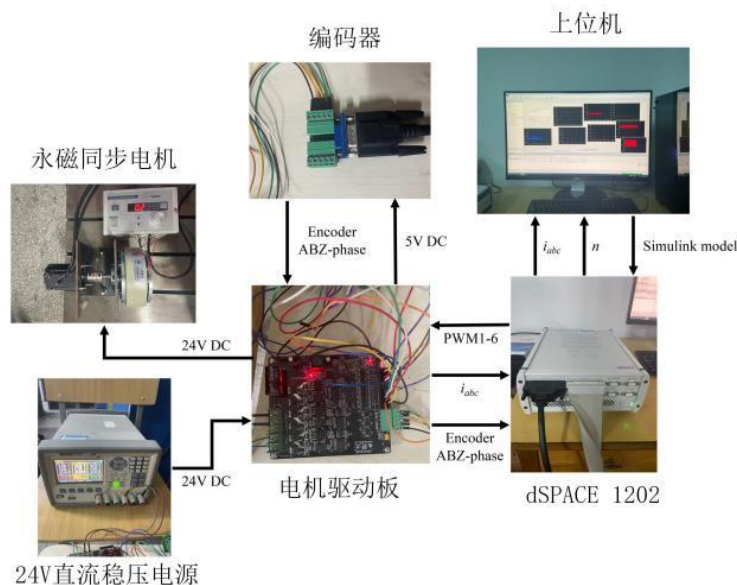


图 4-17 永磁同步电机控制实验平台

实验所用电机参数如表 2-7 所示，实验参数与仿真参数相同，由于电机运行时无法加入负载，因此将实验分为两种工况。

实验工况 1：给定电机转速为 1000 rpm，3 s 后将电机转速增加至 1200 rpm。

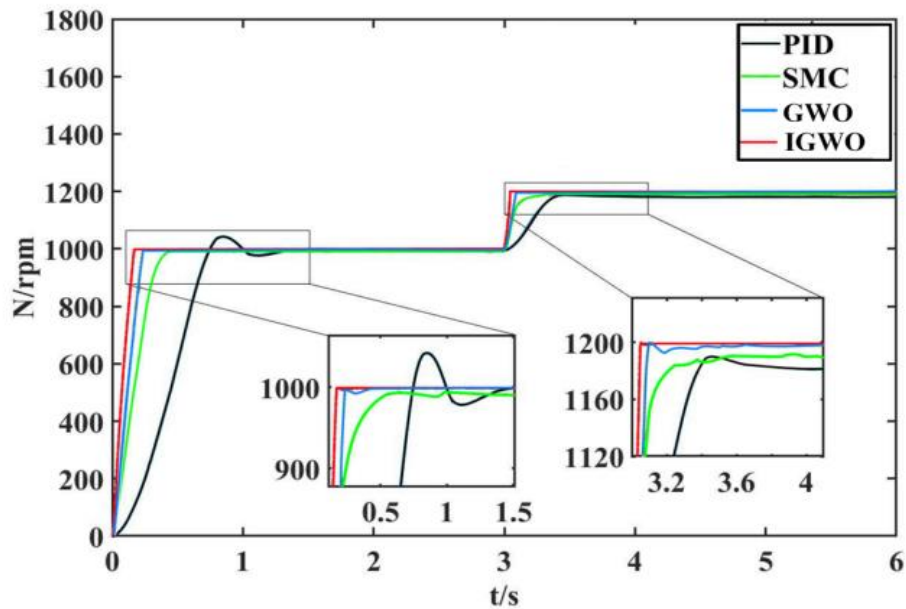


图 4-18 实验转速曲线

图 4-18 为采用四种速度控制器所得到的实验电机转速曲线。由表 4-5 可知，在启动时，经 IGWO 整定的滑模速度控制器的转速曲线无超调，且响应速度在四种控制器中最快，响应时间为 0.11s。增加转速至 1200rpm 后，除 PID 控制器外，其它控制均无超调，其中 IGWO 整定的滑模速度控制器调整速度最快，调整时间为 0.13s。证明了 IGWO 整定的滑模速度控制器的响应速度与调整速度均优于了其余三种控制器。

表 4-5 实验转速对比

名称	启动阶段		1200rpm	
	超调量	响应时间	超调量	调整时间
PID	119 rpm	1.38 s	-20 rpm	0.45 s
SMC	0 rpm	0.61 s	0 rpm	0.35 s
GWO	0 rpm	0.22 s	0 rpm	0.21 s
IGWO	0 rpm	0.11 s	0 rpm	0.13 s

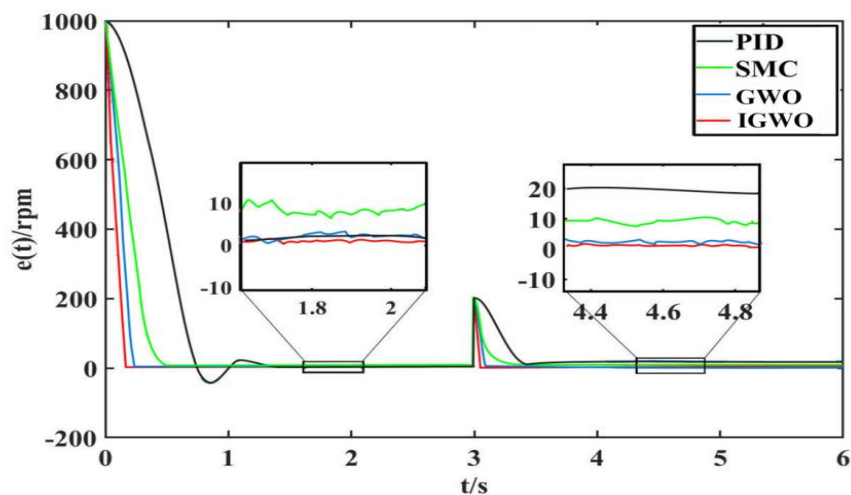


图 4-19 实验转速误差曲线

图 4-19 为采用不同速度控制器得到的实验转速误差曲线。由表 4-6 可知，当电机转速为 1000 rpm 时，经 IGWO 整定的滑模速度控制器的稳态误差对比其余三种控制器最小，误差仅为 ± 1 rpm；当转速增加至 1200 rpm 时，IGWO 整定的滑模速度控制器稳态误差相比其余三种控制器依然最小，误差仅为 ± 1 rpm。实验结果证明了经 IGWO 整定的滑模速度控制器在鲁棒性方面均优于其余三种控制器。

表 4-6 实验转速误差对比

名称	1000 rpm 误差	1200 rpm 误差
PID	-3-2 rpm	18-21 rpm
SMC	5-10 rpm	7-10 rpm
GWO	-1-3 rpm	1-4 rpm
IGWO	-1-1 rpm	-1-1 rpm

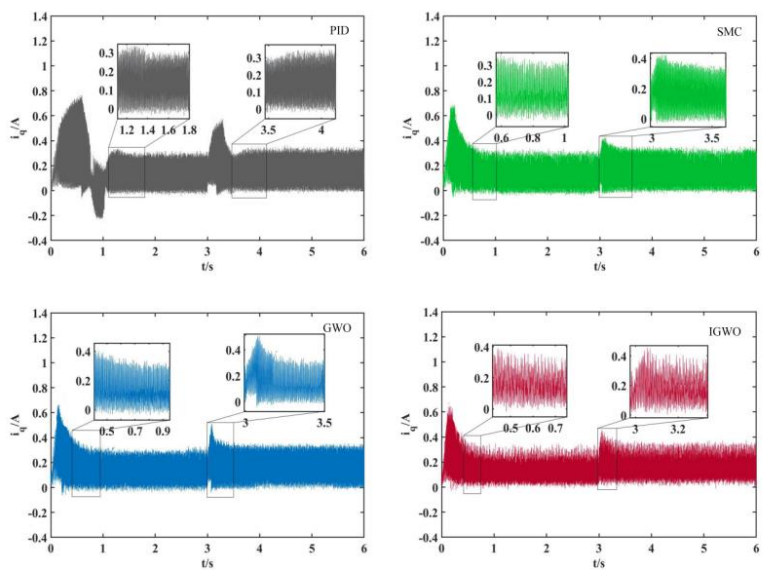


图 4-20 实验 q 轴电流曲线

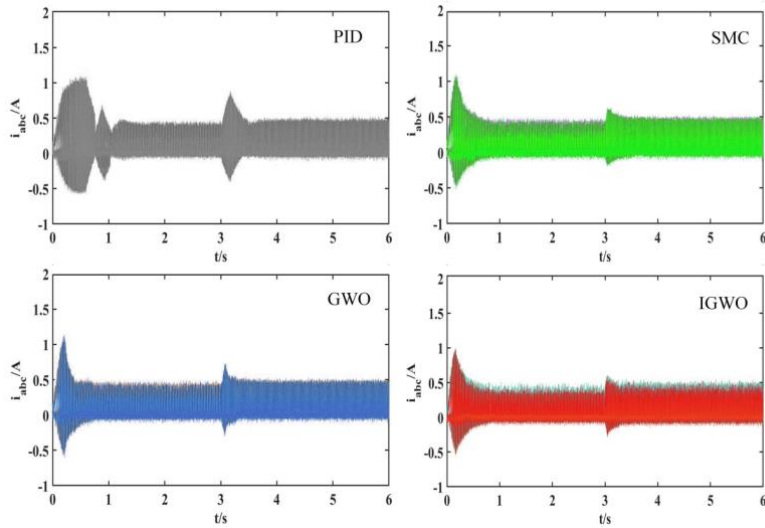


图 4-21 实验三相电流曲线

四种不同控制器得到的实验 q 轴电流曲线与实验三相电流曲线如图 4-20、图 4-21 所示。由图可知，与其他三种速度控制器相比，IGWO 在启动和加速过程中的 q 轴电流与三相电流均最先达到稳态值。实验结果进一步证明了 IGWO 整定的滑模速度控制器较其余三种控制器鲁棒性更加优秀。

实验工况 2：电机以 1000 rpm 转速运行，在 $t=2$ s 时增加 $2\text{ N}\cdot\text{m}$ 负载。

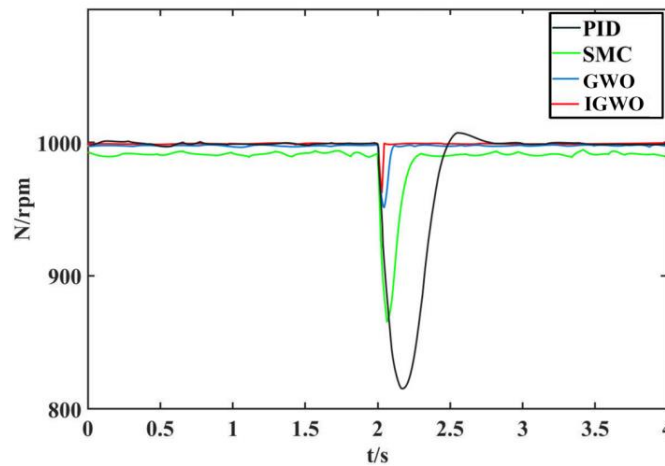


图 4-22 实验负载电机转速曲线

图 4-22 为采用四种不同速度控制器得到的实验负载电机转速曲线。由表 4-7 可知，在四种速度控制器中，经 IGWO 整定的滑模速度控制器的转速下降量仅为 36 rpm，低于其余三种控制器。在调整速度方面，经 IGWO 整定的滑模速度控制器依然最快，调整时间仅为 0.11s。实验结果证明了经 IGWO 优化的滑模速度控制器相较于其余控制器具有更强的鲁棒性。

表 4-7 实验负载对比

名称	下降量	调整时间
PID	183 rpm	0.71 s
SMC	144 rpm	0.34 s
GWO	49 rpm	0.21 s
IGWO	36 rpm	0.11 s

由上述实验可知，经 IGWO 整定的滑模速度控制器相较于其余三种控制器，在响应速度、调整速度、超调控制以及鲁棒性方面均更加优越。与仿真获得的结果相同，进一步证明了经 IGWO 整定的滑模速度控制器具有优秀的性能

4.7 本章小结

本章首先建立了 PMSM 的数学模型，对滑膜速度控制器进行设计并进行离散化处理。随后介绍了 GWO 的基本原理，并在其基础上加入混沌 Tent 映射与随机差分变异策略，从而获得改进后的灰狼算法 IGWO。通过 IGWO 对滑膜控制器参数进行整定，得到最优参数值。最后对比 IGWO 整定的滑膜控制器与其余三种控制器的仿真和实验结果，证明了经 IGWO 整定的滑膜控制器在响应速度、超调控制以及鲁棒性方面都有明显的优势。这也证明了本文所设计的 IGWO 在解决滑膜参数整定问题上起到了很大的作用，为后续提升康复机器人的控制效果奠定了基础。

第5章 康复训练动作仿真

在控制混联式上肢康复机器人进行康复训练动作时，需要通过控制驱动电机来控制驱动装置的运动，从而带动机械臂关节运动。因此，需建立混联式上肢康复机器人整体控制系统，以达到实现不同康复训练动作的目的。

5.1 扭弦驱动控制系统

扭弦驱动控制系统主要分为两部分，一部分用于控制肩关节的外展与内收，另一部分用于控制肘关节的前屈与后伸。扭弦驱动控制系统所使用的永磁同步电机参数如表 2-7 所示，同时采用 IGWO 用于滑膜控制器的参数整定。

图 5-1 为扭弦驱动控制系统，肩关节外展与肘关节前屈均采用该控制系统。为了保证控制系统可以平稳运行，控制系统中的扭弦驱动装置与解弦驱动装置均采用 IGWO 的控制方法，两组电机转速相同，方向相反。

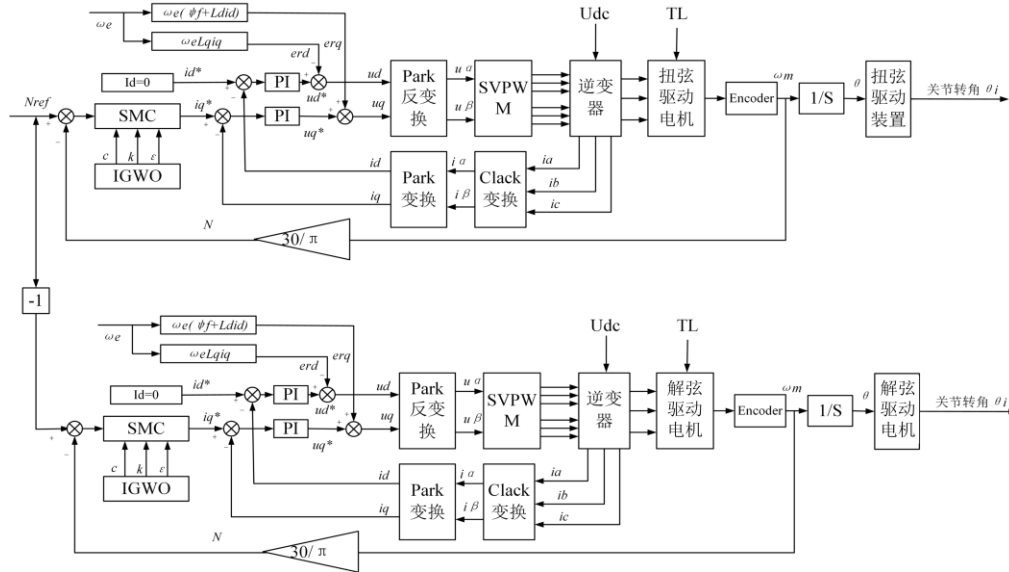


图 5-1 扭弦驱动控制系统图

根据式(2-15)可知，肩关节外展转角表达式如下：

$$\theta_1 = \frac{L_0 - \sqrt{\left(\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e \theta_{电机1}} - knL_0 + L_0 \right)^2 - \theta_{电机1}^2 r^2}}{2nk} \quad (5-1)$$

式中， $\theta_{电机1}$ 为肩关节外展扭弦驱动电机转角。

由式(2-9)、(5-1)可得，肩关节外展扭弦驱动装置位移表达式如下：

$$S_1 = L_0 - \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e\theta_{电机1}} - knL_0}{2nk} + L_0\right)^2 - \theta_{电机1}^2 r^2} \quad (5-2)$$

根据式(5-2)可得，肩关节外展扭弦扭转后长度为：

$$d_1 = L_0 - S_1 = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e\theta_{电机1}} - knL_0}{2nk} + L_0\right)^2 - \theta_{电机1}^2 r^2} \quad (5-3)$$

由于电机的输出轴与绳索相连接，所以肩关节外展电机所产生的拉力与肩关节外展驱动绳索拉力相同，即 $F_2 = F_1$ ，则根据式(2-6)可得肩关节外展驱动电机的负载转矩表达式如下：

$$T_{L1} = \frac{F_1 \theta_{电机1} r^2}{d_1} \quad (5-4)$$

根据图 5-1 的扭弦驱动控制系统图，可搭建出肩关节外展控制系统仿真模型，如图 5-2 所示：

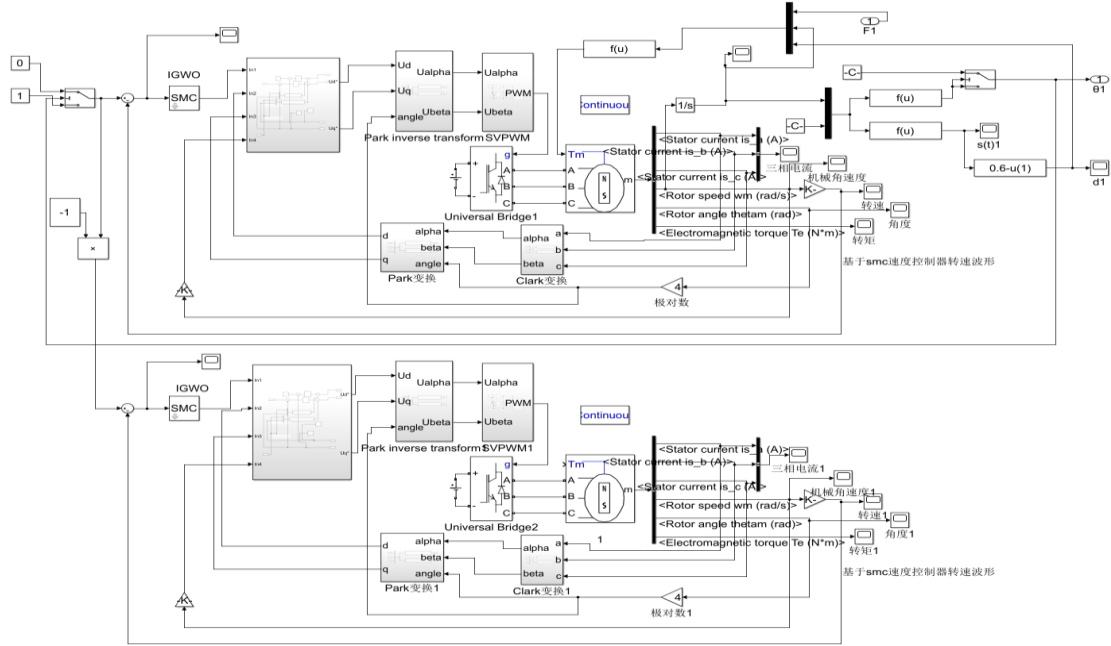


图 5-2 肩关节外展控制系统仿真模型

根据式(2-15)可得，肘关节前屈转角表达式如下：

$$\theta_3 = \frac{L_0 - \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e\theta_{电机3}} - knL_0}{2nk} + L_0\right)^2 - \theta_{电机3}^2 r^2}}{r_1} \quad (5-5)$$

式中， $\theta_{电机3}$ 为肘关节前屈扭弦驱动电机转角。

根据式(2-9)、(5-5)可得，肘关节前屈扭弦驱动装置位移表达式如下：

$$S_3 = L_0 - \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e\theta_{电机3}} - knL_0}{2nk} + L_0 \right)^2 - \theta_{电机3}^2 r^2} \quad (5-6)$$

由式(5-6)可得，肘关节扭弦扭转后长度为：

$$d_3 = L_0 - S_2 = \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(knL_0)^2 + 4nkT_e\theta_{电机3}} - knL_0}{2nk} + L_0 \right)^2 - \theta_{电机3}^2 r^2} \quad (5-7)$$

由于电机的输出轴与绳索相连接，绳索拉力由驱动电机提供，即 $F_z = F_3$ ，则可得肘关节前屈电机的负载转矩表达式如下：

$$T_{L3} = \frac{F_3 \theta_{电机3} r^2}{d_3} \quad (5-8)$$

根据图 5-1 的扭弦驱动控制系统图，可搭建出肘关节前屈控制系统仿真模型，如图 5-3 所示：

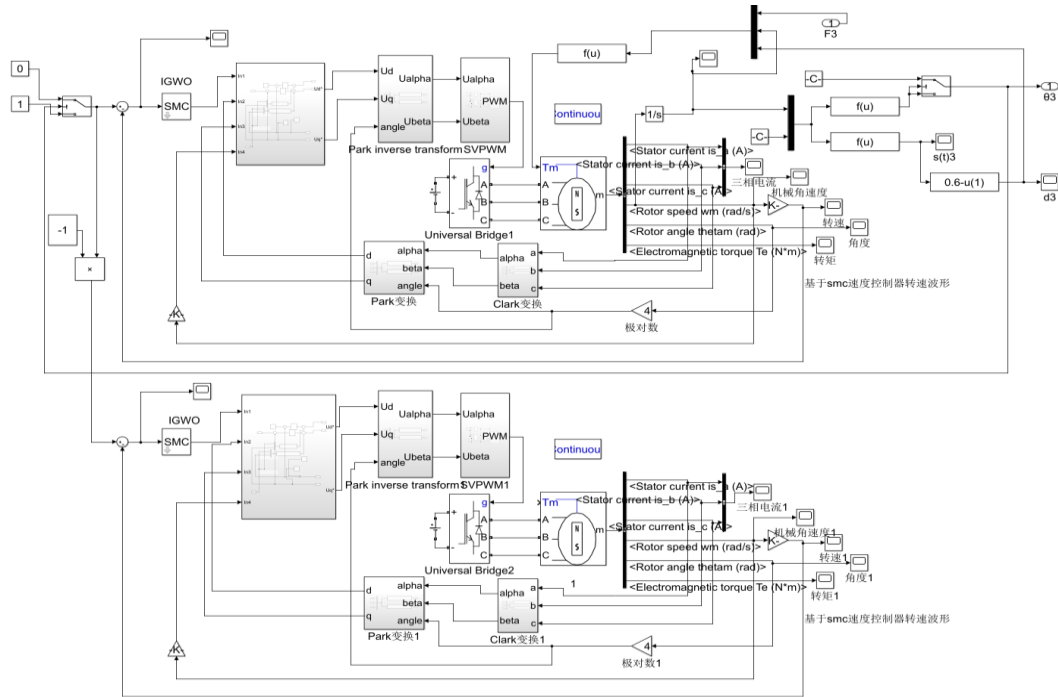


图 5-3 肘关节控制系统仿真模型

5.2 齿轮驱动控制系统

齿轮驱动控制系统主要控制肩关节前屈与后伸，齿轮驱动电机通过带动小齿轮旋转来驱动大齿轮旋转，从而带动关节滑轮进行运动。齿轮驱动电机的控制方式采用基于 IGA 整定滑模参数的直流电机双闭环控制系统^[71]，直流电机具体参数如表 2-6 所示，相关控制器参数如表 5-1、表 5-2 所示。

表 5-1 滑模速度控制器参数

参数	数值
c	501.78
ε	2.74
q	298.01

表 5-2 PI 控制器参数

参数	数值
K_p	0.98
K_i	98.45

图 5-4 为齿轮驱动控制系统，给定电机一定的转速时，齿轮驱动电机将进行运动，带动齿轮装置进行运动。

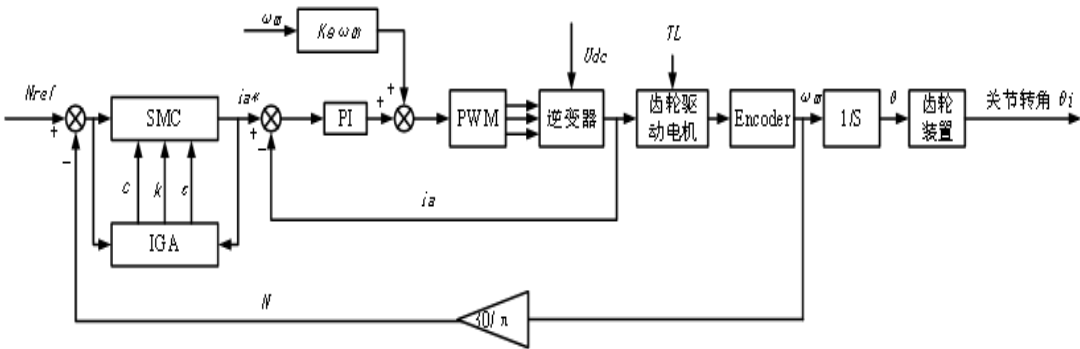


图 5-4 齿轮驱动控制系统

则由传动比可得，肩关节前屈关节转角 θ_2 为：

$$\theta_2 = u\theta_{电机2} \tag{5-9}$$

式中， u 为齿轮传动比， $\theta_{电机2}$ 为肩关节前屈电机转角。

根据图 5-4 的齿轮驱动控制系统，可搭建出肩关节前屈控制系统仿真模型，如图 5-5 所示：

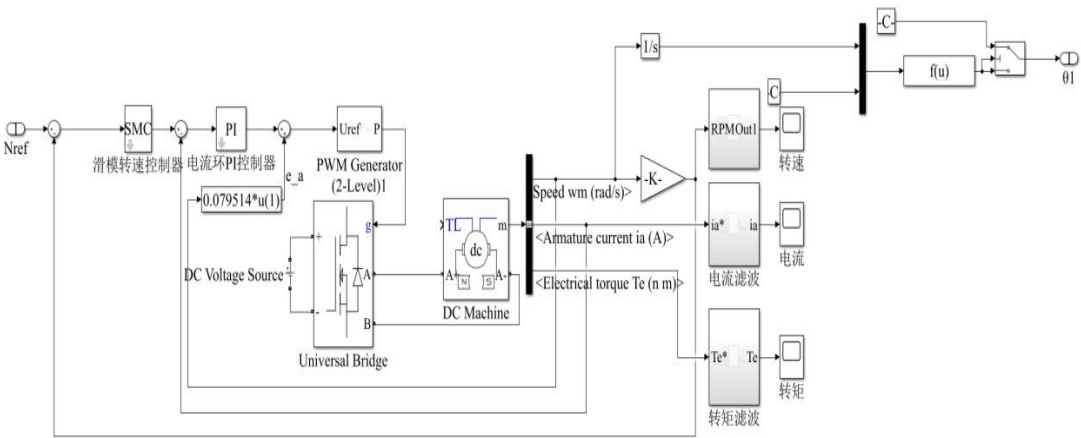


图 5-5 肩关节前屈控制系统仿真模型

5.3 康复训练动作控制

为了保证上肢康复机器人可以准确的完成控制动作，需建立出康复机器人对应康复训练动作的控制系统。为完成两套对应的康复训练动作，需要建立肩关节外展康复训练控制系统以及肩关节与肘关节前屈康复训练控制系统，两套系统独立完成两种不同的康复训练动作。

5.3.1 肩关节外展控制

根据混联式上肢康复机器人运动学与动力学分析所得到的相关方程式,可建立上肢康复机器人康复训练控制系统的仿真模型。康复训练动作 1 即为肩关节外展运动,建立的肩关节外展康复训练控制系统仿真模型如图 5-6 所示。

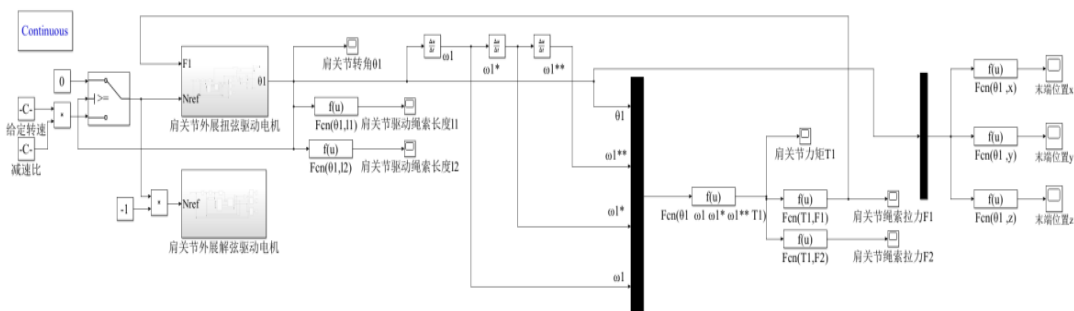


图 5-6 肩关节外展康复训练控制系统仿真模型

扭弦驱动装置相关参数如表 5-3 所示。

表 5-3 扭弦驱动装置结构参数

参数	数值
L_0/mm	600
r_a/mm	0.5
r/mm	1
n	4
$k/ N/m$	1300

仿真条件设置：给定肩关节外展驱动电机转速为 40 rpm，其余电机处于静止状态，当肩关节外展角度达到 $\pi/3$ 时，电机减速直至停止。

图 5-7 为实现康复训练动作 1 时, 肩关节外展扭弦驱动电机的转速与转角变化曲线。

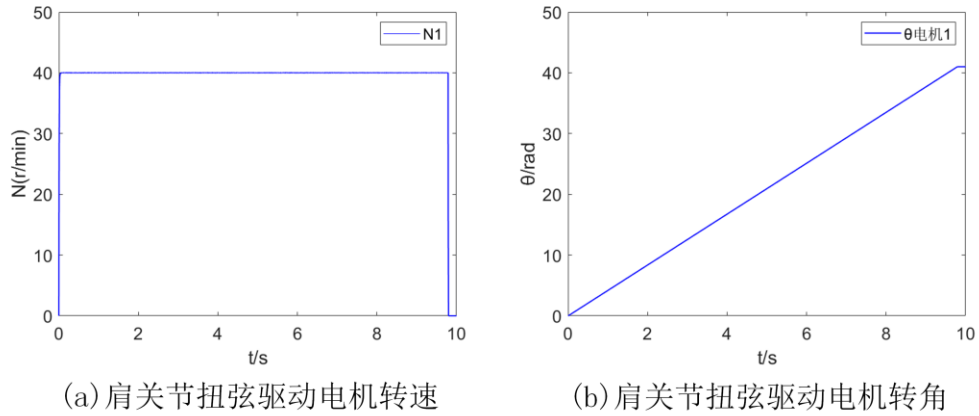


图 5-7 肩关节外展扭弦驱动电机转速、转角变化曲线

由图 5-7(a)可得，驱动电机以 40 rpm 稳定运动，在 $t=9.815$ s 时停止转动。由图 5-7(b)可知，电机停止转动时，驱动电机转角 $\theta_{电机1}=41.314$ rad，达到最大值。根据表 5-3 与式(2-19)可得驱动电机的最大转角 $\theta_{max}=505.48$ rad。由于 $\theta_{电机1}$ 小于 θ_{max} ，因此满足设计要求。

图 5-8 为实现康复训练动作 1 时，肩关节外展扭弦驱动装置位移变化曲线。

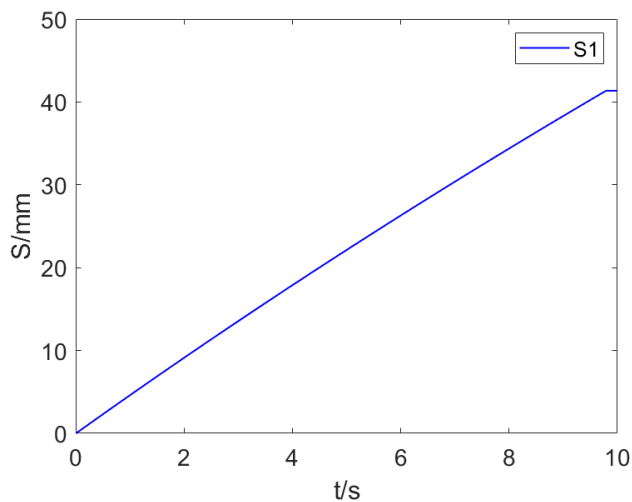


图 5-8 肩关节外展扭弦驱动装置位移变化曲线

由图 5-8 可知，实现肩关节外展运动时，扭弦驱动装置的位移逐渐增加。在 $t=9.815$ s 时，扭弦驱动装置的位移不再发生变化，此时 $S_I=41.256$ mm。根据式(2-19)与表 5-3 可得扭弦驱动装置允许的最大位移 $S_{max}=277.662$ mm。由于 S_I 小于 S_{max} ，因此满足设计要求。

图 5-9 为实现康复训练动作 1 时，肩关节外展力矩、肩关节驱动绳索拉力、肩关节外展转角以及肩关节驱动绳索长度变化曲线。

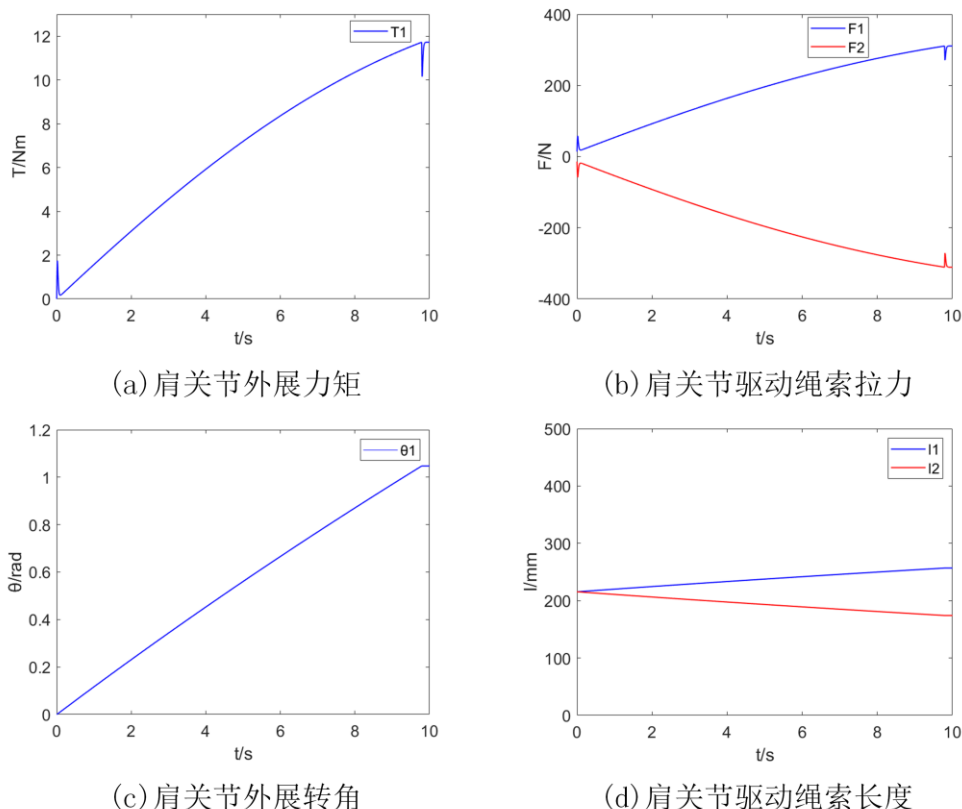


图 5-9 肩关节转角、驱动绳索长度、力矩、绳索拉力变化曲线

由图 5-9(a)可知, 肩关节外展力矩在电机运动过程中呈非线性增长, 在 $t=9.815$ s 时, 电机停止运动, 肩关节外展力矩达到最大值, 即 $T_1=11.805$ N·m; 由图 5-9(b)可知, 肩关节外展滑轮两端的驱动绳索拉力在电机运动过程中大小相同, 方向相反。在 $t=9.815$ s 时驱动绳索拉力达到最大, 此时 $F_1=305.125$ N、 $F_2=-305.125$ N。由图 5-9(c)可知, 电机停止运动时, 肩关节外展达到 $\pi/3$ 处。由图 5-9(d)可知, 肩关节外展驱动绳索开始时长度相同, 即 $l_1=l_2=215$ mm。电机停止运动时, 两绳索长度分别为 $l_1=256.256$ mm、 $l_2=173.744$ mm, 长度变化与 S_I 大小相同。

综合上述仿真结果可知, 所设计的肩关节外展控制系统可以达到预期效果, 且满足设计条件, 为后续实验研究奠定基础。

5.3.2 肩关节与肘关节前屈控制

康复训练动作 2 即为肩关节与肘关节前屈运动, 建立的肩关节与肘关节前屈运动康复训练控制系统仿真模型如图 5-10 所示。

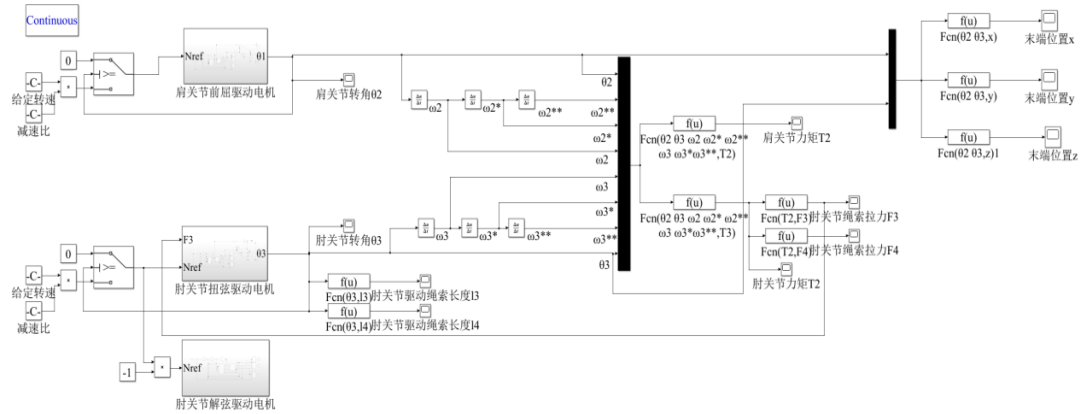


图 5-10 肩肘关节前屈康复训练控制系统仿真模型

为了保证康复训练过程中，两关节同时运动到指定角度，需要对 PMSM 进行速度调整，使两关节同时到达的仿真时间误差最小。经过多次实验得到 PMSM 转速最佳为 62.5 rpm，此时两关节仿真时间误差最小，可忽略不计。

仿真条件设置：肩关节驱动电机给定转速 2 rpm，肘关节驱动电机给定转速 62.5 rpm，肩关节外展电机静止。当两关节均达到规定位置时，电机减速直至停止。仿真的结果如图 5-11 至图 5-14 所示。

图 5-11 为实现康复训练动作 2 时，两关节驱动电机的转速与转角变化曲线。

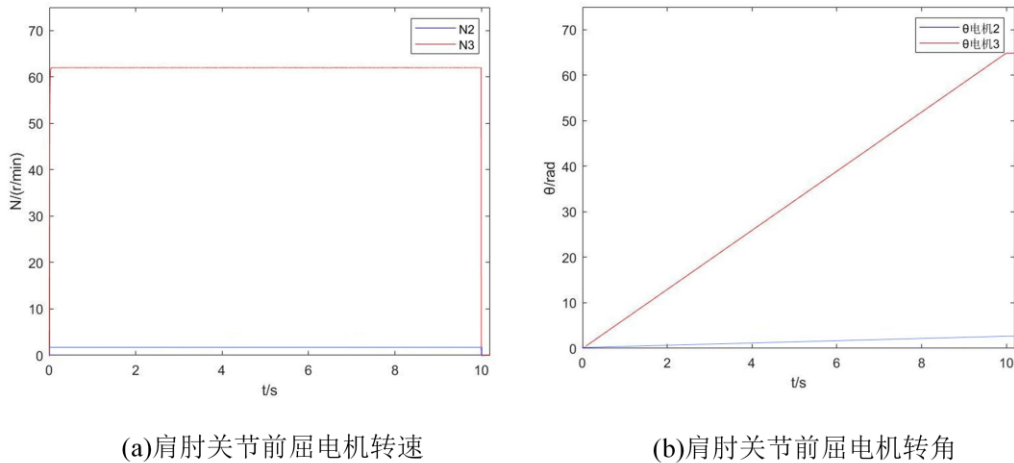


图 5-11 关节驱动电机转速、转角变化曲线

由图 5-11 可知，肩关节前屈电机以 2 rpm 稳定运动，在 $t=10$ s 时，电机停止运动，此时电机转角 $\theta_{电机2}=2.094$ rad；肘关节前屈电机以 62.5 rpm 稳定运动，在在 $t=10$ s 时，电机停止运动，此时电机转角 $\theta_{电机3}=64.446$ rad，肘关节前屈电机转角小于 θ_{max} ，满足设计要求。

图 5-12 为实现康复训练动作 2 时，肘关节前屈扭弦驱动装置的位移变化曲线。

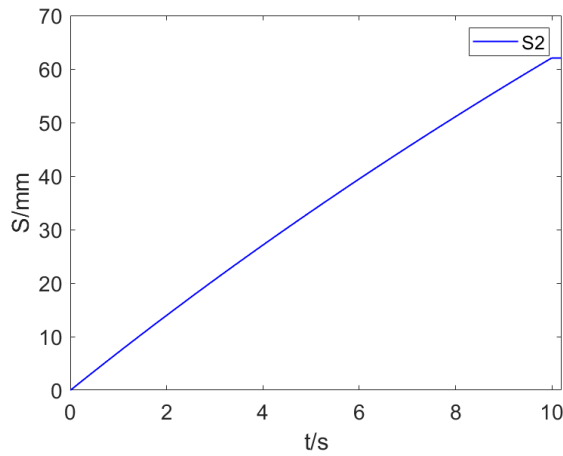
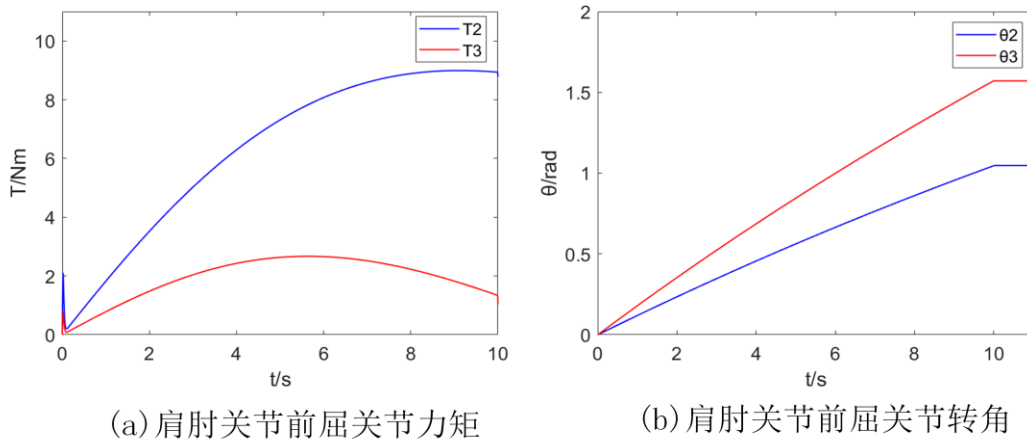


图 5-12 肘关节前屈扭弦驱动装置位移变化曲线

由图 5-12 可知，随着电机的运动，肘关节前屈扭弦驱动装置位移不断增加，在 $t=10\text{ s}$ 时，肘关节前屈扭弦驱动装置位移达到最大，此时 $S_2=62.164\text{ mm}$ ，小于 $S_{\max}$ ，满足设计要求。

图 5-13 为实现康复训练动作 2 时，两关节的转角与力矩变化曲线。



(a) 肩肘关节前屈关节力矩

(b) 肩肘关节前屈关节转角

图 5-13 肩、肘关节转角与力矩变化曲线

由图 5-13(a)可知，随着驱动电机的运动，肩关节前屈力矩不断增大，在 $t=10\text{ s}$ 时达到最大值，此时 $T_2=8.975\text{ N}\cdot\text{m}$ 。而肘关节前屈力矩先增加，在 $t=5.862\text{ s}$ 时达到最大值，此时 $T_3=2.637\text{ N}\cdot\text{m}$ 。随后肘关节前屈力矩开始减小，在 $t=10\text{ s}$ 时不再变化，此时 $T_3=1.434\text{ N}\cdot\text{m}$ 。

图 5-14 为实现康复训练动作 2 时，肘关节驱动绳索长度与驱动绳索拉力变化曲线。

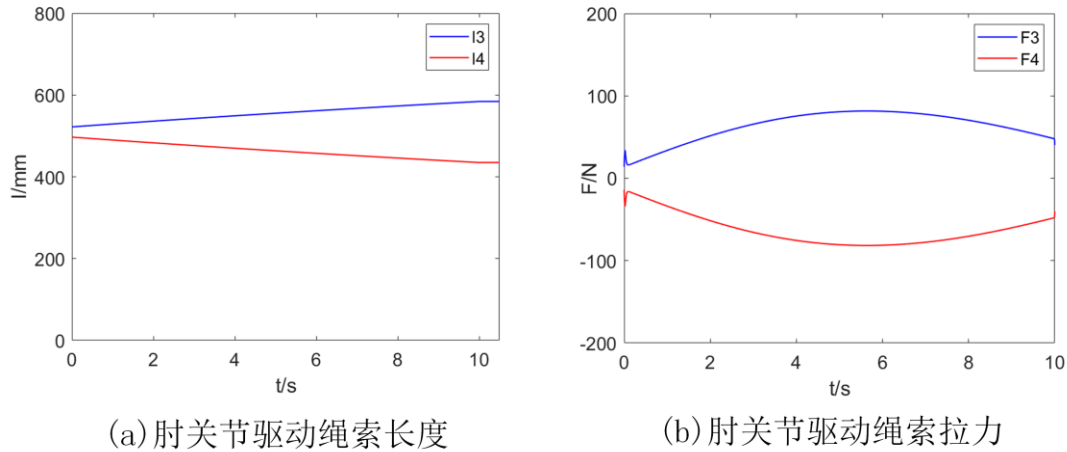


图 5-14 肘关节驱动绳索长度与驱动绳索拉力变化曲线

由图 5-14(a)可知，肘关节前屈滑轮两端的驱动绳索长度不同，分别为 $l_3=522\text{ mm}$ 、 $l_4=498\text{ mm}$ 。在 $t=10\text{ s}$ 时，绳索长度不在变化，此时 $l_3=584.164\text{ mm}$ 、 $l_4=435.836\text{ mm}$ 。绳索长度变化与 S_2 大小相同。由图 5-14(b)可知，在 $t=5.862\text{ s}$ 时，两端绳索拉力达到最大值，此时 $F_3=75.925\text{ N}$ 、 $F_4=-75.925\text{ N}$ 。在 $t=10\text{ s}$ 时，绳索拉力不再发生变化，此时 $F_3=45.850\text{ N}$ 、 $F_4=-45.850\text{ N}$ 。

综合上述仿真结果可知，所设计的肩关节与肘关节前屈控制系统可以达到预期效果，且满足设计条件，为后续实验研究奠定基础。

5.4 本章小结

本章首先采用基于 IGWO 整定滑模参数的永磁同步电机控制系统建立了扭弦驱动控制系统，然后采用基于 IGA 整定滑模参数的直流电机双闭环控制系统建立了齿轮驱动控制系统。随后在控制系统基础上搭建了肩关节外展控制和肩、肘关节前屈控制的仿真模型并进行仿真分析。分析结果证明了所设计的驱动装置的合理性，同时仿真曲线图在运动过程中稳定无波动，说明了所设计的控制系统有较强的抗干扰能力。

第6章 上肢康复机器人实验研究

为了对混联式上肢康复机器人进行相关动作控制实验，首先对传感器进行通信实验，保证传感器正常使用，随后基于 dSPACE 1202 实验平台进行康复训练动作实验。

6.1 传感器通信实验

为了保证上肢康复机器人控制实验中相关传感器能准确有效的测量相关数据，需要对传感器进行通信实验。

6.1.1 拉力传感器通信实验

拉力传感器主要用于测量绳索所受到的实时拉力值。为了保证拉力传感器正常工作，需要对其进行预实验。

实验中所采用的拉力传感器型号为鼎立 S 型 PBCL-03 拉压力传感器，其量程最大可达到 100 kg，灵敏度为 2 ± 0.05 mV，精度为 100 g，采样时间最大为 1/40 s，与设备的连接方式为 RS232 串口通信。在拉力传感器工作时，其会根据上位机指令对拉力进行测量，并转化为数据返回上位机，上位机通过解析数据来得到实时的拉力值。

图 6-1 为拉力传感器通过称重变送器与 dSPACE 1202 实验平台以及上位机相结合得到的拉力传感器实验平台。

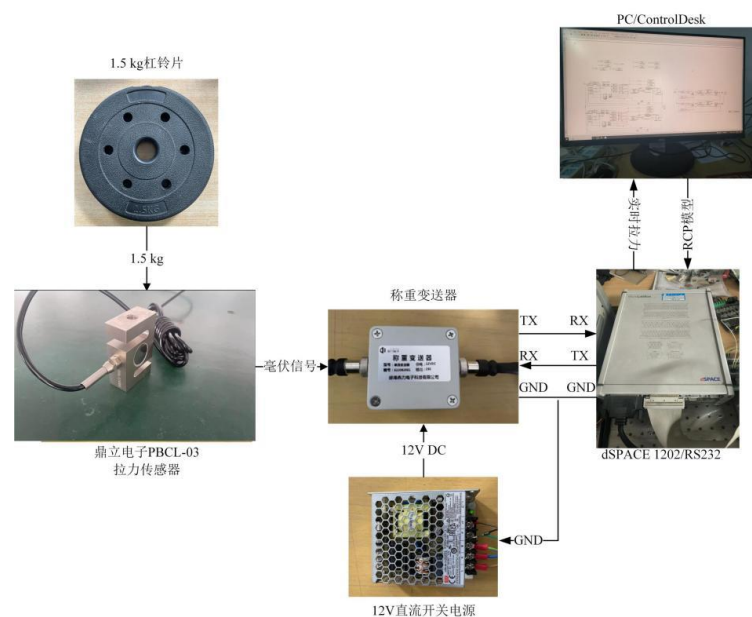


图 6-1 拉力传感器实验平台

为了确保拉力传感器能够持续稳定地工作，需构建其通信协议模块及实验模型。表 6-1 为实时指令集。

表 6-1 实时指令集

数据传输方向	地址	命令	参数	校验码	结束符	帧字节数
上位机→传感器	0x11	0x42	0x3F	0x12	0x0D	5
上位机←传感器	0x11	0x42	X1-X6	0xXX	0x0D	10

上位机首先对拉力传感器发送读取重量的指令，拉力传感器接受指令并将读取的数据返回上位机，上位机通过拉力传感器数据对拉力值进行实时计算，计算公式如下：

$$F = (X5 - 0x30) \times 65536 + (X4 - 0x30) \times 4096 + (X3 - 0x30) \times 256 + (X2 - 0x30) \times 16 + (X1 - 0x30) \quad (6-1)$$

由于拉力传感器使用 16 进制指令，0x11、0x42、0x3F、0x12、0x0D，但模型只能识别 10 进制指令。因此需要使用 Serial Receive 模块接收数据，并自动将 16 进制的数据转换为 10 进制数据，式(6-1)转换为 10 进制的计算公式如下：

$$F = (X5 - 48) \times 65536 + (X4 - 48) \times 4096 + (X3 - 48) \times 256 + (X2 - 48) \times 16 + (X1 - 48) \quad (6-2)$$

由上述可得拉力传感器通信 RCP 模型如图 6-2 所示。拉力传感器通信协议模块如图 6-3 所示。

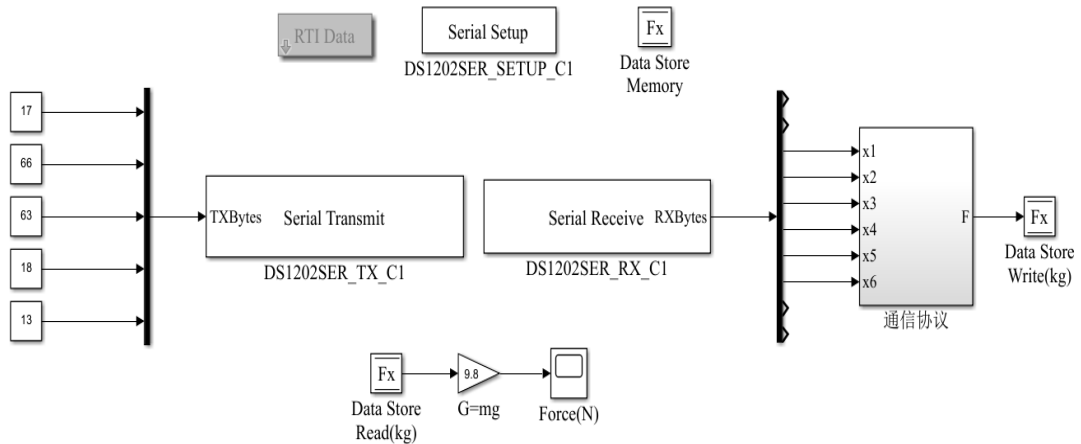


图 6-2 拉力传感器通信 RCP 模型

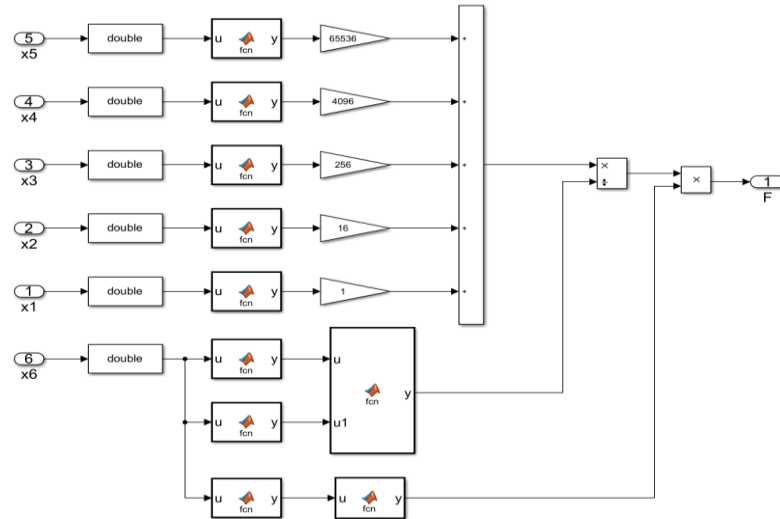


图 6-3 通信协议模块

实验环境设置：采样时间为 $1/40$ s，连接的串口为 RS232，数据接收模块设置的帧字节数为 10，串行通信模块设置的帧字节数为 5。实验测量 1.5 kg 的哑铃片以及拉力传感器自重，实验曲线如图 6-4 所示。

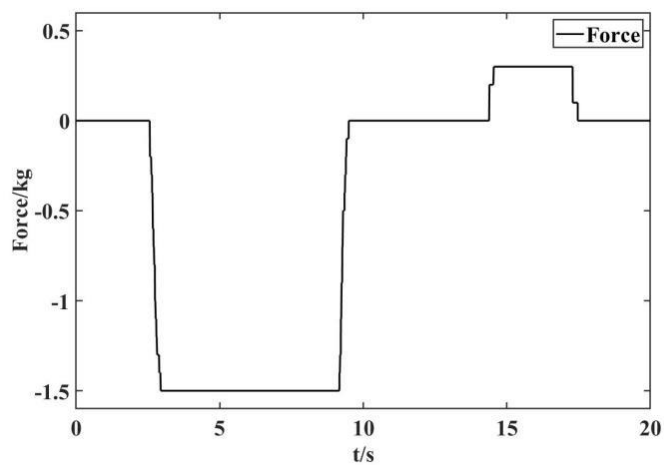


图 6-4 拉力传感器通信实验拉力曲线

由图 6-4 可知，在 $t=3$ s 时，拉力传感器开始测量哑铃片的重量，并得到 1.5 kg 的准确数值；随后在 $t=15$ s 时开始测量自重，得到 0.4 kg 的准确数值。这验证了拉力传感器可以高效、准确的测量出实时拉力数值，可用于后续绳索拉力的测量实验。

6.1.2 角度传感器通信实验

角度传感器主要用于测量关节转角的具体数值。为了保证角度传感器在实验中能够正常工作，需要对其进行预实验。

实验所使用的角度传感器型号选用 WT9011DCL-BT50，通讯方式为蓝牙 5.0，通讯距离 90 m，输出频率为 0.2-200 Hz，X 轴与 Z 轴角度范围为 $\pm 180^\circ$ ，Y 轴角度范围为 $\pm 90^\circ$ ，精度误差在 1° 以内。

角度传感器通信实验首先由角度传感器接收数据，通过蓝牙连接维特智能开发的 WitMotion 软件，由软件处理所测量的数据，随后将数据导入 MATLAB 对数据进行曲线化处理。实验平台如图 6-5 所示。



图 6-5 角度传感器通信实验平台

角度传感器的通信实验主要测试了 Z 轴旋转 90° 随后恢复正常的过程，实验结果如图 6-6 所示。

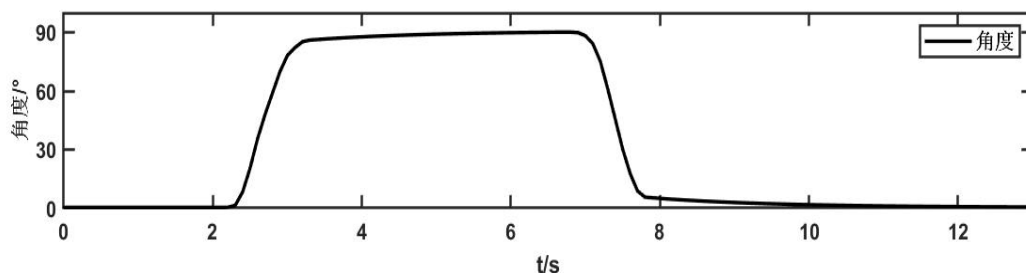


图 6-6 角度传感器通信实验角度变化曲线

由图 6-6 可知，在 $t=2$ s 时，角度传感器开始测量实时角度变化， $t=12$ s 时结束测量。所得到的测量曲线平滑稳定。证明了角度传感器可以快速、准确的测量角度的变化，可用于后续康复训练实验。

6.2 基于 dSPACE 实验平台搭建

在完成对位移传感器以及角度传感器的调试后，基于 dSPACE 1202 实验平台对上肢康复机器人康复训练动作进行实验。实验平台分为两个子系统，一部

分是用于控制齿轮驱动装置的直流电机控制系统，用于驱动混联式上肢康复机器人肩关节前屈运动；另一部分是由控制扭弦驱动装置的永磁同步电机控制系统，用于驱动混联式上肢康复机器人的肩关节外展运动以及肘关节前屈运动。实验平台如图 6-7 所示。

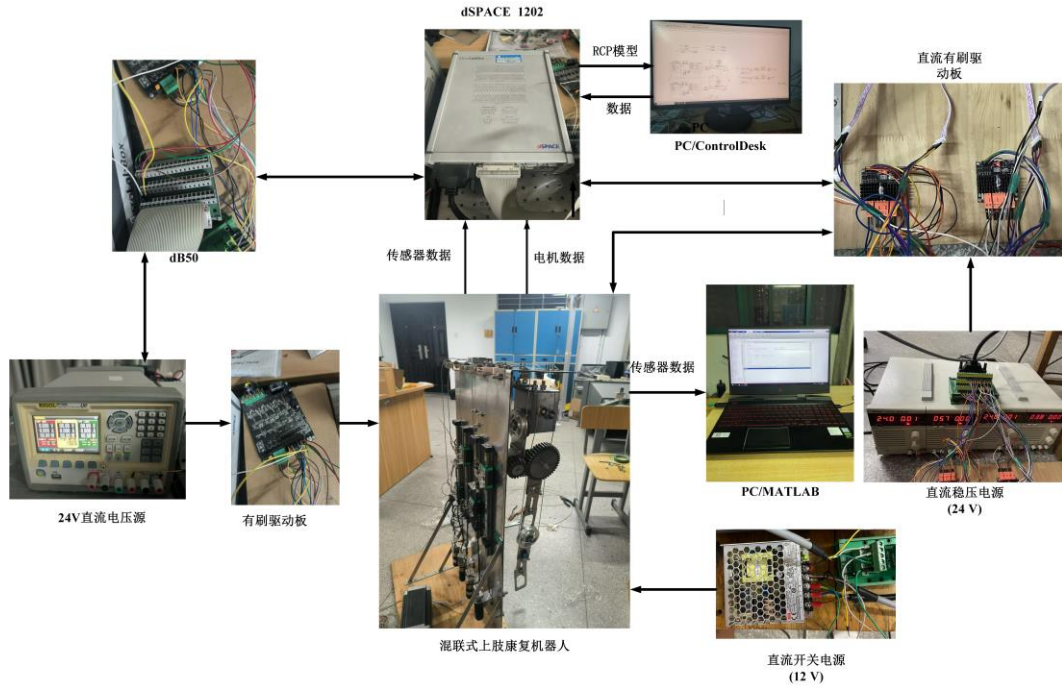


图 6-7 混联式上肢康复机器人实验平台

6.3 康复训练动作控制实验

根据第五章所搭建的控制系统仿真模型以及传感器的 RCP 模型，可以搭建出康复训练动作所需的控制系统 RCP 模型。其中图 6-8 为康复训练动作 1 的控制系统 RPC 模型，图 6-9 为康复训练动作 2 的控制系统 RPC 模型。

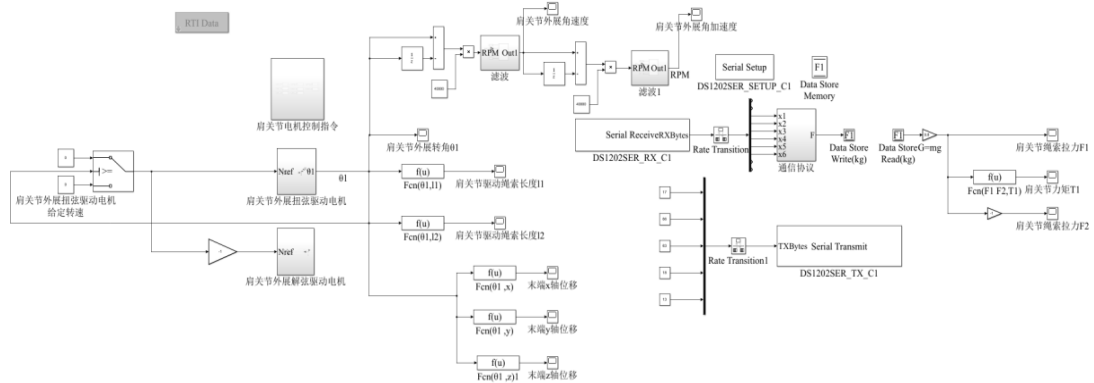


图 6-8 康复训练动作 1 控制系统 RPC 模型

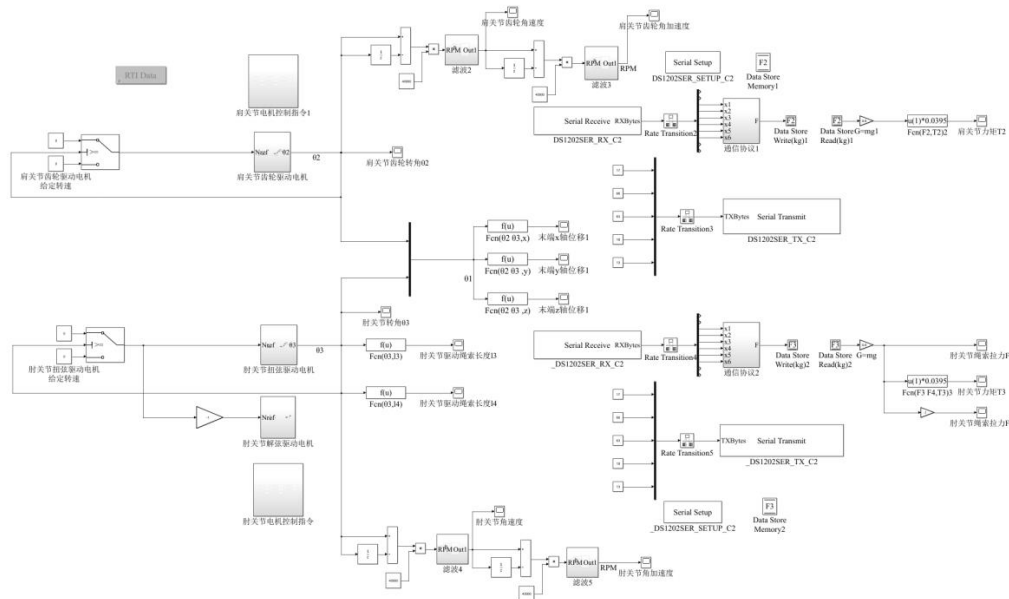


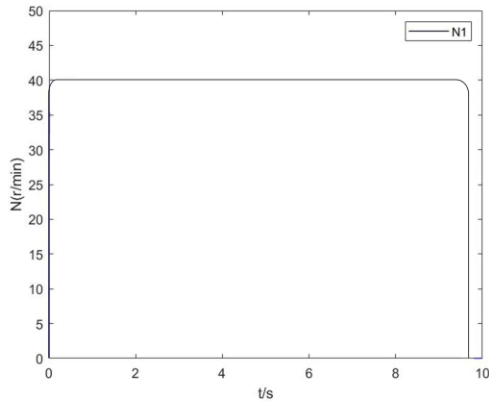
图 6-9 康复训练动作 2 控制系统 RPC 模型

两种控制模型均采用 `ode1(Euler)` 求解器、步长采用 Fixed-step size, Fundamental sample time 设置为 $1/40000$ s, SVPWM 频率 $f=10$ kHz; 电机参数如表 2-6、2-7 所示; 扭弦驱动电机的控制器参数采用表 4-2 中基于 IGWO 整定的参数。齿轮驱动电机采用表 5-1 的滑膜控制器参数和表 5-2 所示 PI 控制器参数。由于所用的拉力传感器的采样时间为 $1/40$ s, 但系统采用时间为 $1/40000$ s, 两者无法进行正常通信。因此需要使用速率转换模块将输出端口采样时间设置为 $1/40$ s。

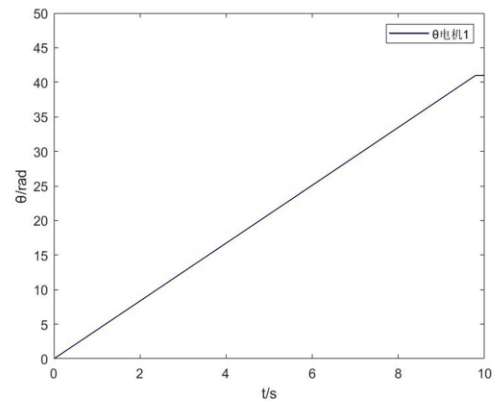
康复训练实验 1: 给定肩关节外展电机转速 40 rpm, 肩关节外展 $\pi/3$ 。康复训练实验 1 如图 6-10。



图 6-10 康复训练实验 1



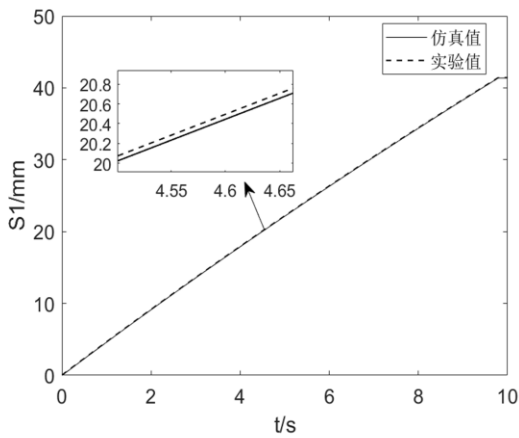
(a) 肩关节外展电机转速



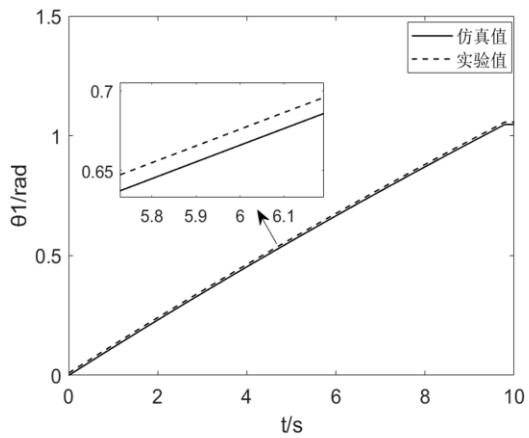
(b) 肩关节外展电机转角

图 6-11 康复训练实验 1 肩关节外展电机转速与转角曲线

图 6-11 为实现康复训练实验 1 时的肩关节外展电机转速与转角曲线。由图 6-11(a)可知，肩关节外展电机以 40 rpm 匀速运动，在 $t=9.811$ s 时，电机减速至停止转动；由图 6-11(b)可知，随着电机运动，电机转角逐渐增加，当电机停止时，电机转角达到最大值 $\theta_{电机1}=41.314$ rad。



(a) 肩关节扭弦驱动装置位移



(b) 肩关节外展转角

图 6-12 康复训练实验 1 肩关节扭弦驱动装置位移与转角曲线

由图 6-12(a)中的实验曲线可知，随着肩关节外展电机的运动， $S1$ 不断增加，在终止时刻， $S1$ 达到最大值，此时 $S1=41.286$ mm。由图 6-12(b) 实验曲线可知，肩关节外展转角随着电机的运动而增加，终止时刻达到 $\pi/3$ 处。

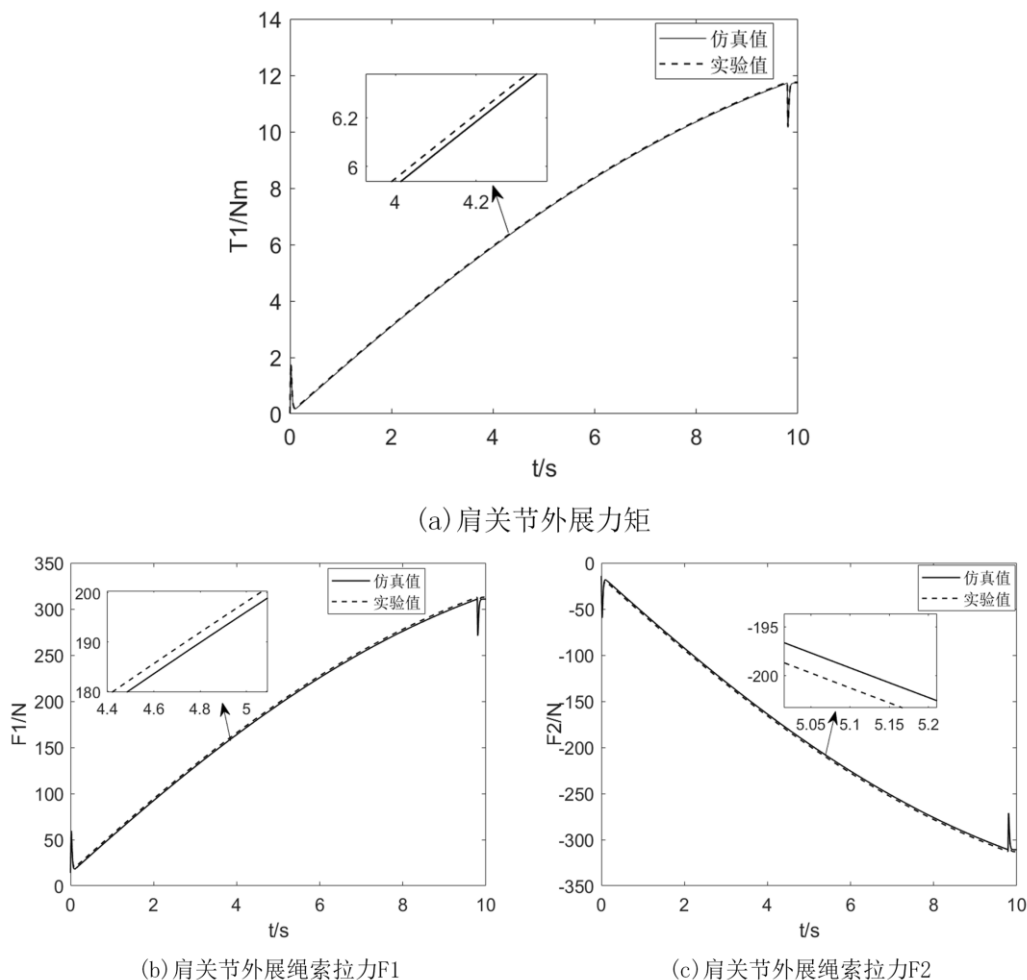


图 6-13 康复训练实验 1 肩关节外展力矩与绳索拉力曲线

图 6-13 为康复训练实验 1 肩关节外展力矩与绳索拉力曲线。由图 6-13(a)的实验曲线可知，随着电机的运动，肩关节外展力矩呈非线性增长。由于电机停止运动时，肩关节会由于惯性出现轻微抖震，此时肩关节外展力矩达到最大值 $T_1=11.819 \text{ N}\cdot\text{m}$ 。图 6-13(b)与图 6-13(c)的实验曲线可知，肩关节外展滑轮两端绳索的拉力大小相同，方向相反，且与肩关节力矩曲线变化趋势相同。终止时刻，绳索拉力达到最大值，此时 $F_1=305.475 \text{ N}$ 、 $F_2=-305.475 \text{ N}$ 。

康复训练实验 2：给定肩关节前屈电机转速 2 rpm ，肩关节前屈 $\pi/3$ ；给定肘关节前屈电机转速 62.5 rpm ，肘关节前屈 $\pi/2$ 。康复训练实验 2 如图 6-14 所示。

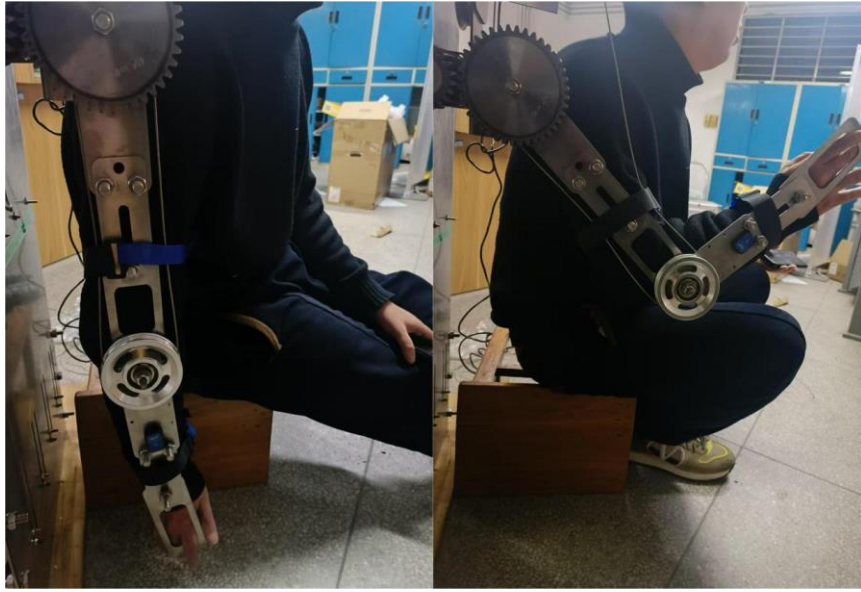
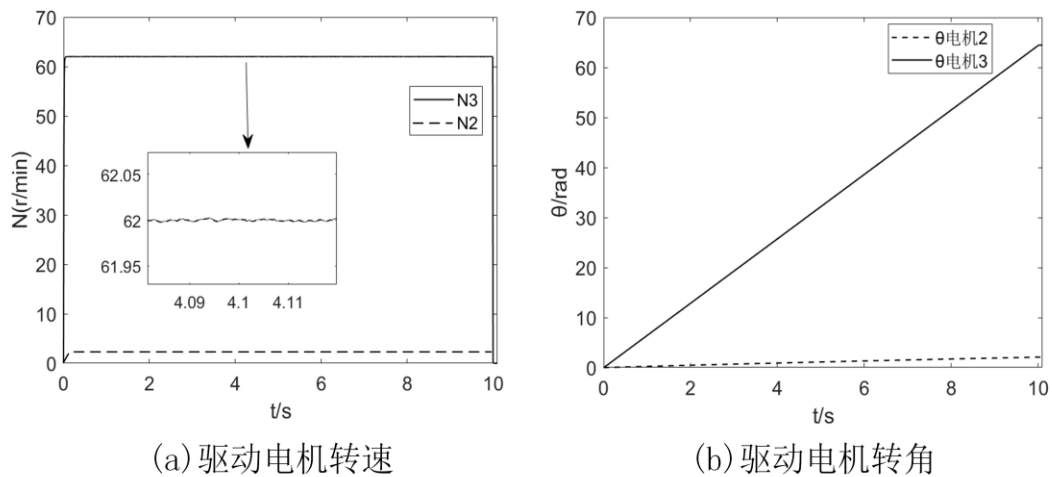


图 6-14 康复训练实验 2



(a) 驱动电机转速

(b) 驱动电机转角

图 6-15 康复训练实验 2 肩、肘关节驱动电机转速与转角曲线

图 6-15 为康复训练实验 2 肩、肘关节驱动电机转速与转角曲线。由图 6-15(a) 的实验曲线可知，肩关节前屈电机以 2 rpm 匀速运动，在 $t=10$ s 时，电机停止运动；肘关节前屈电机以 62.5 rpm 匀速运动，且运动过程中波动很小，在 $t=10$ s 时，电机减速直至停止。由图 6-15(b) 的实验曲线可知，随着电机的运动，肩关节前屈电机转角逐渐增加，终止时刻 $\theta_{\text{电机 2}}=2.094$ rad；肘节前屈电机转角也随着电机运动逐渐增加，终止时刻 $\theta_{\text{电机 3}}=64.446$ rad。

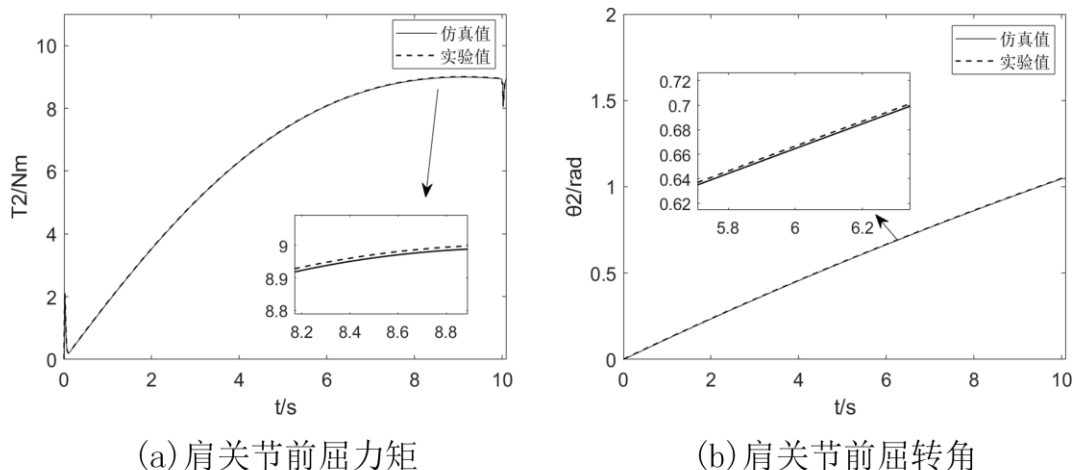


图 6-16 康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角曲线

图 6-16 为康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角曲线。由图 6-16(a)实验曲线可知，肩关节前屈力矩随着电机运动而不断增大，在 $t=10\text{ s}$ 时达到最大值，此时肩关节前屈力矩为 $T_2=9.013\text{ N}\cdot\text{m}$ 。由图 6-16(b)实验曲线可知，终止时刻肩关节不再运动，肩关节前屈到达 $\pi/3$ 位置。

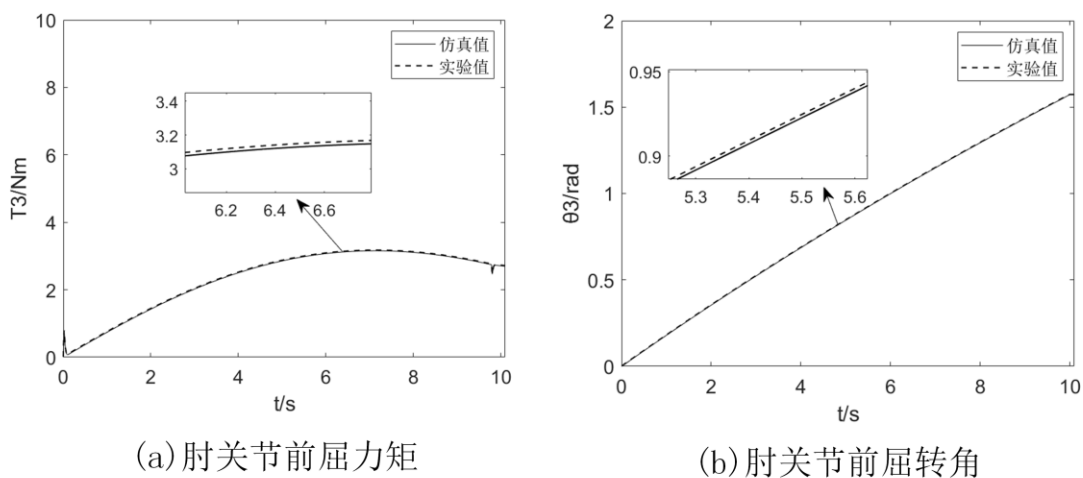


图 6-17 康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角曲线

图 6-17 为康复训练实验 2 肩关节前屈力矩与转角的曲线。由图 6-17(a)实验曲线可知，肘关节前屈力矩随着电机的运动呈现先增加后减小的趋势。在 $t=5.852\text{ s}$ 时，肘关节力矩达到最大值 $T_3=2.647\text{ N}\cdot\text{m}$ 。终止时刻肘关节力矩 $T_3=1.445\text{ N}\cdot\text{m}$ 。由图 6-17(b)实验曲线可知，在 $t=10\text{ s}$ 时，肘关节前屈至 $\pi/2$ 位置。

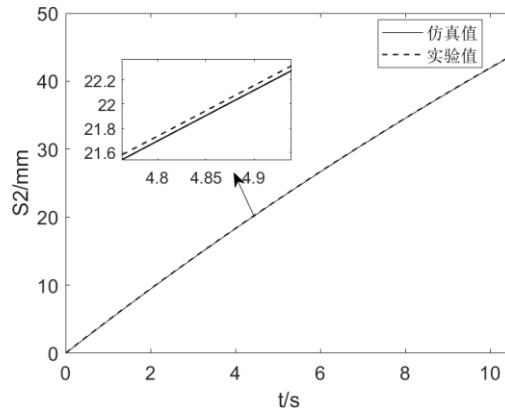


图 6-18 康复训练实验 2 肘关节扭弦驱动装置位移曲线

图 6-18 为康复训练实验 2 肘关节扭弦驱动装置位移曲线。由图中实验曲线可知，终止时刻肘关节扭弦驱动装置位移达到最大值， $S_2=62.176 \text{ mm}$ 。

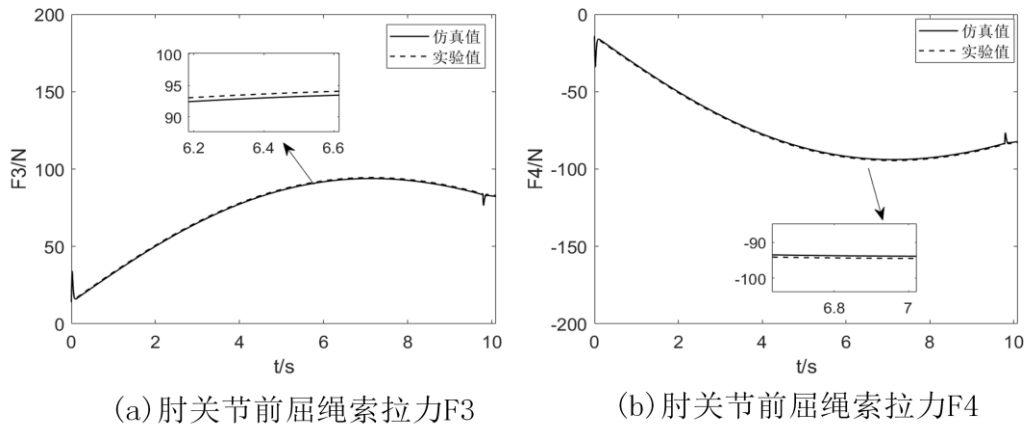
(a) 肘关节前屈绳索拉力 F_3 (b) 肘关节前屈绳索拉力 F_4

图 6-19 康复训练实验 2 肘关节绳索拉力曲线

图 6-19 为康复训练实验 2 肘关节绳索拉力曲线。由图 6-19 可知，肘关节前屈滑轮两端的绳索拉力大小相同，方向相反，且变化趋势与肘关节前屈力矩相同。在 $t=5.862 \text{ s}$ 时，肘关绳索拉力达到最大值，此时 $F_3=76.175 \text{ N}$ 、 $F_4=-76.175 \text{ N}$ ； $t=10 \text{ s}$ 时，肘关节绳索拉力不在发生变化，此时 $F_3=46.125 \text{ N}$ 、 $F_4=-46.125 \text{ N}$ 。

由上述实验结果可知，在实现两种康复实验动作时，电机转速、转角曲线，关节力矩、转角曲线以及绳索拉力曲线在运行过程中稳定变化，波动很小；在电机启动与停止时，曲线会发生较小的跳跃性变化，但很快趋于平稳。实验过程中扭弦驱动装置中的电机转角始终满足设计条件；扭弦驱动装置装置位移变化等于绳索长度变化量且满足设计条件；绳索拉力也在控制范围内，表明了所设计的驱动结构满足设计要求。

由于仿真采用的理想化模型，在实验过程中可能由于摩擦力、人体手臂质量差距、电机性能差异等原因使得实验与仿真结果有些许误差。为此，本文采用实验与仿真的均差模型^[72]作为衡量康复机器人运动效果的评价指标。均差模型公式如下：

$$S = \frac{\sqrt{\sum (y_1 - y_2)^2}}{n} \quad (6-3)$$

式中， S 为均差； n 为时间节点数量； y_1 代表不同时间节点的实验值； y_2 代表不同节点的仿真值。

为了使均差结果更加精准，选取实验开始到结束的每 0.5 s 作为一个时间节点，根据式(6-3)可计算出相应均差值表 6-2 所示。

表 6-2 实验值和仿真值均差

参数	康复训练 1	康复训练 2
S_1/mm	0.030	0
S_2/mm	0	0.012
θ_1/rad	0.001	0
θ_2/rad	0	0.004
θ_3/rad	0	0.003
T_1/Nm	0.014	0
T_2/Nm	0	0.038
T_3/Nm	0	0.011
$F_1/\text{N}(F_2/\text{N})$	0.350	0
$F_3/\text{N}(F_4/\text{N})$	0	0.275

由表 6-2 的均差表可知，无论是扭弦驱动装置的位移、关节转角、关节力矩以及绳索拉力，实验值与仿真值的均差很小。证明了康复机器人在运行过程中稳定且可以达到预期的控制效果，可以有效的帮助患者进行康复训练。

6.4 本章小结

本章首先对实验所用的拉力传感器与角度传感器进行调试实验，保证传感器可以有效的测量相关数据。其次，基于 dSPACE 1202 实验平台分别搭建了用于驱动直流电机与永磁同步电机的实验平台，随后基于实验平台进行康复训练实验，得到相关实验曲线图。最后，通过建立均差模型对比实验值与仿真值的误差，证明了驱动结构的合理性以及康复机器人的稳定性，可以有效帮助患者完成康复训练。

总结与展望

总结

为了帮助上肢失能患者进行系统性的康复训练，本文在已有的上肢康复机器人基础上，设计了一种混联式上肢康复机器人。该机器人主要由扭弦驱动装置与齿轮驱动装置组成，具有三个自由度，分别为肩关节外展与前屈，肘关节前屈。相比于传统康复机器人，该机器人具有成本低廉、安全性高、结构简单、容易控制等优点。论文的主要研究内容如下：

(1)提出了一种由四根扭绳与一根中心扭绳组成的新型扭弦驱动装置，建立其数学模型并推导出需要满足的方程式；根据齿轮受力分析建立了齿轮驱动所需满足的疲劳强度表达式。随后分析人体上肢相关结构与参数，为康复机器人设计了两种不同的康复训练动作，同时设计出混联式上肢康复机器人的具体结构与尺寸并绘制出三维模型。最后对所设计的上肢康复机器人进行齿轮强度校核以及驱动电机的选择。

(2)建立了混联式上肢康复机器人的运动学模型，并对其进行了正运动学分析与逆运动学分析，得到相关转角表达式。随后建立了混联式上肢康复机器人的动力学模型，并对其进行了动力学分析，得到相关力矩的表达式。最后对扭弦驱动装置的绳索长度与拉力进行分析，得到相应表达式。

(3) 在灰狼算法(GWO)的基础上提出了一种经混沌 Tent 映射与随机差分变异策略所得到的改进灰狼算法(IGWO)，用于得到滑膜控制器参数整定的最优参数值，从而提升驱动康复机器人的永磁同步电机的控制效果。通过对比 IGWO 整定的滑膜控制器与其余三种控制器的仿真和实验结果，验证了 IGWO 整定的滑膜控制器在超调控制、响应速度与抗干扰能力上都有很大的优势，可以有效提升 PMSM 的控制能力。

(4)基于 IGWO 整定滑模参数的永磁同步电机控制系统，建立了肩关节外展与肘关节前屈的扭弦驱动控制系统；并基于 IGA 整定滑模参数的直流电机控制系统，建立了肩关节前屈齿轮驱动控制系统。随后基于扭弦驱动控制系统原理图与齿轮驱动控制系统原理图搭建了康复训练动作仿真模型，并进行仿真分析，仿真结果表明所设计的康复机器人可以达到预期控制效果。

(5)对实验所需的相关传感器进行通信实验，确保其在实验过程中可以正常工作。随后基于 dSPACE 1202 搭建了上肢康复机器人实验平台，并进行了两种康复训练实验，得到相关实验曲线。最后，对比实验与仿真误差，证明了所设计的混联式上肢康复机器人具有良好的稳定性与可靠性，且满足设计要求，能够有效地帮助上肢失能患者进行肩关节与肘关节的康复训练。

论文创新点：

(1)设计了一种混联式上肢康复机器人，用于帮助上肢失能患者进行肩、肘关节的康复训练。

(2)提出一种改进灰狼算法(IGWO)，用于整定滑膜速度控制器参数。

展望

本文设计了一种新型的混联式上肢康复机器人，对其进行康复训练仿真与实验。仿真与实验结果验证了所设计的康复机器人的合理性。但由于实验条件的局限性以及作者水平有限，本文还有以下改进空间。

(1) 在混联式上肢康复机器人的机械臂末端没有加入符合人体手掌舒适度的把持装置，在后续的研究中会加入柔性把持装置，增加患者的舒适度。

(2) 本文所设计的混联式上肢康复机器人只有三个自由度，且康复训练中不包含腕关节的康复训练，后续研究将加入腕关节相关的康复训练动作。

(3) 在实验中，电机在启动与结束阶段会有轻微的抖动，后续需要对控制系统进行优化，从而使电机在启动与结束阶段不发生抖动。

参考文献

- [1] 翟振武, 陈佳鞠, 李龙. 2015~ 2100 年中国人口与老龄化变动趋势[J]. 人口研究, 2017, 41(4).
- [2] 何耀. 我国的人口老龄化与健康老龄化策略[J]. 中国慢性病预防与控制, 2012, 20(5): 507-509.
- [3] 陈艳玫, 刘子锋, 李贤德, 等. 2015-2050 年中国人口老龄化趋势与老年人口预测[J]. 收藏, 2018, 5(3): 59.
- [4] 王若雨, 林艳, 张金华, 等. 老年脑卒中患者健康信息素养现状及其影响因素分析[J]. 医学信息学杂志, 2023, 44(9): 62-67.
- [5] 杜娜, 赵鑫, 李红. 上肢康复机器人的发展及应用综述[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2024, 45(50):30.
- [6] Qassim H M, Wan Hasan W Z. A review on upper limb rehabilitation robots[J]. Applied Sciences, 2020, 10(19): 6976.
- [7] 黄海丰, 刘培森, 李擎, 等. 协作机器人智能控制与人机交互研究综述[J]. 工程科学学报, 2022, 44(4): 780-791.
- [8] 孙雪峰, 王一丹, 刘平, 等. 康复领域应用脑机接口技术的研究进展[J]. 中国医疗设备, 2024, 39(2): 154-158.
- [9] 刘常杰, 段宇, 王一, 等. 机器人柔性坐标测量系统现场校准技术研究[J]. 机械工程学报, 2010, 46(18): 1-6.
- [10] 谭民, 王硕. 机器人技术研究进展[J]. 自动化学报, 2013, 39(7): 963-972.
- [11] Liu R, Zenke C, Liu C, et al. Teaching CS50 with AI: leveraging generative artificial intelligence in computer science education[C]. Proceedings of the 55th ACM technical symposium on computer science education V. 1. 2024: 750-756.
- [12] 戴凤智, 欧阳育星. 基于心率的上肢康复机器人的开发[J]. 测控技术, 2020, 39(04): 53-57+91.
- [13] 李庆玲, 孔民秀, 杜志江, 等. 5-DOF 上肢康复机械臂交互式康复训练控制策略[J]. 机械工程学报, 2008(09): 169-176.
- [14] 刘恩辰, 梁蔓安. 上肢康复机器人研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2014, 20(9): 895-897.
- [15] Sugar T G, He J, Koeneman E J, et al. Design and control of RUPERT: a device for robotic upper extremity repetitive therapy[J]. IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering, 2007, 15(3): 336-346.

- [16] Nef T, Mihelj M, Colombo G, et al. ARMin-robot for rehabilitation of the upper extremities[C].Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. IEEE, 2006: 3152-3157.
- [17] Nef T, Guidali M, Riener R. ARMin III-arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation[J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2009, 6(2): 127-142.
- [18] 王国彪, 陈殿生, 陈科位, 等. 仿生机器人研究现状与发展趋势[J]. 机械工程学报, 2015, 13(2):51-52.
- [19] 熊有伦. 机器人力传感器的各向同性[J]. 自动化学报, 1996, 22(1): 10-18.
- [20] Nicholson-Smith C, Mehrabi V, Atashzar S F, et al. A multi-functional lower- and upper-limb stroke rehabilitation robot[J]. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics, 2020, 2(4): 549-552.
- [21] 白莎, 赵顺杰, 王恬, 等. 虚拟现实技术在家庭康复中的应用研究进展[J]. Chinese Nursing Research, 2023, 37(11):30.
- [22] Islam M R, Assad-Uz-Zaman M, Brahmi B, et al. Design and development of an upper limb rehabilitative robot with dual functionality[J]. Micromachines, 2021, 12(8): 870-871.
- [23] 张国龙, 张杰, 蒋亚南, 等. 机器人力控末端执行器综述[J]. 工程设计学报, 2018, 25(6): 617-629.
- [24] Nguyen H T, Dao A Q, Nguyen Q A, et al. Experiment Ball Levitation with Fuzzy PID and PID Implementation[J]. Journal of Fuzzy Systems and Control, 2024, 2(3): 129-134.
- [25] Johnson M A, Moradi M H. PID control[M]. London, UK: Springer-Verlag London Limited, 2005.
- [26] 陶建华, 龚江涛, 高楠, 等. 面向虚实融合的人机交互[J]. 中国图象图形学报, 2023, 28(6): 1513-1542.
- [27] 杜娜, 赵鑫, 李红. 上肢康复机器人的发展及应用综述[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2024, 45(5):10-15.
- [28] Chen X, Zhang S, Cao K, et al. Development of a wearable upper limb rehabilitation robot based on reinforced soft pneumatic actuators[J]. Chinese Journal of Mechanical Engineering, 2022, 35(1): 83-85.
- [29] 李特, 崔博尧, 刘海波, 等. 磁致变刚度原理的气动软体致动器设计与试验[J]. 机械工程学报, 2023, 59(3): 1-12.
- [30] 王政, 刘芳华, 邵佳伟, 等. 一种混联式上肢康复外骨骼结构设计与分析

- [J]. 机械传动, 2024, 48(4): 51-59.
- [31] 李鹤年.扭弦驱动上肢康复机器人设计与实验研究[D].安徽工程大学,2023.
- [32] Chen C T,Lien W Y,Chen C T,et al. Implementation of an Upper-Limb Exoskeleton Robot Driven by Pneumatic Muscle Actuators for Rehabilitation[J]. ACTUATORS,2020,9(4):106-125.
- [33] Yang Y K,Niu Y G. Co-design of scheduling protocol and fuzzy sliding mode controller under communication constraints[J]. Automatica,2023,147(4):12.
- [34] 纪辉, 兰宇, 武子为, 等. 面向水下作业的水液压机械手研究与展望[J]. 机械工程学报, 2023, 59(4): 283-294.
- [35] 黄芳, 邱榆富, 郭靖. 一种核磁共振兼容液压驱动穿刺手术机器人的动力学建模及 H_∞ 控制方法研究[J]. 广东工业大学学报, 2023, 40(1): 68-76.
- [36] 刘旭玲, 薄乐, 刘威. 复合控制算法在微流控芯片气压驱动中的应用[J]. 重庆理工大学学报 (自然科学), 2023, 37(10): 327-333.
- [37] 黄云龙, 李丕丁. 四相步进电机驱动及电机参数采集系统设计 [J]. Modeling and Simulation, 2024, 13(4): 5191.
- [38] 祝晓丽, 张猛, 熊宇聪, 等. 宇航用步进电机驱动线路发展及展望[J]. 微特电机, 2024, 52(11): 66-67.
- [39] 高思伟, 谷敏永, 李殿鹏. 综采工作面液压支架测高传感器设计[J]. 工矿自动化, 2024, 50(6): 129-135.
- [40] 徐光宇, 汤卿, 王丽霞. 腱绳驱动机械手的设计及其柔性抓取控制[J]. Journal of Mechanical & Electrical Engineering, 2023, 40(10):80-81.
- [41] 刘艳红, 张宽, 霍本岩, 等. 肌腱/绳驱动连续体机器人研究现状与展望[J]. Journal of Zhengzhou University: Engineering Science, 2023, 44(3):12-18.
- [42] Zhu Z, Liu Y, Ju J, et al. Design and Experimental Test of Rope-Driven Force Sensing Flexible Gripper[J]. Sensors, 2024, 24(19): 6407-6408.
- [43] Lenny Lucas,Matthew DiCicco,Yoky Matsuoka. An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching[J]. Journal of Robotics and Mechatronics,2004,16(5):482-488.
- [44] G. Palli,C. Melchiorri,G. Vassura,et al. The DEXMART hand: Mechatronic design and experimental evaluation of synergy-based control for human-like grasping[J]. The International Journal of Robotics Research,2014,33(5):799-824.
- [45] Sonoda T, Godler I. Multi-fingered robotic hand employing strings transmission named “Twist Drive”[C].2010 IEEE/RSJ International

- Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, 2010: 2733-2738.
- [46] 潘存云, 温熙森. 基于渐开线球齿轮的机器人柔性手腕结构与运动分析[J]. 机械工程学报, 2005, 41(7): 141-146.
- [47] 刘宁, 柴天佑. PID 控制器参数的优化整定方法[J]. 自动化学报, 2023, 49(11): 2272-2285.
- [48] Precup R E, Nguyen A T, Blažič S. A survey on fuzzy control for mechatronics applications[J]. International Journal of Systems Science, 2024, 55(4): 771-813.
- [49] 刘忠永, 范涛, 何国林, 等. 高性能永磁同步电机显式模型预测控制算法研究[J]. 电工技术学报, 2023: 9026-26.
- [50] 吴铭杰. 基于自适应增益扰动观测器的快速变转速滑膜 PMSM 速度控制 [J]. Modeling and Simulation, 2024, 13: 6299.
- [51] 徐心怡. 基于扩展滑膜控制器的 PMSM 无速度传感器探究[J]. 电子测试, 2015 (3): 4-6.
- [52] Åström K J, McAvoy T J. Intelligent control[J]. Journal of Process control, 1992, 2(3): 115-127.
- [53] 阳春华, 孙备, 李勇刚, 等. 复杂生产流程协同优化与智能控制[J]. 自动化学报, 2023, 49(3): 528-539.
- [54] 钱昊, 赵荣祥. 永磁同步电机矢量控制系统[J]. 农机化研究, 2006 (2): 90-91.
- [55] 沈晓龙, 马继先, 董恂, 等. 基于滑膜观测器的永磁同步电机控制研究[J]. 计算机与数字工程, 2024, 52(5): 1582-1586.
- [56] 李升波, 李克强, 王建强, 等. 非奇异快速的终端滑模控制方法[J]. 信息与控制, 2009, 38(1): 1-8.
- [57] 储禹丞, 张兰红, 程梦坤. 基于改进自适应趋近率的永磁同步电机无模型控制系统设计[J]. Computer Measurement & Control, 2024, 32(5):10-15.
- [58] 鲁文其, 胡育文, 梁骄雁, 等. 永磁同步电机伺服系统抗扰动自适应控制 [J]. 中国电机工程学报, 2011, 31(3): 75-81.
- [59] Lu K, Liu Z, Yu H, et al. A small-gain approach to inverse optimal adaptive control of nonlinear systems with unmodeled dynamics[J]. Automatica, 2024, 159: 111360.
- [60] 王萍. 基于 FOA 优化 PID 参数的永磁同步电机转速控制[J]. 微特电机, 2024, 52(8): 58-59.
- [61] 张荣芸, 郑常胜, 时培成, 等. 基于改进 PSO 与广义五阶 CKF 算法的 PMSM 无传感器控制[J]. 电机与控制学报, 2021, 25(07):120-128.

- [62] 舒奕彬, 李立君, 张振翻, 等. 基于改进海马优化算法的 PID 参数优化[J]. *Machine Tool & Hydraulics*, 2024, 52(13):61-65.
- [63] Hu C, Wu F, Zou H. New PID parameter tuning based on improved dung beetle optimization algorithm[J]. *The Canadian Journal of Chemical Engineering*, 2024, 102(12): 4297-4316.
- [64] Zhang X, Yang Y. Optimization of PID controller parameters using a hybrid PSO algorithm[J]. *International Journal of Dynamics and Control*, 2024, 12(10): 3617-3627.
- [65] Qiu Y, Yang X, Chen S. An improved gray wolf optimization algorithm solving to functional optimization and engineering design problems[J]. *Scientific Reports*, 2024, 14(1): 14190.
- [66] 张晓凤, 王秀英. 灰狼优化算法研究综述[J]. *计算机科学*, 2019, 46(3): 30-38.
- [67] Rezaei H, Bozorg-Haddad O, Chu X. Grey wolf optimization (GWO) algorithm[J]. *Advanced optimization by nature-inspired algorithms*, 2018: 81-91.
- [68] Pilla R, Gorripotu T S, Karlapudy A M. Design and implementation of a nonlinear controller and observer for inverter fed permanent magnet synchronous motor drive using dSPACE DS1103 controller board[J]. *International Journal of Automation and Control*, 2021,15(1):78-98.
- [69] Chen Y, Li M, Gao Y W, et al. A sliding mode speed and position observer for a surface-mounted PMSM[J]. *ISA Transaction*, 2019,87(87):17-27.
- [70] Gao Y, Liu W G, Luo G Z. New dual-sliding mode control method of PMSM based on Dspace[J]. *Journal of Central South University (Science and Technology)*, 2015,46(6):2036-2043.
- [71] 李鹤年,王海,杨春来,等.改进 GA 整定滑模参数的直流电机控制研究[J].*机械科学与技术*,2024,43(11):1865-1876.
- [72] 王从浩.绳索驱动的仿人机器人下肢设计与研究[D].合肥工业大学,2018.

攻读学位期间发表的学术论文和成果目录

论文发表情况：

Wang H, Lu L Y, Yang C, et al. Dynamics analysis and simulation experiments of twist spring drive upper limb rehabilitation robot[J]. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering, 2024, 46(12): 1-19

专利发表情况：

王海,李鹤年,杨春来, 李帅, 刘永明, 卢良玉.一种永磁同步电机复合控制方法 [P].安徽省:CN116094384A,2023-05-09.

尚德敏学 唯实惟新

