

上海交通大学

SHANGHAI JIAO TONG UNIVERSITY

设计与制造 II 项目报告

DESIGN COURSE PROJECT REPORT



项目名称: 上肢康复机器人

学生姓名: 褚咏恩

杨逸舟

葛元豪

刘一笑

吴逸樊

指导教师: 盛鑫军

机械与动力工程学院

2025. 01

摘要

脑卒中后遗症对患者的生活质量、家庭的经济和情感负担以及社会的医疗资源分配均产生重大影响。因此，探索有效的治疗和康复方法，以改善患者的功能恢复和生活质量，对于患者、家庭和社会都具有极其重要的意义。本项目致力于开发一款上肢康复机器人，旨在自动辅助脑卒中后遗症患者进行康复训练，特别是针对上肢失能的用户，帮助他们恢复日常生活能力，并在痉挛期提供抗痉挛效果，促进全面康复。

该上肢康复机器人具备多项关键功能，包括手部的简单抓握、腕部的旋转以及肘部的屈张动作，这些功能设计均符合人体工程学原理，确保患者在使用过程中的舒适性和自然性。肘部康复机构的设计注重运转的平稳性和较小的压力角，有效支持失能和痉挛的中风患者进行康复运动，同时显著降低人工医疗成本。

此外，项目集成了惯性测量单元（IMU）传感器，这一技术的应用使得设备能够实现双侧训练，从而提高治疗效率并缩短医疗周期。IMU 传感器的集成不仅增强了设备的功能性，还为康复训练提供了更精确的数据支持，有助于医生和治疗师更好地监测患者的康复进展。

展望未来，本项目具有进一步开发的潜力，可拓展为脑机接口（BMI）终端机构，以满足患者的个性化康复需求。这种拓展将使设备能够更直接地响应患者的神经信号，提供更加定制化的康复方案，进一步提升康复效果和患者的生活质量。总体而言，本项目不仅在当前阶段为中风患者的康复提供了有力支持，而且为未来的康复技术发展奠定了坚实基础，有望成为脑卒中后遗症康复领域的一项重要创新。

关键词：脑卒中，康复，机器人，失能，IMU

目录

1 简介	3
1.1 问题描述	3
1.2 项目目标	4
2 团队和项目管理	5
2.1 项目预算和采购信息	5
2.2 项目管理	6
3 文献综述	7
3.1 专利及文献介绍	7
3.2 现有产品介绍和对比	9
4 概念设计	10
4.1 手部抓握模块	10
4.2 旋腕模块	12
4.3 肘部屈张模块	13
5 详细设计	15
5.1 手部抓握模块	15
5.2 旋腕模块	15
5.3 肘部屈张模块	16
5.4 程序调试和样机制作	17
6 结论和建议	19
6.1 项目结论	19
6.2 实施花絮	19
6.3 项目不足与展望	20
致谢	21
参考文献	22

1 简介

1.1 问题描述

脑卒中，亦称中风，是一种突发的脑血管疾病，对患者的生理和心理均造成深远影响。

脑卒中后遗症主要分为两个阶段：软瘫期和痉挛期。在软瘫期，患者失去原有的自主运动能力，导致严重的偏瘫，即身体一侧的肌肉功能丧失，无法进行日常活动，如行走、抓握等。这一阶段的患者不仅身体上遭受痛苦，心理上也承受巨大压力，因为他们失去了基本的生活自理能力，需要依赖他人照顾，生活质量大幅下降。软瘫期的持续时间较长，给患者及其家庭带来长期的痛苦和经济负担。

痉挛期则表现为肌张力异常增大，导致患者肢体屈伸困难。在这一阶段，肌张力可达到 $2-3\text{N}\cdot\text{m}$ ，严重影响患者的运动功能。痉挛期多发于脑卒中后 3 周至 3 个月，虽然时间相对较短，但对患者的康复进程和生活质量同样造成严重阻碍。痉挛不仅使患者的肢体活动受限，还可能导致疼痛和肌肉疲劳，进一步影响患者的康复信心和生活质量。

脑血管病是全球范围内导致死亡和残疾的主要原因之一。据估计，脑卒中后存活的患者中，绝大多数遗留了不同程度的偏瘫后遗症。这些后遗症不仅影响患者的身体健康，还给患者的家庭带来沉重的经济和心理负担。患者需要长期的医疗护理和康复治疗，家庭成员往往需要投入大量的时间和精力来照顾患者，如图 1 所示。这不仅增加了家庭的经济负担，还可能导致家庭成员的心理压力增大，影响家庭的正常生活和社会功能。



图 1 目前绝大部分上肢瘫痪或肌无力患者在康复时由护工带着进行康复训练

从社会层面来看，脑卒中后遗症患者需要长期的医疗资源支持，包括住院治疗、康复训练、药物治疗等。这不仅增加了医疗系统的负担，还可能导致医疗资源的紧张。此外，患者的长期失能也影响了社会的劳动力供给，对经济发展产生负面影响。

鉴于脑卒中后遗症对患者、家庭和社会的严重影响，对上述患者的治疗和康复显得尤为重要和紧迫。有效的治疗和康复措施可以显著改善患者的生活质量，减少家庭和社会的负担。因此，本项目旨在探索和优化脑卒中后遗症的治疗和康复方法，拟开发一款能自动帮助用户进行康复训练的上肢康复机器人，帮助上肢失能用户恢复日常生活能力，并在用户痉挛期发挥抗痉挛效果，促进患者的全面康复。

1.2 项目目标

本项目旨在开发一款上肢外骨骼产品，专注于提升上肢失能用户，特别是中风患者，在不同康复阶段的日常生活能力与身体功能恢复。

在中风患者软瘫期，产品需要提供以下功能支持：

1. 关节活动度维持：确保上肢外骨骼能够在软瘫期帮助用户保持肘关节、腕关节和手指关节的活动度，防止关节僵硬和肌肉萎缩。
2. 肌肉拉伸：通过外骨骼的辅助机制，实现对上肢肌肉的适度拉伸，促进血液循环和肌肉恢复。
3. 简单抓握功能实现：使用户能够轻松抓握轻质物体，如水杯等，以增强手部的协调性和力量，同时带动患者进行被动运动，促进神经肌肉的激活，如图 2 所示。

在中风患者痉挛期，产品提供的功能需相应地进行转变：

1. 抗痉挛效果：针对中风患者手指肌张力过高、屈伸困难的问题，外骨骼应具备有效的抗痉挛功能，能够代替传统夹板，减轻痉挛带来的不适^[1]，如图 3 所示。
2. 穿戴便捷性：考虑到痉挛姿势的特殊性，采用手臂背侧绑定的方式设计外骨骼，确保即使在痉挛状态下，患者也能方便快捷地穿戴，减少穿戴过程中的困难和不适。

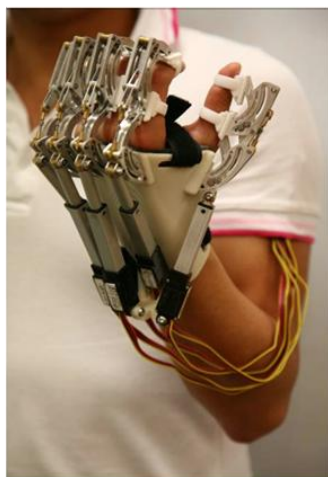


Fig 1. The hand function task training robotic system

图 2 关节活动度保持



图 3 能代替传统夹板的抗痉挛功能

上肢康复机器人大致需要实现以下几种运动功能恢复的方式，具体如表 1 所示：

1. 肘关节功能：实现肘关节 0-120°的屈曲运动，以满足日常生活中手臂伸展和屈曲的各种需求，如穿衣、进食等；同时，确保肘关节在运动过程中具有 200N 的自锁力，保障运动的安全性和稳定性，防止意外滑动或脱位。
2. 腕关节功能：实现腕关节 0-40°的屈曲角度以及-75°至 60°的内外旋运动，以支持手腕在不同方向上的灵活运动，如写字、使用工具等；同时，提供 2-3N·m 的扭矩，确保腕关节在运动过程中具有足够的力量输出，同时保持运动的平滑性和协调性。
3. 手关节功能：实现手关节 0-30°的屈曲角度，配合 0.5-1N·m 的扭矩，使用户能够进行简单的抓握动作，如握笔、拿钥匙等，增强手部的精细运动能力。

关节类型	运动类型	角度/(°)	动力需求
肘关节	屈曲	0~120	自锁力 200N
腕关节	内外旋	-75~60	扭矩 2-3N·M
	屈曲	0~40	扭矩 2-3N·M
手关节	屈曲	0~30	扭矩 0.5-1N·M

表 1 预期产品的性能指标

本项目拟开发出与实际产品等比例的样机，用于展示产品的外观、结构和功能特点，通过现场试用演示，验证产品的实际使用效果，收集用户反馈，进一步优化产品设计和功能。

通过实现上述目标，本项目旨在为上肢失能用户提供一款高效、便捷、安全的外骨骼辅助设备，显著提升他们的生活质量和康复效果。

2 团队和项目管理

2.1 项目预算和采购信息

本项目的资金支出如表 2 所示：

条目	金额/元
电机	140
4mm 螺纹杆	18
喷漆	20.5
魔术贴、角码、棉芯	41.64
总计	220.14

表 2 预期项目的资金支出

2.2 项目管理

本项目的任务和责任分工如下：

褚咏恩主要负责：

1. 项目牵头：负责项目的整体规划和协调工作，确保项目按计划推进，及时解决项目过程中出现的问题和冲突，需与各团队成员保持密切沟通，确保信息的准确传递和任务的合理分配。
2. 手腕部分机构设计：负责设计手腕部分的机械结构，确保设计满足功能要求和性能指标。包括但不限于关节的活动范围、扭矩输出、自锁机制等，确保设计的可行性和制造的可操作性。

杨逸舟主要负责：

1. 手腕部分仿真建模：负责手腕部分的仿真建模工作，使用专业的仿真软件（如 SolidWorks）对设计的机构进行力学分析和运动仿真，验证设计的合理性和可靠性，通过仿真结果，优化设计参数，提高产品的性能和安全性。
2. 零件制造：负责手腕部分零件的制造工作，包括材料选择、加工工艺确定、质量控制等。确保制造的零件符合设计要求，满足精度和强度标准，确保设计与制造的一致性。

刘一笑主要负责：

1. 屈肘部分机构设计：负责设计屈肘部分的机械结构，确保设计满足功能要求和性能指标。包括但不限于关节的活动范围、自锁力、扭矩输出等，确保设计的可行性和制造的可操作性。
2. 零件制造：负责屈肘部分零件的制造工作，包括材料选择、加工工艺确定、质量控制等。确保制造的零件符合设计要求，满足精度和强度标准，确保设计与制造的一致性。

吴逸樊主要负责：

1. 屈肘部分仿真建模：负责屈肘部分的仿真建模工作，使用专业的仿真软件（SolidWorks）对设计的机构进行力学分析和运动仿真，验证设计的合理性和可靠性，通过仿真结果，优化设计参数，提高产品的性能和安全性。
2. 耗材购买：负责项目所需耗材的采购工作，包括但不限于原材料、工具、测试设备等。确保采购的耗材符合项目要求，按时交付，保障项目的顺利进行，确保采购的耗材与制造需求相匹配。

葛元豪主要负责：

1. 原动部件电控调试：负责原动部件的电控系统调试工作，确保电控系统能够准确控制机械机构的运动，实现预定的功能和性能指标。包括但不限于电机驱动、传感器反馈、控制算法优化等，确保电控系统与机械机构的协同工作。

2. 展板制作：负责项目展示用展板的制作工作，包括展板的设计、内容编写、打印和装裱等。确保展板能够清晰、准确地展示项目的成果和特点，提升项目的展示效果，确保展板内容的完整性和准确性。

基于以上任务和责任分工，制定出的项目甘特图如图 4 所示：

	9.22	9.29	10.6	10.13	10.20	10.27	11.3	11.10	11.17	11.24	12.1	12.8	12.15	12.22	12.29	1.5	1.12	1.19
设计基本框架																		
构思完善机构，准备材料																		
进行初步搭建制造																		
形成初代产品，关节可以被活动																		
调试基本功能																		
进行项目优化，进行模块化设计																		
建立手部、腕部、肘部的三维仿真																		
进行强度校核																		
进行产品制造																		
调试基本功能（手部屈张、旋腕、屈肘）																		
进行最后调试，测试设计性能																		
检验项目完成度，进行项目汇报																		

图 4 项目甘特图

3 文献综述

3.1 专利及文献介绍

现有的上肢康复机器人专利主要集中在以下几个方面：

1. 多伺服电机直接连接作为驱动，实现多关节自由度的机构设计：这种设计通过多伺服电机直接驱动各个关节，实现多自由度的运动。例如，苏黎世联邦理工学院的 ARMin 系列上肢机器人，通过多个伺服电机驱动肩、肘、腕等关节，实现复杂的康复运动，如图 5 所示。这种设计能够精确控制每个关节的运动，但存在刚性问题，可能导致患者在使用过程中感到不适^[2]。

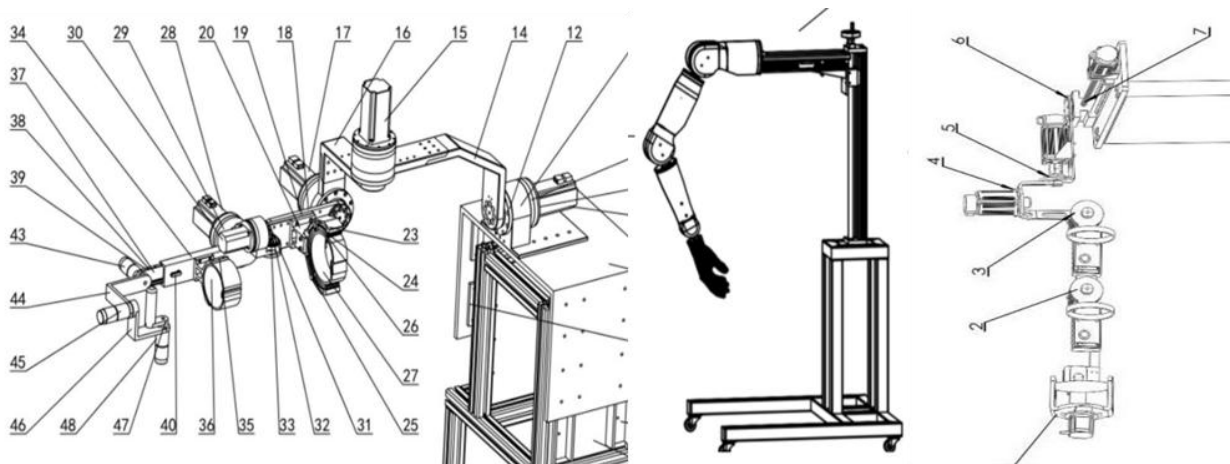


图 5 电机直接驱动关节转动

2. 通过控制算法实现电机柔性运动：为了提高机器人的柔顺性，许多专利采用了先进的控制算法，如自适应控制、模糊控制等。这些算法能够根据患者的运动情况实时调整电机的输出力矩，实现柔性运动。例如，南京航空航天大学吴庆聪等提出了一种平面上肢康复机器人的可变导纳控制策略，通过采集肌电信号，实现基于意图的人协同康复训练。
3. 受试者运动情况测量与恢复情况算法分析：现有专利中，许多康复机器人配备了传感器，用于实时测量患者的运动参数（如位置、速度、力等），并通过对这些数据的分析，评估患者的恢复情况。例如，MIT-Manus 系统可以采集位置、速度、力等信息，为医生提供详细的康复数据，如图 6 所示^[3]。

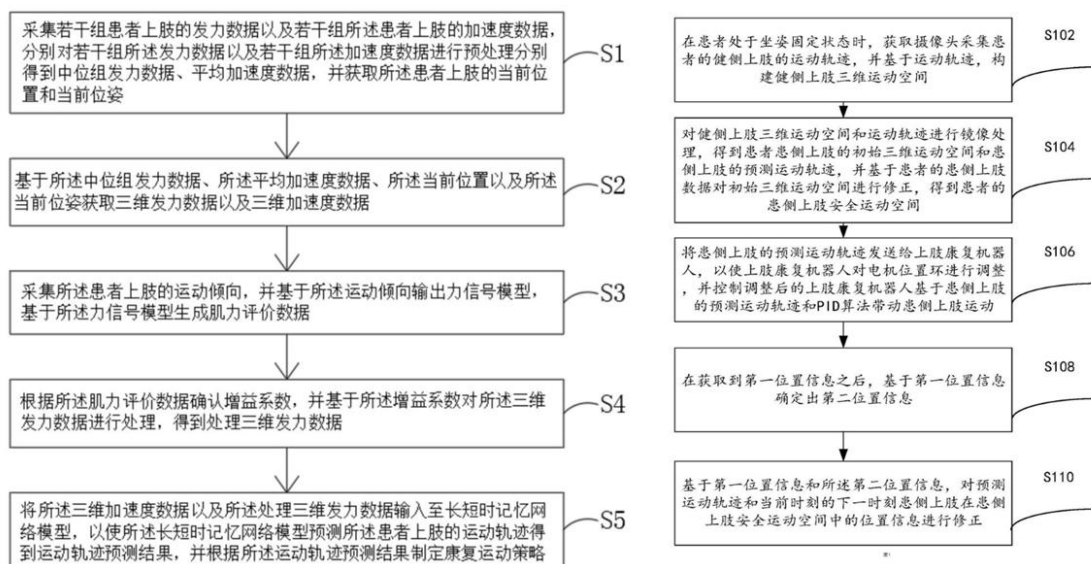


图 5 电机直接驱动关节转动

尽管现有专利在多关节自由度设计、柔性运动控制和运动情况测量方面取得了显著进展，但仍缺乏以下方面的专利：

1. 通过柔性机械结构解决电机控制导致的刚性问题：现有设计中，多伺服电机直接驱动的方式虽然能够实现精确控制，但刚性问题仍然存在。为了提高患者的舒适度和安全性，需要开发柔性机械结构，以减少电机控制带来的刚性冲击。例如，采用气动肌肉、绳索驱动等柔性驱动方式，可以在一定程度上解决刚性问题，但这些技术目前还不够成熟。
2. 保证自由度的同时进行机械结构设计，降低伺服电机数量，以实现降本：现有的多自由度设计通常需要多个伺服电机，这不仅增加了成本，还增加了系统的复杂性和重量。为了降低成本，需要在保证自由度的同时，优化机械结构设计，减少伺服电机的数量。例如，通过采用并联机构或混联机构，可以在减少电机数量的同时，保持足够的自由度和运动精度。

综上所述，现有的上肢康复机器人专利在多关节自由度设计、柔性运动控制和运动情况测量方面取得了显著进展，但仍缺乏柔性机械结构和降本方面的专利。未来的发展方向应集中在柔性机械结构的应用、机械结构优化和集成化与轻量化设计上，以提高患者的舒适度和安全性，同时降低系统成本。

3.2 现有产品介绍和对比

目前市面上的上肢康复机器人产品并不多，主要以翔宇肘关节电动牵引训练椅、傅利叶 ArmMotus™ EMU 三维上肢康复机器人、Robotic Exoskeletons for Hand Rehabilitation 为代表。

翔宇肘关节电动牵引训练椅（XYZG-1）是专门设计用于肘关节功能障碍患者的康复训练设备，如图 6 所示。该设备通过持续性的牵引训练，帮助患者改善肘关节的活动范围，促进关节恢复到正常的运动范围及功能。它可以提供持续性的肘关节牵引训练，适用于肘关节屈曲伸展活动障碍患者，通过牵引训练，帮助患者逐步恢复肘关节的正常运动范围，适用于多种肘关节功能障碍的康复训练，包括中风后遗症、关节炎等。主要用于医院康复科、康复中心等，为患者提供专业的康复训练，也可用于家庭康复，方便患者在家中日常训练。



图 6 肘关节电动牵引训练椅 XYZG-1 图 7 ArmMotus™ EMU 三维上肢康复机器人

傅利叶 ArmMotus™ EMU 是一款基于末端控制的三维上肢康复机器人，采用了创新的线驱传动方式，搭配混合串并连杆结构，并应用轻量化的碳纤维材料，从而减小了机器人自身运动过程中的惯量和摩擦力，如图 7 所示。它采用绞盘线驱方式，提供最小运动惯量的混合并联运动学方式，运动控制模式高度透明，三维活动空间大。基于傅利叶智能自主研发的力反馈技术平台，它可以模拟治疗师手上的柔顺力控动作，根据需求输出助力或阻力，实现在三维空间内的运动控制、肌力及认知训练等。它也支持多种训练模式，包括运动控制训练、ADL 训练、快速反应力训练、ROM 训练、肌力训练、双上肢协同训练等，集评估与训练功能于一体，可精确量化用户的每个动作，将用户的肌力、认知、活动范围、运动控制能力等数据可视化，训练结束后自动生成分析报告，方便治疗师随时跟踪训练进度。

Robotic Exoskeletons for Hand Rehabilitation（手部康复外骨骼）是专门设计用于手部功能障碍患者的康复训练设备^[4]。这些外骨骼通过提供可控的辅助力/扭矩，记录佩戴者运动数据，提高佩戴者在康复中的主动参与和动机，从而提高手部康复效率。它可以提供可控的辅助力/扭矩，帮助患者进行手部运动训练，提高康复效果。它能够记录佩戴者的运动数据，为治疗师提供详细的康复进展报告，便于调整训练计划。

目前市面上的上肢康复机器人产品虽然种类不多，但各有特点和优势。翔宇肘关节电动牵引训练椅主要针对肘关节功能障碍，提供持续性的牵引训练；傅利叶 ArmMotusTMEMU 三维上肢康复机器人则通过线驱传动和柔顺力控技术，提供多种训练模式，适用于多种上肢功能障碍的康复训练；Robotic Exoskeletons for Hand Rehabilitation 则专注于手部功能障碍，提供可控的辅助力/扭矩和运动数据记录，提高康复效果。这些产品在医疗机构和家庭康复中都有广泛的应用，为患者提供了多样化的康复选择。

本项目产品的性能指标与上述市面现有产品的对比如表 3 所示。

	本组项目上肢外骨骼	翔宇肘关节电动牵引训练椅 XYZG-1	傅利叶 ArmMotus TM EMU 三维上肢康复机器人	Robotic Exoskeletons for Hand Rehabilitation
被动运动	√	√	√	√
脑机电终端机构	√	×	×	×
自由度多样性	屈指、旋腕 屈肘	屈肘 无指、腕	肩、肘全自由度 无指、腕	屈指 无肘、腕
主动/阻抗运动	×	×	√	×

表 3 与已有产品或相关产品的核心功能对比表

4 概念设计

4.1 手部抓握模块

采用推杆驱动系统作为动力源，通过精确控制推杆的伸缩动作，为手部运动提供必要的动力。与之配套的是四连杆机构传动系统，这一传动系统的设计巧妙地将推杆的动力转化为手腕、手背以及手指第一指节的协调运动。在动作执行过程中，以手腕为中心转轴，手背与手指的第一指节能够实现同步的屈张动作。这种设计不仅模拟了人手的自然运动方式，而且通过精确的机械联动，确保了抓握动作的稳定

性和可靠性。当推杆向前推动时，四连杆机构使得手背和手指第一指节同时向内弯曲，形成抓握姿态；反之，当推杆回缩时，手背和手指第一指节向外展开，释放抓握的物体，如图 8 所示。

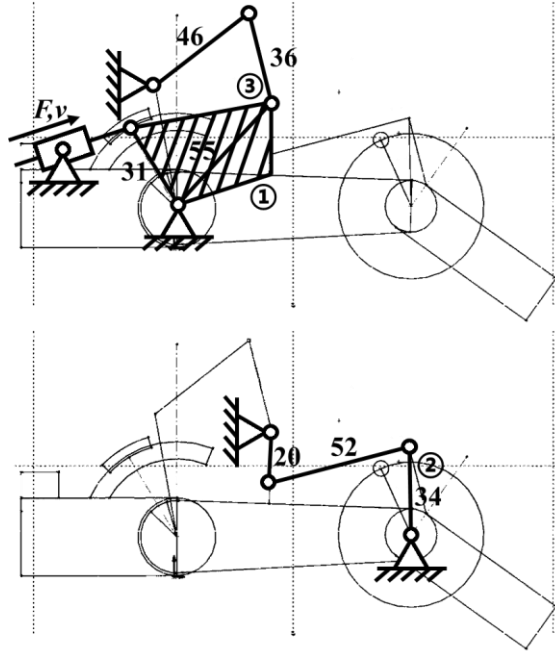


图 8 手部概念设计

整个手部机构的设计充分考虑了机械效率和运动的流畅性，通过优化推杆与四连杆机构的配合，实现了高效的动力传递和精确的动作控制。这种设计不仅能够适应不同大小和形状的物体抓握需求，而且在重复操作中展现出高度的稳定性和耐用性，为自动化操作和机器人技术的应用提供了有力的支持。

对痉挛期的肌张力进行强度校核：腕部痉挛肌张力矩约为 $0.5 - 2N \cdot m$ ，取 $M = 1000N \cdot mm$ ，在手背伸直的情况下进行计算，令推杆施力为 F ：

$$\begin{aligned}
 M_1 &= F \times 31 \times \cos 20^\circ > M \Rightarrow F > 34.33N \\
 \begin{cases} M_3 = \frac{M_1}{55} \times \cos 60^\circ \times 36 \\ M_2 = \frac{M_3}{20} \times 34 \end{cases} \\
 \Rightarrow M_2 &= \frac{\frac{F \times 31 \times \cos 20^\circ}{55} \times \cos 60^\circ \times 36}{20} \times 34 > M \\
 &\Rightarrow F > 61.7N
 \end{aligned}$$

因此，选用自锁力为 $70N$ 的推杆作为输入。

$F = 70N$ 对应推杆的空载速度为 $8mm/s$ （针对软瘫期患者），完成屈张动作的行程约为 $30mm$ ，且要求在 $2 - 4$ 秒内完成： $2s < t = \frac{30}{8} = 3.75s < 4s$ ，满足要求。

推杆电机选用的参数如图 9 所示，整体手部抓握的初步模型如图 10 所示。

输入电压	12V			
空载速度 (mm/s)	4	8	15	30
推力 (N)	150	70	50	20
拉力 (N)	150	70	50	20
自锁力 (N)	150	70	50	20
行程 (mm)	30mm-150mm			
工作温度	0°C~+40°C			
防护等级	IP43			
工作频率	S2-10min			
内管	铝管			
丝杆类型	T型丝杆			

图 9 推杆电机参数

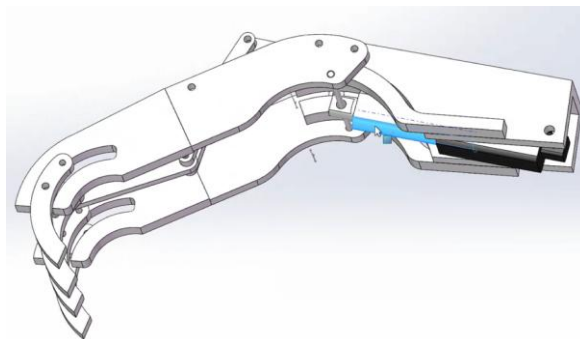


图 10 手部抓握初步模型

4.2 旋腕模块

电机作为动力源被精确安装并固定在手腕夹板上，确保其稳定运行并提供持续的动力输出。与电机相连的是内齿轮，这一内齿轮同样固定在手腕夹板上，与之配合的是从肘部延伸出的固定外齿轮。内齿轮与外齿轮之间通过精确的啮合设计，实现了动力的有效传递。

当电机启动并开始转动时，其动力通过内齿轮传递至外齿轮。由于外齿轮固定在肘部延伸结构上，这种设计使得动力能够高效地转化为手腕的转动动作。内齿轮与外齿轮的啮合不仅确保了动力传递的稳定性，而且通过精确的齿轮比设计，可以精确控制手腕转动的速度和角度，如图 11 所示。

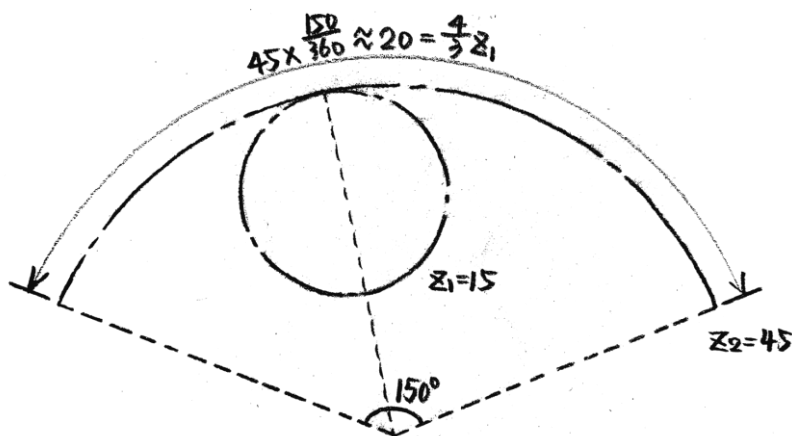


图 11 腕部概念设计

这种设计的优势在于其结构紧凑、传动效率高，并且能够实现精确的角度控制。电机的精确驱动结合齿轮传动的高效性，使得腕部机构能够在各种操作环境中灵活转动，无论是进行精细的操作还是大幅度的转动，都能保持高精度和效率。此外，将电机和内齿轮固定在手腕夹板上，还增强了整个机构的稳定性和可靠性，减少了在运动过程中可能出现的振动和误差。

针对电机选用，要求整个旋腕动作在 1-2s 内完成，转速 $n = \frac{4}{\frac{3}{t}} \times 60 = 40 \sim 80 r/min$ ，因此，选用 20 × 40 二级减速器，减速比 19，转矩 $T = 0.46 N \cdot m = 460 N \cdot mm$ ，电机参数如图 12 所示。

按照开式齿轮传动校核弯曲强度：电机均载：取载荷系数 $K = 1.1$ ，齿轮材料为增强尼龙 (86HRC)，许用弯曲应力 $\sigma_F = 429 \sim 839 MPa$ ，取 $[\sigma_F] = 634 \times 0.75 = 475.5 MPa$ ；硬齿面，取齿宽系数 $\Phi_d = 0.6$ ，对应的应力修正系数： $Y_F = 2.97$ ， $Y_S = 1.52$ ，即可得出模数限制模数 m 限制：

$$\begin{aligned} 2 = m &\geq \sqrt[3]{\frac{2KT}{\Phi_d z_1^2} \frac{Y_F Y_S}{[\sigma_F]}} \\ &= \sqrt[3]{\frac{2 \times 1.1 \times 460}{0.6 \times 15^2} \frac{2.97 \times 1.52}{475.5}} \\ &= 0.414 \end{aligned}$$

整个旋腕部分的初步建模如图 12 所示。

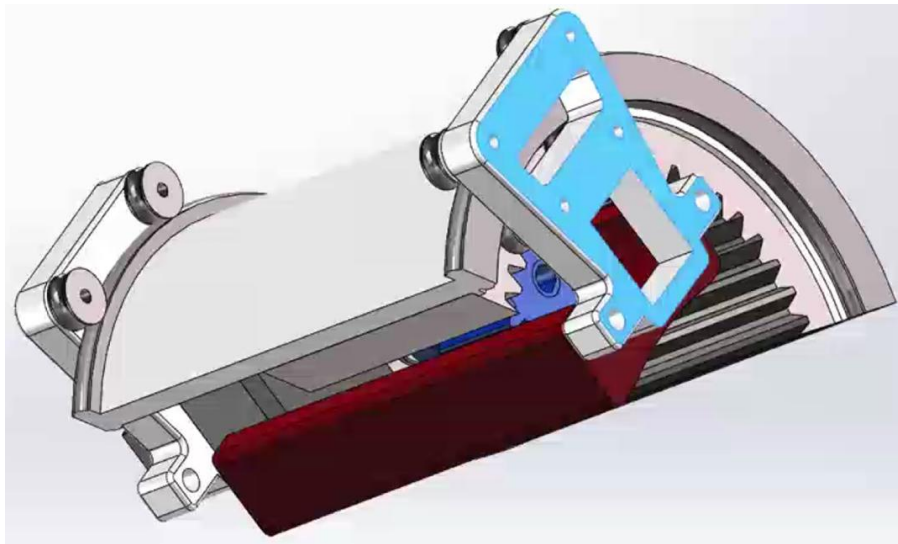


图 12 旋腕初步模型

4.3 肘部屈张模块

推杆作为动力源，被精确地贴合在上臂结构上并加以固定。这种固定方式确保了推杆在运作过程中的稳定性，减少了因振动或外力导致的位移，从而提高了整个肘部机构的可靠性和精度。

当推杆顶出时，其动力通过导杆机构传递，带动前臂进行屈曲运动。这种设计不仅模拟了人肘的自然屈曲动作，而且通过精确的机械设计，实现了对屈曲角度和速度的精确控制。导杆机构的传动效率高，能够在推杆的驱动下，快速而准确地完成前臂的屈曲动作，同时保持运动的稳定性和可靠性。

此外，导杆机构的设计还考虑了运动的反向性，即当推杆回缩时，前臂能够顺利地进行伸展动作，恢复到初始位置，如图 13 所示。

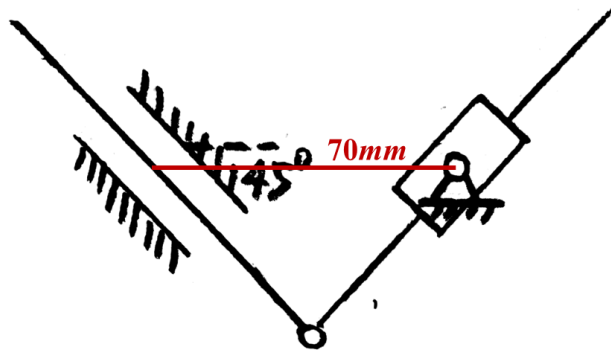


图 13 肘部概念设计

整个肘部机构的设计充分考虑了机械效率、运动精度和操作的灵活性。通过推杆驱动与导杆机构传动的结合，不仅实现了前臂的高效屈曲运动，而且在结构上保持了紧凑性和稳定性，为机器人技术在各种应用中的肘部动作提供了强大的支持。这种设计不仅提高了机器人的操作能力，而且增强了其在复杂环境中的适应性和可靠性。

校核患者痉挛期肘部肌张力，肘部痉挛肌张力矩约为 $2 - 20N \cdot m$ ，取 $M = 10000N \cdot mm$ ，在肘部同样屈曲 45° 的情况下进行计算，令推杆施力为 F ：

$$M_1 = F \times 70 \times \cos 45^\circ > M \Rightarrow F > 202N$$

因此，选用自锁力为 200-300N 的推杆作为输入。

完成屈张动作的行程约为 $100mm$ ，且要求在 $3 - 5$ 秒内完成： $3s < t = \frac{100}{v} < 5s \Rightarrow 20mm/s < v < 33mm/s$ ，因此，推杆空载速度为 $25mm/s$ 较为合适。肘部屈张的初步模型如图 14 所示。

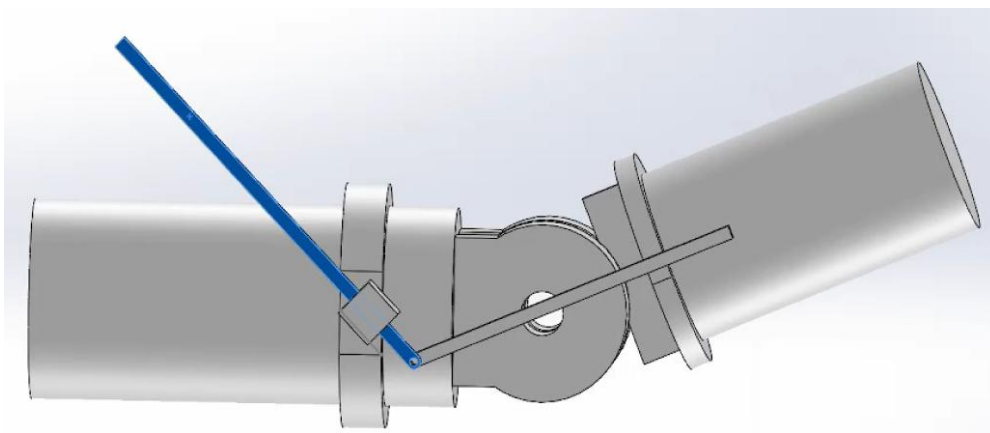


图 14 肘部屈张初步模型

5 详细设计

5.1 手部抓握模块

手部机构的设计采用了仿人手的先进理念，深度契合人体工程学原理，旨在提供更自然、更高效且更符合人类操作习惯的抓握体验。该设计不仅在外观上模仿人手，更在功能和操作细节上进行了深入的优化和改进。

为了使手部机构的动作更加贴近真实人手，对手指的位置进行了细致的调整。具体改进措施包括：

1. 连杆角度和长度的调整：通过精确测量和计算，调整了连杆的角度和长度，使其与现实手指的生理结构保持一致。这种调整确保了手指在运动过程中的自然流畅性，减少了机械运动中的僵硬感，使手指的动作更加灵活和自然。例如，手指的弯曲和伸展动作能够更加接近人手的实际动作模式，提高了抓握的准确性和舒适性。
2. 固定方式的优化：在固定方式上，采用了创新的多点固定策略，以增强手部机构的稳定性和操作的精确性。在手背部位设置固定点，确保在抓握过程中手背能够均匀受力，减少局部压力过大导致的变形或损伤；手腕是手部运动的关键连接部位，因此在手腕处设置了固定点，增加了手部的活动范围和操作灵活性；为了确保手指在抓握过程中的稳定性和精确性，在四指的第一指节处设置了固定点。这些固定点的设计考虑了手指的自然弯曲角度和抓握力度，使手指能够在抓握物体时提供稳定的支撑，增强了抓握的牢固性和可靠性。对于拇指，采用了与众不同的设计策略。拇指在抓握动作中扮演着至关重要的角色，但其运动方式和受力特点与其他手指有所不同。因此，本设计中拇指不做固定，而是仅设置挡板来限制拇指的位置，既保证了拇指在抓握过程中的自由活动，又避免了拇指过度伸展或偏离正常位置。

5.2 旋腕模块

针对腕部机构的传动系统进行了重要的技术调整，以适应实际制造过程中的挑战并优化性能。初始设计中采用的高精度齿轮传动虽然在理论上能够提供精确的动力传递和运动控制，但在实际制造过程中，制造高精度齿轮面临着诸多困难，包括高昂的制造成本、复杂的加工工艺以及对材料和加工设备的高要求。这些因素不仅增加了生产成本，还可能影响生产进度和最终产品的质量稳定性。

因此，本项目选择采用同步带轮传动系统来替代原有的齿轮传动。同步带轮传动具有制造简便、精度适中且稳定、维护简单、噪音低的优势。

手部抓握模块和旋腕模块的集成三维建模如图 15 所示。

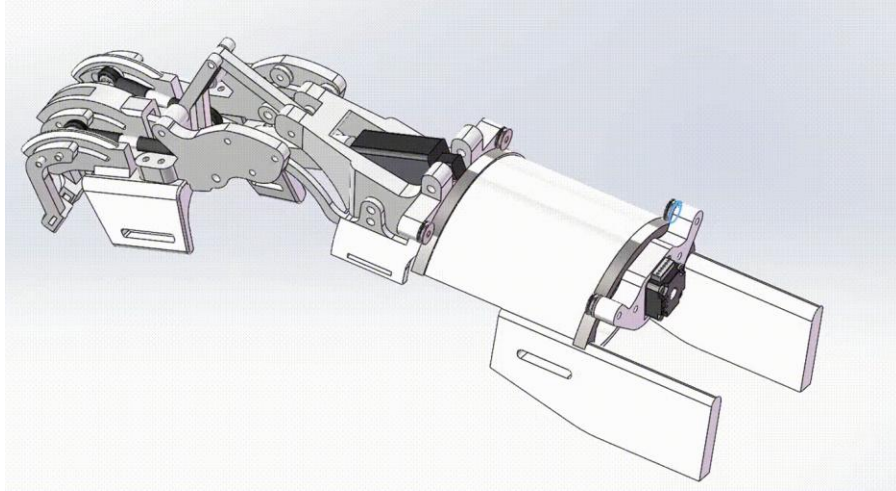


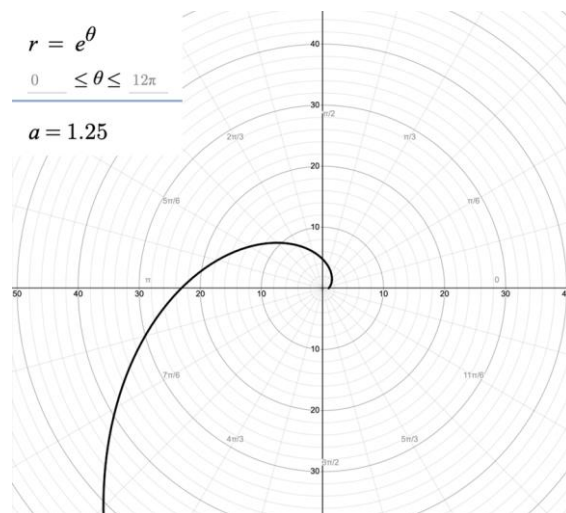
图 15 手部和腕部的集成三维建模

5.3 肘部屈张模块

肘部机构经过了重要的技术优化，旨在提升其性能和适应性，以更好地满足不同用户的需求。

原始设计中采用的直导轨虽然结构简单，但在实际应用中，推杆作用在前臂上的压力角会随着运动位置的变化而变化，这可能导致运动过程中的不稳定性和不平滑性。为了克服这一问题，本项目对连杆的运动轨迹进行了高精度的计算和分析。

通过精确模拟连杆在不同位置时的压力角变化，本项目设计了一种新的轨迹路径，即等角螺线（Archimedean spiral），如图 16 所示，以确保推杆作用在前臂上的压力角始终维持在 45° 。这种设计不仅提高了运动的平滑性，还减少了运动过程中的摩擦和磨损，延长了机构的使用寿命。



为了满足不同上臂长度患者的个性化需求，本项目在上臂挡板处设置了不同长度的伸缩档位。这些档位的设计考虑了不同用户的生理差异，确保每个用户都能找到适合自己的挡板位置。档位的长度范围经过精心设计，覆盖了大多数用户的上臂长度。每个档位之间的间距经过优化，以确保用户在调整挡板位置时能够轻松找到最舒适的位置。伸缩档位的设计不仅提高了用户的使用体验，还增强了机构的通用性和适应性。

肘部屈张机构的三维建模如图 17 所示。

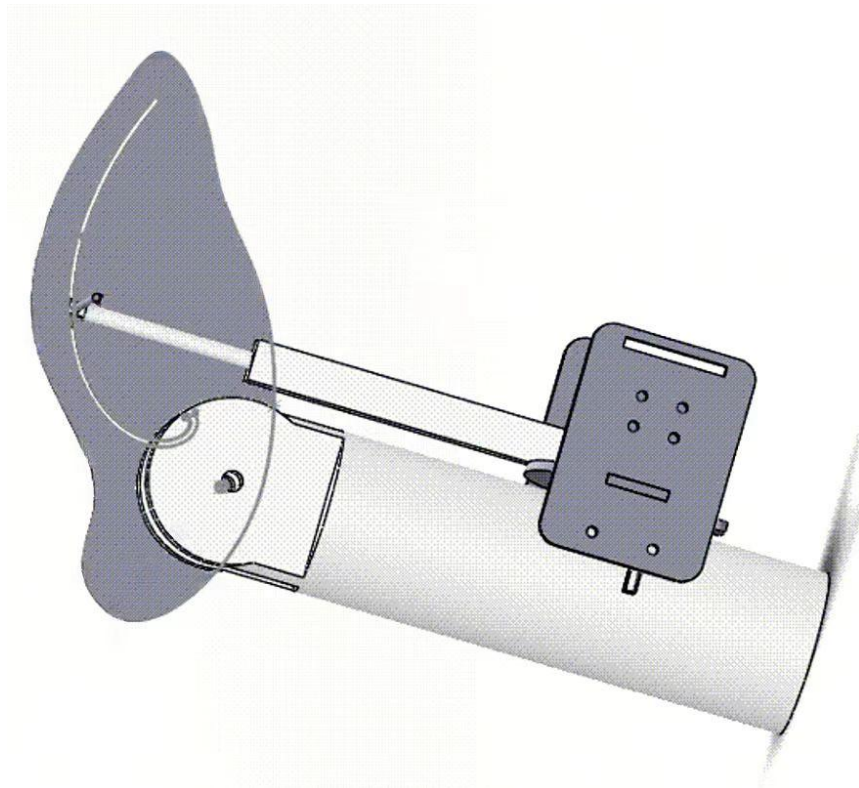


图 17 肘部屈张机构的三维建模仿真

5.4 程序调试和样机制作

在实现基本的推杆伸缩和电机旋转的基础上，查阅文献发现，在中风康复过程中，常使用“双侧训练”或“双侧对称运动训练”，这种训练方法具有以下关键特点和作用：

1. 促进神经可塑性：双侧训练有助于激活大脑两侧的神经网络，促进受损区域的神经可塑性，从而加速功能恢复
2. 改善协调性和对称性：通过同时使用左右手进行相同或协调的动作，可以提升双侧肢体的协调性，减少偏侧使用的依赖

3. 增强肌肉力量和灵活性：双侧训练可以均衡发展左右手的肌肉力量和灵活性，有助于整体运动能力的提升
 4. 降低疲劳风险：相比单侧训练，双侧训练可以分担肌肉的负荷，降低疲劳感，提高训练耐受度
- 常见的双侧训练方法包括：
1. 双手同时握拳或展开：简单的握拳与展开手掌的动作，有助于提高手部的灵活性和力量
 2. 双手同时举起和放下：模拟举重或举物的动作，增强上肢的协调性和力量
 3. 双手同时进行日常生活动作：如同时刷牙、拿取物品等，帮助患者逐步恢复日常生活能力

因此，本项目采用将 IMU 惯性测量单元传感器放置在健侧手背上，通过患者健侧手进行运动（前屈、旋腕等），操控上肢康复机器人带动患侧手做同向旋腕，进而实现双侧同步运动治疗[5]。

本项目采用直流 12V 供电和 STM32 单片机进行控制，部分程序代码如图 18-21 所示。

```
int main()
{
    delay_init();
    uart_init(9600);
    MPU_Init(); //初始化MPU6050
    mpu_dmp_init(); //初始化DMP
    DI1_Init();
    MOTOR_Init();
    PWM_Init(1000-1, 72-1); //ARR=99, PSC=35
    while(1)
    {
        temp = MPU_Get_Temperature(); //得到温度值
        MPU_Get_Accelerometer(&aacx, &aacy, &aacz); //得到加速度传感器数据
        MPU_Get_Gyroscope(&gyrox, &gyroy, &gyroz); //得到陀螺仪数据
        printf("aacx=%d, aacy=%d, aacz=%d\t\n", aacx, aacy, aacz);
        printf("gyrox=%d, gyroy=%d, gyroz=%d\t\n", gyrox, gyroy, gyroz);
        printf("\n\n");

        if((aacx>= aacy)&&(aacx>= aacz)&&(aacx>=10000)){
            DI1(1);
            DI2(0);
            DI3(1);
            DI4(0);
            delay_us(200);
        }
        else if((aacx<= aacy)&&(aacx<= aacz)&&(aacx<=-10000)){
            DI1(0);
            DI2(1);
            DI3(0);
            DI4(1);
            delay_us(200);
        }
    }
}
```

图 18 主程序部分截图

```
void PWM_Init(u16 arr,u16 psc)
{
    RCC_APB1PeriphClockCmd(RCC_APB1Periph_TIM3, ENABLE);
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOA, ENABLE);
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Mode=GPIO_Mode_AF_PP;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Pin=GPIO_Pin_6;
    GPIO_InitStructure.GPIO_Speed=GPIO_Speed_50MHz;
    GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStructure);
    TIM_InternalClockConfig(TIM3);
    TIM_TimeBaseInitTypeDef TIM_TimeBaseInitStruct;
    TIM_TimeBaseInitStruct.TIM_ClockDivision=TIM_CKD_DIV1;
    TIM_TimeBaseInitStruct.TIM_CounterMode=TIM_CounterMode_Up;
    TIM_TimeBaseInitStruct.TIM_Period=arr;
    TIM_TimeBaseInitStruct.TIM_Prescaler=psc;
    TIM_TimeBaseInitStruct.TIM_RepetitionCounter=0;
    TIM_TimeBaseInit(TIM3, &TIM_TimeBaseInitStruct);
    TIM_OCInitTypeDef TIM_OCInitStruct;
    TIM_OCInitStruct.TIM_OCMode=TIM_OCMode_PWM1;
    TIM_OCInitStruct.TIM_OutputState=TIM_OutputState_Enable;
    TIM_OCInitStruct.TIM_Pulse=arr/2; //修改
    TIM_OCInit(TIM3, &TIM_OCInitStruct);
    TIM_Cmd(TIM3, ENABLE);
}
```

图 19 步进电机 PWM 波初始化

```
void DI1_Init(void)
{
    GPIO_InitTypeDef gpio_init_struct;
    /* 使能 GPIOB 时钟 */
    RCC_APB2PeriphClockCmd(RCC_APB2Periph_GPIOB, ENABLE);
    gpio_init_struct.GPIO_Pin = DI1_GPIO_Pin;
    gpio_init_struct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_Out_PP; /* 推挽输出 */
    gpio_init_struct.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz; /* 速度模式 */
    GPIO_Init(DI1_GPIO_PORT, &gpio_init_struct); /* 初始化 LED0 引脚 */

    gpio_init_struct.GPIO_Pin = DI2_GPIO_Pin;
    gpio_init_struct.GPIO_Mode = GPIO_Mode_Out_PP; /* 推挽输出 */
    gpio_init_struct.GPIO_Speed = GPIO_Speed_50MHz; /* 速度模式 */
    GPIO_Init(DI2_GPIO_PORT, &gpio_init_struct); /* 初始化 LED1 引脚 */

    GPIO_ResetBits(DI1_GPIO_PORT, DI1_GPIO_Pin);
    GPIO_ResetBits(DI2_GPIO_PORT, DI2_GPIO_Pin);
}
```

图 20 直流电机端口实现

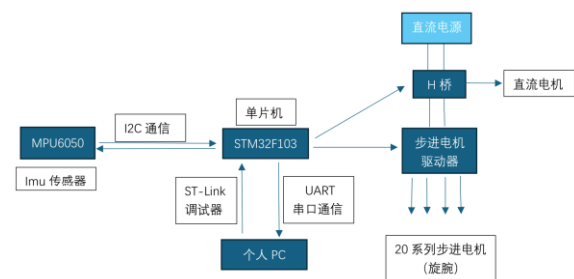


图 21 软件模拟 I2C 通信部分程序

前往学生创新中心进行样机制作：对于手部端盖、挡板、滑轨等零部件，采用 3D 打印的方式；对于肘部大零件、精度要求高的连杆和滑轨，采用激光线切割的方式；强度要求较高的联接部件，采用机加工的方式；同时，也进行了耗材的购买，如原动机（推杆、电机）、绑带等。

样机的整体搭建如图 22 所示，样机的穿戴如图 23 所示。



图 22 样机整体搭建



图 23 样机真人穿戴

6 结论和建议

6.1 项目结论

在“上肢康复机器人”项目中，本小组实现了手部简单抓握、腕部旋转、肘部屈张的上肢康复动作，并较好地满足了中风患者痉挛期的肌张力要求。产品手部的康复机构设计符合人体工学，肘部康复机构运转平稳，压力角小，可以帮助失能和痉挛的中风患者进行康复运动，降低人工医疗的成本。同时，本项目也集成了 IMU 传感器，可实现双侧训练，提高治疗效率，缩短医疗周期。在将来，本项目也可进一步开发成为脑机电终端机构，满足患者的个性化需求。

6.2 实施花絮

本项目小组在项目开展的过程中，定期展开周会讨论，并积极与教学实验中心指导老师进行意见交流，小组讨论现场如图 24 所示，样机调试现场如图 25 所示。



图 24 项目小组周会讨论



图 25 样机调试现场

6.3 项目不足与展望

本项目对上肢康复机器人进行了相关的设计与开发研究，并通过相关测试和实验验证了所设计的系统基本达到了设计准则和应用要求。由于时间有限，本项目在某些方面仍有优化和完善的空间：

1. 康复动作的局限性：

目前，上肢康复机器人实现的手部简单抓握、腕部旋转和肘部屈张动作虽然能够满足部分康复需求，但对于更复杂的上肢运动模式，如肩部的多方向活动、手指的精细操作等，还无法提供有效的支持。这限制了机器人在全面康复训练中的应用范围，无法完全覆盖脑卒中患者上肢功能恢复的所有方面。

2. 患者个体差异的适应性：

虽然产品手部和肘部的康复机构设计符合一般人体工学，但在面对不同体型、不同病情严重程度的患者时，其适应性仍有待提高。例如，对于上肢肌肉萎缩较为严重的患者，现有的机构可能无法提供足够的支撑和辅助；而对于上肢肌肉较为强壮的患者，机构的阻力设置可能不够灵活，无法满足其个性化训练需求。

3. 康复效果的量化评估：

项目中虽然集成了 IMU 传感器用于监测康复训练过程，但对于康复效果的量化评估还不够完善。目前主要侧重于运动数据的收集，如关节活动角度、运动速度等，而对于肌肉力量恢复、神经功能改善等关键康复指标的评估还不够全面和准确。缺乏一套完整的量化评估体系，使得难以精确衡量康复机器人的实际疗效，也不利于对康复方案进行优化调整。

针对上述不足之处，本项目在未来的研究和开发中将继续拓展康复动作范围、提高个体化适应性、完善康复效果评估体系，以进一步提升上肢康复机器人的性能和应用价值。通过以上措施的实施，本项目有望在未来实现上肢康复机器人的技术升级和功能拓展，为脑卒中后遗症患者提供更加全面、个性化、高效的康复解决方案，进一步改善患者的生活质量，减轻家庭和社会的负担。

致谢

感谢课程指导老师盛鑫军教授的悉心指导，感谢中心与项目指导老师储国平老师的改进建议，感谢课程助教董家奇学长的陪伴和关心，感谢项目小组全体组员的共同努力，感谢学院提供了培养创新实践能力的机会和平台。感谢大家互相之间的配合以及成功完成自己的模块，大家不仅精进自身而且相互帮助。本文的完成离不开以上所有老师、学长、组员的督促和指正，感谢大家！

参考文献

- [1]An Intention Driven Hand Functions Task Training Robotic System K.Y. Tong*, Senior Member, IEEE, S.K. Ho, P.M.K. Pang, X.L. Hu, W.K. Tam, K.L. Fung, X.J. Wei, P.N. Chen, M. Chen.
- [2]杨澳祥, 韦建军, 张治, 王春宝, 刘铨权, 段丽红, 吴正治. 上肢康复机器人现状研究[J]. 人工智能与机器人研究, 2023, 12(4): 255-266.
- [3]杨启志,曹电锋,赵金海.上肢康复机器人研究现状的分析[J].机器人,2013,35(05):630-640.
- [4]Soft, Rigid, and Hybrid Robotic Exoskeletons for Hand Rehabilitation: Roadmap with Impairment-Oriented Rationale for Devices Design and Selection, Appl. Sci., 2023.
- [5]Mehrholtz, J, et al. (2018). "Bilateral Arm Training for Improving Motor Function after Stroke." Cochrane Database of Systematic Reviews, Issue 7. Art. No: CD005523