摘要

上肢运动功能障碍常见于脑卒中、脊髓损伤及神经退行性疾病后遗症等，其功能恢复往往依赖长期、重复且渐进式的运动训练。传统人工康复在训练强度、可重复性与参数记录方面易受人力与场地条件制约；穿戴式上肢康复机器人可在肩、肘与前臂等关键关节提供可控的力辅助与轨迹约束，使运动轨迹、交互力与训练剂量具备可量化与可追溯的基础，有利于提升康复训练的规范性与可及性。与固定式末端牵引设备相比，穿戴式外骨骼更强调人机几何一致性、力传递路径的可控性以及长时间穿戴下的舒适与安全，因此其机械设计需在减重、刚度、传动品质、限位保护与可维护性之间进行系统权衡。

本文以工程样机零件与装配关系为依托，围绕“穿戴式上肢康复机器人”的结构设计开展研究。首先明确典型训练动作与自由度需求，给出总体组成、装配布局与结构设计目标，并补充使用场景、人体工学约束及可验收指标分解思路。在关键机构方面，阐述肩关节、肘关节、前臂旋转及可选腕部转动引导等模块的传力与定位要点；在传动与驱动方面，讨论低背隙减速选型、力矩裕度与惯量约束，并给出肘关节驱动转矩估算示例；在关节对齐方面，分析人机关节中心偏差对末端误差与力控品质的影响，提出结构补偿与调节措施。结合阻抗/力控需求，文中将正向运动学、雅可比映射 $\dot{x}=J(q)\dot{q}$ 、力映射 $\tau=J^{T}(q)F_{\text{ext}}$ 、传动关系 $\tau_{\text{out}}=i\eta\tau_{\text{m}}$ 及关节空间动力学、齿轮几何参数等与结构设计相关的表达式纳入讨论，形成“结构—传感—安全”闭环表述。在安全与工艺层面，梳理机械限位与软限幅、过载与急停、皮肤压强约束及材料加工装配要点，并给出验证与评估思路。

关键词：穿戴式；上肢康复机器人；外骨骼；结构设计；阻抗控制；关节对齐；安全机制

Abstract

Upper limb motor dysfunction is commonly seen in the sequelae of stroke, spinal cord injury, neurodegenerative diseases and other conditions, whose functional recovery often relies on long-term, repetitive and progressive motor training. Traditional manual rehabilitation is restricted by human and site conditions in terms of training intensity, repeatability and parameter recording. Wearable upper limb rehabilitation robots can provide controllable force assistance and trajectory constraints at key joints such as the shoulder, elbow and forearm, laying a foundation for the quantifiability and traceability of motion trajectories, interaction forces and training dosage, which helps improve the standardization and accessibility of rehabilitation training. Compared with fixed end-effector traction devices, wearable exoskeletons place more emphasis on human-machine geometric consistency, controllability of force transmission paths, as well as comfort and safety during long-time wearing. Therefore, their mechanical design requires a systematic trade-off among weight reduction, stiffness, transmission performance, limit protection and maintainability.

Based on the components and assembly relationships of an engineering prototype, this paper conducts research on the structural design of a “wearable upper limb rehabilitation robot”. Firstly, the typical training movements and degrees of freedom requirements are clarified, the overall composition, assembly layout and structural design objectives are proposed, and the decomposition ideas of application scenarios, ergonomic constraints and acceptable indicators are supplemented. For key mechanisms, the force transmission and positioning key points of modules including shoulder joint, elbow joint, forearm rotation and optional wrist rotation guidance are elaborated. In terms of transmission and actuation, the selection of low-backlash reducers, torque margin and inertia constraints are discussed, and an estimation example of elbow joint driving torque is provided. Regarding joint alignment, the influence of human-machine joint center deviation on end-effector error and force control performance is analyzed, and structural compensation and adjustment

measures are proposed. Combined with impedance/force control requirements, this paper incorporates expressions related to structural design, such as forward kinematics, Jacobian mapping, force mapping, transmission relationships, joint-space dynamics and gear geometric parameters, into the discussion, forming a closed-loop description of “structure-sensing-safety”. At the safety and process level, mechanical limits and soft limits, overload and emergency stop, skin pressure constraints, as well as key points of material processing and assembly are sorted out, and ideas for verification and evaluation are presented.

Keywords: wearable; upper limb rehabilitation robot; exoskeleton; structural design; impedance control; joint alignment; safety mechanism

目录

摘要 1
Abstract 2
第 1 章 绪论 7
1.1 研究背景 7
1.2 国内外研究现状 7
1.3 本文主要工作 8
1.4 论文结构安排 9
第 2 章 需求分析与总体方案 10
2.1 典型训练动作与自由度需求 10
2.2 总体结构与装配示意 11
2.3 结构设计目标 14
2.4 使用场景与人体工学约束 15
2.5 设计约束指标与验收准则 16
2.6 与训练流程相关的结构接口需求 17
第 3 章 关键机构设计 18
3.1 自由度分配与关节结构 18
3.1.1 肩关节机构设计 18
3.1.2 肘关节机构设计 19
3.1.3 肘部摆动支撑板 20
3.1.4 前臂旋转机构设计 21
3.1.5 手把柱 22
3.1.6 手腕转动动力轮轴 23
3.1.7 手腕转动主动轮轴 23
3.1.8 装配顺序、螺栓连接与防松 24
3.2 传动与驱动选型 24
3.2.1 减速器与背隙控制 24
3.2.2 力矩裕度与安全冗余 25
3.2.3 质量与惯量优化 28

3.2.4 关节空间动力学与结构参数耦合 28
3.3 关节对齐与偏差容忍设计 28
3.3.1 人体-机器人关节中心偏差的影响 28
3.3.2 结构补偿与调节机制 29
3.4 传感与反馈结构 29
3.4.1 位置传感 29
3.4.2 力/压力感知 30
3.4.3 走线与减重 30
3.5 齿轮传动与图纸参数对应说明 30
3.6 驱动布置、散热与电磁兼容 31
第 4 章 安全机制与可靠性设计 32
4.1 机械限位 32
4.2 过载保护与急停 32
4.3 皮肤保护与约束力度控制 33
4.4 冗余与容错 33
4.5 可靠性思路与典型故障模式 34
第 5 章 结构实现与工艺设计要点 36
5.1 材料选择 36
5.2 装配与可维护性 36
5.3 精度与制造公差 36
5.4 表面处理、涂装与标识 37
第 6 章 结构设计验证与评估思路 38
6.1 运动学验证 38
6.2 动力学与交互力评估 38
6.3 舒适性与安全性评估 38
6.4 样机试验工况与记录项 39
6.5 误差来源与不确定度分析 39
6.6 风险验证与可用性测试 39
第 7 章 结论与展望 41

致谢 42
参考文献 43

第 1 章 绪论

1.1 研究背景

康复训练的核心目标是促进神经可塑性与运动学习。对于上肢功能障碍患者，肩关节摆动、肘关节屈伸与前臂旋转等动作的恢复往往需要大量、重复且可控的训练。临床研究表明，训练剂量与功能恢复之间存在相关性，但“足够剂量”在真实医疗场景中常因人力与场地限制而难以稳定实现。人工康复存在训练强度受限、重复性不足以及患者差异适配困难等问题：治疗师体力与时间安排决定了单位时间内可完成的有效训练次数；不同治疗师的口令节奏与辅助力度存在差异，也会使训练参数难以标准化记录与对比。

随着机器人技术、传感技术与人机交互理论的发展，穿戴式康复机器人逐渐成为实现“个体化、可量化、高重复性”训练的重要手段。工程上，这类设备通常以电机与减速传动提供可控的辅助力矩，以编码器或力传感获得可反馈的状态量，从而在轨迹引导、阻力训练与主动辅助等模式之间切换。与固定式训练设备相比，穿戴式结构更强调人机几何一致性、力传递路径的可控性以及长时间穿戴下的舒适与安全；患者体型差异、关节中心定位误差与皮肤接触条件变化，会直接转化为机构装配与交互控制上的约束。因此结构设计需在减重、刚度、背隙与限位保护之间取得平衡，并为后续的阻抗或力控制策略预留足够的传感与执行余量，同时兼顾装配工艺、维护更换与临床使用流程中的可操作性。

1.2 国内外研究现状

现有穿戴式上肢康复机器人主要包括外骨骼式（exoskeleton）与康复平台式（end-effector）两大类。外骨骼式机器人能够直接与人体关节实现耦合控制，具有更好的运动学一致性，但结构装配难度高，需要处理人体-机器人关节中心偏差与穿戴舒适性问题；其优势在于可以把控制量更直接地映射到关节空间，便于实现肩肘协同训练与多自由度阻抗调节。康复平台式机器人通常通过末端执行器对手或前臂施加引导力，结构更简化，安装流程相对友好，但在肩肘协同方面可能存在不完全的动力学匹配，且对个体差异的补偿往往依赖软件与训练范式而非机构几何本身。

从国际研究看，上肢外骨骼在机构构型上既有串联连杆方案，也有引入并联或柔顺元件以吸收偏差的方案；在驱动形式上，常见的是电机加谐波或行星减速的机电一体化路径，也有研究关注柔性驱动与可变刚度以提升人机交互顺应性。国内研究在样机工程化、成本控制与医院场景适配方面积累较多经验，但在长期使用可靠性、标准化测试流程与风险管理体系方面仍需与产品化要求对齐。总体而言，外骨骼式结构的关键难点集中在：关节中心对齐、力传递路径设计、穿戴固定可靠性与安全策略完善。近年来研究趋势表现为：在机构层面采用模块化连杆与可调安装孔提高适配性，在传动层面采用低背隙减速与预紧齿轮改善力控品质，在系统层面将位置、力与压力信息融合以实现皮肤保护与轨迹约束的协同。本文正是在上述背景下，以工程样机零件与装配关系为依托，对关键构件与总体布局进行结构化阐述，并突出可制造、可维护与安全冗余等工程要素。

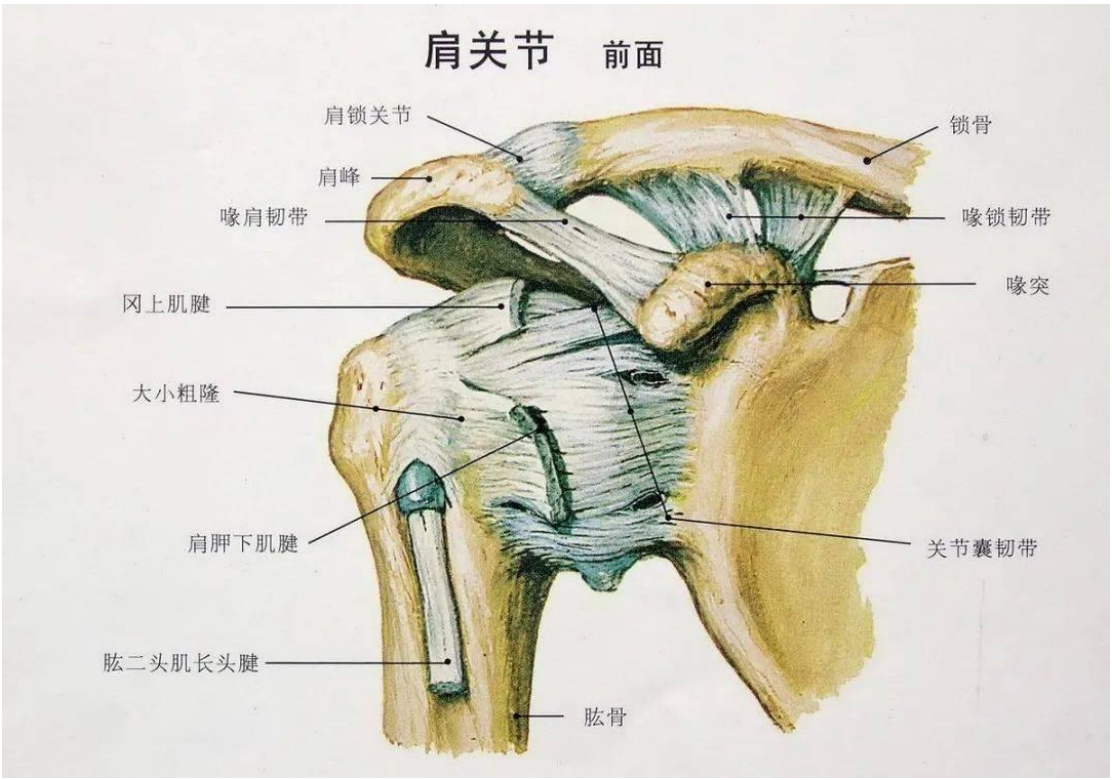


图 1-1 上肢关节图

1.3 本文主要工作

本文主要围绕穿戴式上肢康复机器人结构设计展开，重点工作包括总体结构方案与模块划分、自由度需求导出下的肩、肘与前臂机械自由度及传动结构设计、人体关节中心偏差对控制精度的影响分析及关节对齐与容差设计方法提出、驱动与传动选型原则力矩裕度、背隙抑制与减重策略总结、传感与安全机构设计位置

/力/力矩测量、限位、机械过载保护与急停容错策略、以及材料与制造工艺建议与验证思路梳理。全文在表述上兼顾“结构—传感—安全”闭环：既给出与图纸对应的构件说明，也通过公式化表达将力矩估算、雅可比映射与阻抗相关约束纳入设计依据，便于读者将机构尺寸与控制参数建立关联。

1.4 论文结构安排

第 2 章从典型训练动作出发导出自由度需求，给出总体组成与装配关系描述，并补充使用场景、人体工学约束、可验收的设计指标分解，以及与训练流程相关的结构接口需求。第 3 章为全文核心，围绕肩关节、肘关节与前臂旋转等关键机构展开，结合传动与驱动选型、关节对齐、传感走线等内容形成完整结构方案。第 4 章从机械限位、过载保护、皮肤约束与冗余容错等方面讨论安全机制与可靠性要点。第 5 章从材料、装配工艺、公差与表面处理等角度给出实现层面的建议。第 6 章给出运动学、动力学交互与舒适性安全性等验证思路，并补充试验工况、误差与风险验证等内容。第 7 章对全文工作进行总结并展望未来研究方向。

第 2 章 需求分析与总体方案

2.1 典型训练动作与自由度需求

上肢康复通常覆盖肩关节屈伸、外展内收、肘关节屈伸以及前臂旋转等。根据临床训练常用动作的运动规律，可将穿戴式机器人自由度设计为：肩屈伸 1 DOF+ 肘屈伸 1 DOF+ 前臂旋转 1 DOF+ 可选的肩外展或手腕引导腕转动模块，视应用场景与负载能力确定。为保证结构可实现性与穿戴稳定性，本文以“3 DOF 主控制 + 可选腕转动引导”作为基本方案。从机构学角度，关节空间可记为 $q \in \mathbb{R}^n$（n 为有效自由度个数），当各关节运动范围满足 $\theta_{j,\min} \le q_j \le \theta_{j,\max}$ 时，末端可达工作空间由正向运动学 $x = f(q)$ 在关节限位集合上的像集给出；若仅考虑肩、肘、前臂三关节，可先在平面或简化的串联模型中估计工作空间尺度，再据此校核机架与导轨的布置范围，避免机构与人体发生干涉。

表 1 穿戴式上肢康复机器人自由度与训练动作对应关系

自由度	关节 / 模块	典型训练动作	结构约束与控制目标
1	肩关节屈伸	肩关节前屈 - 后伸、上肢摆动	实现轨迹精确跟随，设置力矩限幅，保证上臂稳定支撑
2	肘关节屈伸	肘关节屈曲 - 伸直运动	减小关节偏差与剪切力，提高阻抗控制稳定性与一致性
3	前臂旋前旋后	前臂旋前 - 旋后动作	施加同心度约束，降低绑带滑移与运动附加摩擦
可选	腕关节转动引导	末端姿态调整、抓握动作配合	构建稳定力传递路径，为腕部转动提供可靠支撑

关节速度 $\dot{q}$ 与末端速度 $\dot{x}$ 的一阶关系可写为

$$\dot{x} = \frac{\partial f}{\partial q}(q)\dot{q} = J(q)\dot{q} \qquad (2\text{-}1)$$

式（2-1）为串联机构速度映射关系：式中，q 为关节坐标向量，x 为末端位姿（或任务空间坐标），$J(q) = \partial f / \partial q$ 为雅可比矩阵，表示关节速度与末端速度之间的线性近似关系。对加速度层，有

$$\ddot{x} = J(q)\ddot{q} + \dot{J}(q,\dot{q})\dot{q} \qquad (2\text{-}2)$$

式（2-2）中，第一项 $J(q)\ddot{q}$ 为关节加速度经雅可比映射到末端的成分，第二项 $\dot{J}\dot{q}$ 为哥氏/耦合加速度项；在结构奇异位形附近不仅 $\dot{x}$ 对 $\dot{q}$ 的映射敏感，$\ddot{x}$ 对关节加速度的需求也会提高。结构设计时需在关节限位内保证 $J(q)$ 不出现异常病态，以降低轨迹跟踪与力控对关节速度/加速度的苛刻要求。

在工程实践中，自由度数量并非越多越好：每增加一个主动关节，都会带来驱动、传感、线束与重量成本的上升，同时也增加人机对齐与维护复杂度。本文方案以肩屈伸、肘屈伸与前臂旋转作为基础三自由度，可在覆盖多数上肢平面训练动作的同时保持结构紧凑；若训练方案需要更多姿态自由度，可在后续迭代中通过模块化扩展肩外展或腕部引导，而不破坏主运动链的装配基准。工作空间校核时还应考虑患者坐位与站位差异、躯干前倾角度以及机架高度调节范围，使导轨行程与手臂机构回转半径相匹配，避免出现“结构可达但人体不舒适”的配置。

2.2 总体结构与装配示意

穿戴式上肢康复机器人由上臂支撑架、前臂支撑架、关节执行机构、传感模块、控制与供电模块、安全与限位模块以及穿戴与调节组件构成。上臂支撑架负责将驱动力矩与约束传递到上臂并提供可靠支撑；前臂支撑架用于支撑肘部与前臂相关运动过程中的力传递；关节执行机构对肩、肘与前臂旋转自由度完成驱动与传动；传感模块实现位置测量并获取力/压力反馈以支撑力控或阻抗控制；控制与供电模块实现驱动器控制、电源分配与通讯；安全与限位模块提供硬件限位、软硬阈保护与急停容错；穿戴与调节组件通过绑带与滑轨/快装结构完成尺寸适配并保证舒适性与稳定性。总体布局上，可移动机架与导轨用于实现训练高度与人体姿态的粗调，背板与锁带用于躯干侧稳定，电控箱与电机集中布置有利于缩

短动力线与信号线长度，降低电磁干扰与线束磨损风险；手臂侧则通过串联连杆与旋转副形成肩—肘—前臂的传力链，与后文零件图形成一一对应关系。

总体结构示意与装配参考如下。

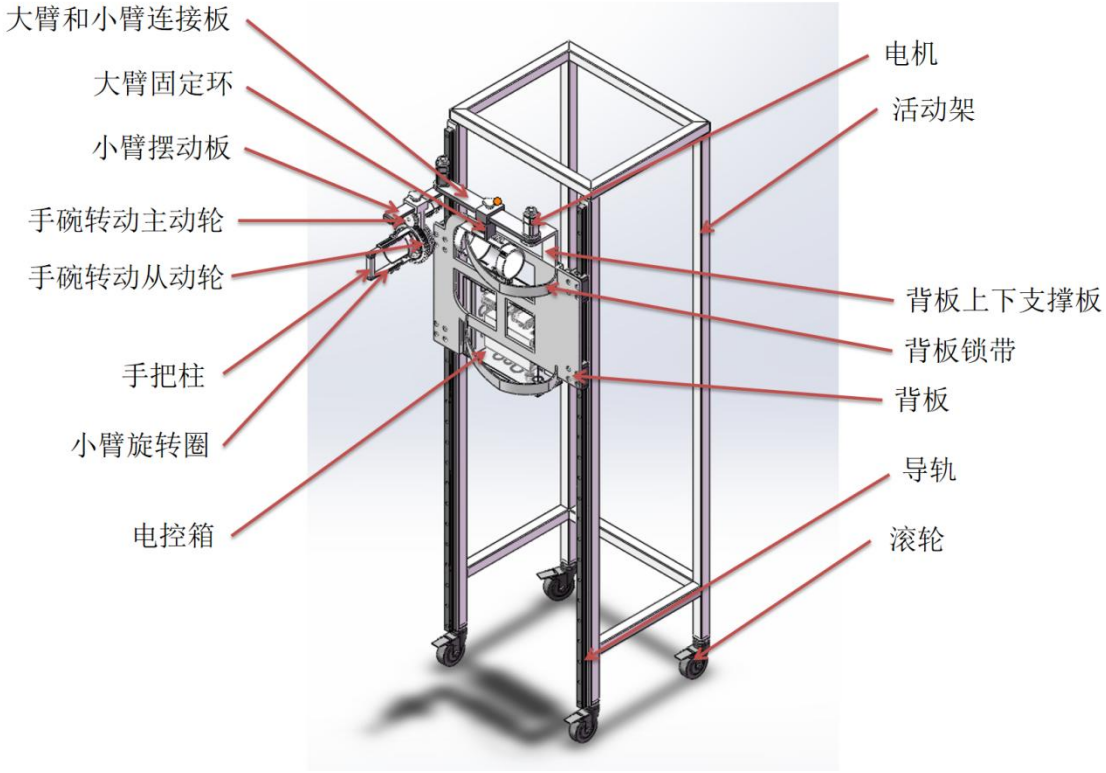


图 2-1 穿戴式上肢康复机器人整体三维结构

整体结构可视为“上臂支撑-肘部铰链-前臂旋转-可选腕部转动引导”的串联系统。肩侧通过大臂固定环完成对上臂支撑与力矩耦合；肘侧采用大臂小臂连接板与肘部摆动支撑板形成同轴旋转支撑，使肘屈伸过程中机构能够对患者肘关节的运动趋势进行约束与引导；前臂旋转部分通过小臂旋转圈与前臂支承路径维持旋转同心度，并通过手把柱等连接件保证力传递链路的连续性。若配置腕部转动模块，则动力轮轴与主动轮轴为腕部提供低摩擦、稳定的相对转动传力路径。

从运动学角度，本文将系统关节变量表示为

$q=[\theta_s,\theta_e,\theta_f]^T$（分别对应肩屈伸、肘屈伸与前臂旋转），在可选腕转动模块加入时可扩展为 $q=[\theta_s,\theta_e,\theta_f,\theta_w]^T$。机构的任务空间末端位姿可写为

$$x=f(q) \qquad (2\text{-}3)$$

式（2-3）为正向运动学关系：式中，$f(\cdot)$ 由机构几何参数决定，建立了关

节空间到任务空间的映射。在力控或阻抗控制下，关节空间力矩与人体外部交互力之间的映射可概括为雅可比转置形式：

$$\tau = J^{T}(q)F_{\text{ext}} \qquad （2\text{-}4）$$

式（2-4）为静力学力映射（虚功原理意义下）：式中，F_{ext} 为作用于末端（或交互点）的外部广义力，τ 为与之平衡的关节力矩向量。结构设计的核心之一是尽可能减小关节中心偏差与结构柔度带来的等效雅可比畸变，使得控制器输出的力矩能按期望作用到支撑与引导通道上。

从力传递路径看，患者主动/被动输入的交互力首先作用于衬垫与接触界面，再通过绑带与支撑架传递到肩、肘和前臂的支撑结构；关节铰链将力分解为对应自由度的约束力矩，最终由减速后的执行机构输出到机架。为提高穿戴舒适性，结构接触区通常配合柔顺材料层以增大等效接触面积、降低局部压强；同时通过多点支撑减少单一接触点的力峰值，降低皮肤受损风险。在线缆走线与运动干涉方面，整体布局需保证关节旋转过程中线束不发生拉伸、挤压与摩擦磨损，以免在长时间训练后引入额外摩擦力和控制漂移。

总体布局还需兼顾“训练可达性”与“设备可移动性”。医院康复科往往需要在床旁、治疗区与走廊之间转运设备，机架脚轮、锁止机构与最小转弯半径应在结构阶段一并考虑；家庭场景则更关注占地与噪声，电机与减速器的安装隔振、背板与机架的刚性连接方式会影响结构声辐射路径。本文在描述总体方案时强调模块边界清晰：手臂运动链与躯干固定件分离、传感与电控集中布置，有利于后续按模块排查故障与更换易损件。



图 2-2 穿戴式上肢康复机器人实物

2.3 结构设计目标

结构设计目标在于实现运动学匹配，尽可能降低人体关节与机器人旋转中心偏差导致的非期望约束；同时保证力传递合理，使力的作用方向与人体生理承受路径尽量一致，从而降低局部压力峰值。在安全与舒适方面，系统应具备可调节与易穿戴能力，控制发热与附加惯量，并在异常发生时实现快速、可靠的安全停止；在可制造性与可维护性方面，结构需要简洁且装配工艺具备可重复性，便于后续维修与升级；在控制友好性方面，传动刚度与背隙应满足阻抗/力控策略稳定性的基本要求。可进一步用量化指标描述目标：设关节最大允许偏差为 $e_{\max}$，接触区压强上限为 $p_{\max}$，传动背隙等效为 $\Delta\theta_{\mathrm{bl}}$，则设计应满足 $e \le e_{\max}$、$p \le p_{\max}$ 且在目标频段内 $\Delta\theta_{\mathrm{bl}}$ 对力控的影响可控制在可接受范围内。

从控制与结构协同角度，阻抗调节常用关节空间二阶关系表述为

$$M_d(\ddot{q}_d - \ddot{q}) + D_d(\dot{q}_d - \dot{q}) + K_d(q_d - q) = \tau_h - \tau_{\mathrm{ext}} \qquad (2\text{-}5)$$

式（2-5）为关节空间目标阻抗模型：式中，下标 d 表示期望轨迹，M_d、D_d、K_d 分别为期望惯性、阻尼与刚度矩阵；τ_h 为患者施加于机构的关节力矩，

τ_{ext} 为环境/交互等效项。结构侧需保证传动链等效刚度与阻尼不至于使上式在工程参数下无法实现，并与式（2-4）的力映射一致。任务空间亦可写为

$$M_{xd}(\ddot{x}_d-\ddot{x})+D_{xd}(\dot{x}_d-\dot{x})+K_{xd}(x_d-x)=F_h-F_{\text{env}} \qquad (2\text{-}6)$$

式（2-6）为任务空间目标阻抗：式中，x 为末端或交互点位姿，F_h 为操作者施加力，F_{env} 为环境作用力；M_{xd}、D_{xd}、K_{xd} 为任务空间惯性、阻尼与刚度。当采用 $x=f(q)$ 时，$J(q)$ 将关节空间与任务空间耦合，结构奇异位形附近需避免作为常规训练姿态。

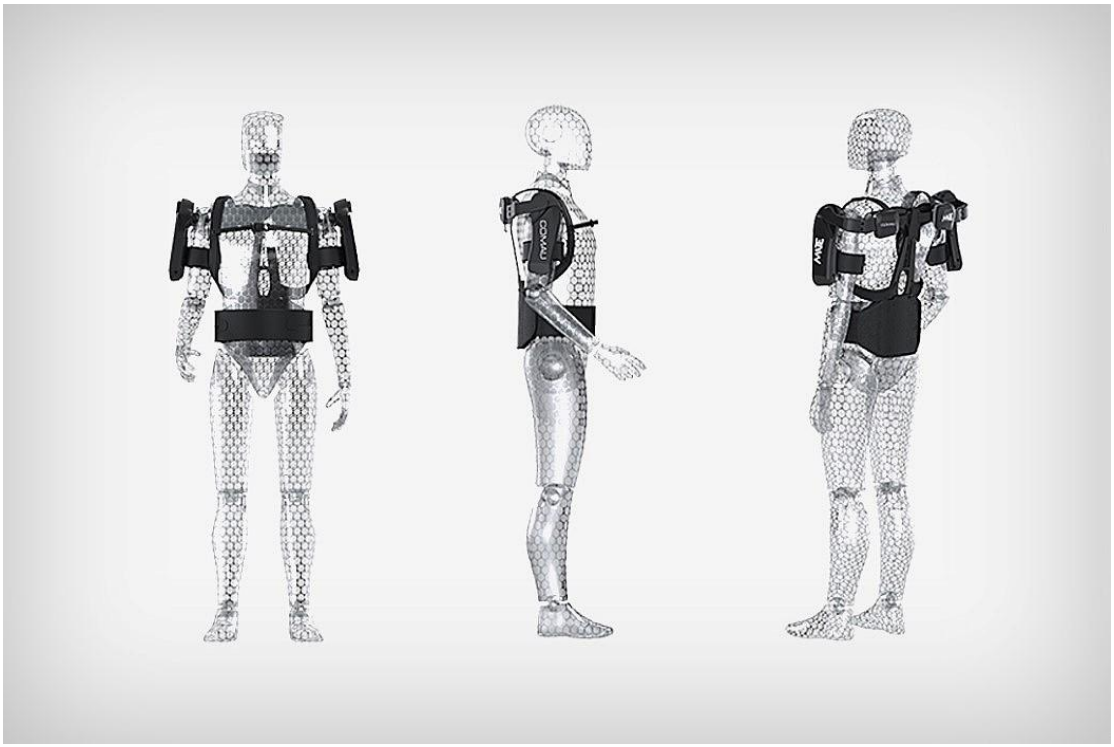


图 2-3 外骨骼人机耦合图

2.4 使用场景与人体工学约束

本结构面向医院康复科、社区康复与家庭辅助训练等场景，使用对象涵盖脑卒中后上肢功能障碍、周围神经损伤及术后早期关节活动度维持训练等人群。不同场景对设备提出差异化约束：医院场景强调治疗师可操作性、急停可靠性与数据记录完整性；社区与家庭场景更关注移动便利性、噪声与占地、以及非专业人员误操作下的安全性。人体工学层面，穿戴界面应避免在骨突部位产生集中压强，绑带张力分布宜均匀；训练过程中患者可能出现代偿动作，结构应在肘与肩处提供足够侧向约束而不限制必要生理活动。对老年用户与肌力较弱用户，还应控制

整机附加惯量与启动冲击，避免诱发肩肘二次损伤。上述约束将直接转化为结构上的“可调范围、限位角度、最大输出力矩与最大绑带压力”等设计边界，并在后文通过限位、传感与安全策略予以落实。

从使用流程看，设备还应支持“快速穿戴—参数确认—训练—结束卸除”的闭环：穿戴环节涉及绑带调节与关节对齐确认，结构应提供清晰的刻度或档位提示；训练环节涉及模式切换与暂停，急停器件位置应便于患者与治疗师触及；结束环节应避免在卸除绑带时因机构回弹造成夹伤，必要时在结构上设置阻尼或限位销。对环境适应性而言，地面不平、地毯阻力与电源布线也会影响机架稳定性，脚轮锁止与电源线防绊设计属于与结构强相关的细节。

2.5 设计约束指标与验收准则

为便于工程验收，建议将结构设计目标分解为可测指标。表 3 给出一种与本文结构相匹配的指标分解示例。指标分为运动学类、力学与交互类、安全类与工艺类四类：运动学类关注轨迹误差与关节角范围；力学类关注输出力矩裕度与背隙等效影响；安全类关注硬软限位关系、急停响应与皮肤压强；工艺类关注关键孔位公差、表面粗糙度与热处理硬度区间。验收时建议采用“型式试验+抽样复测”的方式：关键承力件按图纸全项检验，电气与安全功能按工况逐项触发，形成可追溯记录。

表 3 结构设计约束与验收指标

类别	指标项	含义说明	建议判据
运动学	关节角范围	肩 / 肘 / 前臂各自由度可达区间	满足训练动作覆盖且不干涉人体
运动学	轨迹误差	末端或关节角跟踪误差	RMSE 低于设定阈值
力学	力矩裕度	峰值负载相对额定连续输出	安全系数与短时过载满足规范
力学	背隙影响	传动间隙引起的等效角误差	小于控制分辨率需求
安全	软硬限位	软限先于硬限触发	$\lvert q_{soft} \rvert < \lvert q_{hard} \rvert$
安全	急停响应	触发到力矩切断或保持	t_{stop} 小于阈值

类别	指标项	含义说明	建议判据
工艺	关键孔公差	轴承位 / 定位孔	按 H7/f6 等配合选用
工艺	齿面硬度	齿轮轴类调质硬度	28~ 32 HRC

2.6 与训练流程相关的结构接口需求

除上述指标外，结构设计还应与训练流程中的关键动作接口一致。例如，在“肩肘联动平面运动”训练中，机架高度与肩铰链初始角度应允许患者在自然坐姿下完成规定幅度而不需过度耸肩；在“前臂旋前旋后”训练中，旋转圈与手部支撑件不得限制腕部必要的微动，否则患者会通过躯干代偿，影响训练质量。对需要记录训练数据的场景，结构上应为传感器与线缆预留固定点与检修口，避免治疗师为临时走线而破坏原有应力释放设计。若未来扩展游戏化交互显示终端，背板或立柱上宜预留标准安装孔或快拆支架接口，以减少后期改版对主承力结构的开孔削弱。

第 3 章 关键机构设计

3.1 自由度分配与关节结构

3.1.1 肩关节机构设计

肩关节屈伸的外骨骼驱动通常采用“摆动铰链”与“支撑架”相结合的结构。肩部执行机构可布置在胸前/上臂侧边，避免直接贴合肩峰以降低压痛风险。结构上应保证旋转轴线与人体肩关节中心附近对齐。对于穿戴误差，可引入微调滑槽或偏心补偿结构，使得机器人转轴可在一定范围内调整。肩带与固定环的几何关系决定了约束力在上臂周向的分布：若固定环半径为 R、绑带张力为 T_b，则接触面平均周向压强可近似为

$$p \approx \frac{T_b}{2\pi R b} \qquad （3\text{-}1）$$

式（3-1）中，b 为绑带与上臂接触的有效宽度；该式将周向张力与几何尺寸折算为平均压强，用于结构侧评估衬垫宽度与绑带布置对局部压强的影响，设计时应通过增大 b 或分散绑带点来降低 p。

肩部的另一工程要点在于动态训练过程中上臂相对躯干的姿态变化：患者可能出现肩胛骨代偿或躯干前倾，若外骨骼肩铰链与人体肩肱节律不匹配，会在连接处产生额外弯矩，进而传递到绑带与胸背固定件。结构设计上可通过增加上臂托架的侧向支撑、在胸前支撑点设置柔顺层、以及限制肩屈伸速度上限等方式降低冲击；同时肩铰链附近应预留维护窗口，便于检查轴承磨损与螺栓松动，这对长期重复训练设备尤为重要。

如图 3-1 所示，大臂固定环用于肩关节侧的支撑与力矩传递；通过与上臂支撑架、转动部件的配合，实现相对旋转与装配定位。

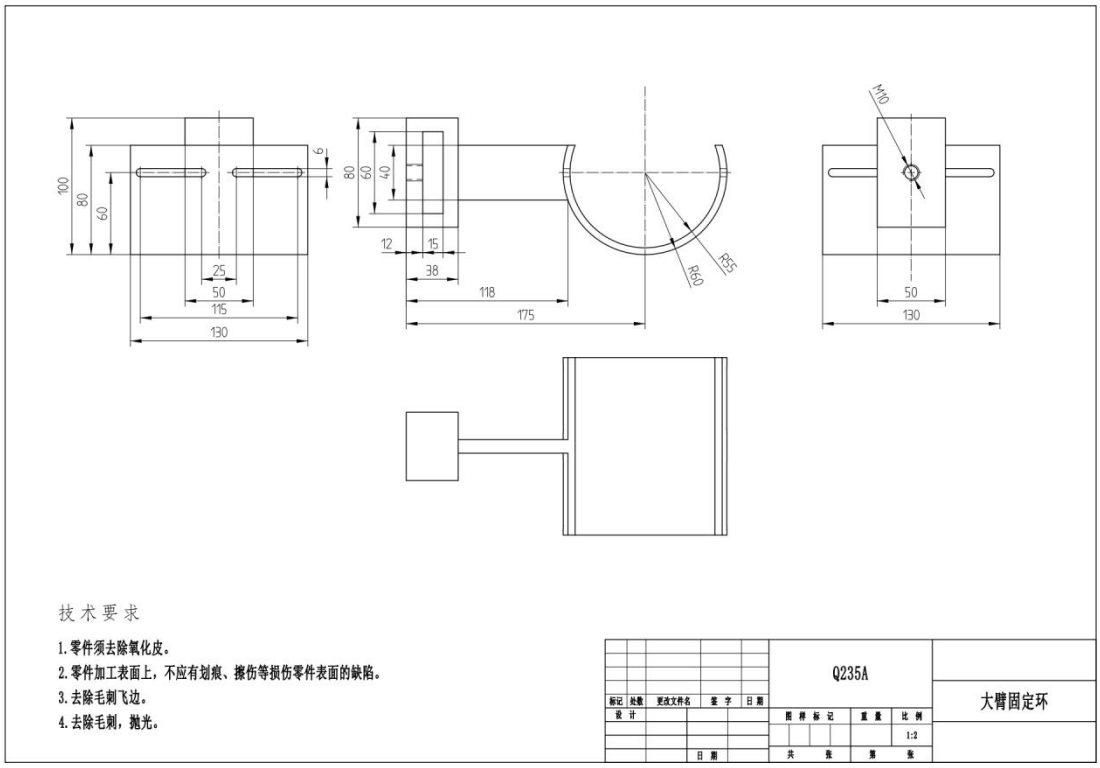


图 3-1 大臂固定环

3.1.2 肘关节机构设计

肘关节屈伸是康复训练中动作最频繁、控制要求较高的自由度。外骨骼式设计常采用与肘铰链同轴的旋转副。为降低偏差引起的剪切力，可在肘关节两侧设计导向结构，并通过上、下支撑架的刚性连接保证转动稳定。大臂与小臂之间的力传递与相对定位由连接板实现，如图 4 所示。

肘部结构在载荷上往往承受较大的弯矩与剪力：训练时交互力不仅沿屈伸平面作用，也可能因患者前臂内外旋或肩部微动而产生侧向分量。连接板与铰链销轴的选型应同时考虑静强度与疲劳强度，销轴与轴承配合处需避免应力集中；若采用分体式盖板压紧轴承外圈，应注意拧紧顺序与预紧力均匀性，防止轴承外圈变形导致转动卡滞。肘关节附近也是患者衣物与皮肤褶皱集中区域，结构边缘应倒钝，避免训练往复运动中产生摩擦性皮损。

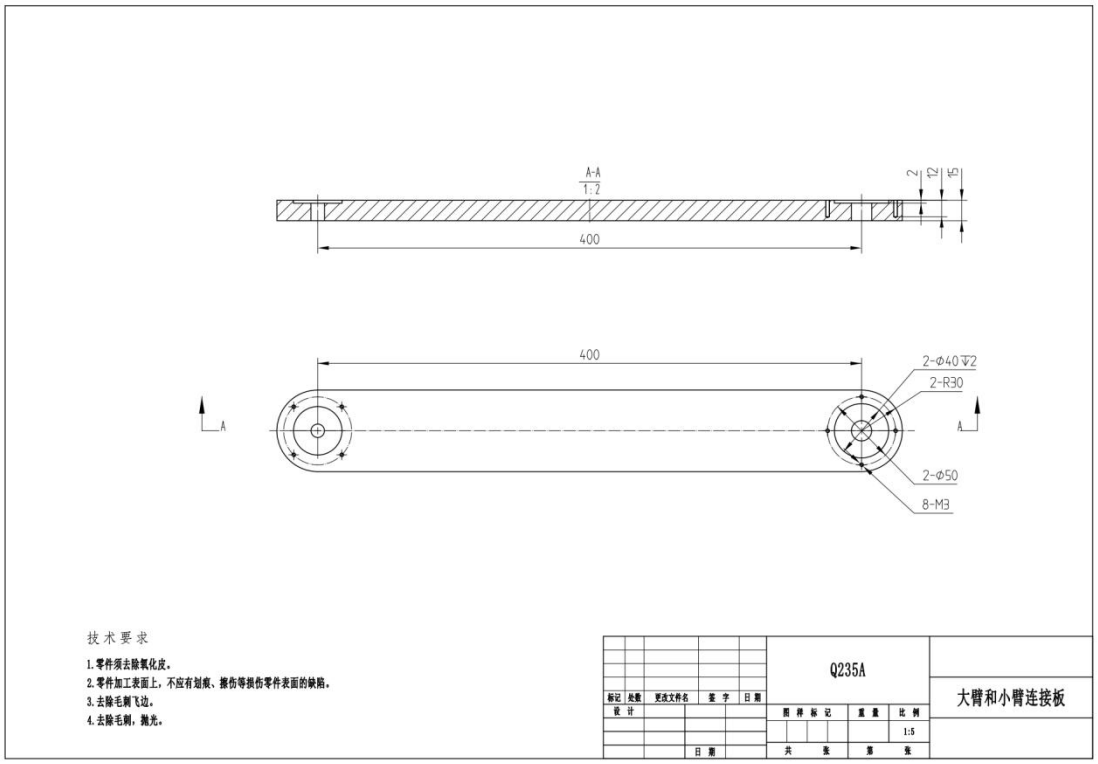


图 3-2 大臂小臂连接板

3.1.3 肘部摆动支撑板

在肘部摆动支撑环节，可采用图 3-3 所示的小臂摆动板以提升导向刚度与运动一致性，从而减少由于绑带微滑移带来的轨迹偏差。摆动支撑板与导轨或导向件之间的间隙应控制在既能保证顺畅滑动又不产生明显撞击的范围内；若间隙过大，会在换向瞬间出现“空行程”，对力控表现为迟滞；若间隙过小，则可能因加工误差或热膨胀导致卡滞。装配阶段建议对导向面进行涂色法或塞尺检查，并记录试运转噪声水平作为基线。

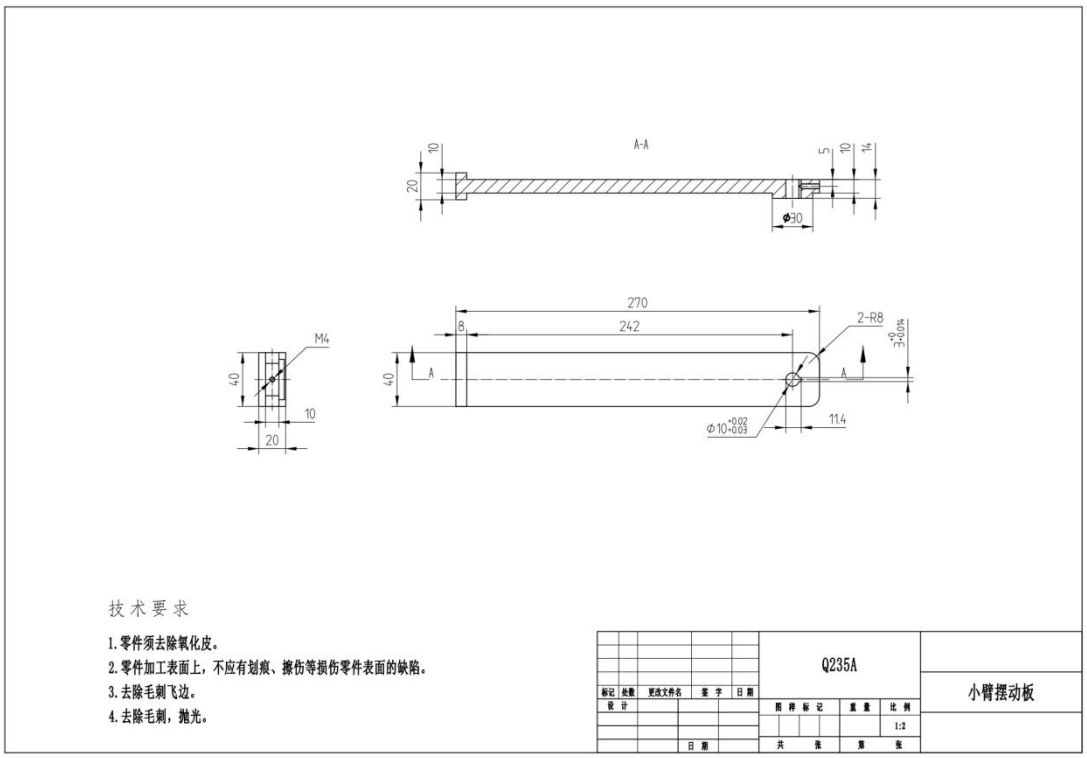


图 3-3 小臂摆动板

3.1.4 前臂旋转机构设计

前臂旋转对结构同心度敏感。可采用“同轴圆环支承 + 偏心补偿”的方式，将旋转执行器布置于前臂支撑架的侧面或腕侧附近。为减少旋转过程中绑带相对滑移，建议在前臂支撑架上设置可换衬垫与防滑层，并在旋转轴附近增加支承支架，提升抗扭刚度。前臂旋转的关键环节对应小臂旋转圈，如图 3-4 所示。

前臂旋转训练时，患者腕部与手部可能同时参与抓握或支撑，若旋转中心与尺桡骨相对运动中心偏离，会在小臂近端产生扭转与剪切，长期训练可能诱发不适。结构上除保证同心度外，还应控制旋转速度上限与加速度，配合控制侧阻抗参数，使旋转过程“柔顺可控”。此外，旋转圈附近线束应沿周向均匀固定，避免在极限旋前或旋后角度出现线束扭转累积导致的断芯风险。

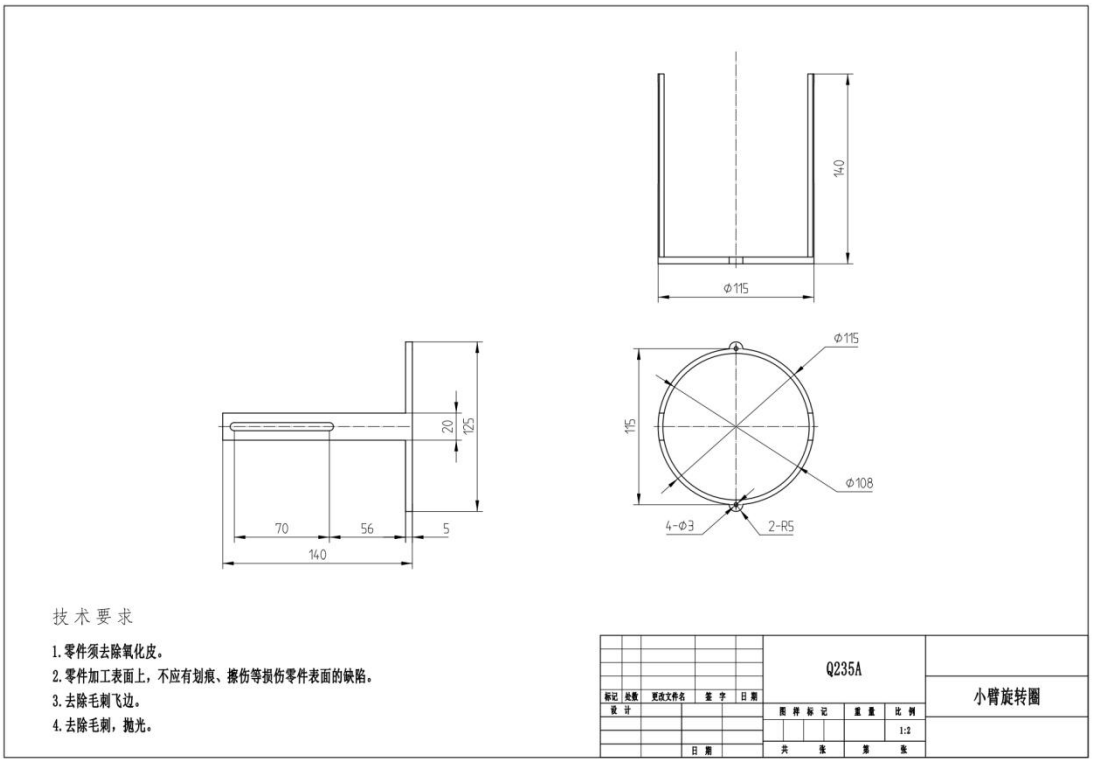


图 3-4 小臂旋转圈

3.1.5 手把柱

为实现手部支撑与上/下模块可靠连接，可设置手把柱，如图 3-5 所示。手把柱需在满足强度的同时保证与皮肤接触区域的圆滑过渡，降低局部压强。

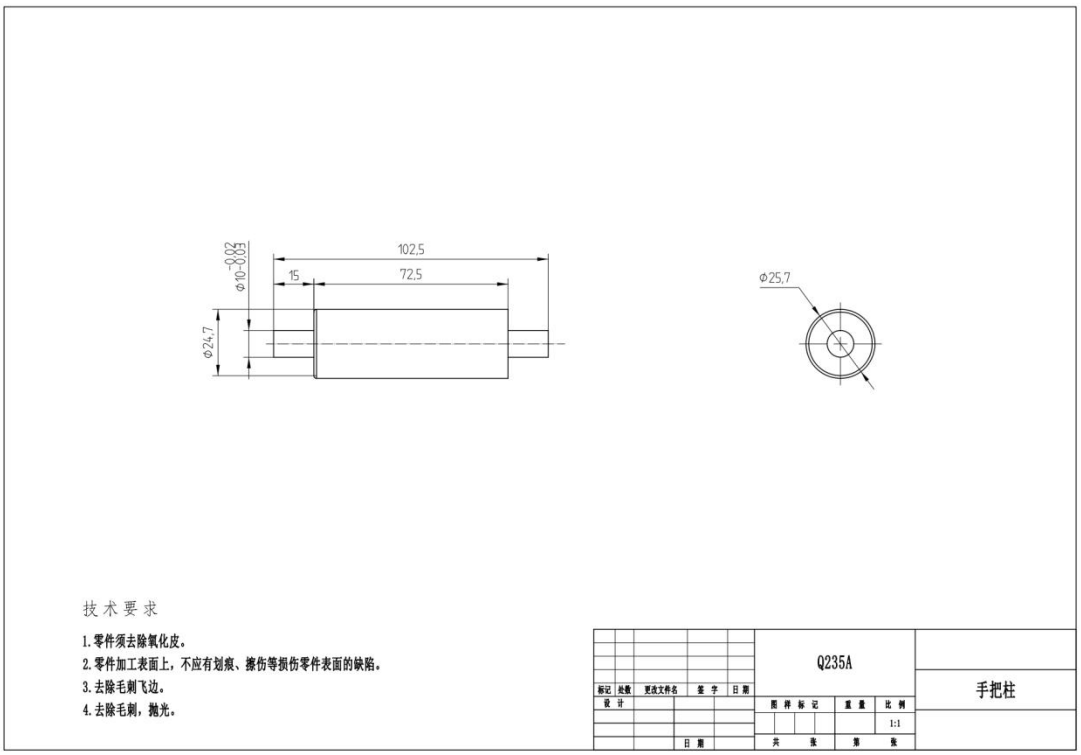


图 3-5 手把柱

3.1.6 手腕转动动力轮轴

对于可选的腕转动引导模块，手腕转动的动力轮轴传动结构如图 8 所示。动力轮轴负责将电机输出力矩通过轮系传递到腕部传力路径中。

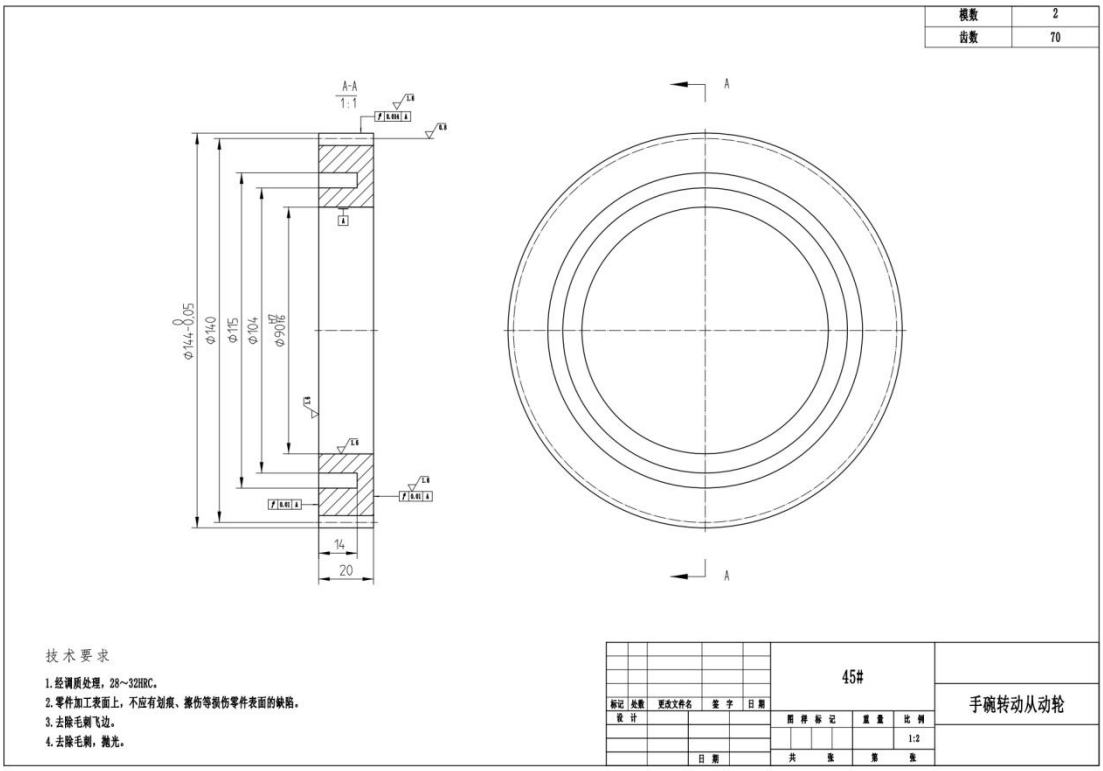


图 3-6 从动轮

3.1.7 手腕转动主动轮轴

与动力轮轴配合的主动轮轴结构如图 9 所示，用于实现稳定的相对旋转传力路径，并对装配同轴度提出更高要求。

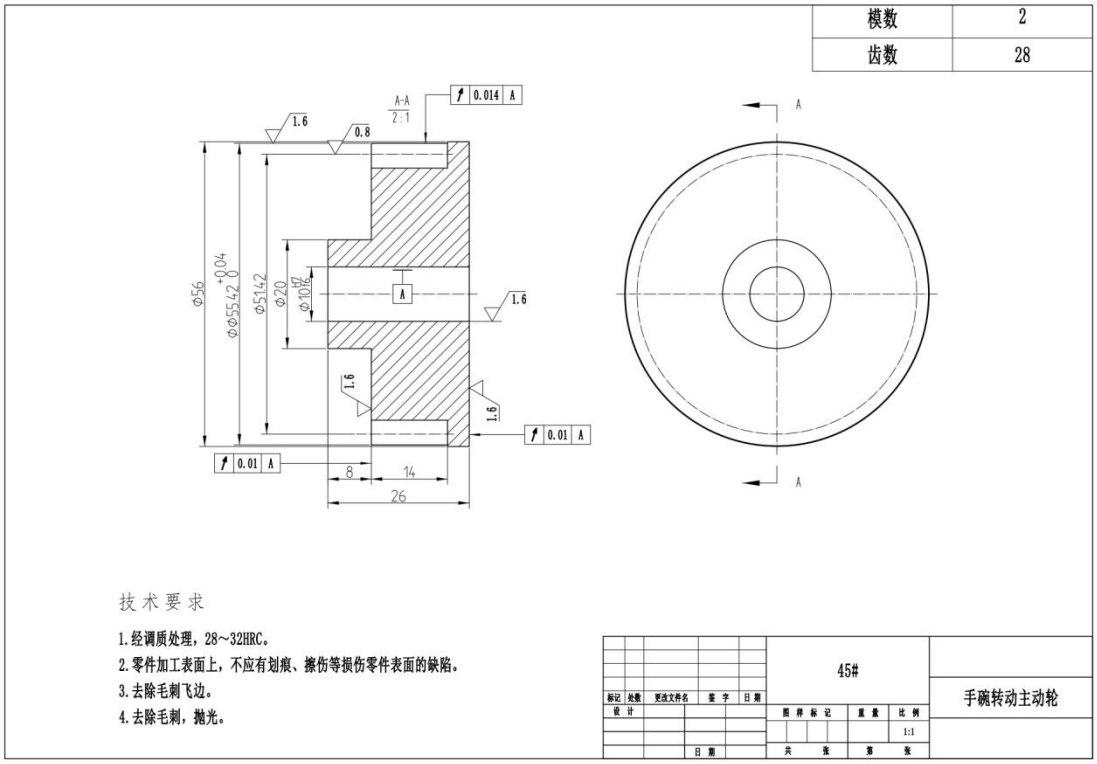


图 3-7 主动轮轴

3.1.8 装配顺序、螺栓连接与防松

工程装配建议遵循“先基准后附件、先内后外、先定位后紧固”的原则：先完成机架与背板组件的水平与垂直基准找正，再安装导轨滑块与手臂机构；关节轴承与齿轮轴系应在专用工装上完成同轴度检测后再装入整机。螺栓连接应按对角线分步拧紧以减小法兰翘曲；对振动部位采用弹簧垫圈、螺纹胶或双螺母等防松措施。对 Q235A 钣金与焊接件，焊接后应进行矫形与去应力处理，避免装配应力与焊接残余应力叠加导致孔系错位。装配完成后建议进行空载回零与低力矩试运行，记录各关节空载电流与异响情况，作为后续故障诊断基线。

3.2 传动与驱动选型

3.2.1 减速器与背隙控制

康复机器人的力控或阻抗控制对传动间隙（backlash）非常敏感，间隙会导致力响应迟滞、振荡甚至稳定性下降。结构设计上宜优先采用谐波减速器或行星减速器等低背隙传动，或者通过预紧与双向齿轮设计降低间隙。同时，选择减速器时需综合考虑：输出转矩裕度、效率、热稳定性与寿命。若将电机输出角记为 θ_m，关节输出角记为 θ，减速比为 i，则理想情况下 $\theta = \theta_m / i$；考虑背隙 $\Delta\theta_{\mathrm{bl}}$

时，力控在小角度扰动下会出现“死区”，其等效关节角误差可近似为 $\Delta\theta_{\mathrm{bl}}$ 的量级，因此结构选型应使 $\Delta\theta_{\mathrm{bl}}$ 小于控制带宽内允许的最小分辨率需求。工程选型时还应核对减速器允许的最高输入转速与平均负载转矩曲线：康复训练多为低速往复工况，瞬时峰值可能接近限扭阈值，但热积累往往来自长时间中等负载。若减速器热设计不足，温升会导致润滑油黏度变化与齿面磨损加速，进而表现为背隙增长。结构上可为减速器周边预留散热风道或导热垫接触面，并避免将热源紧贴橡胶衬垫与线束护套。名义输出与电机侧力矩关系可写为

$$\tau_{\mathrm{out}} = i\eta\tau_{\mathrm{m}} \qquad (3\text{-}2)$$

式（3-2）为传动链力矩折算关系：式中，i 为减速器传动比，η 为传动效率（计及齿轮啮合、轴承等损耗），τ_{m} 为电机轴输出力矩，τ_{out} 为关节端名义输出力矩。



图 3-8　康复机器人

3.2.2 力矩裕度与安全冗余

由于个体差异大，且康复阶段患者肌力变化快，结构需留出足够的力矩裕度。设计上可根据最大训练阻力与摩擦估计计算所需驱动转矩，考虑传动效率、机构摩擦以及可能的外力扰动。在软件层面采用力/位置双重限幅，硬件层面设置机

械过载保护，形成双通道安全。若已知关节最大连续输出力矩 τ_{cont} 与短时峰值力矩 τ_{peak}，可采用裕度系数 $\lambda>1$ 校核 $\tau_{\text{peak}} \le \lambda \tau_{\text{cont}}$，以避免训练冲击导致驱动器饱和或结构屈服。

驱动转矩计算示例

设最大等效交互力为 $F_{\max}=160\ \text{N}$，肘关节处到主要施力点的力臂为 $L=0.045\ \text{m}$（力臂尺寸取自图 4 所示肘部连接板的等效力臂，传力支撑对应图 6 所示支撑板），则关节所需等效负载力矩为

$$T_{\text{load}} = F_{\max} L = 160 \times 0.045 = 7.2\ \text{N}\cdot\text{m} \qquad (3\text{-}3)$$

式（3-3）为静力矩估算：式中，$F_{\max}$ 为训练过程中等效到交互点的最大作用力，L 为力臂。假设选用减速比 $i=50$，传动效率 $\eta=0.85$，则电机侧需要的等效力矩为

$$T_{\text{motor}} = \frac{T_{\text{load}}}{i\eta} = \frac{7.2}{50 \times 0.85} = 0.169\ \text{N}\cdot\text{m} \qquad (3\text{-}4)$$

式（3-4）将关节负载折算到电机轴，与式（3-2）含义一致。为覆盖个体差异、冲击外力与摩擦不确定性，取设计安全系数 $k=2$，则电机设计力矩为

$$T_{\text{motor,design}} = kT_{\text{motor}} = 2 \times 0.169 = 0.338\ \text{N}\cdot\text{m} \qquad (3\text{-}5)$$

式（3-5）中，k 为安全系数，用于在选型阶段预留力矩裕度。

表 2 肘关节驱动转矩计算参数

参数	符号	取值（示例）	说明
最大交互力	Fmax	160 N	由训练阻力与安全系数折算
力臂	L	0.045 m	肘轴到施力点等效距离（见图 4）
减速比	i	50	机械传动比
效率	η	0.85	包含齿轮 / 轴承效率
安全系数	k	2	覆盖差异与冲击

计算结果表明：电机额定连续转矩应不小于 $T_{\text{motor,design}}$，并留有进一步的裕度，以保证长期训练稳定性。

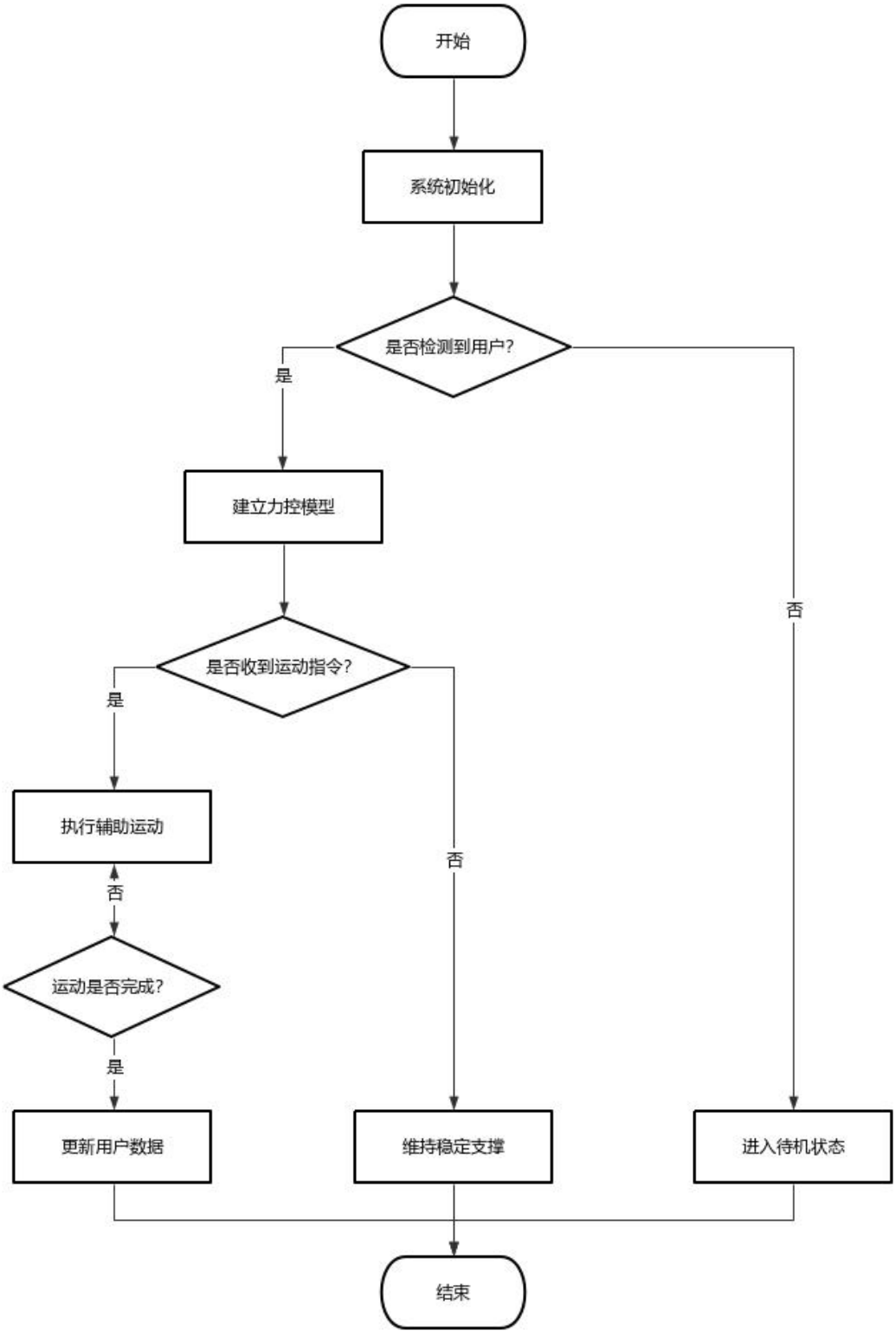


图 3-9 力控系统流程图

3.2.3 质量与惯量优化

穿戴式设备需要控制重量与转动惯量，降低患者负担与不适。结构优化可从以下方面入手：选用轻量化材料铝合金或纤维增强复合材料的合适部位、减少不必要的实体支撑、采用中空轴与集成式支架，并对关键旋转部件进行轻量化设计。设绕关节轴的等效转动惯量为 I_{eq}，角加速度为 α，则加速阶段附加力矩近似为

$$\tau_{\text{acc}} = I_{\text{eq}}\alpha \qquad (3\text{-}6)$$

式（3-6）为刚体绕定轴转动的欧拉定律在单关节上的近似：式中，I_{eq} 含连杆、减速器与电机转子折算惯量；减重与惯量降低可直接减小 τ_{acc}，从而降低对电机峰值能力与结构冲击的要求。

3.2.4 关节空间动力学与结构参数耦合

串联外骨骼在关节空间的动力学可写为

$$M(q)\ddot{q} + C(q,\dot{q})\dot{q} + g(q) + \tau_f + \tau_{\text{ext}} = \tau \qquad (3\text{-}7)$$

式（3-7）为一般形式的关节空间动力学方程：式中，$M(q)$ 为惯性矩阵，$C(q,\dot{q})\dot{q}$ 为科氏与离心力项，$g(q)$ 为重力项，τ_f 为摩擦与未建模扰动，τ_{ext} 为患者与环境施加的等效关节力矩，τ 为电机经传动后的驱动力矩。结构设计虽不需求解完整动力学，但应关注：M、g 随姿态变化带来的负载变化会改变电机稳态电流与温升；τ_f 中与背隙、轴承相关的非线性项会影响力控带宽。将摩擦近似为 $\tau_f \approx B\dot{q} + \tau_c \operatorname{sgn}(\dot{q})$（$B$ 为黏滞系数，τ_c 为库仑摩擦）时，可粗略估计低速换向时的力矩“死区”与结构选型是否匹配。

3.3 关节对齐与偏差容忍设计

3.3.1 人体-机器人关节中心偏差的影响

当机器人旋转中心与人体关节中心不重合时，旋转过程中会产生非预期的力矩分量与剪切力，造成摩擦增大与舒适性下降，并可能引发控制误差。偏差还会导致绑带受力异常，增加皮肤压强。设人机关节中心在机构坐标系下的偏置矢量为 e，若仅考虑小偏差一阶效应，末端位姿误差可写为 $\Delta x \approx J(q)\delta q_{\text{align}}$，其中

δq_{align} 由装配与人体差异引起的等效关节偏差构成。更直接地，对串联链若存在连杆长度误差 Δl_i 与关节零位误差 Δq_i，则末端误差一阶近似满足

$$\Delta x \approx \sum_{i=1}^{n}\left(\frac{\partial f}{\partial q_i}\Delta q_i + \frac{\partial f}{\partial l_i}\Delta l_i\right) = J(q)\Delta q + \sum_i \frac{\partial f}{\partial l_i}\Delta l_i . \qquad (3\text{-}8)$$

式（3-8）为几何误差一阶传播关系：式中，Δq 为关节零位与对准误差向量，Δl_i 为第 i 段连杆长度误差，$\partial f / \partial l_i$ 为末端对杆长的灵敏度。装配阶段应尽量使 $\|e\|$、$\|\Delta q\|$ 与关键尺寸公差处于允许阈值内，并在结构上提供调节自由度以吸收主要偏差项。

3.3.2 结构补偿与调节机制

为提高适配性，建议采用可调节安装方案：使用滑轨/孔位阵列实现关节轴线位置微调；在支撑架与皮肤接触处使用弹性衬垫以吸收少量偏差带来的局部冲击；对关键铰链采用精加工制造并通过装配工装保证同心度。必要时可通过“差动/并联柔顺结构”降低由于偏差导致的约束刚度上升。若衬垫等效刚度为 k_p，则接触力与压缩量 δ 近似满足

$$F_c \approx k_p \delta \qquad (3\text{-}9)$$

式（3-9）为线弹性近似：式中，k_p 为等效接触刚度，δ 为法向压缩量；通过合理选择 k_p 可在刚度与舒适性之间折中。

调节机制落地时建议形成“出厂标定 + 现场微调”的两级策略：出厂阶段在工装上限定关节零位与编码器零点关系，现场阶段仅允许在较小范围内调整滑槽位置或更换衬垫厚度，以避免非专业人员大范围改动导致安全边界失效。对需要反复拆装的患者群体，连接件螺纹与快拆扣具的磨损也应纳入维护计划，避免因锁紧力不足造成人机耦合突然变差。

3.4 传感与反馈结构

3.4.1 位置传感

位置闭环通常通过电机编码器或外置旋转编码器实现。编码器安装需考虑抗震与温度稳定性。对于外骨骼式结构，建议在执行器输出轴处或关节轴处安装编

码器，以减少传动弹性与间隙对位置估计的影响。若编码器分辨率为 $\Delta\theta_{\text{enc}}$，减速比为 i，则关节侧最小可分辨角约为 $\Delta\theta_{\text{enc}}/i$，该指标应与轨迹精度指标匹配。设控制周期为 T_s，则采样角频率 $\omega_s = 2\pi/T_s$；对有效带宽为 ω_c 的力控或阻抗控制回路，工程上常要求 $\omega_s \gg 2\omega_c$ 类比于采样定理的工程裕度，避免混叠与离散化延迟导致的等效相位滞后。

3.4.2 力/压力感知

康复训练中对交互力的控制非常关键。结构上可在接触界面集成力传感（例如压力传感垫、薄膜压力阵列）以获取支撑力度，从而进行皮肤保护与安全限幅；对力控策略也可引入力矩传感器或在关节处估算交互力。传感器布置需避免被绑带长期挤压损坏，并保证信号线缆的耐弯与限位走线。对压力阵列测得的接触压强可写为 $p_i = F_i/A_i$（A_i 为第 i 个传感单元有效面积），用于多点压力分布监测与限幅。

3.4.3 走线与减重

线束的长度、弯折半径与固定方式影响设备寿命与穿戴舒适。建议采用柔性排线/编织线束，增加应力释放环，并利用结构卡扣将线束固定在不影响关节旋转的区域。走线设计应满足最小弯曲半径 $R_{\min}$ 约束，以 $R_{\text{bend}} \geq R_{\min}$ 作为工艺检查项，避免铜芯疲劳断线。

3.5 齿轮传动与图纸参数对应说明

腕部转动采用齿轮副传递力矩时，模数 m、齿数 z 与分度圆直径 d 满足 $d = mz$。本文图纸中手碗转动主动轮与从动轮分别给出模数与齿数，可用于校核传动比与中心距布置。设主动轮齿数为 z_1，从动轮齿数为 z_2，则理想传动比 $i_g = z_2/z_1$，与减速器传动比 i 共同决定关节总减速关系。对标准外啮合直齿圆柱齿轮，理论中心距为

$$a = \frac{m(z_1 + z_2)}{2} \qquad (3\text{-}10)$$

式（3-10）中，m 为模数，z_1、z_2 为主、从动轮齿数，a 为标准安装下的中心距。节圆处线速度满足 $v = \omega_1 r_1 = \omega_2 r_2$（$r_i = d_i/2$），传动比亦可写为

$i_g = \omega_1 / \omega_2 = z_2 / z_1$。齿面接触强度与弯曲强度在工程上通常按规范校核，本文在结构层面强调：齿面硬度与热处理区间（如 28～32 HRC）需与图纸一致，齿面粗糙度与跳动公差需满足啮合平稳性要求；装配时保证轴系同轴度与轴承预紧，避免偏载导致齿面磨损与噪声增加。对齿轮轴与孔的配合，宜采用 H7/f6 一类配合以降低装配应力与咬死风险。

3.6 驱动布置、散热与电磁兼容

电机与驱动器通常布置于背板或电控箱内，结构上要预留散热通道与安装面，避免热源紧贴皮肤接触件。若驱动器采用 PWM 驱动，线缆与编码器线应分开走线或屏蔽，降低串扰；接地点与屏蔽层连接方式需与电控设计一致。机械安装面应保证平面度与螺钉拧紧力矩，避免驱动器受热形变导致焊点疲劳。长期训练时，可对电机外壳温升进行监测，当温升超过阈值时触发降额或暂停，该策略与第 4 章安全策略一致，需要在结构预留温度传感器安装位或采用热敏电阻贴附于外壳的工艺方案。

第 4 章 安全机制与可靠性设计

4.1 机械限位

机械限位用于保证即使软件失效也不会超过安全运动范围。在肩、肘与前臂旋转方向分别设置硬限位块或止挡结构，限位距离应结合人体生理范围、装配偏差与衬垫厚度确定。机械限位也可以吸收冲击，降低结构碰撞风险。硬限位触发角可记为 q_{hard}，软件软限位取 q_{soft} 且应满足 $|q_{\text{soft}}| \lhd |q_{\text{hard}}|$，以形成“先软后硬”的分级保护。

硬限位接触面宜采用耐磨材料或镶嵌铜/尼龙垫片，避免金属直接撞击产生火花或尖锐毛刺；限位螺钉应防松并设置防转结构，防止长期振动导致限位位置漂移。若限位作为最终保护而非日常止挡，应在说明书中明确“禁止以硬限位作为正常工作终点”，以免结构件疲劳损伤。对需要不同患者群体的设备，可提供可更换的限位垫片厚度，以在不过度牺牲活动范围的前提下保留安全余量。

4.2 过载保护与急停

硬件层面建议增加熔断/电流限制、驱动器故障检测以及独立急停开关。急停触发后应进入安全停止状态，并将软件控制器切换为故障模式。机械过载保护可通过扭矩限制离合器、保险销或限扭结构实现。驱动电流 I 与电机输出力矩近似满足

$$\tau_{\text{m}} \approx k_t I \qquad (4\text{-}1)$$

式（4-1）中，k_t 为电机转矩常数（单位常为 $\text{N}\cdot\text{m/A}$），τ_{m} 为电机轴力矩；经传动后关节端力矩仍按式（3-2）折算，因此电流限幅等效于力矩上限约束。

急停链路的可靠性取决于电气设计与机械可达性：急停按钮应使用常闭触点串联的安全回路理念（具体实现以电控方案为准），并避免被衣物遮挡；复位操作应设计为“有意识的双步操作”，降低误复位风险。对带抱闸或反向电动制动的系统，需明确制动距离与残余力矩，避免患者在急停后仍受到不可预期的牵拉。若设备用于认知障碍风险人群，建议在结构上增加防.护罩或降低夹点的开口尺

寸，减少手指卷入风险。

4.3 皮肤保护与约束力度控制

穿戴式结构的风险不仅来自关节过位，也来自过大固定力与摩擦。结构应在与皮肤接触处使用耐用、可更换的衬垫；在控制策略中根据压力传感器实时调整输出力或速度，防止局部压强超过预设阈值。设允许压强为 $p_{\max}$，接触面积为 A，则约束力上限可取

$$F_{\max} = p_{\max} A \qquad (4\text{-}2)$$

式（4-2）将皮肤压强约束折算为总约束力上限。对第 i 个传感单元，$p_i = F_i / A_i$ 的约束可写为 $p_i \le p_{\max,i}$；多通道限幅亦可用向量形式 表述，并在控制器中对 F 或等效力进行饱和限幅。

对交互力或力矩通道，软限幅可用饱和函数实现，例如标量情形

$$\mathrm{sat}_F(F) = \begin{cases} F_{\max}, & F > F_{\max} \\ F, & |F| \le F_{\max} \\ -F_{\max}, & F < -F_{\max} \end{cases} \qquad (4\text{-}3)$$

式（4-3）为对称饱和函数：式中，$F_{\max}$ 由式（4-2）或训练处方给定；关节力矩通道亦可对 τ 采用同样形式，使结构承载与驱动器电流约束一致。

4.4 冗余与容错

推荐采用“双阈值”安全策略：位置限幅（防止越界）+ 力/压力限幅（防止过载压迫）。传感器冗余可选用编码器与外置传感的校验；当传感异常（漂移、断线、饱和）时触发保守停机并提示维护。

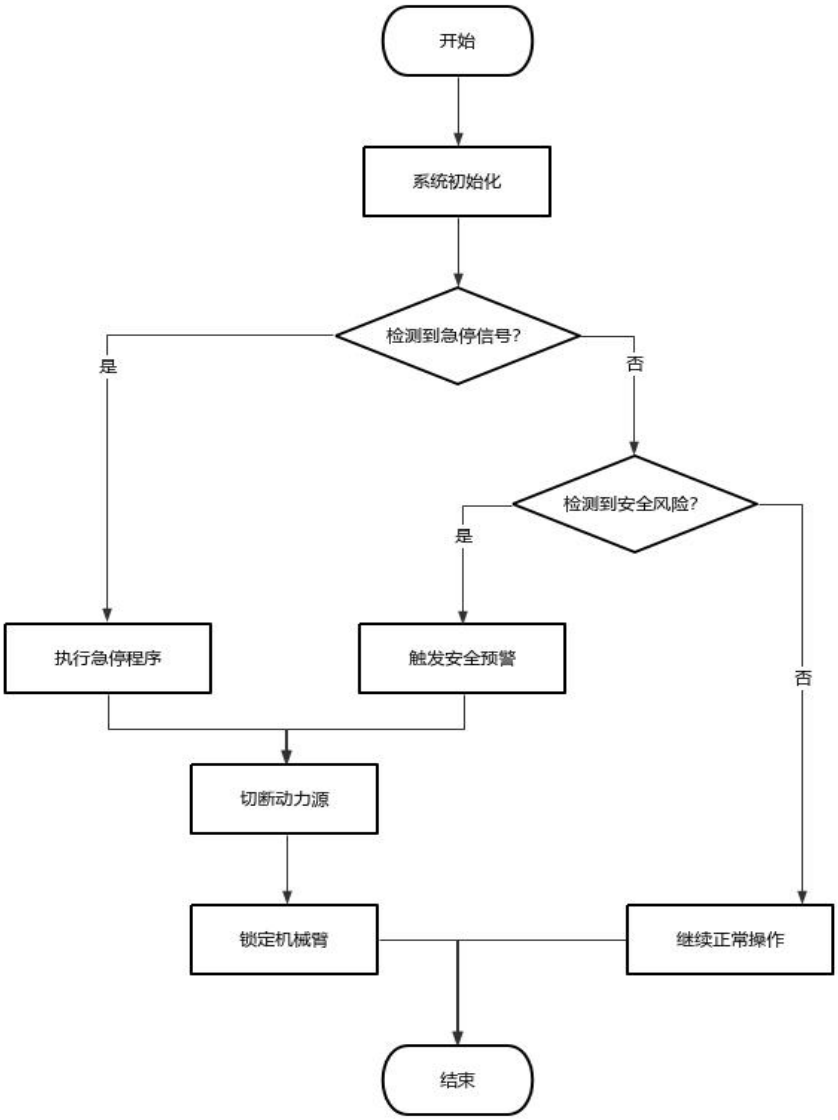


图 14 安全急停流程图

安全控制与限幅逻辑可概括为分级处理：每个控制周期先采样位置与力/压力信息；若任一关节角越过硬限位阈值，则立即触发急停切断驱动或进入故障保持模式并报警。若未越硬限位，则判断力/压力是否超过软限阈，超限时执行软限幅降低速度与输出力或阻抗参数并报警提示。若位置与力均在安全范围内，再对传感器健康状态进行校验；出现漂移、断线或饱和等异常时进入保守停机并提示维护；全部正常时才允许继续阻抗或力控训练。

4.5 可靠性思路与典型故障模式

可靠性设计可从“故障模式—原因—检测—处置”闭环展开。典型故障包括：传动背隙增大导致力控振荡、轴承磨损导致异响与定位漂移、线束磨损导致信号

间歇、绑带松弛导致人机耦合变差、传感器饱和导致误判等。结构层面可通过选用额定寿命更高的轴承、合理润滑与密封、线束护套与应力释放、关键螺栓扭矩管理与定期复紧来降低故障率。对安全相关故障急停失效、限位失效应采用冗余检测或自检程序：上电自检、运行中周期自检、故障码记录与可追溯日志。若采用双通道传感，可对位置残差 $\Delta q_{\mathrm{res}} = q_1 - q_2$ 设置阈值，当 $|\Delta q_{\mathrm{res}}| > \varepsilon$ 时触发保守停机。

第 5 章 结构实现与工艺设计要点

5.1 材料选择

可选材料包括：铝合金用于支撑架与结构框架，钢材用于承力轴与高强度连接件。与皮肤接触区域应选用柔性材料，并考虑耐汗液、可清洁性与更换便利性。对承受弯曲的轴类件，圆截面最大弯曲应力可近似为

$$\sigma_{\mathrm{b}}=\frac{32M}{\pi d^{3}} \qquad （5\text{-}1）$$

式（5-1）中，M 为危险截面弯矩，d 为轴径。应与材料屈服强度 σ_s 比较，使工作应力满足 $\sigma_{\mathrm{b}}\le\sigma_s/n_s$，其中 n_s 为静强度安全系数

根据关键零件图纸，主要承力与连接件采用 `Q235A` 钢材；腕部转动轮轴采用 `45#` 钢材，并经调质处理至 $28\sim32$ HRC 。同时，零件加工与装配需满足图纸技术要求，以降低应力集中并保证传动配合精度的稳定性。焊接件应控制角变形与焊接残余应力，必要时安排去应力退火或矫形工序

5.2 装配与可维护性

为了便于快速穿戴与调试，结构应采用模块化设计：上臂/前臂支撑架可独立安装，执行机构与控制盒通过标准接口连接。关键部件编码器、减速器、限位块需要可拆卸空间与定位工装，便于维护与校准。建议形成装配记录表：记录各关节零位、螺栓扭矩、背隙测试结果与传感器标定参数，以便故障复现与批次一致性管理。

5.3 精度与制造公差

铰链同轴度、安装孔精度与连接件平面度直接影响运动学一致性。建议对关键转动副采用精加工与装配夹具；对于装配误差较难消除的部分，采用可调安装孔实现现场补偿。对外骨骼与衬垫之间，考虑公差与结构间隙，防止硬碰硬。对齿轮啮合部位，应同时控制齿向误差与轴系跳动，使接触斑点分布均匀，降低噪声与偏载磨损。

5.4 表面处理、涂装与标识

金属结构件在加工后应去除毛刺与尖角，必要时进行钝化处理或喷涂防锈底漆；与患者接近的外露表面宜采用耐磨、易清洁的涂层，颜色以浅色为主便于观察污染与磨损。活动关节附近应设置明显的安全警示标识与旋转方向提示；维护口与调节孔应编号并在说明书对应，避免非专业人员随意调节关键安全参数。对需要定期加注润滑脂的部位，应在结构上留出油嘴或拆卸窗口，并在铭牌上注明润滑周期与油脂型号。

第 6 章 结构设计验证与评估思路

6.1 运动学验证

通过机器人模型与装配实际参数计算理论轨迹，比较关节角度与末端位置误差。重点评估：最大偏差姿态下的关节轴线偏移引起的约束误差。对离散采样序列 $\{x_k\}$ 与参考 $\{x_{d,k}\}$，可采用均方根误差

$$\mathrm{RMSE}=\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}\| x_k-x_{d,k}\|^2} \qquad (6\text{-}1)$$

式（6-1）中，$\|\cdot\|$ 为向量范数（常用欧氏范数）；该指标可作为轨迹精度验收依据之一。

6.2 动力学与交互力评估

在结构样机上进行负载试验与交互力实验，验证阻抗控制或力控策略的稳定性。应重点观察：力响应延迟、是否出现振荡、不同速度下的力跟随误差，以及传动间隙引起的低速抖动。对期望交互力 F_d 与实际力 F，可统计峰值误差 $\max_k|F_{d,k}-F_k|$ 与稳态平均误差，以评价力控品质。阻抗跟踪可采用误差范数量化，例如

$$e_{F,k}=F_{d,k}-F_k,\qquad \mathrm{MAE}_F=\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}|e_{F,k}|,\qquad \mathrm{RMSE}_F=\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{k=1}^{N}e_{F,k}^2} \quad (6\text{-}2)$$

式（6-2）中，$F_{d,k}$、F_k 分别为第 k 个采样时刻的期望力与实际力，MAE_F 为平均绝对误差，RMSE_F 为均方根误差。若同时记录关节力矩估计 $\hat{\tau}_k=k_tI_k$（与式（4-1）一致），可将力矩跟踪误差 $e_{\tau,k}=\tau_{d,k}-\hat{\tau}_k$ 与 $e_{F,k}$ 联合分析，以区分电气侧与机械传动侧引入的误差来源。

6.3 舒适性与安全性评估

对不同体型的被试进行穿戴适配性验证，记录绑带压力分布与局部不适情况；同时进行机械限位触发实验，检查越界保护是否可靠。温升测试与电气安全测试同样必不可少，避免长时间训练过程中出现热不适或电气风险。建议记录训练时

长与表面温升 ΔT，使 ΔT 不超过人体可接受范围，并验证急停响应时间 t_{stop} 满足设计指标。

6.4 样机试验工况与记录项

建议将试验分为空载、负载与扰动三类工况：空载用于检查回零、背隙与异响；负载用于评估力控跟随与轨迹精度；扰动用于评估安全限幅与急停。记录项至少包括：各关节角度序列 q_k、交互力或压力序列、驱动电流、母线电压、驱动器温度、表面温升、报警代码与触发时刻。对每一次试验形成记录表，便于对比改版前后差异。若进行重复性试验，可对同一指标计算均值 μ 与标准差 σ，以 $\mu \pm 3\sigma$ 作为批次一致性参考。

6.5 误差来源与不确定度分析

运动学与力控误差来源包括：结构柔性导致的静变形、传动背隙、传感器噪声与量化误差、采样延迟、以及人机耦合几何误差。对位置误差可分解为系统误差与随机误差：系统误差可通过标定与装配补偿降低；随机误差可通过滤波与重复测量平均降低。对力误差，应注意力传感器安装偏心与温度漂移，并在结构上保证受力方向与传感器敏感轴一致。若关节输出力矩估计采用 $\hat{\tau} = k_t I$，则电流测量误差 δI 将引入

$$\delta\tau = k_t \delta I \qquad (6\text{-}3)$$

式（6-3）为线性误差传播关系，与式（4-1）配套，需要在报告中结合传感器量程与量化台阶给出不确定度说明。

6.6 风险验证与可用性测试

除技术指标外，建议开展可用性测试：由治疗师与患者完成穿戴、调节、启动训练、暂停与急停等关键任务，记录任务完成时间与错误次数；对误触急停、误拔急停复位等场景进行演练。对可能的风险（夹手、缠绕、绊倒）进行结构检查：活动件外缘倒圆、线束不外悬、脚轮锁止功能可靠。通过风险验证形成改进清单，与第 4 章安全策略联动闭环。

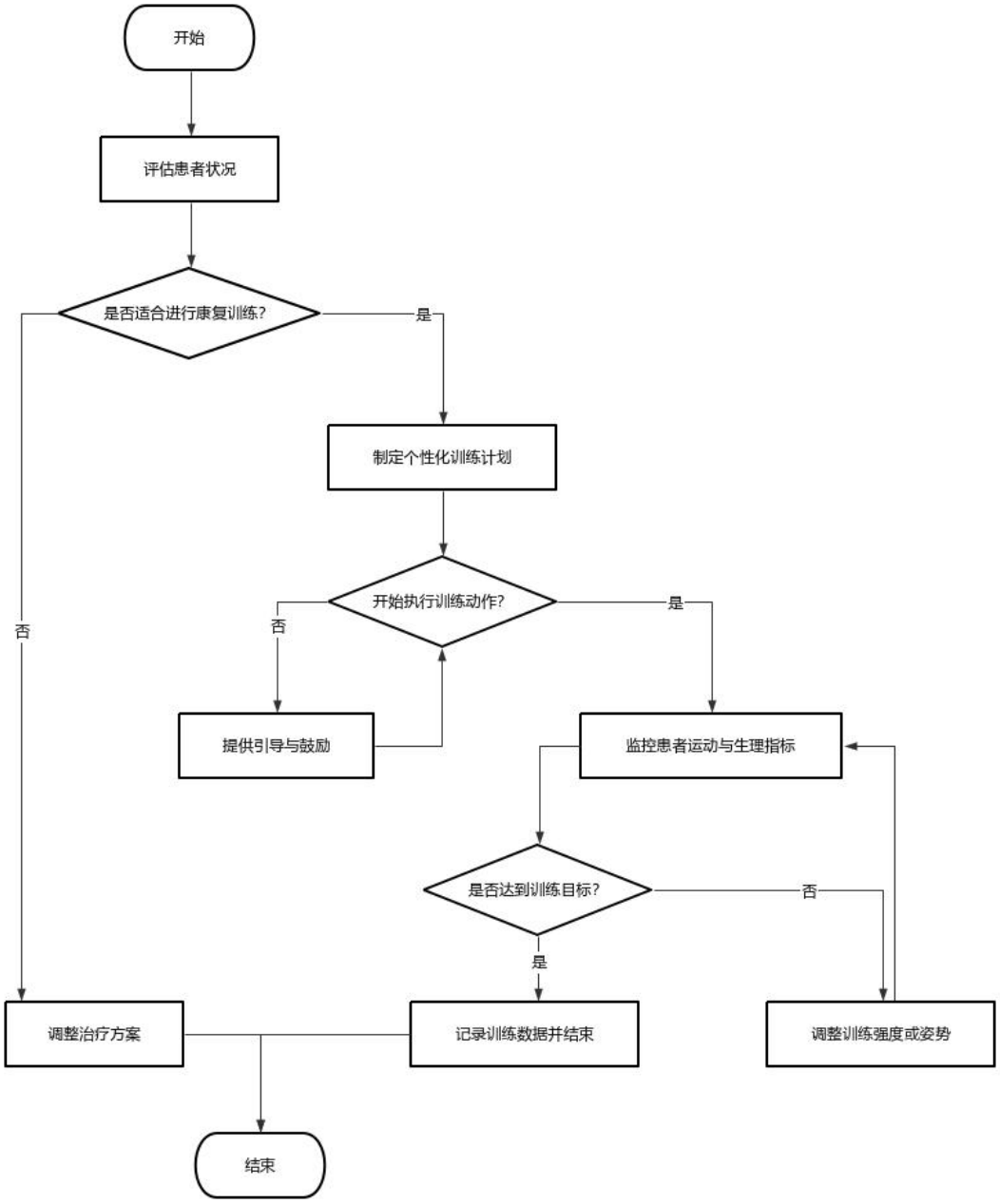

开始
评估患者状况
是否适合进行康复训练?
是
否
制定个性化训练计划
开始执行训练动作?
是
否
提供引导与鼓励
监控患者运动与生理指标
是否达到训练目标?
否
是
调整治疗方案
记录训练数据并结束
调整训练强度或姿势
结束

图 15 康复训练流程图

第 7 章 结论与展望

本文围绕穿戴式上肢康复机器人的结构设计目标，构建了以上肢肩—肘—前臂为主的自由度分配方案，并给出了与人体关节运动学匹配、力传递路径连续以及关键部件装配定位的结构实现思路。通过关节对齐与偏差容忍设计、低背隙传动与力矩裕度的计算示例、以及以硬限位优先、软限幅降级和传感异常容错为核心的安全控制逻辑，形成了“可训练、可装配、可维护且具备安全冗余”的结构设计框架。同时，对关键构件的材料选择与热处理/加工要求进行了梳理，为后续样机制造与工程化验证提供了参考依据。全文在运动学层面补充了 $\dot{x} = J(q)\dot{q}$ 与力映射 $\tau = J^T F_{\text{ext}}$ 的表达，在传动层面给出了 $\tau_{\text{out}} = i\eta\tau_{\text{m}}$ 等与选型相关的基本关系，使结构参数与控制需求之间的衔接更加明确。

从工程总结角度，本文强调三类“可验收”能力：一是几何与运动学层面的可达与对齐能力，体现为关节范围、轨迹误差与装配调节余量；二是力学与传动层面的可控与裕度能力，体现为背隙水平、力矩选型与安全系数；三是安全与可用性层面的容错能力，体现为软硬限位关系、急停响应、皮肤压强约束与维护可达性。三类能力相互耦合，任何单一指标孤立优化都可能带来副作用，例如过度追求减重而削弱刚度，或过度追求刚性而牺牲柔顺接触，因此结构设计需要以系统思维进行折中。

展望未来，穿戴式外骨骼在个体差异显著的情况下仍面临关节中心偏差难以完全消除、皮肤接触条件随时间变化以及交互动力学建模不确定性等问题。后续研究可从个体化标定与自适应参数辨识提升阻抗/力控鲁棒性；同时结合结构柔度与传动背隙的等效模型开展控制补偿与性能优化，并通过多样本试验量化运动学误差、交互力稳定性与安全裕度指标，推动系统向更广泛的临床应用与长期使用场景落地。进一步还可开展疲劳寿命与可靠性增长试验，建立关键承力件的寿命模型与维护周期建议，以支撑产品化与长期使用。若面向注册与质量体系要求，还应将风险分析、可追溯文档与批次一致性测试纳入研发流程，使结构设计成果不仅停留在样机层面，而具备可持续迭代与规模化复制的条件。

致谢

时光荏苒，岁月如梭，数年的大学时光转瞬即逝，这段充满收获与成长的求学旅程也即将画上圆满的句号。回首从懵懂入学到顺利完成毕业设计的整个历程，心中充满了无限感慨与深深的感恩。本论文从最初的选题方向确定、研究思路梳理、理论框架构建，到中期的实验设计、数据整理与分析论证，再到后期的反复修改完善、格式规范与最终定稿，每一个环节都凝聚着指导老师的心血与智慧。老师以严谨求实的治学态度、深厚扎实的学术功底、开阔前沿的科研视野，为我指明了研究方向，在我遇到困惑与难题时耐心指引，在我思路停滞时悉心点拨，不仅帮助我顺利完成了毕业论文的撰写，更教会了我科学研究的思维方法与求真务实的治学精神，这些宝贵的收获将使我终身受益。在此，我谨向指导老师致以最崇高的敬意与最诚挚的感谢。

同时，我也要衷心感谢陪伴我走过大学岁月的同窗好友与默默支持我的家人。在学习与生活中，同窗们给予了我无私的帮助与温暖的陪伴，我们相互鼓励、共同进步，在交流探讨中碰撞思想，在携手前行中克服困难，这段真挚深厚的同窗情谊成为我大学生活中弥足珍贵的回忆。家人始终是我最坚实的精神支柱，他们不求回报的关爱、理解与包容，为我营造了安心求学的良好环境，让我能够心无旁骛地投入到学习与论文创作中，给予了我直面困难、勇往直前的勇气与力量。毕业既是一段旅程的终点，更是人生新征程的起点，在未来的道路上，我将怀揣这份感恩之心，牢记师长的教诲与亲友的期盼，不忘初心、砥砺前行，以更加积极饱满的姿态迎接新的挑战，努力成为有理想、有本领、有担当的新时代青年，用实际行动回报所有关心与帮助过我的人。

参考文献

[1]邓晓洪.机器人陪练社区里就能轻松做康复[N].成都日报,2026-03-25(003).

[2]李凯,张道辉,任书恒,等. 气动柔性可穿戴上肢机器人研究进展及关键技术分析[J/OL].机器人,1-19[2026-03-26].

[3]吴俊玉,王贺,宋彦杰,等. RL-GA 洗出优化的新型康复机器人控制方法[J/OL].哈尔滨工业大学学报,1-11[2026-03-26].

[4]秦岩丁,孟京艳,于宁波,等. 上肢康复外骨骼机器人关键技术研究综述与展望[J/OL].机器人,1-20[2026-03-26].https://doi.org/10.13973/j.cnki.robot.250142.

[5]焦宇航,耿秀丽. 基于改进 CREAM 的运动康复机器人的人因可靠性分析[J/OL].工业工程,1-13[2026-03-26].

[6]杨鑫,郑付扬,杨俊涛. 个性化运动疗法结合康复机器人对脑卒中患者手功能恢复的影响[J].贵州医药,2026,50(03):439-443.

[7]颜锦聪,邓宇,陈朝大,等. 3-RRS+R 混合式非固定 ICR 颈椎康复机器人设计与试验[J/OL].机械设计,1-9[2026-03-26].

[8]曹政.智能康养机器人养老驿站亦庄启用[N].北京日报,2026-03-13(007).

[9]郝李子翼,周昭丞,郑泓浩,等. 一种面向本体感觉训练的下肢康复机器人系统[J/OL].机器人,1-14[2026-03-26].https://doi.org/10.13973/j.cnki.robot.240310.

[10]韩泽仲,李健,薛鑫莹,等. 卧式康复机器人结构设计与试验分析[J].机械工程师,2026,(03):99-103.

[11]李金铭,吴英英,王向丽,等. 呼吸控制联合外骨骼机器人步行训练对脊髓损伤患儿康复的影响[J].护理学杂志,2026,41(05):11-15.

[12]卫艺伟,周文静,张重阳. 康复机器人在心脏康复中的应用研究进展[J].护理学杂志,2026,41(05):16-20.

[13]欧阳俊锋,张晶晶,陈煌英,等. 脊髓损伤康复工程新技术的应用及展望[J/OL].新医学,1-12[2026-03-26].

[14]束贝贝,赵月华,贾杰. 康复机器人手套辅助镜像疗法对脑卒中后偏瘫患者上肢手功能恢复的影响[J].中国医刊,2026,61(03):378-381.

[15]滕鑫,负俊茹,王娟,等. 中医康复护理方案对机器人辅助肺癌术后肺功能及生活质量的干预效果[J].机器人外科学杂志(中英文),2026,7(02):240-245.

[16]蔡海艳,张扬西贝,吴敏,等. 损伤控制理论分阶段康复护理对机器人辅助骨盆骨折手术患者关节活动度及下肢功能的改善作用[J].机器人外科学杂志(中英文),2026,7(02):277-282+288.

[17]田鼻,李孟然,梁子琪,等. 基于奥马哈系统护理理论的系统化护理管理对机器人辅助骨科手术后患者康复的影响[J].机器人外科学杂志(中英文),2026,7(02):289-295.

[18]闫红娇,李珍珍,潘化杰. 下肢康复机器人联合虚拟现实任务导向训练对脑卒中偏瘫患者平衡功能的动态增强效应[J].机器人外科学杂志(中英文),2026,7(02):313-318.

[19]邢雅娟,李欣欣,于萍萍,等. 机器人辅助训练联合经颅直流电刺激对脑卒中偏瘫患者康复效果的影响[J].机器人外科学杂志(中英文),2026,7(02):327-332.

[20]杨帆,郭帅. 基于导纳控制的康复助行机器人主动行走跟随控制[J].工业控制计算机,2026,39(02):129-130+133.