

分类号: TH122

密 级: 公开

学校代码: 10363

学 号: 2210120101



安徽工程大学

Anhui Polytechnic University

硕士学位论文

题 目 面向腕部的三自由度仿真康复

训练器的设计与研究

论 文 作 者 郭策

校 内 导 师 陈玉

校 外 导 师 涂志健

专业学位类别 机 械

研究方向(领域) 智能制造

论文提交日期: 2024 年 5 月 31 日

分类号：TH122

单位代码：10363

密 级：公开

学 号：2210120101

安徽工程大学

面向腕部的三自由度仿生康复训练器的设计与研究
Design and study of a three-degree-of-freedom bionic
rehabilitation trainer for wrists

学生姓名：_____ 郭策

校内导师：_____ 陈玉（副教授）

校外导师：_____ 涂志健（工程师）

专业（领域）：_____ 机械

研究方向（领域）：_____ 智能制造

论文答辩日期：2024 年 5 月 24 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：

日期： 年 月 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：

指导教师签名：

日期： 年 月 日

日期： 年 月 日

面向腕部的三自由度仿生康复训练器的设计与研究

摘 要

随着社会发展,脑卒中患者数量逐步提升,脑卒中患者表现为上肢手臂肌肉萎缩,腕关节不能正常活动或者丧失活动能力。临床医学表明,腕关节损伤后,人体手腕的敏感性、肌肉恢复以及耐力力量后遗症产生的主要原因是损伤腕关节缺乏活动训练,对腕部损伤患者而言,适当的腕部运动能减少腕关节损伤带来的腕部组织粘连,对损伤腕关节持续刺激,能激活人体神经恢复性,重塑关节所在区域的损伤神经。因此,为了更好地辅助腕关节损伤患者康复治疗,设计一种腕部康复机构对腕关节损伤患者的康复治愈有重要意义。

(1) 根据腕关节的生物学运动机理和仿生原理对康复训练器进行结构分析和设计,确定腕关节运动学模型,添加柔性补偿关节设计,对比分析补偿关节工作空间,利用 Solid-Works 完成训练器零部件建模和整体结构装配,仿真结果表明辅助康复空间范围分别提高了 36%、45%、50%,搭建虚拟样机仿真平台,分析出摩擦、阻尼和人机接触会导致尺桡和屈伸关节驱动力矩误差,为后续虚拟样机控制系统设计提供参考。

(2) 计算关节末端速度映射关系,分析工作空间奇异性,建立腕部补偿关节运动学和动力学模型,基于运动变量参数进行辅助康复运动轨迹仿真,结果表明关节速度、角加速度曲线变化范围分别在 1.6 rad/s 、 2.4 rad/s^2 内,整体辅助运动趋势无突变点,验证关节模型的正确性与可行性。

(3) 建立伺服控制和人机交互控制模型,利用 BP 神经网络算法对 PID 参数实时整定,添加阻抗控制策略,降低力位交互影响,对比

常规 PID 的稳定性和响应速度分别提高了 29%、44%，超调量降低了 42%。Adams-Simulink 联合仿真验证 BP-PID 阻抗控制方法的有效性，仿真结果表明各关节力矩跟随效果相较于传统 PID，分别提高了 34.1%、30.7%、24.3%。

(4) 制作腕部康复训练器样机作为试验载体，开展手腕康复辅助训练试验研究，在试验过程邀请三名志愿者参与腕关节康复控制测试，记录腕部肌电信号数据，观察位移、力矩变化曲线，分析静态、受损和辅助康复阶段的肌电信号数据，根据 Fugl-Meyer 康复评判标准进行得分判定，试验结果表明，该训练器各关节辅助运动范围分别提高 31.5° 、 28.5° 和 12.4° ，力矩控制效果分别提高 24.9%、32.9%、25.5%，验证机械结构合理性和控制系统有效性，肌电信号值分别提高 425%、266%、181%，Fugl-Meyer 平均得分为 8，证明该腕部康复训练器在促进患者腕关节康复方面具有积极效果。

关键词：手腕康复，机构设计，运动学，控制系统，联合仿真

DESIGN AND STUDY OF A THREE-DEGREE-OF-FREEDOM BIONIC REHABILITATION TRAINER FOR WRISTS

ABSTRACT

With the development of society, the number of stroke patients has been gradually elevated, and the stroke patients are characterized by atrophy of arm muscles in the upper limbs, and the wrist joints can not move normally or lose the ability to move. Clinical medicine has shown that after wrist injury, the main reason for the sensitivity of the human wrist, muscle recovery and endurance strength sequelae is the lack of activity training of the injured wrist joint, for patients with wrist injury, appropriate wrist movement can reduce the wrist tissue adhesion brought about by wrist injury, continuous stimulation of the injured wrist joint, activate the restorative properties of the human nerve, and remodel the injured nerves in the region where the joint is located. Therefore, in order to better assist the rehabilitation treatment of patients with wrist joint injury, designing a wrist rehabilitation mechanism is of great significance to the rehabilitation cure of patients with wrist joint injury.

First of all, according to the biological movement mechanism of the wrist joint and the principle of bionic rehabilitation trainer structural analysis and design, determine the kinematic model of the wrist joint, add the flexible compensation joint design, comparative analysis of the compensation joint workspace, the use of Solid-Works to complete the trainer parts modeling and the overall structural assembly, the simulation results show that the range of auxiliary rehabilitation space increased by

36%, 45%, respectively, 50%, build a virtual prototype simulation platform, analyze the friction, damping and human-machine contact will lead to the ulnar-radial and flexion-extension joint driving torque error, to provide reference for the subsequent virtual prototype control system design.

Secondly, we calculate the joint end velocity mapping relationship, analyze the workspace singularity, establish the kinematics and dynamics model of the wrist compensation joint, and simulate the assisted rehabilitation trajectory based on the parameters of the motion variables, and the results show that the joint velocity and angular acceleration curves are within the ranges of 1.6 rad/s and 2.4 rad/s, respectively, and there is no sudden change in the overall trend of the assisted motion, which verifies the correctness of the joint model and the feasibility of the joint model.

Then, the servo control and human-machine interaction control model is established, and the BP neural network algorithm is used to adjust the PID parameters in real time, and the impedance control strategy is added to reduce the influence of force-position interaction, which improves the stability and response speed of the conventional PID by 29% and 44%, respectively, and reduces the overshooting amount by 42%.The Adams-Simulink joint simulation test verifies the effectiveness of the BP-PID impedance control method, and the simulation results show that the joint model is correct and feasible. The simulation results show that the torque following effect of each joint is improved by 34.1%, 30.7%, and 24.3%, respectively, compared with the traditional PID.

Finally, the prototype wrist rehabilitation trainer was made as a test carrier to carry out the experimental study of wrist rehabilitation assistance training. Three volunteers were invited to participate in the wrist rehabilitation control test during the test process, the wrist EMG signal data were recorded, the displacement and torque change curves were observed, and the EMG signal data in the static, impaired and assisted rehabilitation

phases were analyzed, and the scores were determined according to the Fugl-Meyer rehabilitation judgment standard, and the results showed that the trainer was more effective than the traditional PID. The test results show that the trainer's assisted range of motion of each joint was improved by 31.5° , 28.5° and 12.4° respectively, and the moment control effect was improved by 24.9%, 32.9% and 25.5% respectively, which verified the rationality of the mechanical structure and the effectiveness of the control system, and the electromyographic signal values were improved by 425%, 266% and 181% respectively, and the average Fugl-Meyer score was 8. It proves that this wrist rehabilitation trainer has positive effects in promoting patients' wrist rehabilitation.

KEY WORDS : wrist rehabilitation, mechanism design, kinematics, control system, co-simulation

目录

摘 要.....	I
ABSTRACT.....	III
第 1 章 绪论.....	1
1.1 研究背景、目的和意义.....	1
1.2 国内外研究现状.....	2
1.3 现阶段存在的问题.....	7
1.4 研究内容及各章节安排.....	8
第 2 章 腕部仿生康复训练器机械结构设计.....	9
2.1 腕部生理学.....	9
2.2 腕关节运动分析.....	10
2.3 腕部仿生康复训练器设计要求.....	11
2.3.1 位姿反馈型康复训练.....	11
2.3.2 康复装置设计要求.....	12
2.4 腕部仿生康复训练器设计.....	13
2.4.1 腕关节康复机构构型设计.....	13
2.4.2 结构空间分析及调节结构设计.....	15
2.4.3 传动与驱动机构设计.....	16
2.4.4 结构运动仿真.....	18
2.4.5 虚拟样机仿真.....	20
2.5 整体方案构型设计.....	22
2.6 本章小结.....	23
第 3 章 训练器数学模型分析.....	24
3.1 运动学分析.....	24
3.1.1 正运动学分析.....	24
3.1.2 逆运动学分析.....	27
3.1.3 速度映射与雅可比矩阵.....	28
3.1.4 工作空间奇异性分析.....	31

3.2 仿真分析.....	32
3.2.1 运动模型验证.....	32
3.2.2 康复运动轨迹规划.....	33
3.3 动力学建模与分析.....	35
3.4 本章小结.....	37
第 4 章 腕部康复训练器仿真研究.....	38
4.1 控制系统设计目标.....	38
4.2 控制系统模型.....	39
4.2.1 伺服控制系统模型.....	39
4.2.2 人机交互系统模型.....	42
4.3 控制系统设计与仿真.....	44
4.3.1 PID 控制器.....	44
4.3.2 BP-PID 控制算法.....	45
4.3.3 阻抗控制器设计.....	48
4.3.4 BP-PID 阻抗控制联合仿真分析.....	50
4.4 本章小结.....	52
第 5 章 样机试验验证.....	53
5.1 试验设置和数据收集.....	53
5.2 试验结果及分析.....	55
5.3 本章小结.....	58
第 6 章 总结与展望.....	60
6.1 总结.....	60
6.2 展望.....	61
参考文献.....	62
附录 1.....	69
攻读学位期间发表的学术论文目录.....	70
致谢.....	71

图录

图 1-1 手腕损伤图	1
图 1-2 常见的康复方法	1
图 1-3 绳索驱动腕部并联康复机构	3
图 1-4 六连杆线驱动机器人	3
图 1-5 拟人机械臂的腕关节	3
图 1-6 一种外骨骼机器人装置 Anyexo.....	4
图 1-7 一种外骨骼机器人装置	4
图 1-8 ParReEx 康复机器人.....	5
图 1-9 2-DOF 绳索驱动并联机器人.....	5
图 1-10 三自由度外骨骼腕关节万向节	6
图 1-11 一种新的手腕外骨骼	6
图 1-12 平行腕部康复机器人	6
图 1-13 一种新的腕关节外骨骼	7
图 2-1 腕部结构图	9
图 2-2 腕关节运动模式示意	10
图 2-3 球面并联机构模型	13
图 2-4 腕关节机构模型	13
图 2-5 轴线位移空间范围	14
图 2-6 腕关节运动轴线位移示意图.....	15
图 2-7 腕关节运动补偿结构	15
图 2-8 腕关节机器人模型	15
图 2-9 工作空间比对	16
图 2-10 腕关节支撑结构	17
图 2-11 驱动与传动结构	17
图 2-12 仿腕关节运动平台	17
图 2-13 掌屈/背伸速度时间曲线	18
图 2-14 掌屈/背伸运动示意图	18
图 2-15 内尺/外桡速度时间曲线	19
图 2-16 内尺/外桡运动示意图	19
图 2-17 内旋/外旋速度时间曲线	19
图 2-18 内旋/外旋运动示意图	20
图 2-19 腕部康复训练器样机模型	20

图 2-20 三维空间运动轨迹	21
图 2-21 关节力矩输出曲线	22
图 2-22 整体结构设计示意图	23
图 3-1 关节表示方法	24
图 3-2 相邻连杆的位姿关系	25
图 3-3 关节运动学模型	26
图 3-4 训练器结构奇异指标	31
图 3-5 工作空间内部关节轴线重合引起的奇异	32
图 3-6 机器人运动学模型	33
图 3-7 轨迹规划中各关节变量角位移、角速度、角加速度曲线	34
图 3-8 腕关节运动简化模型	35
图 4-1 中达台通伺服电机	38
图 4-2 伺服电机数学模型	39
图 4-3 机械控制系统导出	43
图 4-4 康复训练机器人交互模型	43
图 4-5 控制系统内部结构	43
图 4-6 PID 控制原理图	44
图 4-7 三层神经网络结构图	45
图 4-8 BP-PID 算法结合的模型图	46
图 4-9 仿真模型图	47
图 4-10 单位阶跃信号下的仿真结果	47
图 4-11 在线整定 BP 神经网络 PID 控制器的 K_p , K_i , K_d 参数曲线图	48
图 4-12 腕部机构物理模型	48
图 4-13 基于力的阻抗控制模型	49
图 4-14 联合仿真控制系统	50
图 4-15 BP-PID 结合的子程序图	51
图 4-16 力矩跟踪仿真结果	51
图 5-1 控制系统结构图	53
图 5-2 腕部康复训练器样机	53
图 5-3 肌电信号采集试验图	54
图 5-4 腕关节运动角度	55
图 5-5 腕关节运动力矩数据	56
图 5-6 关节康复运动肌电信号	57

表录

表 2-1 上肢尺寸	10
表 2-2 腕关节运动参数	11
表 2-3 康复训练模式	12
表 2-4 运动驱动函数	21
表 3-1 腕部康复机构 D-H 参数	26
表 4-1 电机参数	38
表 4-2 人体上肢机械结构刚度与阻尼系数	42
表 4-3 动态性能指标	48
表 4-4 仿真结果误差指标	52
表 5-1 志愿者信息	54
表 5-2 腕关节运动数据	55
表 5-3 关节位置误差指标	56
表 5-4 关节力矩误差指标	57
表 5-5 部分 Fugl-Meyer 康复评判表	58

第 1 章 绪论

1.1 研究背景、目的和意义

随着社会发展,脑卒中患者数量逐步提升,导致脑卒中患病有两种原因:一种是人体大脑组织血液不足,另一种则是脑组织破裂出血压迫脑神经,根据相关机构统计,因为脑组织缺血的死亡人数在 250 万左右,年增长率达 9%,并且患病增长率仍在逐年增加,患者表现为上肢手臂肌肉萎缩,腕关节不能正常活动或者丧失活动能力,给个体、家庭和社会带来巨大负担^[1-4]。

临床医学表明,腕关节损伤后,人体手腕的各种感觉(敏感性和主体感受)和运动(即肌肉恢复、耐力力量)后遗症产生的主要原因在于损伤后的腕关节缺乏活动训练^[5-6],如图 1-1 所示。腕关节是由 8 块骨骼和对应骨骼肌肉组织构成的复杂关节,是小臂与掌部运动的铰合点,起到稳定运动的作用,对于腕部损伤患者而言,及时且适当的腕部运动可以有效减少腕关节损伤带来的腕部组织粘连,通过对损伤的腕关节持续刺激,激活人体神经的恢复性,可以重塑关节所在区域的损伤神经^[7-10]。



图 1-1 手腕损伤图

为了使患者摆脱生活困境,降低生活负担,提升生活质量,采用对应且有效的康复运动计划,使患者的可恢复性损伤肌肉恢复正常运动功能^[11]。传统受损手腕康复方式为:中医按摩和针灸,刺激手腕关节部分穴位,激活损伤肌肉群组织^[12],达到疏通经脉、促进血液循环目的,受损肌肉所在神经的药物治疗以及通过康复治疗师根据患者症状进行一对一治疗^[13],如图 1-2 所示。



(a) 穴位针灸

(b) 正骨按摩

(c) 康复训练装置

图 1-2 常见的康复方法

以上方法需要患者付出高昂的经济成本和冗长的康复周期配合才能有治疗效果^[14]。相比落后的康复策略和方案,机器人辅助康复运动不仅可以降低康复师资源压力,还能够针对患者的个人需求进行单独康复运动,提高康复效率^[15]。此外,康复医疗设备能通过数字化、智能化控制减轻医护人员的劳动负担^[16],缓解康复医疗人力资源短缺压力,节省我国康复医疗资源^[17]。

随着康复领域需求不断增长,辅助患者恢复健康的训练器械与智能机器人展现全面发展的趋势,先进康复技术通过创新产品设计及多样化康复策略提供针对性训练,满足患者多元化的康复需求。临床数据显示,针对特定康复目标设计的训练策略,在一定程度上促进了部分患者恢复。但在人体上肢康复领域,现有的医疗设备研发角度主要关注手臂的整体恢复,将腕关节视为前臂的辅助能力,忽略了手腕在日常活动中的重要性。对于脑卒中后遗症患者而言,腕关节功能障碍是丧失自理能力的主要原因之一。然而,目前针对腕关节康复的设备往往体积庞大、缺乏针对性,主要适用于大型医疗机构,不足以满足脑卒中患者对于便携性、适用性以及训练多样性的需求。因此,开发一种既轻便又能够综合满足脑卒中患者腕关节康复需求的医疗设备,对于提高患者的生活质量,恢复其日常功能具有重要意义。腕部康复设备能够根据患者的个体需求进行定制化训练,从而推动康复效果的最大化^[18-20]。

为了解决脑卒中腕关节损伤患者在康复过程中遇到的困难,以及上肢康复领域存在的不足,本研究提出一种三自由度仿生康复训练器,根据人体手腕的自然运动模式进行辅助康复训练,采用位姿保持型的康复训练策略,满足腕关节损伤患者在不同康复阶段的需求,提供个性化康复训练方案。该康复训练器通过拟合手腕的正常运动路径,为患者提供安全、有效的康复方式,能够适应患者在康复过程中的不同需求,从康复初期的被动训练到后期的主动康复,针对性地促进腕关节功能恢复。提升腕关节损伤患者的康复效率,提高生活质量。

1.2 国内外研究现状

一般的腕部康复机构是针对上肢患者的手臂整体进行康复运动,体积较大,忽略腕关节在上肢运动中的重要性。人体腕关节是典型的椭球型关节,具有三个自由度,能够实现内旋/外旋、内尺/外桡、掌屈/背伸运动,当前市面的腕部康复机构忽略了人体腕关节在实际情况下的组合运动姿态^[21-23]。近年来,随着对手腕损伤机理研究的深入,国内外学者对多自由度腕部康复机构展开研究。

长春工业大学的张邦成将弹簧作为腕关节并联机构的支撑体,模拟人的腕骨韧带复合体^[24],实现腕关节在冠状面的多方向运动,达到柔性康复目的,如图 1-3 所示,但机体重量需要自身承担,康复范围受到弹簧限制。



图 1-3 绳索驱动腕部并联康复机构

武汉大学的孙定阳利用串联弹性驱动器和鲍登线设计出一种 3 自由度六连杆机构^[25],欠驱动装置和绳索驱动简化了动力源模块,构造一个虚拟转动中心使机器人能带动人体上肢进 3 自由度运动,如图 1-4 所示,整机具有结构紧凑、转动惯量小、柔性高等特点,但未针对手腕关节进行单独辅助运动。

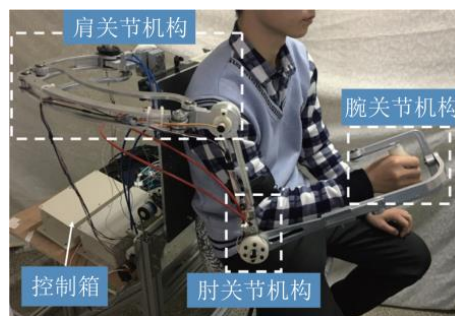


图 1-4 六连杆线驱动机器人

浙江工业大学的徐梦茹、中北大学的李清利用万象连杆连接两个相对动平台模拟人体腕关节的运动轨迹^[26-27],提出一种新型六自由度串并联拟人腕关节,采用 3UPS/S 结构,有三个旋转自由度,如图 1-5 所示,具备结构紧凑及工艺性好等特点,弥补了现有机械臂腕关节只能实现两个方向转动的不足,增大了机械臂末端的转动空间,但是忽略了康复机构在实际运用中的驱动和穿戴问题。

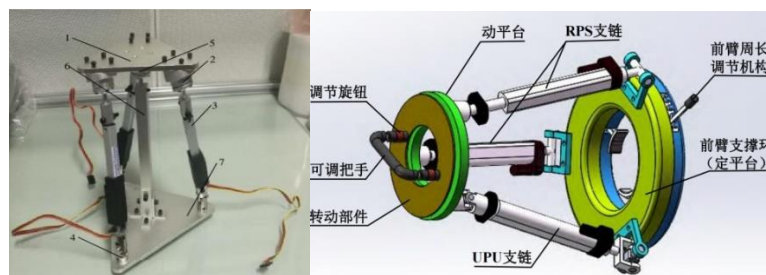


图 1-5 拟人机械臂的腕关节

苏黎世联邦理工大学的 Yves 博士开发了一种用于腕部康复的外骨骼 Anyexo, 它覆盖了人类手臂的所有相关自由度, 独特的运动结构和肩耦合生物启发控制允许大多数日常训练和生活活动^[28], 该机器人的关节可以分别达到在肩关节、肘关节和手腕关节进行日常生活活动所需速度的 200%、398%和 354%, 提供等距的力量训练, 用于治疗严重影响(如活动)和轻度受影响的患者(如强度和速度), 如图 1-6 所示, 但缺少手腕关节的针对性训练, 体积较大, 不适用日常康复场景。



图 1-6 一种外骨骼机器人装置 Anyexo

卢布尔雅那大学和特拉斯加大学开发了一种外骨骼机器人装置^[29], 如图 1-7 所示, 由近端和远端部分组成, 一个可驱动的自由度使手腕和手指关节进行屈伸耦合运动, 帮助使用者进行简单的穿戴和剥离活动, 在痉挛的情况下也可以安全使用, 适用非临床环境和远程康复应用, 康复需求能力和使用方面适应不同的患者, 易于使用, 便携, 制造成本相对较低, 缺点在于单自由度的设计, 限制使用者的其它康复需求。

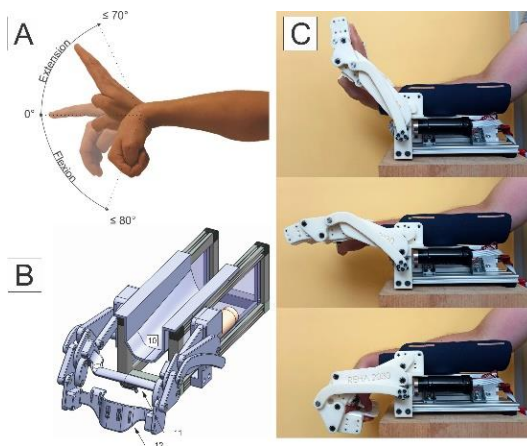


图 1-7 一种外骨骼机器人装置

克雷奥瓦大学的 Daniela 设计出用于人体腕关节康复的 ParReEx 康复机器人^[30], 如图 1-8 所示, 通过 Adams 动力学仿真, 得到运动关节的接触力和操作

ParReEx 机器人的扭矩，并将数值模拟得到的力矩与实验结果进行了比较。对机构模块进行了有限元结构优化（FEA），消除机器人结构中的应力集中，提高操作安全性。结果证明了 ParReEx 机器人的操作安全性和康复的可行性。



图 1-8 ParReEx 康复机器人

东南大学的蒋磊杰设计了一种具有柔性弹簧的 2-DOF（滚动和俯仰）绳索驱动并联机器人^[31]，如图 1-9 所示，利用弹簧代替腕/肩关节中的关节骨来支撑运动平台，并向一侧弯曲产生 2 自由度(滚动和俯仰)运动，采用非线性控制方法对关节机器人的减振控制进行了研究，最后通过仿真和实验验证并联机器人样机和控制方案的可行性，但腕关节可运动范围受弹簧性能影响，工作空间越大，康复状态越不稳定。



图 1-9 2-DOF 绳索驱动并联机器人

旧金山州立大学生物机电一体化研究实验室的 Martinez 与纳扎尔巴耶夫大学的 Nurdo 设计出一种用于前臂和腕关节康复的三自由度外骨骼万向节^[32]，如图 1-10 所示，万向节有三个活动自由度，对应旋前/旋后、屈伸和内收/外展关节，每个旋前/旋后和内收/外展轴由两个轴承支撑，可调节高度手柄以及内部空间有助于使用的方便性和患者的舒适性，通过旋转轴的动态自调准补偿人体手腕与前臂间的错位差，精确拟合人体腕部活动的路径，适应人类手腕的运动范围，缺点是装置的内旋/外旋关节不能与其它关节并联驱动，降低了组合运动空间范围。

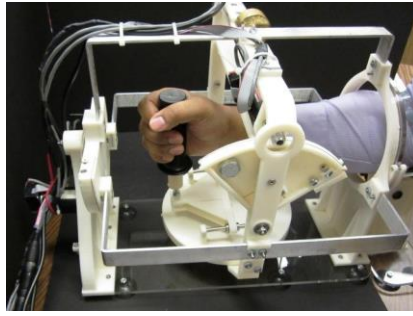


图 1-10 三自由度外骨骼腕关节万向节

莱斯大学机械工程学院的 Evan Pezent 设计出一种新型手腕外骨骼装置^[33]，如图 1-11 所示，采用串行机制操作使用者的手腕和前臂。第一个旋转关节驱动前臂的旋前/旋后（PS），第二个和第三个旋转关节分别驱动腕部的屈伸（FE）和桡骨/尺骨偏移（RU），允许用户和机器人关节之间的错位运动，该装置在运动范围、扭矩输出、摩擦和位置控制方面具有良好的性能，但成本较高，操作复杂，安全系数较低，不适合日常使用。

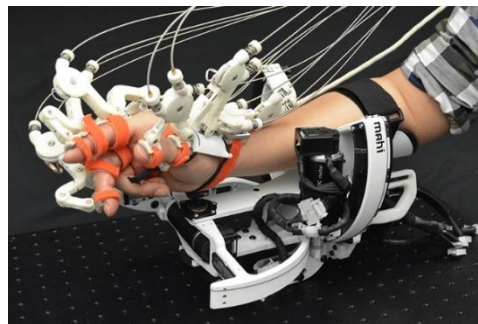


图 1-11 一种新的手腕外骨骼

北京理工大学的张磊宇开发一种气动执行机构驱动的平行腕部康复机器人^[34]，如图 1-12 所示，包括两个旋转自由度的屈伸运动和径向/尺骨偏差。前臂和手腕相连的部件采用开放式结构，提高可穿戴设备的便利性，适用大多数患者，该腕部康复机器人弥补了人工康复的不足，减少了康复医生的工作量，穿戴方便、配置简单、体积小、重量轻、成本相对较低等优点，但是运动空间不足，气动安全性较差。

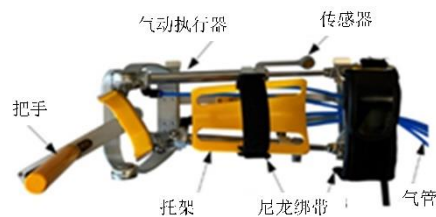


图 1-12 平行腕部康复机器人

意大利 PERCRO 实验室的 Buongiorno 提出一种新的腕关节外骨骼^[35]，为腕关节提供动觉反馈，用于康复、远程操作和虚拟环境交互，如图 1-13 所示。使

用该界面作为双手上肢外骨骼系统的末端执行器,该系统由 7 自由度外骨骼臂和外骨骼手组成,可以执行双手任务和交互作用。该装置的设计采用三关节的肌腱-电缆传输,差动传动来驱动屈伸和径向/尺偏关节,实现更低的惯性和更高的紧凑度。

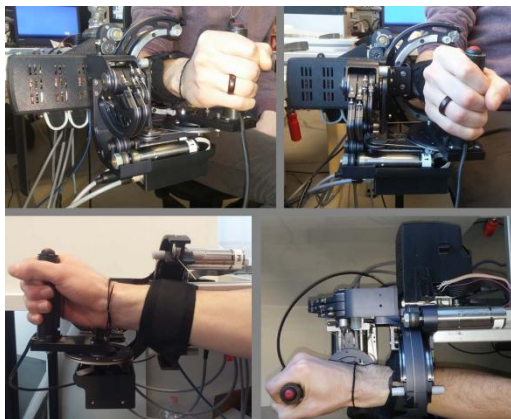


图 1-13 一种新的腕关节外骨骼

1.3 现阶段存在的问题

通过对国内外研究成果的分析,当前的腕部康复训练机器人应用领域十分广泛,不仅包括康复医学、机械设计、控制等,还涉及到协同控制领域,脑机接口等技术结合,患者将正常的运动方式通过脑电信号或者肌电信号控制受损的运动关节,达到自身协同控制目的,实现关节损伤患者根据自身意愿进行主动康复训练^[36-38]。但当前的腕部康复设备仍存在以下问题:

(1)功能模式单一。当前的腕关节康复装置仅提供单自由度康复动作需求,自由度缺失,不能实现康复组合运动,适合腕关节康复的初级阶段。

(2)缺乏针对性。一般的康复装置是以人体上肢整体作为康复目标,其中的腕关节康复功能只是上肢康复的附加选项,缺乏专门针对性,设计上的不合理导致手腕康复成效并不显著。

(3)结构冗余。康复机器人的连杆机构设计使执行部件的依赖性增加,导致机器人结构复杂化,占用额外空间,在康复应用中,会导致机械阻滞或运动控制精度下降等问题。

(4)运动轨迹误差。人体腕关节在运动过程中,其运动轴线具有连续变化特性,可以进行三自由度的复杂椭球面运动。然而,当前康复机器人技术主要限于辅助患者进行基础康复运动,导致康复机器人的工作空间与人体腕关节的实际运动轨迹之间存在明显的运动误差,限制了康复效率。

(5)适配性差。大多数市面上的康复机器人设计用于医疗机构,如医院和康复中心,体积庞大且操作复杂,不适宜家庭使用。此外,由于空间和时间限制,患者不能随时进行必要的康复练习^[39-41]。

1.4 研究内容及各章节安排

本课题在电气传动与控制安徽省重点实验室开放基金项目(编号:DQKJ202208)、安徽工程大学引进人才科研启动基金(编号:2021YQQ028)、安徽理工大学矿山智能装备与技术安徽省重点实验室开放基金项目(编号:201901004)的资助下完成,各章节研究内容安排如下:

第1章介绍康复机器人研究的背景与意义,根据国内外针对腕部康复训练器的研究现状,总结存在的问题。第2章分析腕关节生理运动特征,针对手腕关节运动学特性,提出一种反馈康复策略,确定康复训练器的康复功能,针对腕关节运动轴线偏差问题,设计腕部康复训练器机构和关节补偿结构,建立训练器模型,仿真验证其补偿腕关节运动的作用和辅助康复的可行性,搭建训练器 Adams 虚拟样机模型,分析各关节运动的关键影响参数。第3章建立运动学与动力学方程,求解腕部康复训练器的位置-速度映射关系,分析关节奇异位置、运动轨迹以及关节输出力矩,确定训练器的合理性和可行性。第4章建立伺服控制和人机关系控制模型,利用 BP 神经网络对 PID 控制器进行参数整定,在 BP-PID 控制算法的基础上,添加关节阻抗控制,并仿真对比传统 PID 算法。第5章搭建反馈控制系统,制作腕部康复训练器试验样机,邀请三位志愿者进行康复训练试验,对比分析有无训练器的运动空间范围、关节力矩输出曲线以及表面肌电信号,验证该腕部三自由度仿生康复训练器的康复效果。

第2章 腕部仿生康复训练器机械结构设计

腕部康复训练器应用对象为腕关节损伤患者。结构设计从生理学视角出发，分析腕关节肌肉和骨骼运动特性。以人体腕部生理结构、运动模式及空间范围为基础，对训练器末端执行机构、驱动传动机构以及辅助机构全面设计，确保训练器满足三自由度主被动及助动康复要求的同时，拟合腕关节运动轨迹，补偿运动过程中的偏差。利用 Solid-Works 和 Adams 软件对训练器进行仿真，分析运动影响因素，确定康复训练器关键性能要求，从而为患者的康复训练提供科学、精准支持。

2.1 腕部生理学

手腕是实现人体前臂运动的关键点，起到连接小臂和掌的作用，其中包括桡腕关节、腕骨间关节和腕掌关节，如图 2-1 所示。桡腕关节结构复杂，涵盖桡骨末端部分与尺骨远端，桡骨末端的扩大及向外延伸与三角骨、月骨覆盖在关节盘上方，腕骨间关节与钩骨、大小多角骨支撑在掌关节下方，尺骨与掌之间不存在直接连接，而是通过间关节骨互相作用，维持尺桡远侧关节和桡腕关节稳定，通过腕关节骨之间的协同工作，使得手臂腕关节可以完成抓、抬和转等运动，进而实现人体活动需求的复杂运动任务。因此，腕关节也是伤害最频繁发生的人体区域之一[42-44]。



图 2-1 腕部结构图

利用人因工程学定义人体基本动作的三维坐标系统来描述人体关节动作，包括弯曲与伸展、尺向与桡向移动以及内旋与外旋等，指关节和腕关节的相互配合运动可以实现人体腕部的日常活动，在手部骨骼损伤方面，常见类型包括掌骨骨

折和腕骨损伤综合征等，此类损伤不仅影响腕部功能，对日常生活和工作造成重大影响，因此，针对腕部损伤的康复训练器设计与研究具有重要意义。根据《中国成年人人体尺寸》所提供的上肢尺寸数据^[45]，分析并选择与腕部康复训练器设计相关的参数，如表 2-1 所示。腕部康复训练器结构关键参数为研发康复训练器提供坚实基础，确保康复训练器能适应不同用户的身体特征，提高康复效果。

表 2-1 上肢尺寸

名称	长度(mm)	周长(mm)
上臂	290	270
前臂	220	250
腕		165
手长	175	
手宽	80	

2.2 腕关节运动分析

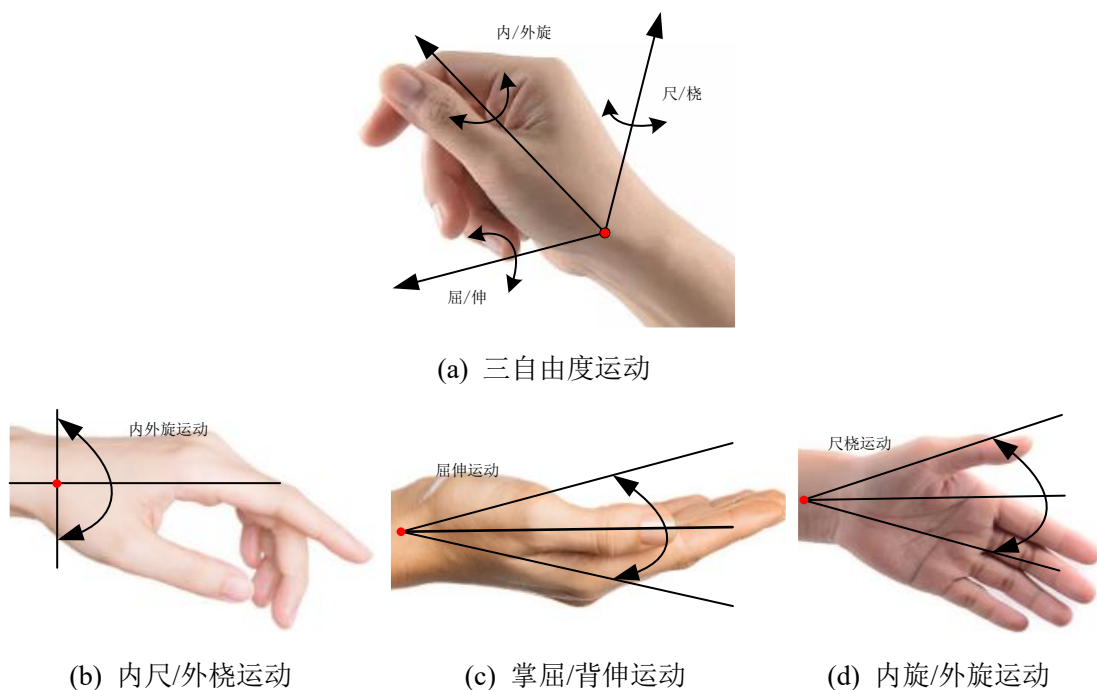


图 2-2 腕关节运动模式示意

手腕共有 3 个主要关节：尺桡远端关节，可使前臂内旋/外旋运动，旋转角度范围 $0^{\circ}\sim 180^{\circ}$ ；桡腕关节，可使手掌做内尺/外桡偏转运动，偏转角度范围 $0^{\circ}\sim 50^{\circ}$ ；腕横关节，可使手掌做掌屈/背伸运动，运动角度范围 $0^{\circ}\sim 150^{\circ}$ ^[46-48]。为减小设计难度，将腕关节 3 个运动分解为 3 个轴线相交于一点的铰链关节运动，在康复过

程中，康复训练器需提供 3 个自由度，拟合腕部肌肉群的工作状态，如图 2-2 所示，所参与主动肌肉归纳如表 2-2 所示，为腕部康复机构设计提供了数据参考。

表 2-2 腕关节运动参数

运动模式	运动范围 (°)	运动力矩	运动肌肉
掌屈	-60	2.5 N·m	尺侧腕屈肌、桡侧腕屈肌、掌长肌
背伸	65	2.5 N·m	尺侧腕伸肌、桡侧腕伸肌
内尺	-15	2.1 N·m	桡侧腕屈肌、桡侧腕伸肌
外桡	25	2.1 N·m	尺侧腕屈肌、尺侧腕伸肌
内旋	90	4 N·m	桡侧腕长伸肌、肱桡肌
外旋	-75	4 N·m	桡侧腕短伸肌、桡侧腕屈肌

2.3 腕部仿生康复训练器设计要求

康复训练设备不同于传统意义上的工业机械，是用于人体康复的医疗手段，应和康复医师医疗理念相同^[49]，在设计过程中要始终贯彻以人为本的思想^[50]，因此，腕部康复训练器设计要以安全可靠为设计目标，同时要包含以下要求：

(1)安全优先性：考虑腕关节康复设备会接触到患者的受伤部位，特别是受伤腕关节脆弱且易二次受损，要确保训练器在促进腕关节恢复过程中，避免与患者受伤肢体产生不良互动。此外，腕部康复训练器在运行过程中需要对运动姿态进行机械结构限位，保证人体腕关节在自然活动范围内，预防对患者二次伤害。

(2)功能实用性：腕关节功能障碍的患者需要通过腕关节康复运动来恢复健康，因此，腕部康复训练器设计应支持腕关节单一自由度活动，还支持多自由度综合康复功能。基于此，需设计多样化的康复训练方案，促进更佳的康复效果。

(3)调节适应性：鉴于不同患者肢体尺寸和形状差异（如前臂周长和旋转中心不同），腕部康复训练器应配备可调节部件以适应这些差异。确保患者佩戴的舒适性，降低配置复杂度。因此，腕部康复训练器应包含根据患者具体情况快速调整的可调节部分。

2.3.1 位姿反馈型康复训练

本文提出一种针对腕关节损伤患者不同康复阶段的位姿反馈型康复策略，通

通过对腕关节运动特点分析,将手腕康复运动分为独立反馈环节^[51],根据不同运动模式的反馈位姿提供三种康复模式:主动运动、助动运动和被动运动,根据康复医师为患者约定的康复轨迹,训练器带动丧失部分运动能力的腕关节进行运动,系统提供患者需要的能量,帮助腕关节进行约定轨迹运动,即为正功康复运动。当约定轨迹以约定时间保持目标位姿时,系统根据患者反馈的位姿提供能量,确定位姿约定位置,并在该位姿保持一定的时间,以针对相关肌群进行训练,即零功康复运动^[52]。当患者以主动姿态进行运动时,需要克服系统反馈产生的能量,并在约定时间内完成约定轨迹位姿,强化人体腕部肌肉的康复效果^[53],其具体训练模式如表 2-3 所示。

表 2-3 康复训练模式

训练模式	训练方法	系统能量	接触功	接触功率	训练阶段
主动模式	沿运动正向施加交互力	增能	增加	正	前期
助动模式	基本不施加力	基本不变	基本不变	零	中期
被动模式	沿运动逆向施加交互力	耗能	降低	负	后期

2.3.2 康复装置设计要求

为了满足人体手腕关节运动特性要求,达到仿生康复目的,结合本文提出的位姿反馈型康复训练策略,该三自由度仿生康复训练器设计具有以下设计要求:

(1)基于仿生康复设计需求

功能性需求:该训练器结构可以实现手腕单自由度基本运动,也能满足人体手腕三自由度组合运动。

舒适性需求:针对不同患者的使用方式,该训练器能够调节关键尺寸,适用于大部分腕关节损伤患者。

(2)基于位姿反馈控制设计需求

功能性需求:训练器结构设计简洁,能够达到腕关节组合运动空间范围,控制系统稳定有效,可以根据不同的训练位姿实现三种模式下的康复运动,提高康复效果。

舒适性需求:训练器整机与腕关节运动对应的关节质量小、传动简单,提高

控制效果^[54-55]。

2.4 腕部仿生康复训练器设计

本研究目的是利用机械制造、自动化技术和医学知识，设计一种手腕康复训练器。市场上的康复机器人主要分为末端驱动和外骨骼两类。虽然外骨骼机器人设计充分考虑了人体结构和人体工程学，提供了更高的人体贴合度，但其固定设计可能会限制患者动作范围，影响使用便利性，其封闭设计在紧急情况下难以释放受伤肢体，同时控制系统要求较高。而末端驱动式康复机器人质量低、结构小，方便灵活设计和布局，有着更高的精度和控制性，基于这些考虑，选择末端驱动设计作为手腕康复训练器的开发方向。

2.4.1 腕关节康复机构构型设计

腕部康复训练器的设计应遵循人体仿生学原则，末端轨迹与手腕自然运动轨迹相吻合，自由度及运动空间范围与腕关节相匹配。设计的关节零部件应简洁紧凑，降低康复过程中的干扰，预防二次伤害。为了使腕部康复训练器结构提供三个自由度组合运动：掌屈/背伸、内尺/外桡、内旋/外旋，拟合腕关节的椭球形运动轨迹，采用共轴球面并联机构方式进行设计^[56]，如图 2-3 所示。根据 2.2 节研究得出人体腕关节存在运动轴线偏差的结论，在共轴球面并联机构设计的基础上，将人体腕关节视为存在偏差的可调节结构^[57]，如图 2-4 所示。

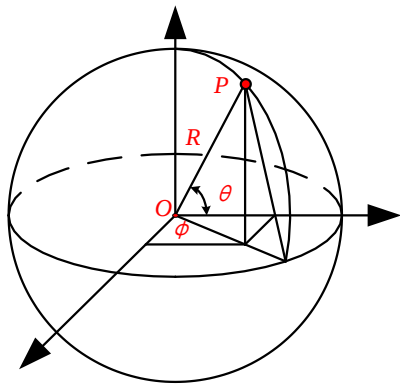


图 2-3 球面并联机构模型

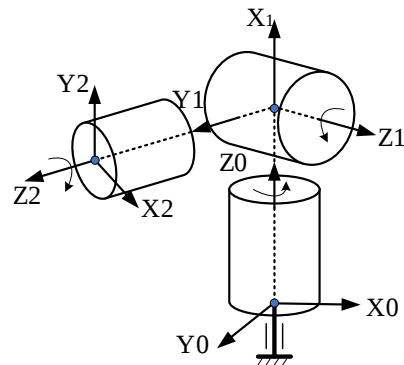


图 2-4 腕关节机构模型

该腕关节机构与共轴球面机构原理相同，但是具备并联机构缺失的优点：运动空间范围较大，运动结构干扰较小，在提供三自由度运动的同时，拟合腕关节运动轴线位移，达到仿人体腕关节结构目的^[58]。

该机构通过三根连杆将代表腕关节屈伸、尺桡、内外旋运动平台连接，机构的几何形状取决于腕关节 Z'_0 、 Z'_1 、 Z'_2 运动轴线的轨迹位置，关节轴线的相交位置取决于 d_x 、 L_y 的可调节椭球空间范围，如图 2-5 所示。

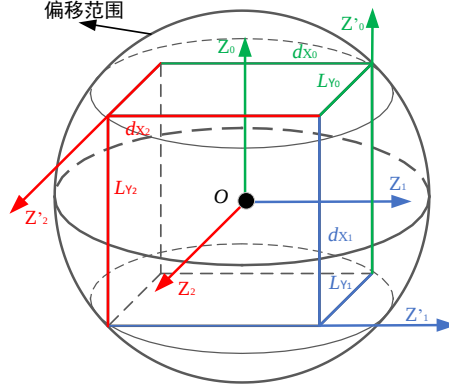


图 2-5 轴线位移空间范围

其中：

$$\begin{aligned} Z'_0 &= Z_0 + d_{x0} + L_{y0} \\ Z'_1 &= Z_1 + d_{x1} + L_{y1} \\ Z'_2 &= Z_2 + d_{x2} + L_{y2} \end{aligned} \quad (2-1)$$

根据 Grubler 并联机构自由度公式^[59]可得：

$$M = d(n - g - 1) + \sum_{i=1}^g f_i + v - \zeta \quad (2-2)$$

式中：

M ：自由度数；

d ：机构阶数；

n ：构件数目；

g ：运动副数；

f_i ：单个运动副自由度；

v ：约束数；

ζ ：局部自由度。

腕部康复训练器的机构设计使腕关节三种运动模式的运动轴线相交于一点，因此， $d=3$ 、 v 和 ζ 均为 0，该机构自由度为：

$$M = d(n - g - 1) + \sum_{i=1}^g f_i + v - \zeta = 3 \times (4 - 3 - 1) + 3 = 3 \quad (2-3)$$

2.4.2 结构空间分析及调节结构设计

一般的关节型腕部装置忽略了人体手腕在康复活动中的运动轴线偏差、轴向位移等问题^[60]，如图 2-6 所示，人体腕关节在运动过程中，关节的转动中心 A 与康复训练器的转动中心 B 存在误差 l ，康复过程中容易造成手腕肌肉拉伤、软组织骨骼磨损等问题^[61]。

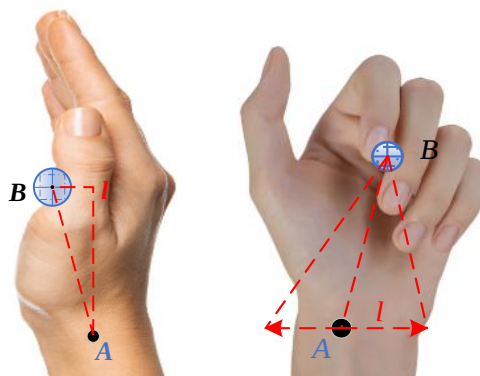


图 2-6 腕关节运动轴线位移示意图

该腕部康复训练器末端在理论上不存在空间轨迹移动，因此，设计一种运动补偿结构，将人体手腕视作可以收缩的弹性杆件，根据测量的偏差值 l 进行调节，把手与前臂支撑环之间的设计具有补偿功能，通过调节握杆位置达到调节转动中心目的^[62]，补偿机构如图 2-7 所示。

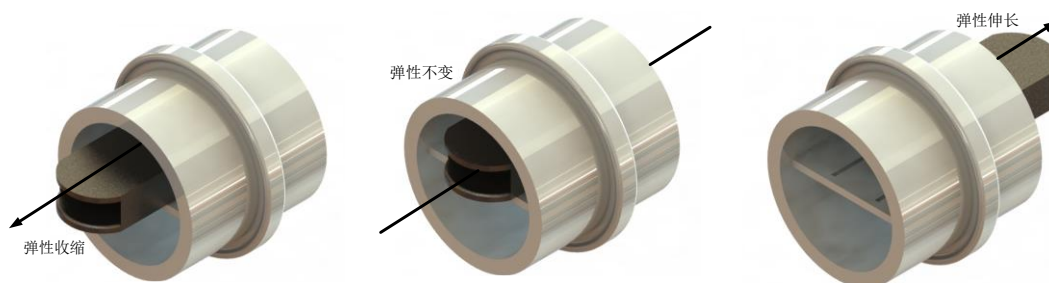


图 2-7 腕关节运动补偿结构

根据关节结构搭建人体关节机器人模型，如图 2-8 所示。

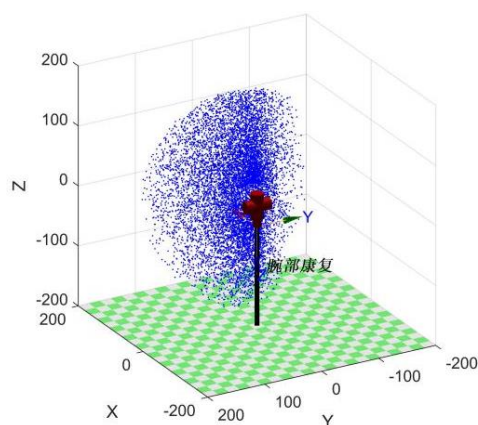


图 2-8 腕关节机器人模型

将腕关节尺桡、屈伸、内外旋的关节角度变量 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 带入蒙特卡洛方程，对各关节变量进行随机取样，分析运动轴线偏差、轴向位移在人机交互过程中对腕关节康复效果的影响^[63]。

$$\theta_i = \theta_{i\min} + rand(1)(\theta_{i\max} - \theta_{i\min}) \quad (2-4)$$

将随机生成的 10000 个关节变量数值代入，求得限制角度后的腕部康复训练器工作空间，如图 2-9 所示。因装置的结构设计对称，所以关节的运动空间近似椭球型，其中，蓝色点是限制各关节转角的工作空间，而红色点是康复活动中运动轴线轴向位移的近似偏差空间，相较于传统的腕关节康复结构，该补偿结构对腕关节的内尺/外桡、掌屈/背伸、内旋/外旋运动分别提高了 36%、45%、50%的工作空间范围，使腕关节与康复训练器的转动中心运动轨迹贴合范围增大，达到补偿运动误差的目的，降低手腕二次损伤的可能性，提高康复效果。

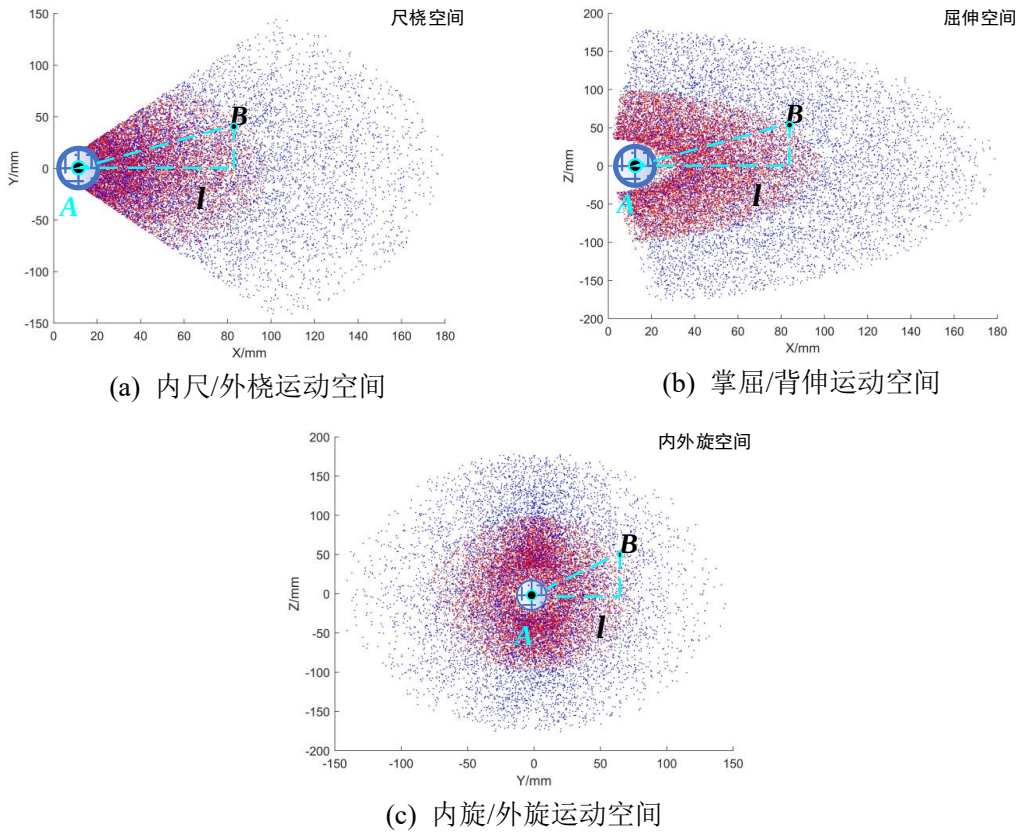


图 2-9 工作空间比对

2.4.3 传动与驱动机构设计

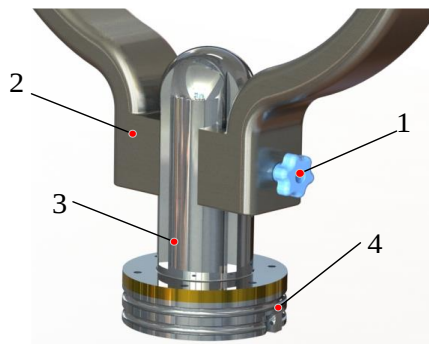
为减小机构与腕关节补偿结构间的摩擦，将手腕支撑部分设计为扇形状对称结构，内侧嵌入旋转轴承，降低补偿结构和机架间的摩擦以及训练器康复过程中的环境影响，保证康复训练器与人体手腕运动轨迹的贴合，通过轴承配合使人体

手腕运动补偿结构和电机平台连接，当手腕放在补偿结构内的弹性夹层时，通过电机带动补偿结构做旋转运动，调整弹性夹层位置以适应不同患者的使用需求，如图 2-10 所示。



图 2-10 腕关节支撑结构

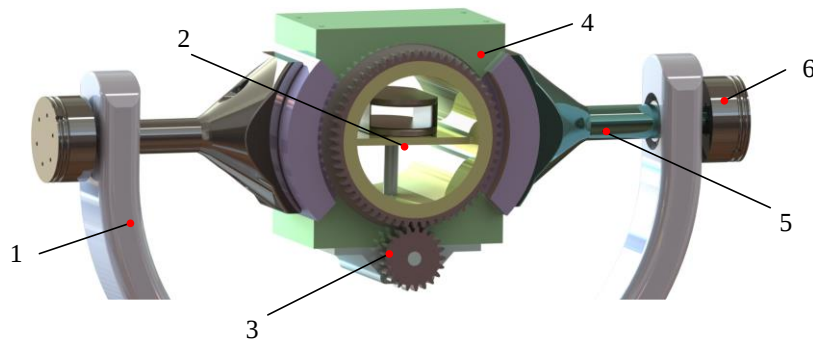
腕部康复训练器的设计难点在于解决三根传动轴轻量化传动问题，即不添加额外负载的前提下进行驱动。因此，采用外置驱动的方式，将驱动结构与传动轴机架分离，鲍登线驱动盘和传动轴如图 2-11 所示。



1-固定螺栓；2-机架；3-传动轴筒；4-鲍登盘

图 2-11 驱动与传动结构

将传动轴与鲍登线机架盘结合使用，使驱动装置与机架分离，因此共轴球面并联机构可以转化为单轴球面串联机构，简化控制难度，尺桡偏转运动和屈伸运动结构均采用上述方式。此外，该单轴球面串联机构利用补偿结构与支撑结构，将腕关节“包裹”并提供内外旋运动驱动平台的空间。如图 2-12 所示。



1-肋架；2-补偿机构；3 传动齿轮；4-驱动台；5-传动轴；6-鲍登盘

图 2-12 仿腕关节运动平台

另一方面，贯彻仿生人体腕关节设计的理念，将人体腕关节的内外旋运动，屈伸运动，尺桡运动组合方式拆分为相互独立的驱动机构，通过三个外置驱动源，既可以实现人体腕关节各运动空间的最大化，也可以相互配合完成复杂的腕关节组合运动。

2.4.4 结构运动仿真

为了检验腕部康复训练器机械结构设计 correctness，利用 Solid-Works 对训练器模型进行手腕运动模式仿真分析^[64]，防止机械结构存在运动干涉，确保机械结构与训练器数学模型运动的一致性^[65]。

将已完成的腕关节康复机器人模型按机械结构设计顺序进行运动仿真，设置腕部康复训练器的掌屈/背伸结构为旋转副，其速度-时间关系如图 2-13 所示。

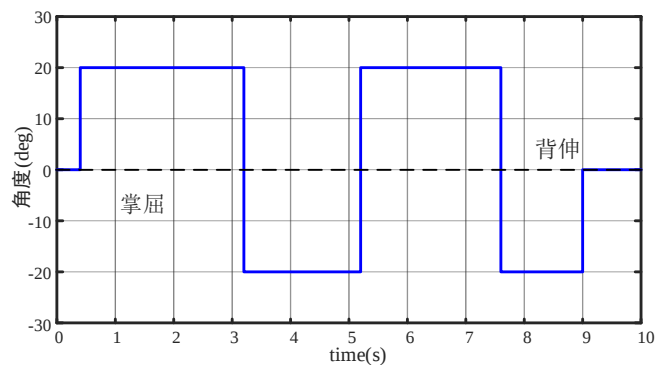


图 2-13 掌屈/背伸速度时间曲线

腕关节训练器模型的掌屈/背伸运动仿真结果如图 2-14 所示。

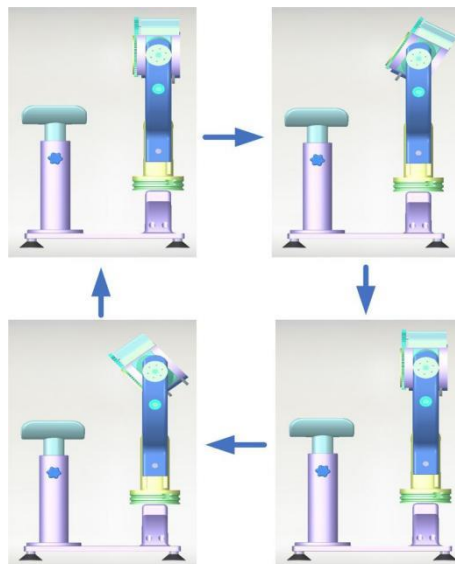


图 2-14 掌屈/背伸运动示意图

设置内尺/外桡关节的驱动盘为旋转副，速度-时间关系如图 2-15 所示。

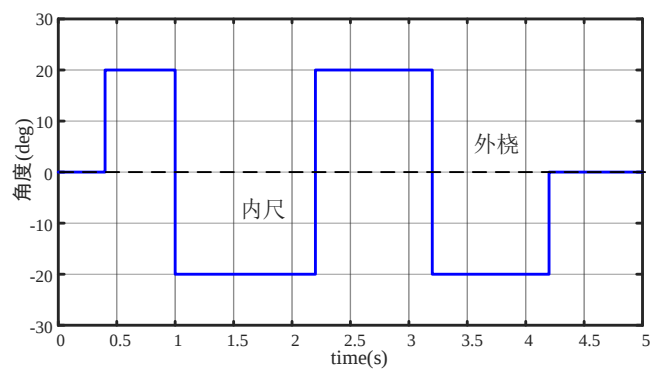


图 2-15 内尺/外桡速度时间曲线

腕关节训练器模型的内尺/外桡运动仿真结果如图 2-16。

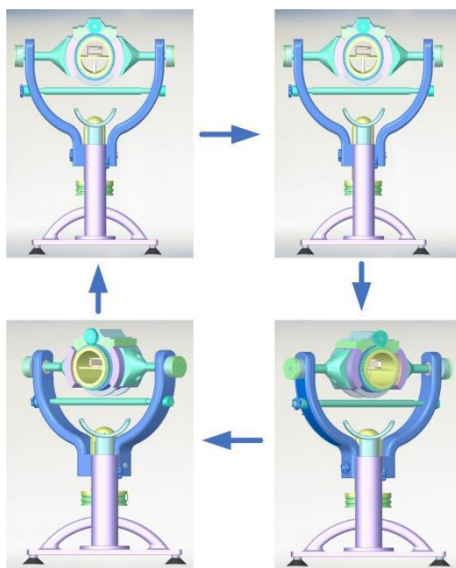


图 2-16 内尺/外桡运动示意图

同理，设置内旋/外旋关节的驱动盘为旋转副，速度-时间关系如图 2-17。

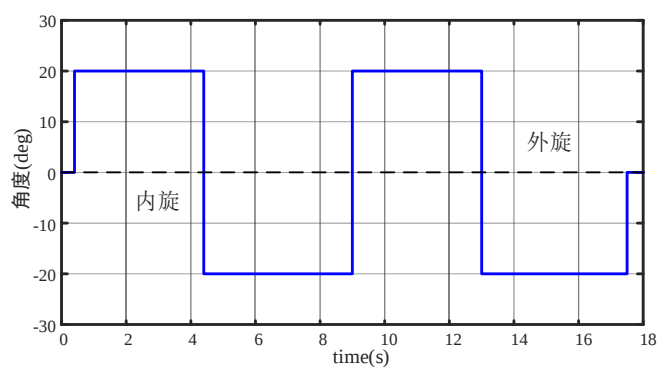


图 2-17 内旋/外旋速度时间曲线

腕关节训练器模型的内旋/外旋运动仿真结果如图 2-18。

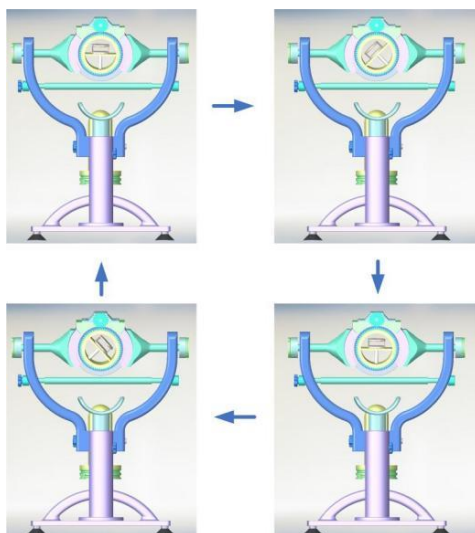


图 2-18 内旋/外旋运动示意图

根据直观的运动过程分析,该三自由度腕部仿生康复训练器可以实现掌屈/背伸、内尺/外桡、内旋/外旋运动,证明了训练器结构设计的合理性和可行性。

2.4.5 虚拟样机仿真

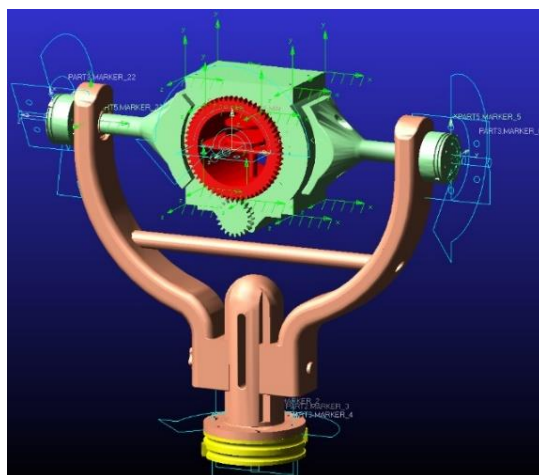


图 2-19 腕部康复训练器样机模型

为了验证模型的合理性,将腕部康复训练器样机模型导入 Adams 中,如图 2-19 所示,得到实际运用中末端执行器的轨迹、速度及扭矩等参数,进一步分析训练器结构和人体腕关节在人机交互过程中的运动性能和影响因素^[66],对腕部康复训练器的整体系统动力学建模提供帮助,为训练器的运动算法控制和控制器设计建立理论基础^[67]。

对关节添加驱动函数,如表 2-4 所示,使该腕关节模型做出预设屈伸、尺桡及内外旋组合运动。

表 2-4 运动驱动函数

驱动关节	驱动函数 Motion
Joint1	IF(time-1: -20cosd, 0, IF(time-2: -30cosd, 0, 0))
Joint2	IF(time-1: -25sind, 0, IF(time-1.5: -30cosd, 0, 0))
Joint3	IF(time-1: -20cosd, 0, IF(time-2: -30cosd, 0, 0))

在第三关节坐标系内任取 Marker 点 P_1 、 P_2 进行轨迹仿真，为了更加直观的体现训练器末端在工作空间的运动姿态，进一步提取三维空间运动轨迹，如图 2-20 所示。

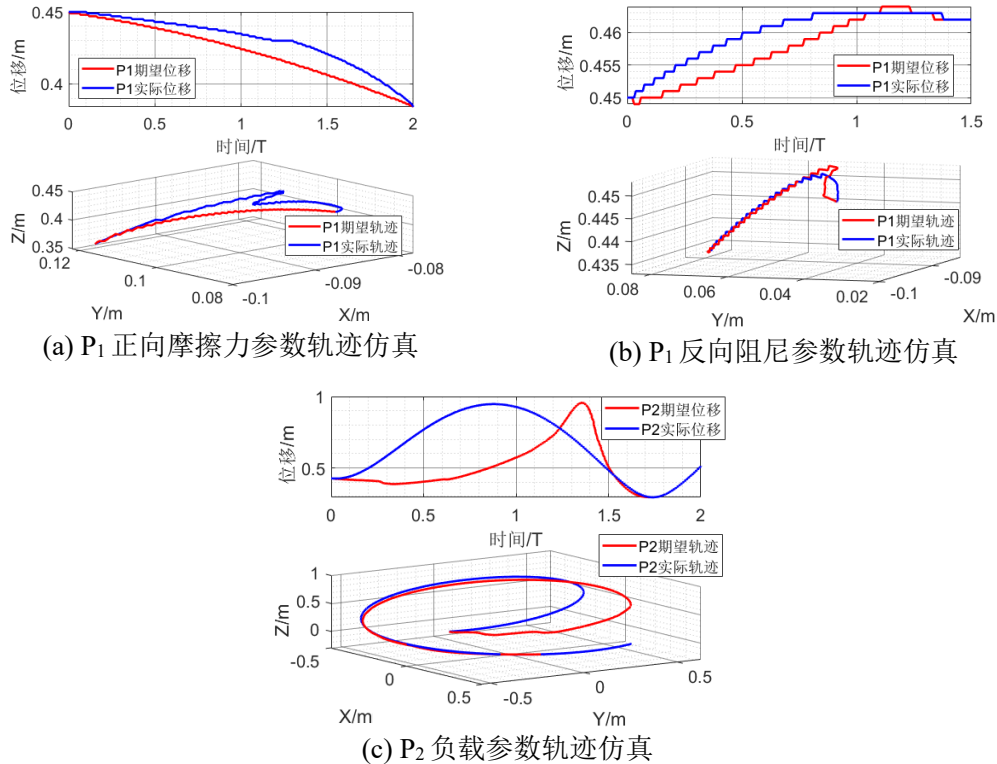


图 2-20 三维空间运动轨迹

图 9(a)、(b)是 P_1 marker 点的运动轨迹数据，图 9(c)是 P_2 marker 点的空间轨迹数据。图 9(a)、(b)、(c)的数据差异是模型动力学参数配置不同所导致，marker 点的三种运动方式分别添加摩擦力、阻尼以及末端负载属性，对比分析添加摩擦力、阻尼属性的图 9(a)、(b)，在位移和空间曲线上(a)相较于(b)更加“光滑”，添加阻尼属性的(b)更加贴近期望值。此外，在配置摩擦力、阻尼参数的前提下，(c)的位移曲线在 1.4s 后开始趋近理论值，且(c)的空间轨迹呈现的是光滑螺旋曲线。

为了进一步分析康复运动过程力矩影响因素，基于腕关节的实物模型设置各

关节的质点位置和质量属性，观察不同环境参数影响下的力矩输出曲线，如图 2-21 所示。

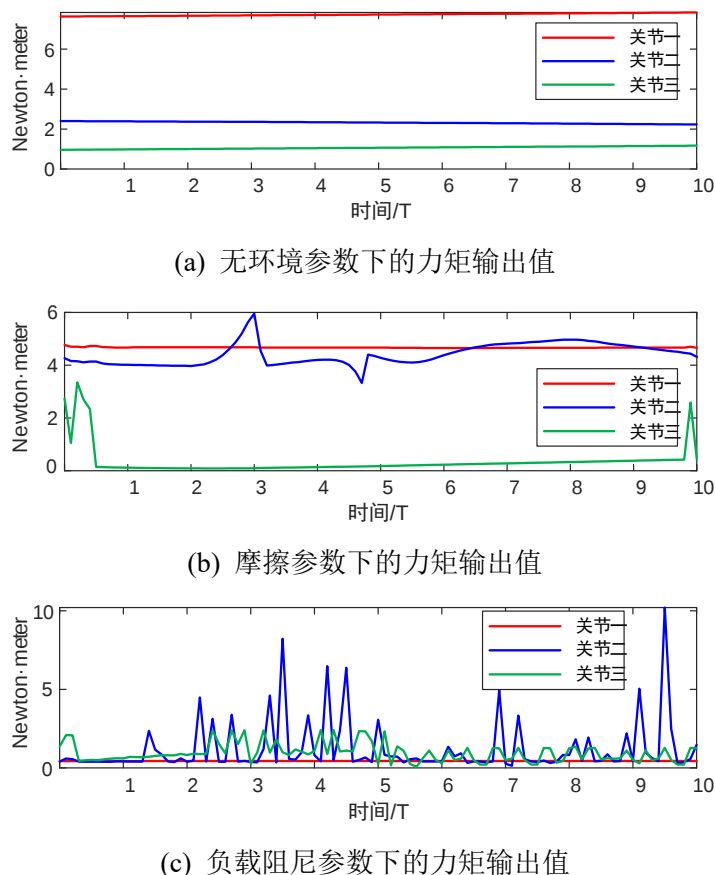


图 2-21 关节力矩输出曲线

对比图 2-21(a)仿真结果，内旋/外旋关节在摩擦参数和负载阻尼参数条件下关节力矩无变化，因为在结构上不受其它关节驱动的影响，所以力矩受环境参数影响较小，始终保持在 $0.47 \text{ N}\cdot\text{m}$ ，而内尺/外桡关节与掌屈/背伸关节是在内尺/外桡关节结构的基础上进行驱动，在关节翻转阶段输出力矩达到最大值为 $10 \text{ N}\cdot\text{m}$ ，其中，掌屈/背伸关节是手腕质量的主要负载，上下承接其它关节，力矩随着环境参数的增多所受影响越大，如图 10(b)和图 10(c)所示，因此，在人机交互康复运动过程中，关节间的摩擦阻尼和人体腕关节及康复训练器自身的负载会降低康复训练器力矩输出的稳定性，影响康复效果，为后续虚拟样机控制系统设计提供参考，同时在后续实物样机制作过程中要充分考虑该问题。

2.5 整体方案构型设计

该手腕康复训练器由末端执行机构、传动与驱动机构、辅助机构三部分组成。末端执行机构将掌、指固定装置设计为符合人体手掌自然状态下的弹性调节夹层，

一些患者腕关节前端变形严重,该固定装置可调节初始位置,满足不同损伤程度患者的需求^[68]。机构底部采用工业吸盘保证装置的稳定性,辅助机构调整手臂托盘和机架高度,提高舒适性、减少腕关节运动干涉,考虑腕关节的运动会导致手部产生运动位移,采用滑动机构补偿在康复运动中可能会出现的偏移量^[69]。整体设计如图 2-22 所示。

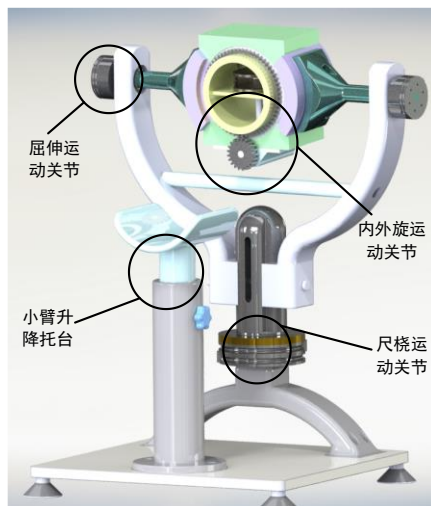


图 2-22 整体结构设计示意图

在工作运行时,腕关节康复装置是以人体小臂及手腕为载体,以外部驱动和机械组装的方式降低装置复杂性,提高该装置适用多种场合的普适性,利用机器人学原理使该装置可以充分模拟人体手腕的运动姿态,满足人体手腕的内外旋、尺桡偏转及屈伸组合运动要求,通过升降底座和手腕关节支撑架之间的滑动凹槽及小臂升降托台之间的套筒来调节人体小臂放置高度和角度,满足不同患者上肢尺寸的需求,利用手腕关节位置调节板补偿人体手腕在运动状态中的关节轴线位移,使患者在康复训练过程中更加舒适^[70]。

2.6 本章小结

本章首先分析了人体腕关节的生理学特征和运动方式,确定腕部康复训练器的关节设计框架,基于使用者差异性提出了一种位姿反馈控制康复训练策略,其次,设计出训练器传动和驱动机构、辅助机构以及末端补偿结构,最后,利用 Solid-Works 和 Adams 检验训练器设计的合理性以及康复过程中的关键影响因素,为后续的控制方法设计指明方向。

第3章 训练器数学模型分析

首先,根据已设计的训练器结构方案建立人体腕关节与训练器对应的运动学模型,进行正逆运动学分析、末端与关节的位置-速度映射关系求解、工作空间内部的奇异点分析,其次,根据正逆运动学求解结果进行训练器模型的轨迹规划仿真,最后,建立腕关节训练器的动力学模型。

3.1 运动学分析

通过运动学分析可以计算出腕部康复训练器的末端执行器位置与姿态关系,帮助控制系统实现精确的姿态控制和定位^[71],利用平移与旋转关节表示方法进行描述,如图 3-1 所示。

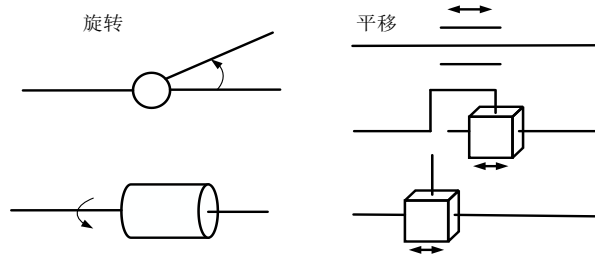


图 3-1 关节表示方法

3.1.1 正运动学分析

该三自由度腕部康复训练器的位姿可以用正运动齐次变换矩阵表示：

$$T_e(q) = \begin{bmatrix} n_e(q) & s_e(q) & a_e(q) & p_e(q) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-1)$$

q : 关节向量;

n_e 、 s_e 、 a_e : 坐标轴单位向量;

p_e : 位置向量。

利用 D-H(Denavit-Hartenberg)参数法定义训练器的关节运动学参数,包括 a_i 、 α_i 、 d_i 、 θ_i 四个参数,从而确定训练器关节间的位姿关系^[72],如图 3-2 所示,其中:

a_i : 运动轴的公垂线距离;

α_i : 运动轴在公垂线法向平面内的夹角;

d_i : 公垂线间距;

θ_i : 公垂线相对扭转角。

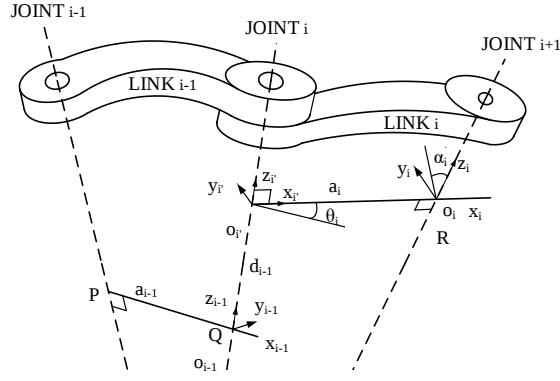


图 3-2 相邻连杆的位姿关系

相邻坐标系{P}、{Q}和{R}的关系通过变换矩阵可以改写为：

$${}^{i-1}P = \begin{cases} {}^{i-1}T_R {}^R T_Q {}^Q T_P {}^P T_i {}^i P \\ {}^{i-1}T_i {}^i P \end{cases} \quad (3-2)$$

其中：

$${}^{i-1}T_i = {}^{i-1}T_R {}^R T_Q {}^Q T_P {}^P T_i \quad (3-3)$$

进一步矩阵变换为：

$${}^{i-1}T_i = \begin{cases} R_X(\alpha_{i-1})D_X(a_{i-1})R_Z(\theta_i)D_Z(d_i) \\ \text{Screw}_X(a_{i-1}, \alpha_{i-1})\text{Screw}_Z(d_i, \theta_i) \end{cases} \quad (3-4)$$

$\text{Screw}_Q(r, \phi)$ 是关于 $\hat{Q}$ 轴旋转 ϕ 再平移的矩阵计算， ${}^{i-1}T_i$ 可以表示为：

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & a_{i-1} \\ S\theta_i C\alpha_{i-1} & C\theta_i C\alpha_{i-1} & -S\alpha_{i-1} & -S\alpha_{i-1}d_i \\ S\theta_i S\alpha_{i-1} & C\theta_i S\alpha_{i-1} & C\alpha_{i-1} & C\alpha_{i-1}d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-5)$$

其中， $S\theta_i = \sin \theta_i$ ； $C\theta_i = \cos \theta_i$ ； $S\alpha_i = \sin \alpha_i$ ； $C\alpha_i = \cos \alpha_i$ 。

将训练器关节间的齐次变换矩阵相乘，所得结果即为执行器末端与基座的位姿关系矩阵：

$${}^0T_i = {}^0T_1 {}^1T_2 \dots {}^{i-2}T_{i-1} {}^{i-1}T_i \quad (3-6)$$

根据对腕关节生理学的研究可知：运动轴线的相交点与腕部康复机构的关节轴线相交点存在偏差^[73]，将腕关节的三个运动用三个机械连杆表示，用 L 表示运动误差值，因此模型可以根据 D-H 坐标法将腕部康复机构模型进行简化，建立 D-H 坐标系^[74]，得到如图 3-3 所示的腕部康复训练器运动学模型，具体参数如表

3-1 所示。

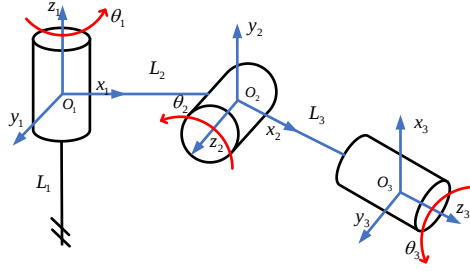


图 3-3 关节运动学模型

表 3-1 腕部康复机构 D-H 参数

i	α_{i-1}	a_{i-1}	d_i	θ_i	范围
1	0	L_1	d_1	θ_1	$\pm 55^\circ$
2	$\pi/2$	L_2	d_2	θ_2	$\pm 85^\circ$
3	$\pi/2$	L_3	d_3	θ_3	$\pm 90^\circ$

将表 3-1 中的参数带入式(3-5)，可得到各连杆变换矩阵：

$${}^0_1T = \begin{bmatrix} c_1 & -s_1 & 0 & a_0 \\ s_1 & c_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^1_2T = \begin{bmatrix} c_2 & -s_2 & 0 & a_1 \\ 0 & 0 & -1 & d_2 \\ s_2 & c_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^2_3T = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & a_2 \\ 0 & 0 & -1 & d_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-7)$$

将以上各式带入式(3-7)，可得运动学方程：

$${}^0_3T = {}^0_1A {}^1_2A {}^2_3A = \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & p_x \\ n_y & s_y & a_y & p_y \\ n_z & s_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-8)$$

式中： $\begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x \\ n_y & s_y & a_y \\ n_z & s_z & a_z \end{bmatrix}$ 表示腕部康复装置第三关节的姿态， $[p_x \ p_y \ p_z]$ 表示

装置末端相对于基坐标系的位置。式(3-8)即为腕部康复训练器的正运动学方程，根据此方程确定训练器末端执行器位置与基座的位姿关系，为机器人的运动控制与人机交互仿真奠定了理论基础，其中：

$$\begin{aligned} n_x &= s_1 * s_3 + c_1 * c_2 * c_3, & s_x &= c_3 * s_1 - c_1 * c_2 * s_3, & a_x &= c_1 * s_2 \\ n_y &= c_2 * c_3 * s_1 - c_1 * s_3, & s_y &= -c_1 * c_3 - c_2 * s_1 * s_3, & a_y &= s_1 * s_2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 n_z &= c_3 * s_2, \quad s_z = -s_2 * s_3, \quad a_z = -c_2 \\
 p_x &= a_0 + a_1 * c_1 + d_2 * s_1 + a_2 * c_1 * c_2 + c_1 * d_3 * s_2 \\
 p_y &= a_1 * s_1 - c_1 * d_2 + a_2 * c_2 * s_1 + d_3 * s_1 * s_2 \\
 p_z &= d_1 - c_2 * d_3 + a_2 * s_2
 \end{aligned}$$

3.1.2 逆运动学分析

根据已经求得的正运动位姿结果逆向求解训练器关节变量 θ ，具体方法如下：

$${}^0T^{-1} {}^0T = {}^1T \dots {}^{i-2}T {}^{i-1}T \quad (3-9)$$

利用矩阵相乘关系，只需依次消除方程两边的未知量^[75]，即可求解出关节变量 θ_1 。同理，训练器关节变量 θ_2 ：

$${}^1T^{-1} {}^0T^{-1} {}^0T = {}^2T \dots {}^{i-2}T {}^{i-1}T \quad (3-10)$$

前文正运动学分析已完成腕关节康复训练器的运动学方程和位姿变换矩阵 0T 、 1T 、 2T 、 3T 求解，则变换矩阵 0T 、 1T 、 2T 、 3T 的逆矩阵为：

$$\begin{aligned}
 {}^0T^{-1} &= \begin{bmatrix} c_1 & s_1 & 0 & -a_0 * c_1 \\ -s_1 & c_1 & 0 & a_0 * s_1 \\ 0 & 0 & 1 & -d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^1T^{-1} = \begin{bmatrix} c_2 & 0 & s_2 & -a_1 * c_2 \\ -s_2 & 0 & c_2 & a_1 * s_2 \\ 0 & -1 & 0 & -d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 {}^2T^{-1} &= \begin{bmatrix} c_3 & 0 & s_3 & -a_2 * c_3 \\ -s_3 & 0 & c_3 & a_2 * s_3 \\ 0 & -1 & 0 & -d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \quad (3-11)$$

为了简化机器人运动模型，根据人体腕关节的生理学研究和上述训练器模型分析，该机器人位姿与第三关节角 θ_3 没有直接关系，所以确定 a_i 、 d_i 为已知量，该腕部康复训练器的第三关节不作运动学分析^[76]，求取关节变量 θ_1 、 θ_2 。

(1) 求关节变量 θ_1

$$\begin{aligned}
 {}^0T^{-1} {}^0T &= {}^1T {}^2T {}^3T \quad (3-12) \\
 \begin{bmatrix} c_1 & s_1 & 0 & -a_0 * c_1 \\ -s_1 & c_1 & 0 & a_0 * s_1 \\ 0 & 0 & 1 & -d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} &\times \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & p_x \\ n_y & s_y & a_y & p_y \\ n_z & s_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} c_2 * c_3 & -c_2 * c_3 & s_2 & s_2 + 1 \\ -s_3 & -c_3 & 0 & 0 \\ c_3 * s_2 & -s_2 * s_3 & -c_2 & -c_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned}$$

整理可得：

$$p_z - 1 = -c_2 \quad (3-13)$$

式中 p 为已知量，则可求得关节变量 θ_1 为：

$$\theta_1 = \arccos(1 - p_z) \quad (3-14)$$

(2) 求关节变量 θ_2

$${}^1_2T^{-1} {}^0_1T^{-1} {}^0_3T = {}^2_3T \quad (3-15)$$

$$\begin{bmatrix} c_1 * c_2 & c_2 * s_1 & s_2 & -a_1 * c_2 - d_1 * s_2 - a_0 * c_1 * c_2 \\ -c_1 * s_2 & -s_1 * s_2 & c_2 & a_1 * s_2 - c_2 * d_1 + a_0 * c_1 * s_2 \\ s_1 / c_1^2 + s_1^2 & -c_1 & 0 & -d_2 - a_0 * s_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} n_x & s_x & a_x & p_x \\ n_y & s_y & a_y & p_y \\ n_z & s_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ = \begin{bmatrix} c_3 & -s_3 & 0 & a_2 \\ 0 & 0 & -1 & d_3 \\ s_3 & c_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

整理可得：

$$\begin{cases} p_z * s_2 - s_2 - c_2 + c_2 * p_x = a_2 \\ c_2 * p_z - c_2 + s_2 - p_x * s_2 = d_3 \end{cases} \quad (3-16)$$

式中 p 为已知量，联立式(3-16)则可求得关节变量 θ_2 为：

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{(1 - p_x)d_3 + (p_z - 1)a_2}{(1 - p_x)^2 + (p_z - 1)^2}\right) \quad (3-17)$$

综上，腕部康复训练器末端执行器的逆向运动学分析已完成。

3.1.3 速度映射与雅可比矩阵

本节将对训练器进行单关节速度与末端速度的映射关系分析^[77-78]，并求解关节的雅可比矩阵 $J_R(q_R)$ 。根据正运动学分析，训练器的单关节转移矩阵可以简写为式(3-18)：

$$T_{R3} = \begin{bmatrix} R_{R3} & p_{R3} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-18)$$

本论文三自由度仿生康复训练器关节可以视为相互独立的旋转轴，各关节的末端线速度 $\dot{p}_{R3}$ 、关节旋转角速度 ω_{R3} 与关节速度 $\dot{q}_R$ 之间呈现的函数关系为：

$$\dot{p}_{R3} = J_{RP}(q_R)\dot{q}_R \quad (3-19)$$

$$\omega_{R3} = J_{RO}(q_R)\dot{q}_R \quad (3-20)$$

J_{RP} 与 J_{RO} 分别为关节角速度 $\dot{q}_R$ 对末端线速度 $\dot{p}_{R3}$ 和末端角速度 ω_{R3} 的作用矩阵；

将两式合并，有式(3-21)：

$$n_{R3} = \begin{bmatrix} \dot{p}_{R3} \\ \omega_{R3} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{RP}(q_R) \\ J_{RO}(q_R) \end{bmatrix} \dot{q}_R = J_R(q_R)\dot{q}_R \quad (3-21)$$

在式(3-21)中， $J_R(q_R)$ 即为该腕部康复训练器的雅可比矩阵。

根据上述建立的 D-H 连杆坐标系可知：

$$p_{Ri} = p_{Ri-1} + R_{Ri-1}r_{Ri-1 \rightarrow i} \quad (3-22)$$

p_{Rj} ：该康复训练器关节末端坐标系 Σ_{Ri} 到 Σ_{Rj} 在基座坐标系 Σ_{Ri} 的向量表示；

$r_{Rj \rightarrow k}$ ：该康复训练器关节末端坐标系 Σ_{Rj} 到 Σ_{Rk} 在基座坐标系 Σ_{Ri} 的向量表示。

式(3-22)对时间求导得：

$$\begin{aligned} \dot{p}_{Ri} &= \dot{p}_{Ri-1} + R_{Ri-1}\dot{r}_{Ri-1 \rightarrow i} + \omega_{Ri-1} \times R_{Ri-1}r_{Ri-1 \rightarrow i} \\ &= \dot{p}_{Ri-1} + v_{Ri-1 \rightarrow i} + \omega_{Ri-1} \times r_{Ri-1 \rightarrow i} \end{aligned} \quad (3-23)$$

其中 $\omega_{Rj \rightarrow k}$ ：该康复训练器在基座坐标系 Σ_{Ri} 中， Σ_{Rk} 与 Σ_{Rj} 的相对速度；

Σ_{Rj} ：该康复训练器关节末端坐标系在基座坐标系 Σ_{Ri} 中， Σ_{Rj} 与 Σ_{Ri} 中的相对速度；

$v_{Rj \rightarrow k}$ ：该康复训练器关节末端坐标系在基座坐标系 Σ_{Ri} 中， Σ_{Rk} 与 Σ_{Rj} 的相对平动速度；

v_{Rj} ：该康复训练器关节末端坐标系在基座坐标系 Σ_{Ri} 中， Σ_{Rj} 与 Σ_{Ri} 中的相对平动速度；

该康复训练器的三个转动关节在转动时会引起相邻坐标系的改变，将相邻坐标系的相对角速度和线速度表示为：

$$\omega_{Ri-1 \rightarrow i} = \dot{\theta}_i z_{Ri-1} \quad (3-24)$$

$$v_{Ri-1 \rightarrow i} = \omega_{Ri-1 \rightarrow i} \times r_{Ri-1 \rightarrow i} \quad (3-25)$$

因此，有式(3-26)与式(3-27)：

$$\begin{aligned} \omega_{Ri} &= \omega_{Ri-1} + \omega_{Ri-1 \rightarrow i} \\ &= \omega_{Ri-1} + \dot{\theta}_i z_{Ri-1} \end{aligned} \quad (3-26)$$

$$\begin{aligned}\dot{p}_{Ri} &= \dot{p}_{Ri-1} + v_{Ri-1 \rightarrow i} \\ &= \dot{p}_{Ri-1} + \omega_{Ri} \times r_{Ri-1 \rightarrow i}\end{aligned}\quad (3-27)$$

根据雅可比矩阵中末端线速度和角速度的定义矩阵，线速度表示为 p_{R3} 对时间的导数 $\dot{p}_{R3}$ 。

$$\begin{aligned}p_{R3} &= \sum_{i=1}^3 \frac{\partial p_{R3}}{\partial q_{Ri}} \dot{q}_{Ri} \\ &= \sum_{i=1}^3 J_{Rpi} \dot{q}_{Ri}\end{aligned}\quad (3-28)$$

式中的每一项表示腕部康复训练器关节转动过程中关节末端线速度的对应分量。因为该腕部康复训练器关节转动均可以视为相对基座标系原点进行运动，因此，有式(3-29)与式(3-30)：

$$\begin{aligned}J_{Rpi} \dot{q}_{Ri} &= \omega_{Ri-1 \rightarrow i} \times r_{Ri-1 \rightarrow 3} \\ &= \dot{\theta}_{Ri} z_{Ri-1} (p_{R3} - p_{Ri-1})\end{aligned}\quad (3-29)$$

$$J_{Rpi} = z_{Ri-1} (p_{R3} - p_{Ri-1}) \quad (3-30)$$

得式(3-31)与式(3-32)：

$$\omega_{Ri-1 \rightarrow i} = \dot{\theta}_{Ri} z_{Ri-1} \quad (3-31)$$

$$\begin{aligned}\omega_{Ri} &= \omega_{Ri-1} + \omega_{Ri-1 \rightarrow i} \\ &= \omega_{Ri-1} + R_{Ri-1} \omega_{Ri-1 \rightarrow i}\end{aligned}\quad (3-32)$$

因此，有式(3-33)：

$$\begin{aligned}\omega_{R3} &= \sum_{i=1}^3 \omega_{Ri-1 \rightarrow i} \\ &= \sum_{i=1}^3 J_{ROi} \dot{q}_{Ri}\end{aligned}\quad (3-33)$$

明显地，有式(3-34)：

$$J_{ROi} \dot{q}_{Ri} = \dot{\theta}_{Ri} z_{Ri-1} \quad (3-34)$$

因此 $\dot{q}_{Ri} = \dot{\theta}_{Ri}$ ，进而有式(3-35)：

$$J_{ROi} = z_{Ri-1} \quad (3-35)$$

将上述结果通过矩阵的形式表达，有雅可比矩阵式(3-36)：

$$J_R(q_R) = \begin{bmatrix} J_{RP1} & J_{RP2} & J_{RP3} \\ J_{RO1} & J_{RO2} & J_{RO3} \end{bmatrix} \quad (3-36)$$

其中，对于矩阵的每一列均有式(3-37)：

$$\begin{bmatrix} J_{RPi} \\ J_{ROi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Z_{Ri-1} \times (Z_{Ri4} - Z_{Ri-1}) \\ Z_{Ri-1} \end{bmatrix} \quad (3-37)$$

将该康复训练器各关节的雅可比矩阵带入式(3-37)，得到该康复训练器的雅可比矩阵，有式(3-38)：

$$J_R = \begin{bmatrix} j_{R11} & j_{R12} & j_{R13} \\ j_{R21} & j_{R22} & j_{R23} \\ j_{R31} & j_{R32} & j_{R33} \\ j_{R41} & j_{R42} & j_{R43} \\ j_{R51} & j_{R52} & j_{R53} \\ j_{R61} & j_{R62} & j_{R63} \end{bmatrix} \quad (3-38)$$

矩阵各元素具体结果见附录 1。

3.1.4 工作空间奇异点分析

根据上述腕部康复训练器运动学和人体腕关节运动机理的研究分析，该腕关节训练器可以提供足够的运动空间来满足使用者的康复需求，但是该康复训练器在结构上存在空间奇异位置，当内外旋关节与尺桡关节转动轴重合，使得机器人末端的关节轴线共线，从而导致机器人关节运动等效，自由度降低，因此引入球腕可操作性指标^[79-80]：

$$K = \sqrt{\sigma^2} \quad (3-39)$$

$$\sigma = \frac{\sin \frac{q_1 - q_2}{2} \tan \varphi}{1 + \cos^2 \frac{q_1 - q_2}{2} \tan^2 \varphi} \quad (3-40)$$

式中， φ 为腕关节倾斜角， q 为关节转角。分析可知，随着倾斜角 φ 的增大，奇异指标值逐渐减小，训练器奇异点范围空间增大，如图 3-4 所示。

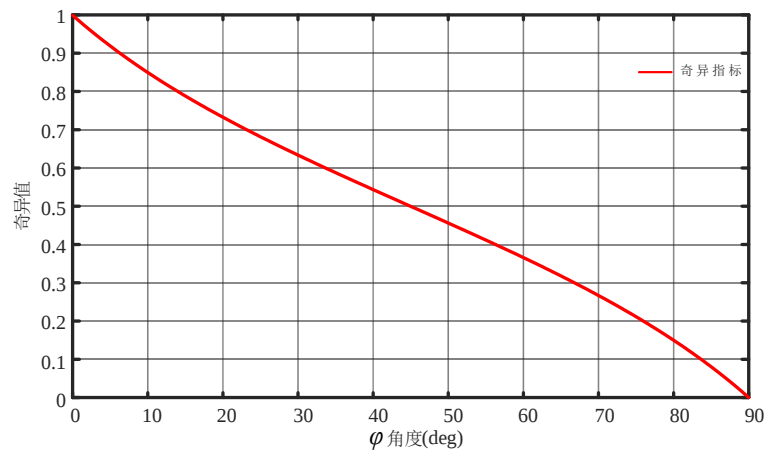


图 3-4 训练器结构奇异指标

因此, 根据奇异指标值的变化, 分析腕关节模型可知, 当 K 为零时, 腕关节训练器处于奇异位形, 如图 3-5 所示。

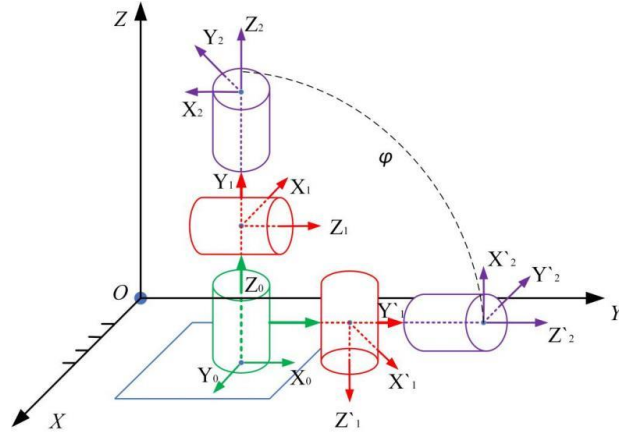


图 3-5 工作空间内部关节轴线重合引起的奇异

针对本论文所提出的机器人构型, 如图 3-5 所示, 会导致第 1 和第 3 关节轴线共线, 引发腕关节康复运动模式奇异问题。对此类奇异位置问题的解决策略为: 在训练器轨迹规划阶段避免路径通过或靠近奇异点。此外, 在求解过程中遇到两个关节角度互为等效值时, 引入额外约束条件来获得唯一确定关节角度值。本文采用的是另一种方法, 通过调整关节模型的偏置值来改变其结构, 这种调整参考了在奇异值达到最大时机器人模型的结构配置, 对腕部康复训练器的机械结构进行相应的优化和调整, 确保其康复训练过程中的稳定性和有效性。

3.2 仿真分析

上述已经建立腕部康复训练器的运动学模型、正逆运动学位姿结果求解以及速度-位置映射关系, 利用机器人工具箱建立训练器仿真模型, 通过关节参数的设置和康复轨迹规划验证运动学模型的正确性和辅助康复的可行性。

3.2.1 运动模型验证

根据人体手腕的一般运动轨迹方式, 取 $q_1 = [0 \ 0 \ 0]$ 、 $q_2 = [-\frac{\pi}{4} \ \frac{\pi}{4} \ 0]$ 作为手腕运动的拟合点, 训练器末端执行器位姿变换矩阵 0T_1 、 0T_2 及位姿如图 3-6 所示。

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, {}^0T_2 = \begin{bmatrix} 1/2 & -\sqrt{2}/2 & 1/2 & 1/2 + \sqrt{2}/2 \\ -1/2 & -\sqrt{2}/2 & -1/2 & -1/2 - \sqrt{2}/2 \\ \sqrt{2}/2 & 0 & -\sqrt{2}/2 & 1 - \sqrt{2}/2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3-41)$$

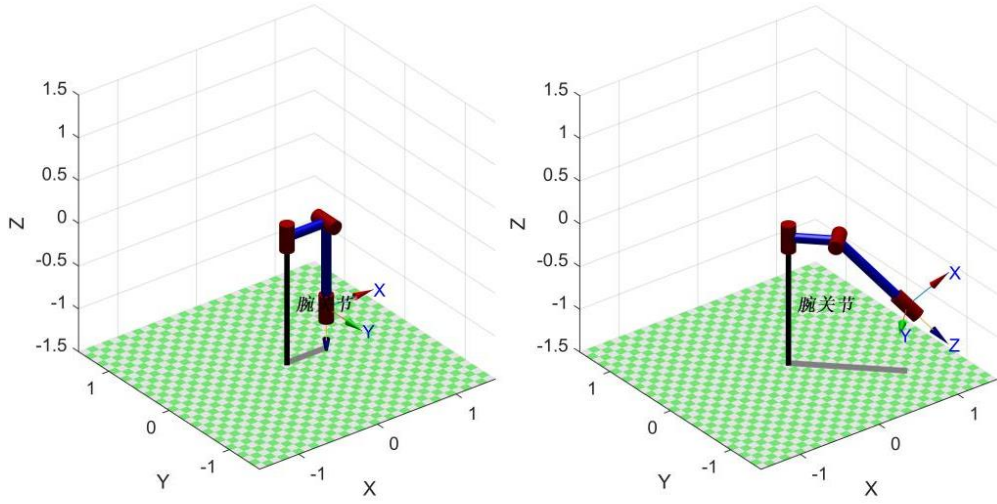


图 3-6 机器人运动学模型

利用工具箱内的求解命令 `r.ikine`，末端位姿矩阵结果与末端位姿变换矩阵 0_3T_1 与 0_3T_2 相等，并且仿真结果表明，训练器末端空间位置与计算结果形同，侧面证明运动学求解的正确性。

3.2.2 康复运动轨迹规划

根据对人体腕关节康复运动模型的研究，屈伸、尺桡、内外旋的康复运动规律通常是：速度从 0 开始逐渐增大，达到一定值后速度保持不变，当腕关节达到最大运动角度时，此时进行肌肉拉伸过程，机器人减速停止^[81]，为了观察腕关节康复机器人的位置、速度、加速度随时间的变化情况，令关节初始角度为 θ_0 ，目标角度为 θ_f ，起始时刻和结束时刻分别为 t_0 和 t_f 。

则该腕部康复训练器各关节运动角度的三次多项式函数为：

$$\theta_t = a_3 t^3 + a_2 t^2 + a_1 t + a_0 \quad (3-42)$$

进一步求导可得速度和加速度函数关系如下：

$$\begin{aligned} \dot{\theta}_t &= 3a_3 t^2 + 2a_2 t + a_1 \\ \ddot{\theta}_t &= 6a_3 t + 2a_2 \end{aligned} \quad (3-43)$$

对于待定系数 a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 ，根据边界条件 $\theta(t_0) = \theta_0$ 、 $\theta(t_f) = \theta_f$ 、

$\dot{\theta}(t_0) = 0$ 可以确定系数值为：

$$\begin{cases} a_0 = \theta_0 \\ a_1 = 0 \\ a_2 = \frac{3(\theta_f - \theta_0)}{t_f^2} \\ a_3 = \frac{-2(\theta_f - \theta_0)}{t_f^3} \end{cases} \quad (3-44)$$

将式(3-44)各系数带入下式可以得到关节运动的位移、角速度、角加速度方程：

$$\theta_i = \frac{-2(\theta_f - \theta_0)}{t_f^3} t^3 + a_2 = \frac{3(\theta_f - \theta_0)}{t_f^2} t^2 + \theta_0 \quad (3-45)$$

$$\dot{\theta}_i = \frac{-6(\theta_f - \theta_0)}{t_f^3} t^2 + \frac{6(\theta_f - \theta_0)}{t_f^2} t \quad (3-46)$$

$$\ddot{\theta}_i = \frac{-12(\theta_f - \theta_0)}{t_f^3} t + \frac{6(\theta_f - \theta_0)}{t_f^2} \quad (3-47)$$

关节运动的位移、角速度、角加速度曲线如图 3-7 所示：

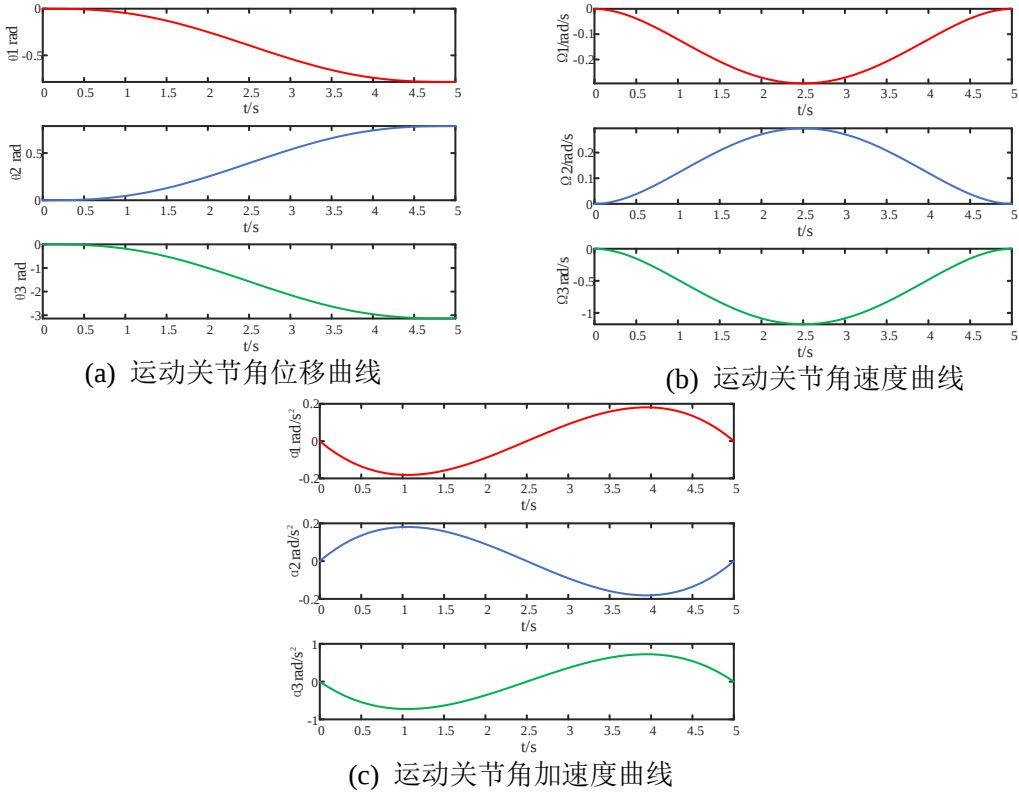


图 3-7 轨迹规划中各关节变量角位移、角速度、角加速度曲线

关节 1、2 在预设轨迹下做内外旋、尺桡和屈伸运动时，关节起始位移曲线变化平缓无突变，关节的角速度曲线在运动开始和结束时都为 0，并且在实现预

设轨迹运动时，关节的角加速度在运动开始和结束时同样为 0。此外，该康复装置的康复轨迹仿真结果曲线均连续平缓，关节速度、角加速度曲线变化范围分别在 1.6 rad/s 、 2.4 rad/s^2 内，整体运动趋势无突变点，证明该康复训练器运行平稳，满足人体手腕稳定康复运动的要求。

3.3 动力学建模与分析

该康复训练器关节运动的本质是电机带动传动轴转动^[82]，建立拉格朗日动力学方程，分析康复运动过程中关节转动与电机之间的能量转换关系^[83]。

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = T_i, i = 1, 2 \quad (3-48)$$

式中： L 为拉格朗日量， q 为广义坐标， $\dot{q}$ 为广义坐标对时间一阶导数：广义速度。

在该康复训练器模型中，第三关节：内外旋关节可以视为单关节的运动，并且在 3.1 的研究分析中，该关节对系统的其余关节无影响，因此，在该动力学模型中，将第二与第三关节简化为同一个关节，如图 3-8 所示。

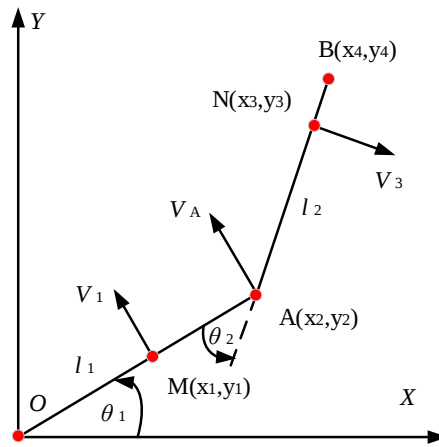


图 3-8 腕关节运动简化模型

拉格朗日量为系统总动能与系统总势能的差值：

$$L = E - V \quad (3-49)$$

$$E = \frac{1}{2} m_1 v_1^2 + \frac{1}{2} m_2 v_{23}^2 + \frac{1}{2} J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2} J_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (3-50)$$

其中：

$$v_1 = \sqrt{\dot{x}_1^2 + \dot{y}_1^2} \quad (3-51)$$

$$v_{23} = \sqrt{\dot{x}_3^2 + \dot{y}_3^2} \quad (3-52)$$

设点 M 位置为 (x_1, y_1) ，可得：

$$x_1 = \frac{1}{2}l_1 \cos \theta_1 \quad (3-53)$$

$$y_1 = \frac{1}{2}l_1 \sin \theta_1 \quad (3-54)$$

对两边求导即为位置对时间的一阶导数速度，所以点 M 在 x 轴与 y 轴上的速度为：

$$v_{x1} = \frac{dx_1}{dt} = -\frac{1}{2}l_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (3-55)$$

$$v_{y1} = \frac{dy_1}{dt} = \frac{1}{2}l_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 \quad (3-56)$$

设点 N 位置为 (x_3, y_3) ，可得：

$$x_3 = l_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2}l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (3-57)$$

$$y_3 = l_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2}l_2 \sin(\theta_1 - \theta_2) \quad (3-58)$$

对时间求导可得 N 点在 x 轴与 y 轴上的速度：

$$v_{x3} = \frac{dx_3}{dt} = -l_1 \sin \theta_1 \dot{\theta}_1 - \frac{1}{2}l_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \quad (3-59)$$

$$v_{y3} = \frac{dy_3}{dt} = l_1 \cos \theta_1 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2)(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \quad (3-60)$$

可得速度 v_{I} 、 v_{23}

$$v_I = \frac{1}{2}l_1 \dot{\theta}_1 \quad (3-61)$$

$$v_{23} = \sqrt{\left(l_1 \dot{\theta}_1\right)^2 + \left(\frac{1}{2}l_2(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2)\right)^2 + l_1 l_2 \dot{\theta}_1(\dot{\theta}_1 - \dot{\theta}_2) \cos \theta_2} \quad (3-62)$$

所以：

$$E = \frac{1}{2}m_2 \left[l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4}l_2^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{4}l_2^2 \dot{\theta}_2^2 - \frac{1}{2}l_2^2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + l_1 l_2 \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_2 - l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \right] + \frac{1}{8}m_1 l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}J_2 \dot{\theta}_2^2 \quad (3-63)$$

$$V = \frac{1}{2}m_1 g l_1 \cos \theta_1 + m_2 g \left(l_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2}l_2 \cos(\theta_1 - \theta_2) \right) \quad (3-64)$$

根据拉格朗日方程，可得内尺/外绕关节输出转矩 T_I 和屈伸输出转矩 T_2 如下：

$$\begin{aligned}
T_1 = & \left(\frac{1}{4} m_1 l_1^2 + m_2 l_1^2 + \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 + J_1 \right) \ddot{\theta}_1 \\
& + \left(-\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 - \frac{1}{4} m_2 l_2^2 + J_2 \right) \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_2 \\
& - \left(\frac{1}{2} m_1 g l_1 + m_2 g l_1 \right) \sin \theta_1 - \frac{1}{2} m_2 g l_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)
\end{aligned} \quad (3-65)$$

$$\begin{aligned}
T_2 = & \left(-\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \cos \theta_2 - \frac{1}{4} m_2 l_2^2 \right) \ddot{\theta}_1 + \left(\frac{1}{4} m_2 l_2^2 + J_2 \right) \ddot{\theta}_2 \\
& + \left[\frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 (1 + \dot{\theta}_1) \right] \dot{\theta}_1 - \frac{1}{2} m_2 l_1 l_2 \sin \theta_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \\
& + \frac{1}{2} m_2 g l_2 \sin(\theta_1 - \theta_2)
\end{aligned} \quad (3-66)$$

得出该腕关节训练器的动力学方程：

$$T = M(\theta) \ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta}) \dot{\theta} + G(\theta) \quad (3-67)$$

式中， T 为电机输出力矩， M 为人体腕关节惯性参数 J 的矩阵， $C(\theta, \dot{\theta})$ 为科里奥利力、离心力矩阵， $G(\theta)$ 为重力项参数。

3.4 本章小结

依据人体腕关节运动特性，构建康复训练器的运动学模型，分析得出训练器末端位置与速度关系，确定了结构的奇异位置，从而对训练器结构进行优化。此外，设计了康复运动轨迹，借助机器人工具箱对计算结果的正确性与结构的可行性进行验证。在此基础上，建立动力学模型，分析腕关节康复过程的影响因素，为后续控制系统设计与研究提供了重要依据。

第 4 章 腕部康复训练器仿真研究

本章为验证腕部康复训练器控制系统的可行性,在前文对装置建模和仿真分析的基础上,利用 BP 神经网络对 PID 参数进行实时整定,提高轨迹跟踪的响应速度和稳定性,同时利用阻抗控制策略降低力位交互影响,达到良好的控制性能,最后联合仿真验证 BP-PID 阻抗控制方法的有效性。

4.1 控制系统设计目标

为了确保训练器的安全性和准确控制,在采用外置驱动方式带动关节转动的基础上,设计一种位姿反馈控制系统。该系统配备扭矩传感器、旋转编码器以及运动控制卡,能够根据使用者的不同需求提供多种康复模式,包括主被动和助动康复训练,这样的设计能够提高康复效率,满足患者在不同康复阶段的康复需求。



图 4-1 中达电通伺服电机

表 4-1 电机参数

项目	台达伺服电机	项目	伺服驱动器
工作电压	24V	工作电压	220V
额定扭矩	1.27N·M	回生电阻	100 欧姆
重量	1.6kg	输入电流	2.04 安
转动惯量	$0.264 \cdot 10^{-4} \text{kg} \cdot \text{m}$	控制方式	SVPWM 控制
额定转速	3000rpm	解析数	24-bit
功率	400w	输入频率	4Mpps

该控制系统的核心模块为伺服电机,根据 2.2 节对腕关节的运动研究,腕关节运动角速度约为 11.5 rad/min ,同时对腕关节进行的扭矩测试显示:男性平均力矩为 $3.4 \text{ N} \cdot \text{m}$,相比于男性整体来说女性腕部力矩相对较小,平均力矩为 $2.9 \text{ N} \cdot \text{m}$,最大值为 $5 \text{ N} \cdot \text{m}$,选用中达电通公司的 ECM-B3M-C20604SS1 系列伺服电机,配有减速比 $i=10:1$ 的二级减速器,可以输出 $12.7 \text{ N} \cdot \text{m}$ 的扭矩,驱动器型号

是 ASD-B3-0421-L，满足康复机器人的扭矩需求^[84]，如图 4-1 所示，具体参数如表 4-1 所示。

4.2 控制系统模型

为了确保康复过程的安全性和稳定性，提高系统的控制精度，降低外界环境干扰，对人体腕部与训练器的相关系统单元进行模拟。Adams 提供腕关节与康复训练器的动力学模型样机，MATLAB 提供训练器关节的运动算法控制，通过两者之间的数据窗口结合，建立 Adams-MATLAB 联合仿真系统，使腕关节与训练器机械系统和反馈控制系统结合，达到人机腕部交互稳定控制目的。

4.2.1 伺服控制系统模型

该腕部康复训练器关节通过系统输入的电流进行驱动，过程为电流经过电枢产生转矩，驱动转子转化为机械能进行驱动^[85-86]，如图 4-2 所示。

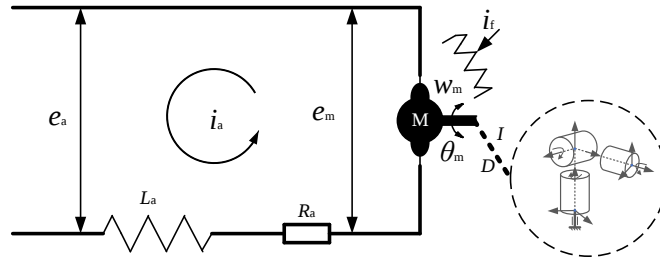


图 4-2 伺服电机数学模型

其中 K_T 是电机转矩常数，电流 i_a 与转矩 τ_m 的关系为：

$$T_m = K_T i_a \quad (4-1)$$

根据电压平衡方程有：

$$L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + e_m = e_a \quad (4-2)$$

其中：

L_a ：电枢电路电感；

R_a ：电枢电路电阻；

e_m ：电枢反电动势；

e_a ：电枢电压。

根据反电动势的性质，有式(4-3)：

$$e_m = K_e \dot{\theta}_m \quad (4-3)$$

腕部康复训练器的运动关节为单独驱动，因此，对单关节负载驱动力矩 u 和电机转矩 τ_m 运动模型分析即可完成训练器预设康复运动轨迹控制。

$$\begin{aligned}\tau_m &= \tau_{m,a} + \tau_{m,l} \\ &= \tau_{m,a} + (1/\eta)u\end{aligned}\quad (4-4)$$

对于电机转子转动有力矩平衡方程：

$$\tau_{m,a} = I_m \ddot{\theta}_m + D_m \dot{\theta}_m \quad (4-5)$$

其中：

I_m ：电机转子的转动惯量系数；

D_m ：电机转子的粘滞摩擦系数。

腕部康复训练器具有如式(4-6)所示的关节力矩动力学平衡方程：

$$M_R(q)\ddot{q} + S_R(q, \dot{q})\dot{q} + g_R(q) = u + \tau_R \quad (4-6)$$

得到电机转子力矩平衡方程：

$$\tau_m = \tau_{m,a} + (1/\eta)[M_R(q)\ddot{q} + S_R(q, \dot{q})\dot{q} + g_R(q) - \tau_R] \quad (4-7)$$

在训练器关节运动过程中，单一关节运动模型能够简化为二阶系统，对于每个瞬时情况，有式(4-8)的近似：

$$u = I_{R|q}\ddot{q} + D_{R|q}\dot{q} + K_{R|q}q - \tau_{R|q} \quad (4-8)$$

其中：

$I_{R|q}$ ：训练器单关节转动惯量系数；

$D_{R|q}$ ：训练器单关节摩擦系数；

$K_{R|q}$ ：训练器单关节刚度系数；

$\tau_{R|q}$ ：训练器单关节交互力矩。

因此，有电机转子转矩的力矩平衡方程：

$$t_m = I_m \ddot{\theta}_m + D_m \dot{\theta}_m + \frac{1}{h}(I_{R|q} \ddot{q} + D_{R|q} \dot{q} + K_{R|q} q - \tau_{R|q}) \quad (4-9)$$

根据电机转动与负载转动的运动关系，有：

$$\begin{aligned}I_m &= I_m \ddot{\theta}_m + D_m \dot{\theta}_m + \frac{1}{\eta^2}(I_{R|q} \ddot{\theta}_m + D_{R|q} \dot{\theta}_m + K_{R|q} \theta_m) - \frac{1}{\eta} \tau_{R|q} \\ &= (I_m + \frac{1}{\eta^2} I_{Rq}) \ddot{\theta}_m + (D_m + \frac{1}{\eta^2} D_{Rq}) \dot{\theta}_m + \frac{1}{\eta^2} K_{Rq} \theta_m - \frac{1}{\eta} \tau_{Rq}\end{aligned}\quad (4-10)$$

规定，电机转动惯量：

$$I_{m,eq} = I_m + (1/\eta^2)I_{x|q} \quad (4-11)$$

电机摩擦系数:

$$D_{m,eq} = D_m + (1/\eta^2)D_{r|q} \quad (4-12)$$

电机刚度系数:

$$K_{m,eq} = (1/\eta^2)K_{R|q} \quad (4-13)$$

对公式进行移项, 有:

$$\tau_m + \frac{1}{\eta}\tau_{R|q} = I_{m,eq}\ddot{\theta}_m + D_{m,eq}\dot{\theta}_m + K_{m,eq}\theta_m \quad (4-14)$$

规定, 电机关节驱动转矩:

$$\tau_{m,eq} = \tau_m + (1/\eta)\tau_{R|q} \quad (4-15)$$

因此有:

$$\tau_{m,eq} = I_{m,eq}\ddot{\theta}_m + D_{m,eq}\dot{\theta}_m + K_{m,eq}\theta_m \quad (4-16)$$

通过将电压平衡方程、电机电枢电流转矩方程、电机轴力矩平衡方程合并, 可得到电枢控制电压与负载转角关系^[87]。该公式作为驱动电机的位置控制律, 建立机械系统电机模拟模块:

$$G_{R,Pm}(s) = \frac{\theta_m(s)}{E_a(s)} = \frac{K_T}{L_a I_{m,eq} s^3 + (L_a D_{m,eq} + R_a I_{m,eq}) s^2 + (R_a D_{m,eq} + K_T K_e) s} \quad (4-17)$$

其中 $m(s)$: 负载转角输出;

$E_a(s)$: 电枢电压输入;

K_T : 转矩常数;

K_e : 反电动势常数;

L_a : 电枢电感;

R_a : 电枢电阻;

$I_{m,eq}$: 瞬时等效转动惯量;

$D_{m,eq}$: 瞬时等效角阻尼。

在传动过程中, 电机输出转矩需要减速器进行放大, 设其减速比为 η ($\eta > 1$), 则有:

$$\tau = \eta \tau_m \quad (4-18)$$

$$\begin{cases} q = (1/\eta)\theta_m \\ \dot{q} = (1/\eta)\dot{\theta}_m \\ \ddot{q} = (1/\eta)\ddot{\theta}_m \end{cases} \quad (4-19)$$

该腕部康复训练器的三个关节承担三种康复运动，取关节运动时的最大力矩关节 $\tau_{R,\max}$ ，则有减速比设计式：

$$\eta = \frac{\tau_{R,\max}}{\tau_m} \quad (4-20)$$

其传递函数为：

$$K(s) = \frac{\theta(s)}{\Omega(s)} = \eta \cdot \frac{1}{s} \quad (4-21)$$

根据实际康复过程中腕部康复训练器伺服控制系统的特殊性，驱动环节、减速单元的数学模型推导以及实际参数的确定和选型，建立腕部康复训练器伺服控制系统数学模型的传递函数为：

$$G(s) = \frac{53000}{1.426s^3 + 2815s^2} \quad (4-22)$$

4.2.2 人机交互系统模型

人体康复训练过程中，腕关节机械结构、质量参数等决定机械系统运动特性，对人体腕部运动具有一定影响，而腕关节机械系统可以由 Adams 的质量-阻尼-弹簧模型模拟，建立的虚拟模型能反映人机交互运动情况，借助 Adams/Controls 模块接口与 MATLAB 建立联系，通过控制接口使用 MATLAB 软件建立虚拟样机控制模型^[88]，在 2.4 节虚拟样机的基础上添加人体腕部机械结构本身刚度系数与阻尼系数，如表 4-2 所示。

表 4-2 人体腕部机械结构刚度与阻尼系数

关节	刚度参数范围 (N·m/rad)	阻尼参数范围 (N·m·s/rad)	近似刚度参数 (N·m/rad)	近似阻尼参数 (N·m·s/rad)
1	[10,35]	0.5	20	0.5
2	[10,35]	0.5	20	0.5
3	[8,20]	0.5	15	0.5

在 Adams 内的腕部康复训练器模型中建立输入、输出变量，创建三个代数方程命名为 Motion1、Motion2、Motion3 作为电机输入转角，将训练器末端位

置作为输出值，此时 Adams 的输入输出量将通过机械系统在 MATLAB 进行系统定义，如图 4-3 为参数控制系统对话框。

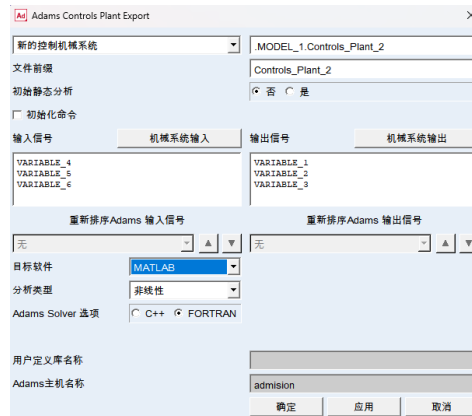


图 4-3 机械控制系统导出

完成动力学参数添加后，生成三种格式文件“.cmd”、“.m”和“.amd”文件。

- (1).cmd 文件涵盖了训练器机械系统的动力学模型资料；
- (2).m 文件编写了联合仿真控制中的交互变量；
- (3).amd 文件代表了该腕部康复训练器的机械结构信息。

在联合仿真中仅需要“adams_sub”模块作为腕部康复训练器数学控制对象，如图 4-4 所示。

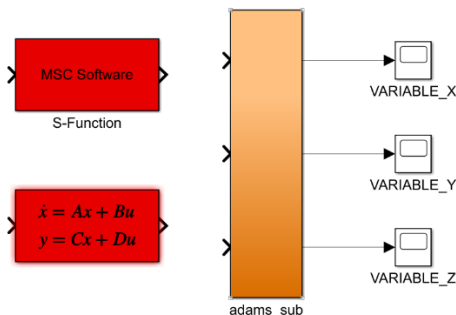


图 4-4 康复训练机器人交互模型

该控制模型具体信息如图 4-5 所示，Motion 为输入变量，经过 ADAMS Plant 输出为末端位置“VARIABLE_”变量。

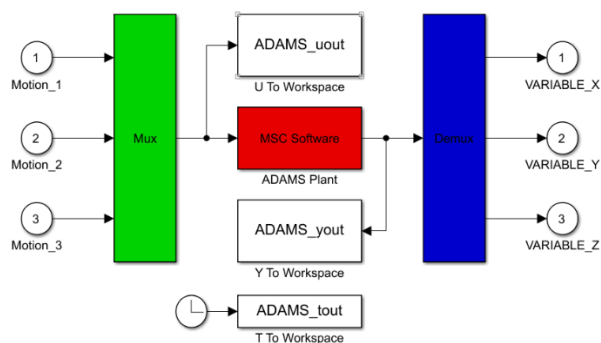


图 4-5 控制系统内部结构

4.3 控制系统设计与仿真

伺服电机控制系统包含很多非线性因素，如 2.4 节中摩擦、阻尼、负载变化等关键参数，在实际工作过程中会随着时间、温度等因素不断变化，而传统 PID 控制器的参数调整很难获得最优性能。BP-PID 控制器结合了 BP 神经网络的自学习能力和 PID 控制器的简洁有效性，能够自动调整 PID 参数以适应系统动态变化，可以更好地适应这些非线性因素，提高控制系统的自适应能力，使系统达到更快的响应速度和更小的稳态误差，有效减少系统的超调和振荡现象。此外，伺服系统易受到外界（人体腕关节）交互影响，添加阻抗控制策略可以响应外界力变化，在该康复控制系统中自动调整运动状态，降低人体腕部在训练器内康复过程产生的力位偏差，保证患者的康复运动连续和稳定。

4.3.1 PID 控制器

在机器人康复控制领域，PID 控制器可以较好的调整输入与输出变量关系，控制简单，便于调整，适用于一般的控制系统，控制原理图如 4-6 所示。

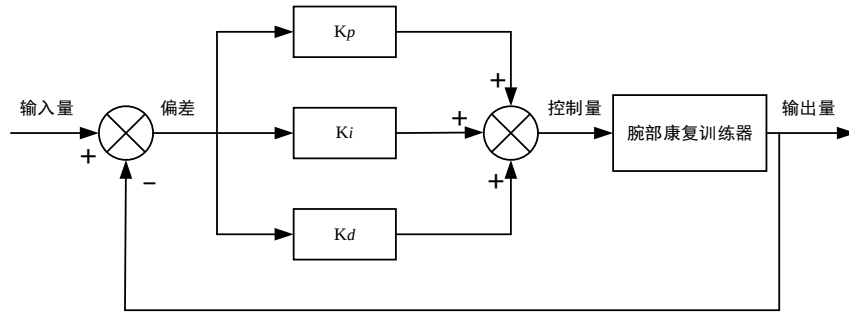


图 4-6 PID 控制原理图

结合联合仿真需求，在该训练器运动关节 PID 控制系统中， $e(t)$ 是关节角度输入值， $r(t)$ 是训练器末端位置输出值， $y(t)$ 是期望输入与实际输出的差值。

$$e(t) = r(t) - y(t) \quad (4-23)$$

建立 PID 控制系统控制律，得到 $u(t)$ ：

$$u(t) = k_p e(t) + k_i \int_0^t e(t) dt + k_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4-24)$$

$u(t)$ 即为控制器的输出和被控制对象的输入。

对于伺服电机带动的单关节驱动系统中，为了确保输入量与输出量之间关系的稳定，通过 k_p 、 k_i 、 k_d 对单关节输出进行调节，其中 k_p 表示 PID 控制器中的比例系数，比例系数增加，控制系统响应速度越快， k_i 是积分系数，代表控制系统误差的消除能力，积分系数越大，误差积累反应速度越快， k_d 是微分系数，起到

系统稳定作用，微分系数越大，可以更加快速预测系统未来行为。但是在实际系统中，腕部康复训练器的各项参数时刻变化，仅靠简单的 PID 控制策略并不能实现安全稳定的控制效果^[89]。

4.3.2 BP-PID 控制算法

BP 神经网络是一种多层前馈神经网络，通过网络误差的反向传播来调整网络权重，输入的数据从输入层传入，经过隐藏层的处理后，传到输出层，如果输出层的输出与期望输出存在误差，将该误差通过网络反向传播回去，用来调整网络中各层之间的连接权重。因为该康复训练器控制系统的关键参数时刻变化，而 BP 神经网络可以适应各种输入和输出之间的复杂映射关系，对系统不断变化的数据趋势能做出合理的预测，并且 BP 神经网络结构简单、易于搭建和实现，因此，选择神经网络算法作为控制系统算法核心，BP 神经网络结构如图 4-7 所示。

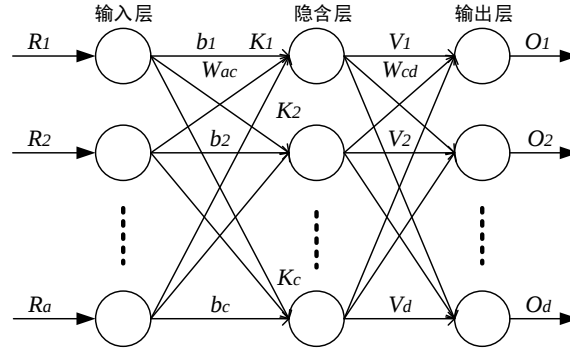


图 4-7 三层神经网络结构图

R_1 到 R_a 是输入层神经元， O_1 到 O_d 是输出层神经元， K_1 到 K_c 是隐含层神经元， W_{ac} 是输入层到隐含层各项的权重， W_{cd} 是隐含层到输出层各项的权重， b_1 到 b_c 是输入层到隐含层偏置， v_1 到 v_d 是隐含层到输出层偏置，提供 N 个样本数，学习速率设为 δ ，该康复控制系统为非连续性相关函数，激活函数 $f(x)$ 采用 Sigmoid 函数，公式表示为：

$$f = \frac{1}{1 + e^{-x}} \quad (4-25)$$

根据可靠性评估模型结果，BP 神经网络隐含层输出表示为：

$$K_c = f\left(\sum_{a=1}^n w_{ac} R_i + b_c\right) \quad (4-26)$$

输出层的输出可以表示为：

$$O_d = \sum_{c=1}^k (K_c w_{cd} + v_d) \quad (4-27)$$

输出层的输出与期望的输出误差为：

$$e_d = R_{real} - R_{predict} \quad (4-28)$$

所得误差结果评判方式选择均方差值计算，均方差值与模型预测结果呈正相关，均方差值越小，模型预测结果越精确，计算公式为：

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N e_d^2 \quad (4-29)$$

权值更新公式可以表示为：

$$w_{ac} = w_{ac} + \delta K_c (1 - K_c) R_a \sum_{d=1}^n w_{cd} e_d \quad (4-30)$$

$$w_{cd} = w_{cd} + \delta K_c e_d$$

阈值更新公式可以表示为：

$$b_c = b_c + \delta K_c (1 - K_c) \sum_{d=1}^n w_{cd} e_d \quad (4-31)$$

$$v_d = v_d + \delta e_d$$

BP 神经网络和 PID 控制结合，通过 BP 神经网络算法在线整定参数，可以得到 K_p 、 K_i 、 K_d 在误差反向传播训练过程中的最优 PID 参数^[90]，模型如图 4-8 所示。

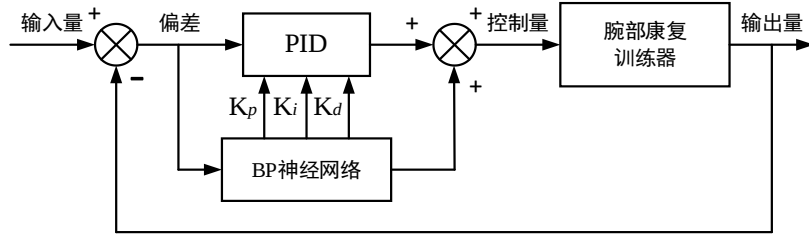


图 4-8 BP-PID 算法结合的控制模型图

BP-PID 算法模型的输入节点分别是 $e(T)$ 、 $e(T-1)$ 、 $e(T-2)$ ，输出节点是 BP 神经网络算法整定后的 PID 参数 K_p 、 K_i 、 K_d 。

输入节点：

$$R_a = e(k - a) \quad (4-32)$$

PID 的输出控制量表示为：

$$u(T) = u(T-1) + K_p(e(T) - e(T-1)) + K_i e(T) + K_d(e(T) - e(T-1))$$

线性加权求和可得隐含层输入：

$$Net_{in} = \sum_{a=1}^3 W_{ac} R_a(T) \quad (4-33)$$

隐含层的输出：

$$Net_{out} = \sum_{a=1}^3 W_{ad} R_c(T) \quad (4-34)$$

BP-PID 数学模型：

$$MSE = \frac{1}{2} [y_i(T+1) - y_o(T+1)]^2 \quad (4-35)$$

采用梯度下降法进行反向误差传递的数学模型：

$$W_{dc}(T+1) = -\eta \frac{\partial MSE}{\partial y_o(T+1)} \frac{y_o(T+1)}{\partial u(T)} \frac{\partial u(T)}{\partial O_i(T)} \frac{\partial O_i(T)}{\partial Net_{in}(T)} \frac{\partial Net_{in}(T)}{\partial W_{dc}} + \alpha W_{dc}(T) \quad (4-36)$$

修正输出层的连接权值：

$$W_{dc}(T+1) = \eta e(T+1) \operatorname{sgn}\left(\frac{y_o(T+1)}{\partial u(T+1)}\right) \frac{\partial u(T)}{\partial O_d(T)} g'(Net_d(T)) O_c(T) + \alpha W_{dc}(T) \quad (4-37)$$

修正隐含层的连接权值：

$$W_{cd}(T+1) = \eta f'(Net_c(T)) \sum_{c=1}^3 W_{dc} O_a(T) + \beta W_{cd}(T) \quad (4-38)$$

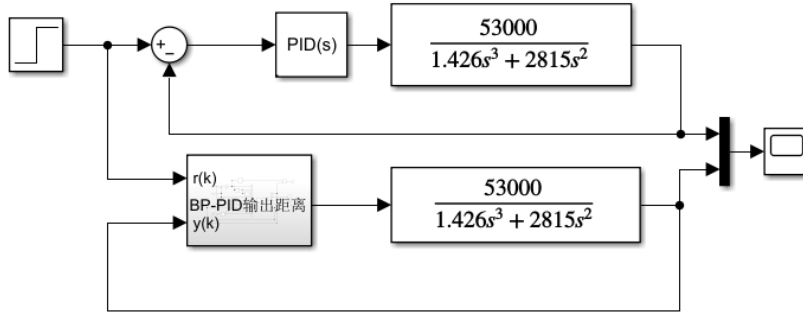


图 4-9 仿真模型图

建立腕部康复训练器伺服控制系统模型，如图 4-9 所示，BP-PID 自我学习过程和常规 PID 单位阶跃信号仿真结果如图 4-10 所示，经过神经网络训练整定后得到的 K_p 、 K_i 、 K_d 参数如图 4-11 所示。

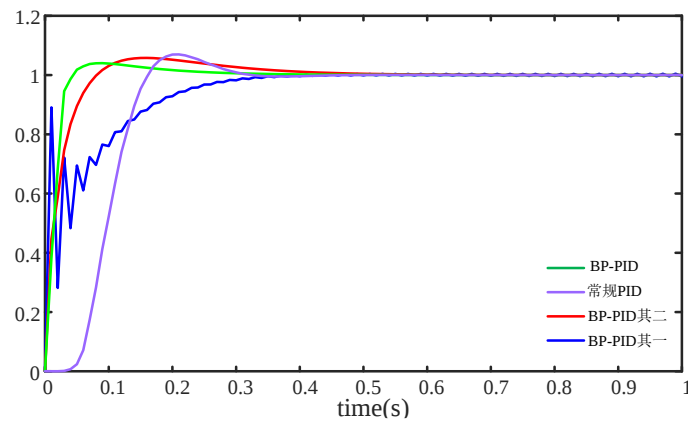


图 4-10 单位阶跃信号下的仿真结果

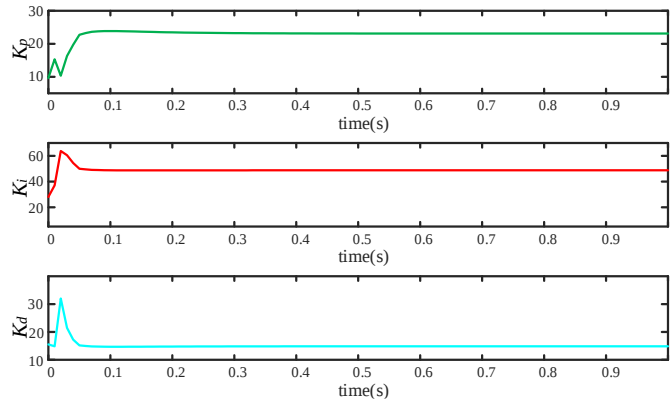


图 4-11 在线整定 BP 神经网络 PID 控制器的 K_p , K_i , K_d 参数曲线图

经过神经网络多次自我学习和在线整定，最终得到的参数为：23、49、15，结果显示：最终整定的 BP-PID 和常规 PID 均可以实现稳定控制，相较于常规 PID，神经网络 PID 控制的稳定性提高 29%，响应时间和超调量分别降低 44%、42%。通过 BP 神经网络算法优化后的 PID 超调量小，达到稳定状态的时间短，更加符合腕部康复训练器控制系统稳定性要求，动态性能指标比较如表 4-3。

表 4-3 动态性能指标

控制方法	稳定时间	响应时间	超调量
PID	0.35s	0.16s	0.0698
BP-PID	0.26s	0.09s	0.04

4.3.3 阻抗控制器设计

在腕部康复训练器辅助患者进行康复运动时，训练器与环境（人体腕部负载、摩擦等）之间需要控制的交互力用等效阻抗力替代，通过虚拟的人机关系模型：质量-弹簧-阻尼物理系统^[91]定义，依靠 BP 神经网络 PID 自适应调整训练器执行动作的期望位置、速度和加速度，从而提高机器人的灵活性和安全性。如图 4-12 所示。

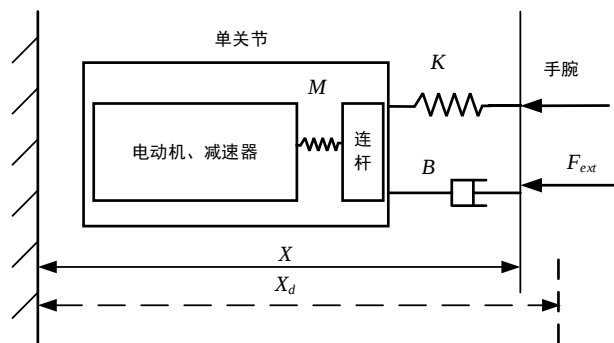


图 4-12 腕部机构物理模型

将人体腕部与训练器末端执行机构产生的接触等效为以目标质量 M 、目标阻尼 B 、目标刚度 K 表示的阻抗控制系统，辅助运动期望输入为 X_d ，实际输出（关节实际执行动作位移）为 X ，人机接触交互力为 F ，利用模拟的质量-弹簧-阻尼物理系统调节训练器与环境之间的交互力，实现柔顺控制，见式(4-39)。

$$F = M(\ddot{X}_d - \ddot{X}) + B(\dot{X}_d - \dot{X}) + K(X_d - X) \quad (4-39)$$

阻抗控制可以通过位置偏差求得需要施加的接触力，该腕关节训练器采用旋转编码器和扭矩传感器构成的闭环控制结构，在腕关节控制系统中，由于外部环境和驱动会导致系统的动力学参数不稳定，辅助康复过程中，训练器的刚性容易产生接触力误差，因此，基于力的闭环阻抗控制方法，将训练器关节的运动作为期望运动，添加比例微分 PD 反馈控制，如图 4-13 所示。

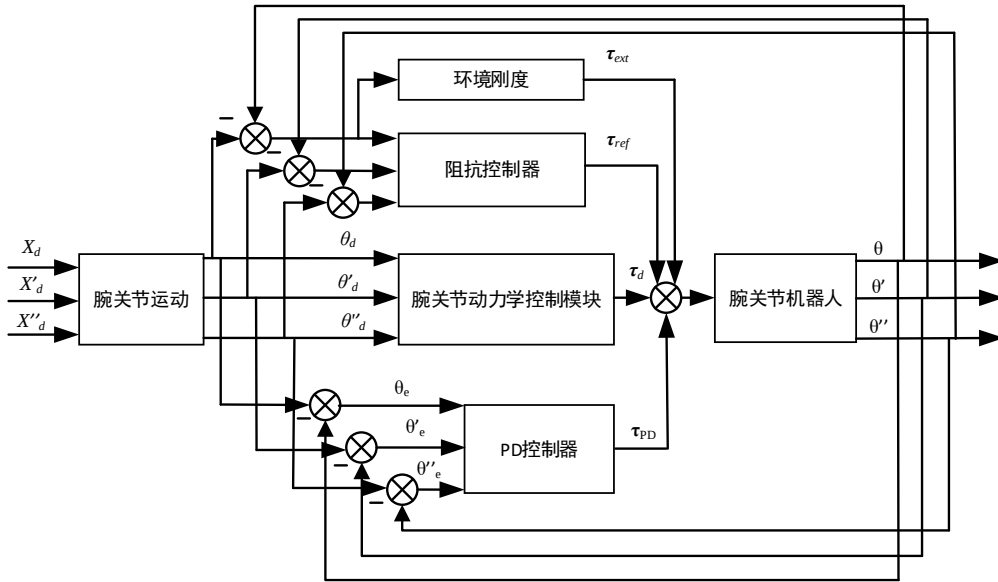


图 4-13 基于力的阻抗控制模型

动力学模型为：

$$\tau = \tau_{pd} + \tau_d + \tau_{ext} + \tau_{ref} = M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) \quad (4-40)$$

式中， τ_{pd} 为 PD 反馈控制律补偿力矩； τ_d 为重力补偿力矩和动力学前馈； τ_{ext} 为人机接触交互力矩； τ_{ref} 为阻抗控制器对运动误差补偿的力矩； M 、 B 、 K 分别表示机体的惯性、阻尼和重力参数，各部分力矩计算如下：

$$\tau_{pd} = P\theta_e + D\dot{\theta}_e \quad (4-41)$$

$$\tau_d = \tilde{M}(\theta_d)\ddot{\theta}_d + \tilde{C}(\theta_d, \dot{\theta}_d)\dot{\theta}_d + \tilde{G}(\theta_d) \quad (4-42)$$

$$\tau_{ext} = -J^T(\theta)F_{ext} = -J^T(\theta)K_{ext}\Delta X \quad (4-43)$$

$$\tau_{ext} = -J^T(\theta) F_{ref} \quad (4-44)$$

式中， $\tilde{M}$ 、 $\tilde{C}$ 、 $\tilde{G}$ 表示控制模型中的惯性、阻尼和重力参数矩阵， F_{ext} 为机器人末端与人的接触外力， F_{ref} 为虚拟的阻抗力， $\theta_e = \theta_d - \theta$ 。关节力矩计算如下：

$$\tau = \tilde{M}(\theta_d) \ddot{\theta}_d + \tilde{C}(\theta_d, \dot{\theta}_d) \dot{\theta}_d + \tilde{G}(\theta_d) + P\theta_e + D\dot{\theta}_e - J^T(\theta)(M\Delta\ddot{X} + B\Delta\dot{X} + K\Delta X) \quad (4-45)$$

单关节中， $\Delta\theta_{ref} = \Delta X$ ，关节期望位置为：

$$\tilde{\theta}_d = \theta_d - \Delta\theta_{ref} \quad (4-46)$$

令 $\theta_e = \tilde{\theta}_d - \theta$ ，位置控制的计算方法如下：

$$\tau = \tilde{M}(\theta_d) \ddot{\tilde{\theta}}_d + \tilde{C}(\tilde{\theta}_d, \dot{\tilde{\theta}}_d) \dot{\tilde{\theta}}_d + \tilde{G}(\tilde{\theta}_d) + P\theta_e + D\dot{\theta}_e \quad (4-47)$$

4.3.4 BP-PID 阻抗控制联合仿真分析

为了降低末端执行器位置和关节转动位置的误差范围，使用闭环控制策略，将动平台上末端执行器位置传递到控制器，控制器与规划位置进行误差对比，同时，根据动力学求解和位置阻抗方程对动力学模型中的反馈力矩进行调整，确定关节动作驱动的电角转[92]。

在 Simulink 建立的腕部康复训练器联合仿真控制系统如图 4-14 所示，BP-PID 结合的子程序如图 4-15 所示。采集人体腕部的一般运动力矩数据作为期望输入，观察在不同控制策略下训练器各关节的输出力矩，两种方法的仿真结果如图 4-16 所示。

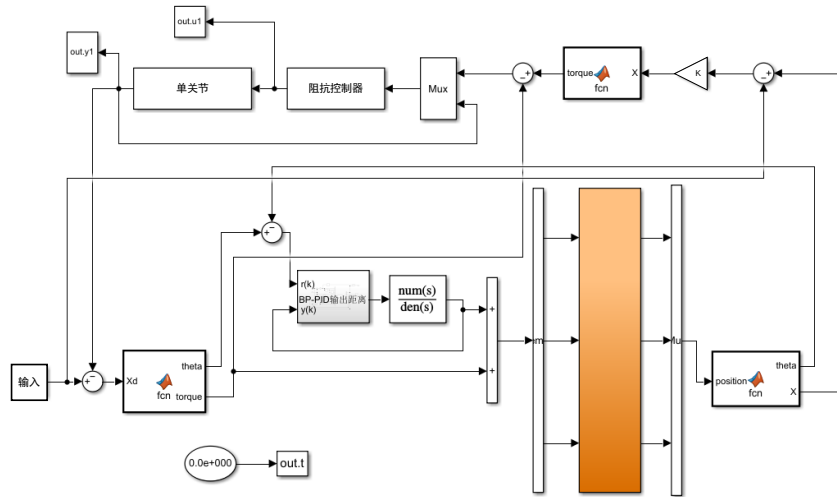


图 4-14 联合仿真控制系统

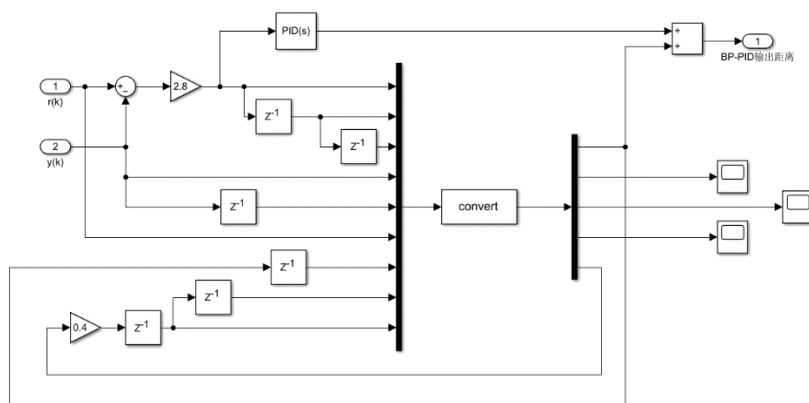
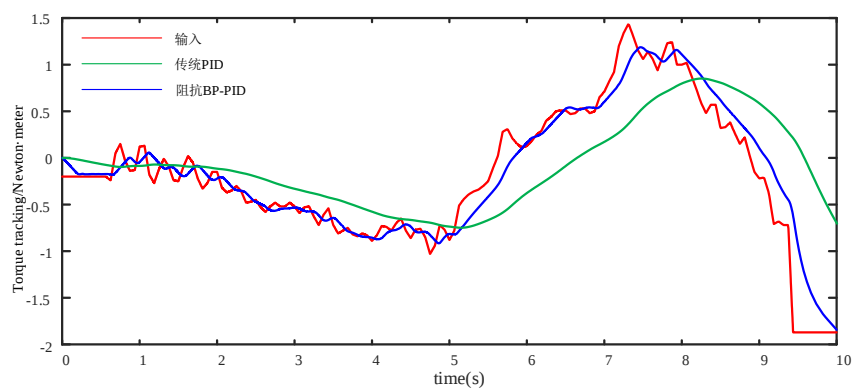
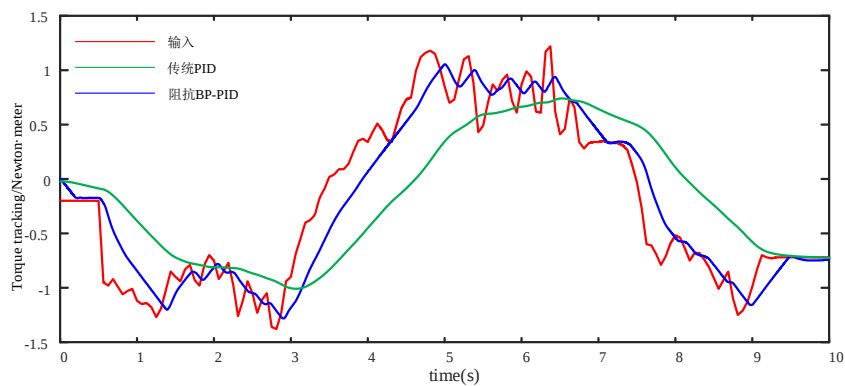


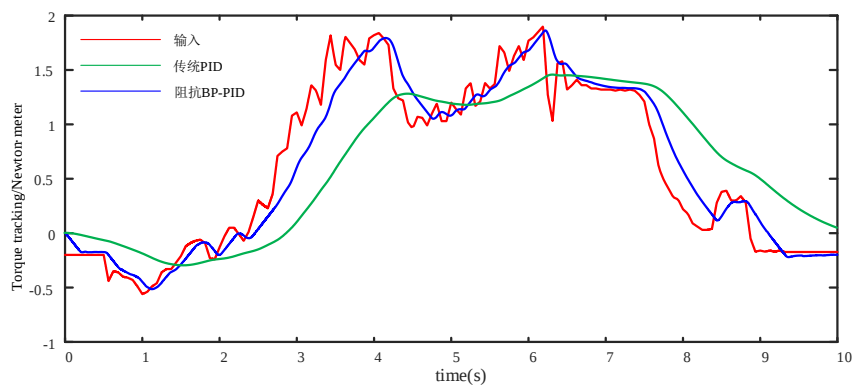
图 4-15 BP-PID 结合的子程序图



(a) 内尺/外桡关节



(b) 掌屈/背伸关节



(c) 内旋/外旋关节

图 4-16 力矩跟踪仿真结果

表 4-4 仿真结果误差指标

关节力矩结果	控制方法	Pearson 相关性	均方根差	平均误差
内尺/外桡	常规 PID	0.72916	0.4013	0.3152
	BP-PID 阻抗	0.97787	0.1068	0.0835
掌屈/背伸	常规 PID	0.74075	0.5285	0.4413
	BP-PID 阻抗	0.96842	0.1795	0.1336
内旋/外旋	常规 PID	0.77761	0.4839	0.3792
	BP-PID 阻抗	0.97418	0.1465	0.1116

仿真结果显示（见表 4-4），采用关节阻抗控制策略后，相较于传统 PID 控制，拟合性分别提升了 34.1%、30.7%、24.3%；综合误差值分别减少了 0.2317 N·m、0.3077 N·m、0.2676 N·m；最大误差值下降了 56.3%、31.9%、50.4%。在总体稳定时间方面，引入阻抗控制的 BP-PID 系统表现出更短的稳定时间和更快的响应速度，能够在实际应用中更有效地辅助患者进行康复训练，从而提高康复效率。

4.4 本章小结

为确保患者在康复过程中的安全性和稳定性，设计位姿反馈系统，建立伺服电机控制系统模型和人机交互动力学模型，通过 Adams 和 Simulink 的联合仿真对 PID 控制和加入阻抗控制的 BP-PID 神经网络算法控制进行对比，仿真结果表明，加入阻抗控制的 BP-PID 方法提高了电机力矩的响应速度，更有效的帮助患者进行康复训练，提高康复效率。

第5章 样机试验验证

经过上述分析,该三自由度腕部仿生康复训练器的机械结构在理论上可以实现康复辅助运动,具有良好的可穿戴性,在运动学方面可以满足康复训练要求,通过运动仿真得到相关曲线图证明结构设计合理,但仿真结果是在理想环境状态下获得的,为了检验该腕部康复训练器在实际康复过程中的可行性,邀请志愿者参与训练器实物样机康复试验,通过试验结果验证康复训练器性能的稳定有效。

5.1 试验设置和数据收集

该腕部康复训练器控制系统由上位主机、驱动控制单元组成,关节的驱动包括编码器、扭矩传感器、谐波减速器、伺服电机等,与控制系统的运动控制卡、数据板等单元形成一体化驱动控制模块,关节传感器将人机交互产生的位移误差、力矩等信息经过控制单元处理,反馈到关节驱动单元,各部分组件如图 5-1 所示,腕部康复训练器样机如图 5-2 所示。

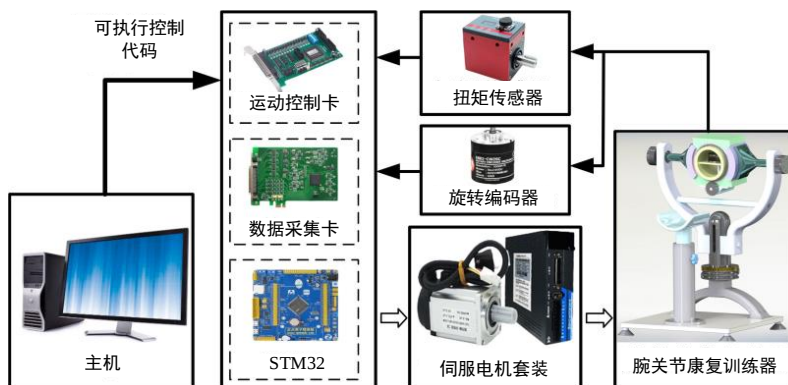
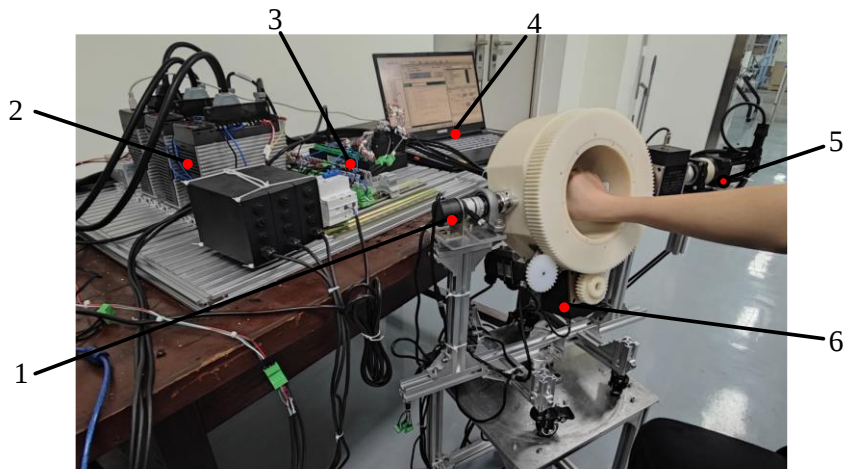


图 5-1 控制系统结构图



1-旋转编码器；2-伺服控制器；3-运动控制卡；4-上位主机；5-驱动电机；6-扭矩传感器

图 5-2 腕部康复训练器样机

为了验证腕部康复训练器结构设计的合理性和控制系统的有效性,采集三位志愿者在日常工作下腕关节的运动数据,三位志愿者为身体健康的成年男性和女性,具体信息如表 5-1 所示。

表 5-1 志愿者信息

志愿者	性别	年龄	体重	身高
A	女	18	50kg	165cm
B	男	25	65kg	170cm
C	男	32	75kg	175cm

采集装置分别是欧艾迪单圈绝对值旋转编码器和金诺动态扭矩传感器,编码器的线性精度 0.1%,最大转速 8000 RPM,可以记录志愿者腕关节运动的位移、速度以及加速度,扭矩传感器的量程 0-10 N·M,非线性精度为 0.1%,额定转速 4000 转每分钟。肌电信号数据是判断训练器康复效果的第一标准,将肌电传感器通过绑带紧贴在腕关节的腕屈/伸肌肉和尺/桡侧肌,如图 5-3 所示。



图 5-3 肌电信号采集试验图

(1) 首先,志愿者将腕关节的运动中心与康复训练器末端执行机构的回转中心重合,握住末端执行机构内部横杆,使志愿者的腕关节与小臂保持水平状态,让志愿者腕关节保持该姿态五分钟,使腕关节组织肌肉处于放松状态;

(2) 其次,开启腕部康复训练器的伺服运动控制系统,根据志愿者的康复需求选择合适的康复模式;

(3) 最后,预设康复运动路径,志愿者将手腕运动至掌屈/背伸、内尺/外桡、内旋/外旋运动方式的极限位置,按照腕关节运动方式分别进行往返运动,通过之前布置完成的肌电信号传感器记录志愿者的腕部表面肌电信号,由上位机采集运动空间数据和力矩数据。

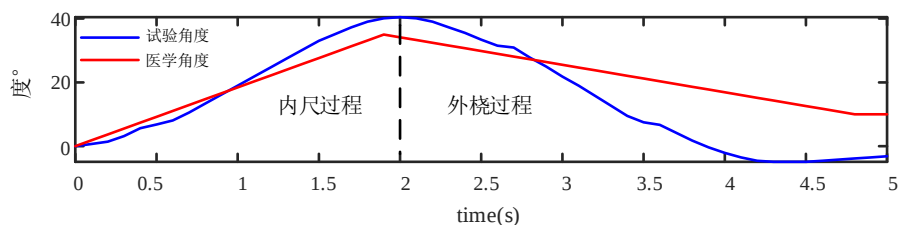
5.2 试验结果及分析

本次试验结果从三个方面分析：1.腕部康复训练器机构工作空间范围是否满足三自由度组合运动方式的需求。2.腕部康复训练器的位姿反馈系统是否能降低力位交互影响。3.腕部康复训练器辅助康复运动是否具有康复效果。以下为试验结果分析过程。

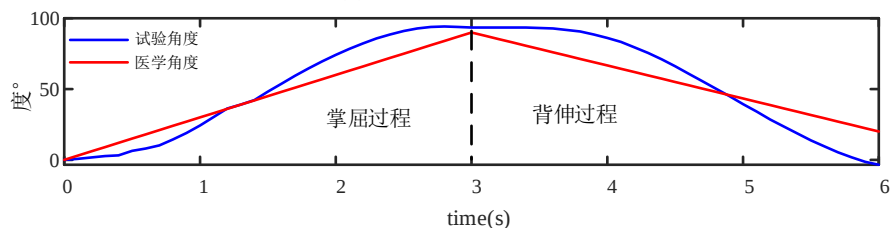
开启位姿反馈控制系统，志愿者通过康复训练器进行康复运动的关节运动角度与预设医学上的腕关节运动数据如表 5-2 进行对比分析，结果如图 5-4 所示。

表 5-2 腕关节运动数据

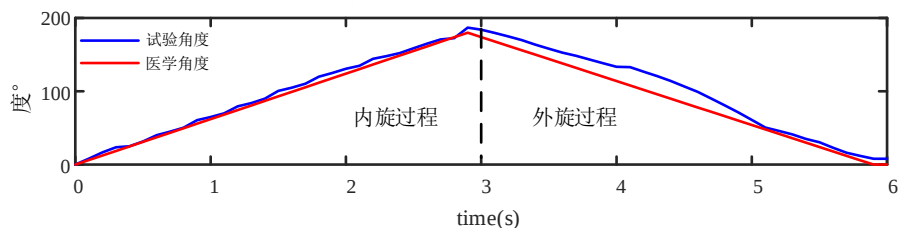
功能活动	关节活动范围(°)		运动力矩(N·m)	
	医学	测量	医学	测量
掌屈	-70	0~93.7	2.5	-3.05
背伸	90	93.7~-4.1	2.5	2.51
内尺	25	0~41.7	2.1	-2.76
外桡	35	41.7~-5.1	2.1	2.87
内旋	90	0~186.9	4	5.19
外旋	-90	186.9~-5.5	4	-4.09



(a) 内尺/外桡运动



(b) 掌屈/背伸运动



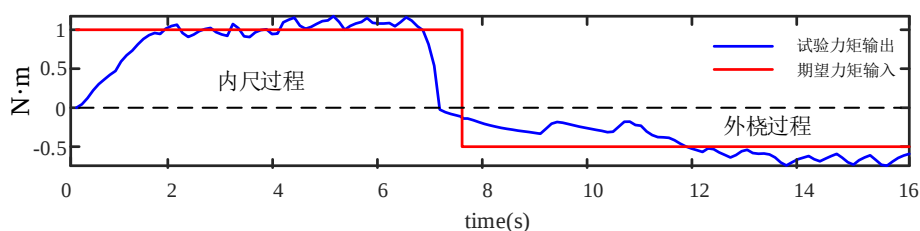
(c) 内旋/外旋运动

图 5-4 腕关节运动角度

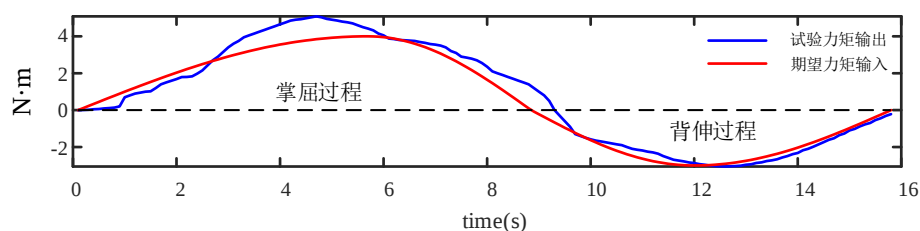
表 5-3 关节位置误差指标

关节位置结果	Pearson 系数	均方根误差	平均误差(deg)
内尺/外桡	0.8730	12.9013	11.1446
掌屈/背伸	0.9718	10.1283	8.6639
内旋/外旋	0.99272	11.1347	7.879

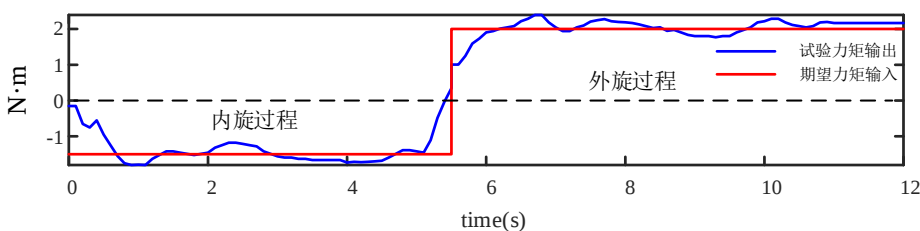
在实际测试结果中，腕关节运动角度测量值大于预设范围（解剖学和临床医学），志愿者的掌屈/背伸、内尺/外桡、内旋/外旋的运动角度分别超出 31.5° 、 28.5° 和 12.4° ，且最终返回角度大于出发角度，该康复训练器可以辅助关节超出腕关节正常活动能力范围，满足实际条件下腕关节康复运动空间范围需求，在辅助运动过程中，志愿者手腕运动位置误差分别为 7.9° 、 8.7° 和 11° ，轨迹趋势跟踪系数分别为 0.87、0.97 和 0.99，比常规 PID 控制跟踪效果分别提高了 19.7%、31.2%、27.7%，如表 5-3 所示。记录并分析志愿者通过康复训练器进行康复运动过程中的关节力矩数据，如图 5-5 所示，关节力矩的误差指标如表 5-4 所示。



(a) 内尺/外桡运动



(b) 掌屈/背伸运动



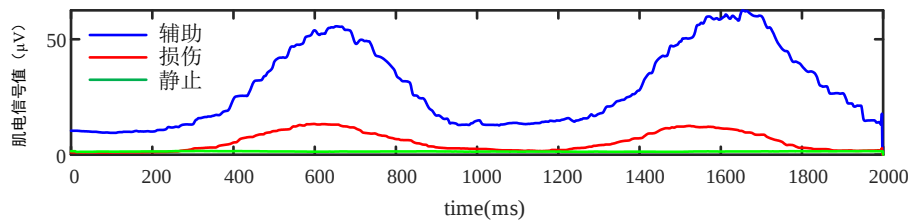
(c) 内旋/外旋运动

图 5-5 腕关节运动力矩数据

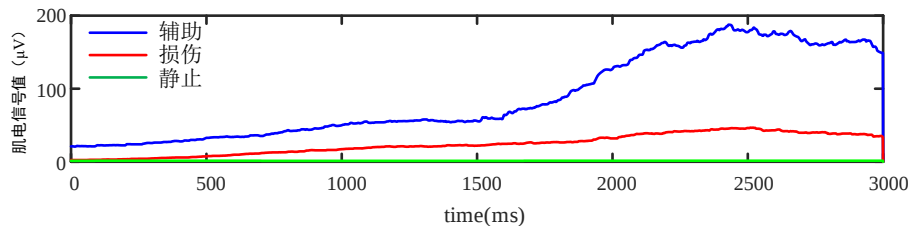
表 5-4 关节力矩误差指标

关节力矩结果	Pearson 系数	均方根误差	平均误差 N·m
内尺/外桡	0.91131	0.3126	0.207
掌屈/背伸	0.9844	0.5689	0.45
内旋/外旋	0.97566	0.3936	0.2461

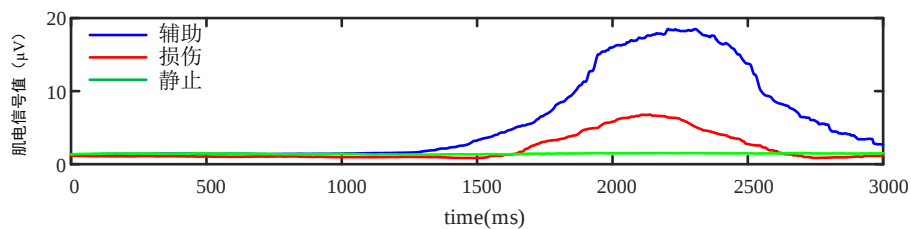
在运动过程中，关节力矩分别在 1.6 s、1.1 s、0.65 s 达到期望值，第 7.5 s、7 s、5.5 s 改变运动方向，达到期望值时间分别为 2.1 s、1.2 s、0.9 s，因为训练器零件装配方式和材料影响，关节间摩擦力和惯性力并不固定，试验结果整体误差指标相较于神经网络控制仿真结果较差：关节总体力矩均方根误差和平均误差指标分别为 0.425、0.301，均高于理论仿真结果 0.144、0.11。其中，内尺/外桡关节力矩的 Pearson 拟合指标系数为 0.91131，响应时间和稳定性相对较低，因为内尺/外桡关节结构是训练器的基座，支撑掌屈/背伸关节和内旋/外旋关节整体，额外摩擦力和惯性力参数受其它关节运动影响较大，但本次试验结果整体误差仍低于常规 PID 仿真结果，力矩控制效果分别提高 24.9%、32.9%、25.5%，证明添加阻抗控制策略的 BP-PID 控制的先进性和反馈控制系统的有效性。



(a) 内尺/外桡运动肌肉



(b) 掌屈/背伸运动肌肉



(c) 内旋/外旋运动肌肉

图 5-6 关节康复运动肌电信号

为了验证该腕部康复训练器的实际康复效果，采集志愿者腕部处于平静状态、腕关节限制条件活动状态、通过腕部康复训练器辅助康复运动状态下的表面肌电信号，如图 5-6 所示。在不同腕关节运动条件下，相关肌群会发生不同程度的电信号，通过对比肌力等级运动训练组和非训练组进行 Fugl-Meyer 评判^[93]，可以有效针对不同需求患者的康复需求，提高康复效率，其评判标准及志愿者康复反馈得分如表 5-5 所示。

表 5-5 部分 Fugl-Meyer 康复评判表

部位	运动功能检查	评分标准	A 得分	B 得分	C 得分
腕部		0 分：掌屈范围小于 15 度			
	(1) 肩关节静止，肘关节 90 度，掌屈运动	1 分：完成无阻力掌屈 2 分：一定阻力条件下，完成掌屈	2 分	1	2
		0 分：运动困难			
	(2) 肩关节静止，肘关节 90 度，背伸运动	1 分：运动范围受限 2 分：关节运动范围内正常活动	2 分	2	2
	(3) 肘关节静止，肩关节 30 度，掌屈运动	评分方式同(1)	2 分	1	1
	(4) 肘关节 0 度，肩关节 30 度伸腕	评分方式同(2)	2 分	2	1
		0 分：不能进行			
	(5) 腕环形运动	1 分：活动费力或不完全 2 分：正常进行	1 分	2	1

根据 Fugl-Meyer 腕部运动能力评判标准，志愿者平均得分为 8 分，接近健康腕关节运动能力值，对比平静状态和限制条件活动状态的肌电信号，志愿者利用腕部康复训练器辅助运动的肌电信号最大值分别为 62、187、18，整体信号值范围比损伤运动状态分别提高了 425%、266%、181%。上述结果说明该腕部康复训练器在带动使用者进行康复训练时，可以刺激对应的腕关节肌肉，促进使用者腕关节康复，验证该腕部康复训练器对腕关节的康复训练效果。

5.3 本章小结

上述试验结果分析表明，该腕部三自由度仿生康复训练器的结构满足腕关节康复运动空间需求，伺服控制系统可以帮助使用者自由切换三种手腕运动模式进

行主被动、助动康复运动，验证了 BP-PID 阻抗控制算法的有效性、训练器机械结构设计的合理性。

第 6 章 总结与展望

6.1 总结

当前腕部康复机构主要针对上肢损伤患者手臂整体进行康复运动,忽略腕关节运动重要性,需要使用者具备一定的操作能力。为了更好地辅助腕关节损伤患者康复治疗,针对传统康复机构存在自由度缺失,运动偏差情况,设计一种新型三自由度腕部仿生康复训练器,搭建反馈控制康复系统,从理论、仿真和试验角度分析验证训练器可行性和控制系统有效性。本论文主要完成工作总结如下:

(1) 康复目标分析和训练器设计。对腕关节组织肌肉和骨骼结构进行研究,分析人体手腕的运动方式和空间活动范围,设计位姿反馈型康复训练策略,针对腕部康复机器人存在的不足,利用共轴球面结构特点弥补传统腕部康复机器人自由度不全的缺点,引入腕关节运动补偿结构设计,解决运动轴线偏差问题,提高训练器康复空间范围。利用 Solid-Works 对训练器的传动、驱动和辅助零部件设计装配并进行运动仿真分析,将模型导入 Adams 进行动力学仿真,验证机械结构可行性,得出人体腕关节在人机交互过程中的运动性能和影响因素。

(2) 运动学与动力学建模分析。建立腕关节运动模型、完成正向、逆向运动学理论分析、速度与雅可比矩阵分析、奇异性分析以及空间运动轨迹规划,利用 Robotics-Toolbox 证明运动学方程正确性及康复训练器辅助康复可行性,结合动力学方程建立关节动力学模型,为后续控制系统设计奠定理论基础。

(3) 腕部康复训练器控制系统设计。搭建腕部康复训练器位姿反馈控制系统,建立整体控制系统数学模型:推导伺服控制系统传递函数,建立人机交互控制系统模块,利用 BP 神经网络对 PID 控制算法参数整定,添加阻抗控制策略调整人机力位交互,通过 Adams 与 MATLAB 联合仿真得出:加入阻抗控制的 BP-PID 算法与传统 PID 控制算法相比,提高了电机力矩响应速度,系统稳定性更高,有效帮助患者康复训练,提高康复效率。

(4) 搭建试验平台,开展康复训练器性能试验研究。邀请三位志愿者进行腕关节位置控制试验,记录腕部组织肌肉肌电信号数据。分析位移、力矩数据曲线以及静止、受损和辅助康复状态下肌电信号数据曲线,证明控制系统的有效性,机械结构的合理性,验证该腕部康复训练器促进使用者腕关节康复的可行性。

6.2 展望

本文设计的三自由度腕部仿生康复训练器弥补了传统上肢康复机器人自由度缺失问题，提高了训练器康复空间范围，制作出训练器试验样机和位姿反馈型康复训练控制系统，由于本人的研究能力和精力有限，腕部康复训练器的整体设计还存在较多问题，需要进一步研究和完善。

（1）结构优化。康复训练器的内尺/外桡结构需要进一步优化，可以采用绳索驱动将驱动源和机架分离，降低掌屈/背伸关节和内旋/外旋关节的质量，减少外界环境因素影响，提高动力学性能。

（2）控制策略优化。控制系统的设计仅涉及到基本的主被动、助动反馈训练，尚未设计人机交互界面，阻抗控制策略在实际应用中面对较大的惯性矩和摩擦力会导致误差持续增大，后续将继续对训练器关节进行阻抗控制优化，提高康复过程的柔顺性能，在控制系统设计中也将继续探究人机协同控制运动特性，提高康复效果。

（3）康复效果评判。康复志愿者通过外部条件限制腕部组织肌肉来模拟腕关节损伤状态，应邀请腕关节不同程度损伤的患者参与试验评估，这是一个长时间的过程，需要尝试不同的运动模式，观察该训练器对病人的实际康复效果，同时根据 Fugl-Meyer 评判表，请专业康复医师对康复效果进行评估。

参考文献

- [1] 刘剑,王文静,傅峰. 早期康复治疗对脑卒中偏瘫患者肢体功能及日常生活能力的影响 [J]. 中国临床保健杂志,2006,9(5):443-445.
- [2] 郭建华. 康复护理模式对改善脑卒中患者运动功能的效果 [J]. 中华养生保健, 41(5): 118.
- [3] 何思佳,杨信才. 脑卒中偏瘫患者肌肉痉挛治疗的研究进展 [J]. 医学研究与教育,2021,38(02):26-31.
- [4] 庞晨晨,李瑞玲,冯英璞. 康复机器人在脑卒中偏瘫康复中的应用研究进展 [J]. 护理研究,2019,33(21):3715-3719.
- [5] 李美琪. 腕关节运动康复器促进某部官兵桡骨远端骨折患者术后康复研究 [D]. 山东大学,2023.
- [6] 李明强,谢叻. 腕功能康复机器人的设计与分析 [J]. 机械设计与研究,2016,32(04):20-23.
- [7] 刘佳,陈世宏,朱仙芬,等. 运动再学习方法结合生物反馈对脑卒中患者腕背伸的影响 [J]. 浙江中西医结合杂志,2019,29(1):63-65.
- [8] 赵勇,董青青,秦伟凯,等. 中医综合康复对桡骨远端骨折治疗后关节功能恢复的病例对照研究 [J]. 中国骨伤,2017,30(01):42-46.
- [9] 侯继光, 张胜华, 汪琦, 等. 早期康复治疗对桡骨远端骨折术后腕关节功能恢复的影响 [J]. 中国骨与关节损伤杂志, 2017, 32(1): 98-99.
- [10] Capo T J, Tan V . Atlas of Minimally Invasive Hand and Wrist Surgery [M]. Taylor and Francis;CRC Press:2013-03-22.
- [11] 刘光维, 胡鸾娇, 刘国纯. 脑卒中偏瘫病人主动康复训练理论研究与实践 [M]. 重庆大学电子音像出版社有限公司, 2022,167.
- [12] 刘现锋. 智能康复训练系统及针刺治疗对脑卒中偏瘫患者下肢功能的影响 [J]. 中华养生保健,2023,41(22):86.
- [13] 郭闫萍. 针灸联合康复训练对脑梗死后偏瘫患者日常生活能力及肢体运动功能的影响 [J]. 四川中医,2016,34(2):174-177.
- [14] . 罗胜利,孟巧玲,喻洪流. 我国康复机器人技术研究与应用概况 [J]中国康

- 复医学杂志,2023,38(12):1762-1768.
- [15] 何畅,熊蔡华,陈文斌. 脑损伤上肢康复机器人及其临床应用研究 [J]. 机械工程学报,2023,59(19):65-80.
- [16] 任艳苹,郭琪,李雨晴,等. 我国社区康复医疗资源的现状与需求 [J]. 中国康复医学杂志,2014,29(08):757-759.
- [17] Kuehn M B . Movement to Promote Good Stewardship of Medical Resources Gains Momentum [J]. JAMA, 2012, 307(9):895-903.
- [18] Ning Y, Wang H, Tian J, et al. An eight-degree-of-freedom upper extremity exoskeleton rehabilitation robot:design, optimization, and validation [J]. Journal of Mechanical Science and Technology, 2022, 36(11):5721-5733.
- [19] Jeyabalan M K P , Nehrujee A , Elias S , et al. Design and Characterization of a Self-Aligning End-Effector Robot for Single-Joint Arm Movement Rehabilitation [J]. obotics, 2023, 12 (6).
- [20] Jiajun X , Kaizhen H , Tianyi Z , et al. A rehabilitation robot control framework with adaptation of training tasks and robotic assistance [J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2023, 11.
- [21] Albanese G A, Basile E, De Momi E, et al. A new robot-based proprioceptive training algorithm to induce sensorimotor enhancement in the human wrist [C]. 2022 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, 2022:1-6.
- [22] Feifei C , Hehua J , Kaimeng W , et al. An analytical approach based on Dixon resultant for the inverse kinematics of 6R robot manipulators with offset wrists [J]. Communications in Nonlinear Science and Numerical Simulation, 2023, 127
- [23] Carbonari L , Palpacelli C M , Callegari M . Inverse Kinematics of a Classof 6R Collaborative Robots with Non-Spherical Wrist [J]. Robotics, 2023, 12 (2).
- [24] 张邦成,刘帅,喻俊志,等. 绳索驱动腕部并联康复机构设计与逆运动学分析 [J]. 机械工程学报,2022,58(05):57-68.
- [25] 孙定阳,沈浩,郭朝,等. 绳驱动柔性上肢外骨骼机器人设计与控制 [J]. 机器人,2019,41(06):834-841.
- [26] 徐梦茹. 一种新型拟人腕关节的设计 [D]. 浙江工业大学,2019.
- [27] 李清,赵立婷,刘荣帅,等. 混联式腕关节康复机构的运动学仿真及康复效果评估 [J]. 机械科学与技术,2022,41(12):1839-1843.

- [28] Zimmermann Y, Sommerhalder M, Wolf P, et al. ANYexo 2. 0:A fully actuated upper-limb exoskeleton for manipulation and joint-oriented training in all stages of rehabilitation [J]. IEEE Transactions on Robotics, 2023.
- [29] Mandeljc A, Rajhard A, Munih M, et al. Robotic device for out-of-clinic post-stroke hand rehabilitation [J]. Applied Sciences, 2022, 12(3):1092.
- [30] Tarnita D, Geonea I D, Pisla D, et al. Analysis of dynamic behavior of parreex robot used in upper limb rehabilitation [J]. Applied Sciences, 2022, 12(15):7907.
- [31] Jiang L, Gao B, Zhu Z. Design and nonlinear control of a 2-DOF flexible parallel humanoid arm joint robot [J]. Shock and Vibration, 2017, 2017.
- [32] Martinez J A, Ng P, Lu S, et al. Design of wrist gimbal:A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation [C]. 2013 IEEE 13th international conference on rehabilitation robotics (ICORR). IEEE, 2013:1-6.
- [33] Pezent E, Rose C G, Deshpande A D, et al. Design and characterization of the OpenWrist:A robotic wrist exoskeleton for coordinated hand-wrist rehabilitation [C]. 2017 international conference on rehabilitation robotics (ICORR). IEEE, 2017:720-725.
- [34] Zhang L, Li J, Cui Y, et al. Design and performance analysis of a parallel wrist rehabilitation robot (PWRR) [J]. Robotics and Autonomous Systems, 2020, 125:103390.
- [35] Buongiorno D, Sotgiu E, Leonardis D, et al. WRES:A novel 3 DoF WRist ExoSkeleton with tendon-driven differential transmission for neuro-rehabilitation and teleoperation [J]. IEEE Robotics and Automation Letters, 2018, 3(3):2152-2159.
- [36] 罗胜利,孟巧玲,喻洪流. 我国康复机器人技术研究与应用概况 [J]. 中国康复医学杂志,2023,38 (12):1762-1768.
- [37] 兰旭腾. 穿戴式上肢康复机器人设计与交互控制方法研究 [D]. 长春工业大学,2023.
- [38] Pang Z, Wang T, Yu J, et al. Design and analysis of a flexible, elastic, and rope-driven parallel mechanism for wrist rehabilitation [J]. Applied Bionics and Biomechanics, 2020, 2020.
- [39] Qingyun M , Guanxin L , Xin X , et al. A multi-degree-of-freedom reconfigurable ankle rehabilitation robot with adjustable workspace for post-stroke lower limb ankle rehabilitation [J]. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, 2023, 11.

- [40] Daoyu W , Jicai L , Zhuo J , et al. Modeling and control of a bedside cable-driven lower-limb rehabilitation robot for bedridden individuals [J]. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 2023, 11.
- [41] Ren H , Liu T , Wang J . Design and Analysis of an Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Multimodal Control [J]. *Sensors*, 2023, 23 (21).
- [42] Jennings J D, Zielinski E, Tosti R, et al. Septic arthritis of the wrist:incidence, risk factors, and predictors of infection [J]. *Orthopedics*, 2017, 40(3):e526-e531.
- [43] Minami A , Kamiya Y , Tojo Y , et al. Early active mobilization after reconstruction of ruptured finger extensor tendons at the wrist joint [J]. *Journal of Musculoskeletal Research*, 2022, 26 (04).
- [44] Karim M , Afef F , Rim A , et al. Neuropathic arthropathy of the wrist revealing a syringomyelia. [J]. *BMJ case reports*, 2022, 15 (11).
- [45] GB/T 10000-2023,中国成年人人体尺寸 [S].
- [46] Christos Karagiannopoulos, Susan Michlovitz. Rehabilitation strategies for wrist sensorimotor control impairment:From theory to practice [J]. *Journal of Hand Therapy*, 2016, 29(2).
- [47] Falzarano Valeria, Holmes Michael W. R. , Masia Lorenzo, et al. Evaluating Viscoelastic Properties of the Wrist Joint During External Perturbations:Influence of Velocity, Grip, and Handedness [J]. *Frontiers in Human Neuroscience*, 2021, 15.
- [48] Eschweiler Jörg, Li Jianzhang, Quack Valentin, et al. Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint [J]. *Life*, 2022, 12(2).
- [49] 国家卫生健康委,国家发展改革委,教育部,等. 关于印发加快推进康复医疗工作发展意见的通知 [J]. *中国康复理论与实践*,2021,27(09):993-995.
- [50] 陈立典. 康复医学发展与创新 [J]. *科技导报*,2023,41(23):1.
- [51] Ikuo Y , Miki M , Toshio H , et al. Wrist Rehabilitation Robot System and Its Effectiveness for Patients [J]. *Sensors and Materials*, 2018, 30(8):1825-1825.
- [52] Allington J, Spencer S J, Klein J, et al. Supinator extender (SUE):a pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke [C]. 2011 annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society. IEEE, 2011:1579-1582.
- [53] Tagliamonte L N , Scorgia M , Formica D , et al. Effects of Impedance Reduction of a Robot for Wrist Rehabilitation on Human Motor Strategies in Healthy

- Subjects during Pointing Tasks [J]. *Advanced Robotics*, 2011, 25 (5):537-562.
- [54] 李龙飞,朱凌云,苟向锋. 面向人体运动需求的人机闭链下肢康复外骨骼设计 [J]. *机械设计*,2021,38(08):53-60.
- [55] 张天懿. 基于偏瘫患者康复需求的多功能医疗产品设计研究 [D]. 华北电力大学,2020.
- [56] 柳锴. 基于人体上肢协同运动特征的外骨骼机器人设计方法研究 [D]. 华中科技大学,2018.
- [57] Filip O, Deaconescu A, Deaconescu T. Mechanical Design of a Bioinspired Compliant Robotic Wrist Rehabilitation Equipment [J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(3):1246.
- [58] 王兆东,刘俊辰,王保兴,等. 绳驱动仿腕关节绳拉力分布和可控刚度特性分析 [J]. *东华大学学报(自然科学版)*,2020,46(01):97-104+111.
- [59] 段志峰. 上肢康复机器人设计与研究 [D]. 长春工业大学,2022.
- [60] 任毅明. 便携式混联腕关节康复机构的设计与性能分析 [D]. 中北大学,2023.
- [61] 刘甜璐. 仿生张拉腕关节的设计与分析 [D]. 燕山大学,2021.
- [62] 赵坤. 一种运动轴线可调式腕关节康复装置的研究 [D]. 燕山大学,2022.
- [63] 陈伟海,陈泉柱,张建斌,等. 线驱动拟人臂机器人逆向运动学分析 [J]. *机械工程学报*,2007,(04):12-20.
- [64] 王志军,王俊鹏. 1R2T-1R 型绳索驱动下肢康复机器人运动学及其工作空间 [J]. *机械传动*,2023,47(10).
- [65] Hussain S, Jamwal PK, Van Vliet P, et al. State-of-the-Art Robotic Devices for Wrist Rehabilitation:Design and Control Aspects [J]. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2020, 50(5):361-372.
- [66] Luo L, Peng L, Hou Z, et al. Design and control of a 3-DOF rehabilitation robot for forearm and wrist [C]. 2017 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Jeju, Korea (South), 2017:4127-4130.
- [67] Kofinas N, Orfanoudakis E, Lagoudakis MG. Complete Analytical Forward and Inverse Kinematics for the NAO Humanoid Robot [J]. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 2015, 77:251-264.

- [68] Rafeeq M, Toha SF, Ahmad S, et al. Design and Modeling of Klann Mechanism-Based Paired Four Legged Amphibious Robot [J]. IEEE Access, 2021, 9:166436-166445.
- [69] He B, Zhang P, Hou S. Accuracy analysis of a spherical 3-DOF parallel underactuated robot wrist [J]. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2015, 79:395-404.
- [70] Kim Ki-sung, Kim Han-sung. Inverse Kinematics Analysis of a 6-DOF Collaborative Robot with an Offset Wrist [J]. Journal of Korean Society for Industrial Convergence, 2021, 24(6):953-959.
- [71] Kucuk S, Bingul Z. Inverse kinematics solutions for industrial robot manipulators with offset wrists [J]. Applied Mathematical Modelling, 2014, 38(7-8):1983-1999.
- [72] Li J, Yu H, Shen N Y, et al. A novel inverse kinematics method for 6-DOF robots with non-spherical wrist [J]. Mechanism and Machine Theory, 2021, 157:104180.
- [73] 方鸿磊,李龙坤. 基于姿态控制的四足机器人 Trot 步态行走仿真 [J]. Modeling and Simulation,2023,12:5046.
- [74] 李博超, 项忠霞, 刘传耙, 等. 肘关节康复机器人机构设计及其运动学分析 [J]. 机械科学与技术, 2020, 39(9): 1313-1322.
- [75] 高志强. 肘腕关节术后康复机器人设计与分析 [D]. 燕山大学,2023.
- [76] 张广兴. 手和腕关节一体化康复机器人的研究 [D]. 青岛科技大学,2021.
- [77] Hao R , Haimin Z . Control strategy based on improved fuzzy algorithm for energy control of wrist rehabilitation robot [J]. Alexandria Engineering Journal, 2023, 77634-644.
- [78] 郭建超. 球型腕奇异分析与双重工作模式控制策略研究 [D]. 大连理工大学,2015.
- [79] 朱许先. 三自由度平面并联机器人奇异性与自激振动控制研究 [D]. 华南理工大学,2021.
- [80] Zhang N, Shang W. Dynamic trajectory planning of a 3-DOF under-constrained cable-driven parallel robot [J]. Mechanism and Machine Theory, 2016, 98:21-35.
- [81] Lin C H, Su Y Y, Lai Y H, et al. A spatial-motion assist-as-needed controller for the passive, active, and resistive robot-aided rehabilitation of the wrist [J]. IEEE Access, 2020, 8:133951-133960.
- [82] Ruggiu M. Kinematic and dynamic analysis of a two-degree-of-freedom spherical

- wrist [J]. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 2010, 2(3):031006.
- [83] 李跃松,朱玉川. 电液伺服阀建模与 Simulink 仿真 [M]. 机械工业出版社:2020, 200.
- [84] 周秦源,卢日荣,赵岩,等. 外骨骼关节驱动神经网络滑模力控制研究 [J]. *Machine Tool & Hydraulics*,2023,51(19).
- [85] 李琦琦,徐向荣,张卉. 基于自适应神经网络的机械臂滑模轨迹跟踪控制 [J]. *工程设计学报*,2023,30(4):512-520.
- [86] 张言锴. 人体上肢位姿保持型康复训练机器人设计与控制 [D]. 北京交通大学,2022.
- [87] 黄明, 黄心汉, 温月, 等. 便携式二自由度腕关节康复机器人设计 [J]. *华中科技大学学报: 自然科学版*, 2013 (S1): 329-331..
- [88] Goyal T, Hussain S, Martinez-Marroquin E, et al. Stiffness-observer-based adaptive control of an intrinsically compliant parallel wrist rehabilitation robot [J]. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2022, 53(1):65-74.
- [89] Bai K, Chen W, Lee K M, et al. Spherical wrist with hybrid motion-impedance control for enhanced robotic manipulations [J]. *IEEE Transactions on Robotics*, 2021, 38(2):1174-1185.
- [90] Yellewa M E, Mohammed A, Ishii H, et al. Design and hybrid impedance control of a new compliant wrist rehabilitation device [J]. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C:Journal of Mechanical Engineering Science*, 2023, 237(11):2592-2605.
- [91] Klein J, Roach N, Burdet E. 3DOM:a 3 degree of freedom manipulum to investigate redundant motor control [J]. *IEEE transactions on haptics*, 2013, 7(2):229-239.
- [92] Chiu S H, Chen C C, Chen K T, et al. Joint position-based impedance control with load compensation for robot arm [J]. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 2016, 39(3):337-344.
- [93] Mazzoleni S, Tran V D, Dario P, et al. Wrist robot-assisted rehabilitation treatment in subacute and chronic stroke patients:From distal-to-proximal motor recovery [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2018, 26(9):1889-1896.

附录 1

3.1.4 速度映射与雅可比矩阵

(1)腕部康复训练器雅可比矩阵

$$J_R = \begin{bmatrix} j_{R11} & j_{R12} & j_{R13} \\ j_{R21} & j_{R22} & j_{R23} \\ j_{R31} & j_{R32} & j_{R33} \\ j_{R41} & j_{R42} & j_{R43} \\ j_{R51} & j_{R52} & j_{R53} \\ j_{R61} & j_{R62} & j_{R63} \end{bmatrix} \quad (1)$$

其中：

$$j_{R11} = 0$$

$$j_{R12} = (d_{R3}c_{R3}s_{R4} + d_{R4}s_{R3}c_{R4})(s_{R2}c_{R4} + c_{R2}c_{R3}s_{R4}) - (s_{R2}s_{R4} - c_{R2}c_{R3}c_{R4}) \\ \times (a_{R4}c_{R3} + d_{R3}c_{R3}c_{R4} - d_{R3}s_{R3}s_{R4}) + c_{R2}s_{R3}s_{R3}(d_{R3} + a_{R4}c_{R4})$$

$$j_{R13} = -c_{R2}(d_{R4}c_{R3} + a_{R4}s_{R3}s_{R4})$$

$$j_{R21} = (c_{R2}s_{R3}c_{R4} + s_{R1}c_{R2}s_{R4} + s_{R1}s_{R2}c_{R3}c_{R4})(a_{R4}c_{R2}s_{R3} + d_{R2}c_{R2}s_{R4} + d_{R4}s_{R2}c_{R4} \\ + d_{R3}s_{R2}s_{R3}c_{R4} + d_{R4}c_{R2}c_{R3}s_{R4}) + (c_{R1}s_{R3}s_{R4} - s_{R1}c_{R2}c_{R4} + s_{R1}s_{R2}c_{R3}s_{R4}) \\ \times (d_{R4}s_{R2}s_{R4} - d_{R2}c_{R2}c_{R4} - d_{R4}c_{R2}c_{R3}c_{R4} + d_{R2}s_{R2}c_{R3}s_{R4} + d_{R3}c_{R2}s_{R3}s_{R4}) \\ + (c_{R1}c_{R3} - s_{R1}s_{R2}s_{R3})(d_{R3}c_{R2}c_{R3} - a_{R4}s_{R2}s_{R4} - d_{R2}s_{R2}s_{R3} + a_{R4}c_{R2}c_{R3}c_{R4})$$

$$j_{R22} = s_{R3}(d_{R3} + a_{R4}c_{R4})(c_{R1}c_{R3} - s_{R1}s_{R2}s_{R3}) - (d_{R3}c_{R3}s_{R4} + d_{R4}c_{R4}s_{R3})(c_{R1}s_{R3}s_{R4} \\ - s_{R1}c_{R2}c_{R4} + s_{R1}s_{R2}c_{R3}s_{R4}) - (c_{R1}s_{R3}c_{R4} + s_{R1}c_{R2}s_{R4} + s_{R1}s_{R2}c_{R3}s_{R4}) \\ \times (a_{R4}c_{R3} + d_{R3}c_{R3}s_{R4} - d_{R4}s_{R3}s_{R4})$$

$$j_{R23} = d_{R4}c_{R1}s_{R3} - a_{R4}c_{R1}c_{R3}s_{R4} + d_{R4}s_{R1}s_{R2}c_{R3} + a_{R4}s_{R1}s_{R2}s_{R3}s_{R4}$$

$$j_{R31} = (s_{R1}s_{R3}s_{R4} + c_{R1}c_{R2}c_{R4} - c_{R1}s_{R2}c_{R3}s_{R4})(d_{R4}s_{R2}s_{R4} - d_{R2}c_{R2}c_{R4} \\ - d_{R4}c_{R2}c_{R3}c_{R4} + d_{R2}s_{R2}c_{R3}s_{R4} + d_{R3}c_{R2}s_{R3}s_{R4}) - (c_{R1}c_{R2}s_{R4} - s_{R1}s_{R3}c_{R4} \\ + c_{R1}s_{R2}c_{R3}c_{R4})(a_{R4}c_{R2}s_{R3} + d_{R2}c_{R2}s_{R4} + d_{R4}s_{R2}c_{R4} + d_{R2}s_{R2}c_{R3}c_{R4} \\ + d_{R3}c_{R2}s_{R3}c_{R4} + d_{R4}c_{R2}c_{R3}s_{R4}) + (s_{R1}c_{R3} + c_{R1}s_{R2}s_{R3})(d_{R3}c_{R2}c_{R3} - a_{R4}s_{R2}s_{R4} \\ - d_{R2}s_{R2}s_{R3} + a_{R4}c_{R2}c_{R3}c_{R4})$$

$$j_{R32} = (c_{R1}c_{R2}s_{R4} - s_{R1}s_{R3}c_{R4} + c_{R1}s_{R2}c_{R3}c_{R4})(a_{R4}c_{R3} + d_{R3}c_{R3}c_{R4} - d_{R4}s_{R3}s_{R4}) \\ - (d_{R3}c_{R3}s_{R4} + d_{R4}s_{R3}c_{R4})(s_{R1}s_{R3}s_{R4} + c_{R1}c_{R2}c_{R4} - c_{R1}s_{R2}c_{R3}s_{R4}) + s_{R3}(d_{R3} \\ + a_{R4}c_{R4})(s_{R1}c_{R3} + c_{R1}s_{R2}s_{R3})$$

$$j_{R33} = d_{R4}s_{R1}s_{R3} - d_{R4}c_{R1}s_{R2}c_{R3} - a_{R4}s_{R1}c_{R3}s_{R4} - a_{R4}c_{R1}s_{R2}s_{R3}s_{R4}$$

$$j_{R41} = 1, j_{R42} = 0, j_{R43} = s_{R2}, j_{R51} = 0, j_{R52} = -c_{R1}, j_{R53} = s_{R1}c_{R2}$$

$$j_{R61} = 0, j_{R62} = -s_{R1}, j_{R63} = -c_{R1}c_{R2}$$

攻读学位期间发表的学术论文目录

一、攻读硕士学位期间论文发表情况

[1]郭策,陈玉,王淮阳等.腕部仿生康复机构设计及阻抗控制研究[J].机械传动.(已录用)

二、攻读硕士学位期间专利申请情况

[1]陈玉,郭策,靖亚丽等.一种腕关节康复装置.CN115670855A.2023-02-03.(实审中)

[2]Yu CHEN,Ce GUO,Yu ZHU.An Intelligent Parking Garage.ZA00008128.2023-03-09.(已授权)

致谢

“人生天地之间，若白驹之过郤，忽然而已。”这一刻，思绪尽在 21 年入学伊始，仍清晰记得与恩师第一次见面时的窘态，初涉知识的海洋，对未知充满了敬畏和迷茫，经历三年的研究历程，深埋在内心深处的感激之情愈发弥漫，更能深刻理解蜡炬照亮这一方前路的道理，恩师默默燃烧了黑暗，个中感情和付出愚笨到现在仍不自知，只让我看清了困难与挑战，也照亮了我前行的方向，让我学会了坚持，学会了拥抱失败，学会了追求真理。在往后研究生涯中，无不暗自窃喜、庆幸陈玉老师选择了我，将我推入科学研究的大门，给予了研究生涯的所有支持。惭愧的是，生性惫懒不愿做事，终究是与陈玉老师的期望越行越远，衷心希望有一天能够弥补陈玉老师的遗憾。如今思绪万千，心中百般不舍，有太多想说的话，在此化作祝福送给我的学校，我的老师，我的父母，我的同学和朋友。

感谢陈玉老师以其卓越的学术造诣和丰富的研究经验，为我的研究方向提供了广阔的视野和深入的指导，在陈老师的悉心指导下，我不仅学会了学术上的严谨思维，更深刻地认识到科研的意义和价值。陈老师耐心细致的解答了我无数个问题，指导我走上了科研的道路，在论文的撰写和研究过程中给予了我不断的支持和鼓励。其次，十分感谢王淮阳老师，是王老师对我学习生活上的关心和帮助使我走出各种迷茫和失落，教会我在研究过程中作为一名机械设计者应该具备的态度，同时感谢赵转哲、刘永明、张振、涂志健四位老师，每次研究工作的指点都使我受益匪浅。

我还要感谢我的同学和朋友们。在整个研究过程中，感谢阚延鹏和刘莉师姐在生活学习上的无私帮助，感谢葛攀师兄为懵懂的我解答疑惑，感谢孟庆洋、卢梦晨的支持和鼓励，给了我巨大的勇气和动力，我们共同度过的时光注定成为我宝贵的记忆，正是你们的陪伴使得研究旅程变得更加充实和有意义。

感谢我的家人。感谢父母和姐姐对我无条件的支持和理解，在我遇到困难和挫折时始终给予我鼓励和勇气。感谢他们对我学业的支持和人生道路的引导，让我有机会追求我的梦想，实现自己的价值。

再次向我的老师、同学和家人表达我最真诚的谢意。我将永远铭记你们的帮助，并将这些机缘和经验视作我人生中重要的财富。

在此，向对本文进行评审并提出宝贵意见的专家们致以深深的谢意！感谢你们提出的宝贵意见，谢谢！

尚德敏学 唯实惟新

