

# 基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互控制系统设计

程帆, 董宇欣

(延安大学 物理与电子信息学院, 陕西 延安 716000)

**摘要:** 传统上肢康复机器人交互控制系统受到奇异位形影响, 导致系统控制精度较低, 为此提出基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互控制系统; 设计上肢康复机器人交互控制系统结构, 选取双串口 12CSA60S2 系列单片机作为下位机控制核心模块, 利用椎齿轮改变驱动力方向, 设计机械臂肘部结构, 通过同步带传动, 将器件隐藏于空手柄中; 设计机械臂腕部结构, 满足临床康复时上肢患者站姿与坐姿训练需求; 选择箔式应变片 BF350 力传感器, 设计电阻应变片桥接电路, 处理传输信号; 构建机器人目标阻抗模型, 设计基于力阻抗控制策略, 调节位置、速度和关节; 为改善奇异位形情况, 在奇异位形附近关节角速度指令直接由各个关节力矩阻尼控制得到, 实现角速度精准输出, 完成系统控制; 由实验结果可知, 该系统直线运动位置、旋转关节位置和伸缩关节位置跟踪结果与标准值基本一致, 满足系统设计需求。

**关键词:** 力阻抗模型; 上肢康复机器人; 交互控制; 奇异位形;

## Design of Interactive Control System for Upper Limb Rehabilitation Robot Based on Force Impedance Model

Cheng Fan, Dong Yuxin

(College of Physics & Electronic Information, Yan'an University, Yan'an 716000, China)

**Abstract:** Traditional interactive control system of upper limb rehabilitation robot is affected by singular configuration, which leads to low control accuracy. Therefore, an interactive control system of upper limb rehabilitation robot based on force impedance model is proposed. The structure of the interactive control system of the upper limb rehabilitation robot is designed. The dual serial port 12csa60s2 series single-chip microcomputer is selected as the control core module of the lower machine. The elbow structure of the manipulator is designed by changing the driving force direction with the vertebral gear. The device is hidden in the empty handle through the synchronous belt transmission. The arm wrist structure was designed to meet the needs of standing and sitting posture training of upper limb patients in clinical rehabilitation. The foil type strain gauge bf350 force sensor is selected, and the resistance strain gauge bridge circuit is designed to process the transmission signal. The target impedance model of the robot is constructed, and the control strategy based on force impedance is designed to adjust the position, speed and joint. In order to improve the singular configuration, the joint angular velocity command near the singular configuration is directly obtained by the torque damping control of each joint to realize the accurate output of angular velocity and complete the system control. The experimental results show that the tracking results of linear motion position, rotation joint position and telescopic joint position are basically consistent with the standard value, which meets the system design requirements.

**Keywords:** force impedance model; upper limb rehabilitation robot; interactive control; singular configuration

## 0 引言

当前上肢康复机器人训练模式主要有被动式和主动式两种, 活动性训练分为强化训练和阻抗训练, 是实现运动康复的主要方法之一<sup>[1]</sup>。积极锻炼的临床作用主要是维持肌肉的弹性和收缩力, 机械地刺激肌肉受体, 提高运动能力, 增强心肺功能。常规主动训练主要有徒手训练和阻力训练<sup>[2]</sup>。医生在训练过程中, 首先要根据患者的具体情况

确定训练目标, 然后指导患者完成指定动作。如有需要, 医生应保护或帮助病人。抗阻培训主要通过人工或机械手段, 医师需要根据病人的情况和自己的经验来确定阻力的大小, 方向和频率。根据上肢阻抗参数, 采集人体表面肌电信号, 检测人体活动意图, 控制机器人运动<sup>[3]</sup>。以往通过采集人体表面肌电信号检测人体运动意图估计, 可用于控制上肢康复机器人, 虽然生理学信号直接反映人体主动运动意图, 但采集困难, 信号受外界影响大, 准确性差,

收稿日期: 2020-11-09; 修回日期: 2020-12-09。

基金项目: 延安大学大学生创新创业训练计划项目(D2017172); 延安大学大学生创新创业训练计划项目(D2019218); 延安大学 2018 年科研计划项目(YDQ2018-10)。

作者简介: 程帆(1995-), 男, 陕西咸阳人, 本科, 主要从事电气与自动化方向的研究。

引用格式: 程帆, 董宇欣. 基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互控制系统设计[J]. 计算机测量与控制, 2021, 29(1): 111-114.

学习成本高, 直接使用困难; 基于力/位置传感器的方法通过对人体上肢的主动力和运动进行检测, 建立了上肢与机器人关节间的力矩映射模型, 以判断人的活动意图。与生理信号相比, 力/位置信号的采集更加可靠, 但要通过人机系统动力学模型就可以获得人体的主动动力, 对于动力学建模和参数识别的要求很高, 并且上肢患者在持续稳定地控制力量和动作时, 所获得的信号也会引起震颤、停顿等异常现象。为了解决这一问题, 提出了基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互控制系统设计。

### 1 系统设计

根据对人体解剖学的了解以及上述康复机器人设计要求, 提出了一种上肢机器人康复系统, 如图 1 所示。

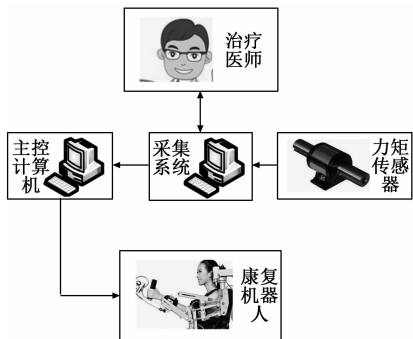


图 1 上肢康复机器人交互控制系统结构设计

治疗员根据临床上偏瘫病人的诊断, 设置康复机器人的工作任务。主机集多传感器信息于一体, 实时计划作业。该康复机器人接受并完成工作任务, 驱动患者患肢进行不同类型和强度的运动训练, 以达到在不同康复阶段目标明确的康复训练<sup>[4]</sup>。上肢康复机器人康复系统的硬件平台, 包括 4 个部分: 上肢康复机械手的控制系统、感应系统和机器人安装系统: 康复机械手接收到的直接针对患有肢体偏瘫的患者的指令控制系统, 以及通过驱动影响肢体动作训练实现不同模式的动作; 感测系统监测人体运动信息, 包括人体运动肌电信号和关节扭矩信息, 实时提供控制指令; 控制系统综合治疗者的康复计划和感测信息, 驱动康复机器人手臂进行康复训练。

#### 1.1 单片机控制器选取

下位机控制系统中, 主单片机需要与从单片机和上位机通信。它要求主控单片机包括两个独立的串行通信模块, 对传输速度和运算速度都有严格的要求; 另外, 主单片机还需要承担主动和阻抗工作模式下的力敏传感器实时采集任务, 包括 AD 转换和数字滤波处理<sup>[5]</sup>。鉴于外围 AD 转换模块和滤波模块复杂且不同步, 固定选择单片机本身至少要有 8 路 AD 转换功能<sup>[6]</sup>。根据上述要求, 选择了 STC 公司 12CSA60S2 系列单片机, 并用 LQFP-44 标准封装。这种单片机具有以下特点:

单钟周期 (1T), 工作频率可达 35 MHz, 带有 62 kBtROM 和 1 280 BitRAM, 与 8051 指令兼容, 内部集成 8 路

10 位 AD 转换器, 最高转换速度 250 k/s, 双串口, 4 个 16 位定时器, 通用 I/O 口, P4 口, ISP/IAP 功能共 40 个。并在单片机上进行了优化控制, 以适应高干扰环境<sup>[7]</sup>。选用 11.059 2 MHz 的工作频率时, AD 转换速度大约为 80 000 次/秒, 而上肢中 8 个力敏元件的转换时间大约为 0.1 毫秒, 完全符合要求。

#### 1.2 上肢康复机器人机械本体

对上肢病人来说, 康复替代装置的目标是完成人体的功能运动, 其方法也更为多样。外骨科康复机器人充分体现了人机交互技术发展的特点: 多维信息交换、多信道和双向性<sup>[8]</sup>。外骨周围的结构类似于穿在患者上肢外部的内衣, 对患肢不同损伤程度、不同恢复时间的患者进行全方位支持康复训练, 具有良好的耐磨性和操作舒适性。作为一种临床应用设备, 上肢康复机器人需要尽可能紧凑的整体结构, 尽可能选择小的尺寸, 以减少机器人本身的视觉沉重和使用者的排斥情绪<sup>[9-11]</sup>。外型上肢康复机器人尺寸适中、结构紧凑、肩部自由弯曲/伸展、内收驱动电机均连接机构、双钢轮谐波减速器动力放大、肘部自由弯曲和伸展驱动电机方法与肩关节相似, 采用椎齿轮传动系统来改变驱动力方向。图 2 为机械臂肘部结构图。

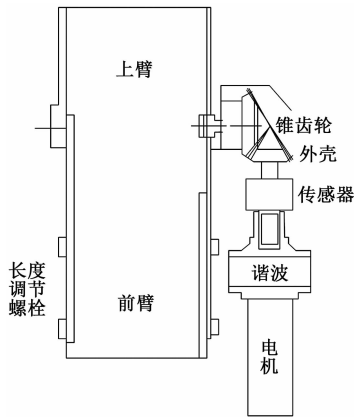


图 2 机械臂肘部结构图

腕屈自由度驱动装置隐藏在空心把手内, 由同步带驱动。结构示意图如图 3 所示。

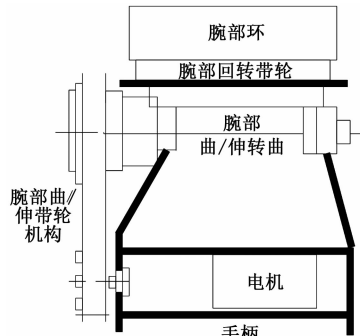


图 3 机械臂腕部结构图

本发明结构简单, 结构紧凑。银白两色能增加美感和病人的接受程度。

### 1.3 上肢康复机器人的安装架设计

该安装架的设计主要考虑以下方面: (1) 安装架的结构应充分考虑人体的位置、姿态及舒适度要求, 不得影响机器人的运动空间; (2) 确保悬臂梁的刚度, 减少机器人运动时振动; (3) 在安装架上平衡机器人, 确保机器人安装后的稳定性; (4) 装框方便移动。该康复机器人配备了一个支架系统, 可提升和下降重量。手举式推力支架移动系统; 使用平衡块底部的橡胶与地面摩擦固定系统来放下。同时, 底部配重的橡胶也可以作为吸振系统。在手动轮盘上安装框架驱动丝杠旋转, 以及在康复机器人抬起、放下的指导下安装框架, 根据病人的需要调整训练期间不同高度。另外, 通过调整康复机器人的姿态以及安装悬臂梁的旋转, 可以使左右偏瘫患者都能得到满足。座椅侧扶手还可以插入, 在训练期间可以为对面肢体的其他部分提供舒适的支撑<sup>[12]</sup>。

### 1.4 受力数据采集系统设计

受累肢体与机械手末端接触力的采集是上肢康复机器人工作过程中不可缺少的一部分, 对整个机器人控制系统的开发具有重要意义。机械臂与受控肢体之间的接触力是控制系统的核心反馈参数, 也是控制系统的输入参数。在力反馈作用下, 实时重新规划机器人的路径是实现主动模式和阻抗模式的核心思想。

#### 1.4.1 力传感器选择

力敏传感器是将物理力信号转换成电信号的专用传感器。其原理是把材料受力后的弹性变形, 转化为水平变化信号。通过对电平信号的采集和变换, 可对传感器施加的力进行间接测量。电阻式应变仪是工业和科学研究中最常用的力传感器, 其结构安装简单, 使用方便, 可靠性高。

选择 BF-350 型电阻为 350 欧姆的应变片进行试验, 材料的应变电阻特性使其在使用过程中受温度的影响较大。为提高测量精度, 应将两块应变片同时贴在材料上, 分别贴在敏感方向和非敏感方向。应变片在应变测料的灵敏方向上起到测量作用, 应作为温度补偿作用。

#### 1.4.2 力信号放大电路设计

该电阻片的电阻值变化很小, 将导致传感器输出的电平信号太小, 无法直接作为 AD 转换电路外围电路的输入。所以在 AD 转换测量之前, 必须将传感器输出的电平信号放大。为实现放大倍率的最大化, 采用电桥将传感器的电信号连接到放大处理电路中, 如图 4 所示。

为确保放大效率和稳定性, 设计了两个传感器输入接口的放大电路。RV1 是桥电路的平衡电阻, 确保两个桥臂电压平衡。限流电阻是 R1, R2, 阻值是 1 k, 功率是 2 W。三、四级是放大器的输入电阻。三口插座 J1, 其中引脚 2 为基准接地, 引脚 1 和 3 的连接电阻应采用变阻器。而 RS1 为温度补偿片, RS2 为温度补偿片。供电电压 5 伏。在 RS1 应变片达到最大弹性变形时, 即在最大压力作用下, 阻力值达到 0.5  $\Omega$  最大变化时, 输出电压为 1.82 mV。以 TTL 或 SV 电平为例, 在单片机正常工作的情况下, 可获得放大

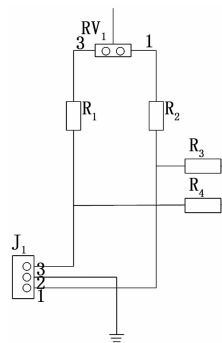


图 4 电阻应变片桥接电路

电路的放大率。针对单次放大引起的信号失真问题, 采用基于 OP07 放大器的二级放大运放电路。

## 2 软件设计

### 2.1 基于力阻抗控制策略

力阻抗控制是机器人进行接触作业的一种基本控制方法, 该方法能够控制机器人与外界环境之间的动态交互, 即阻抗控制的对象是给定的动态目标模型, 而非跟踪控制系统给出的目标信号。另外, 在一定条件下, 利用力阻抗控制实现理想的力。二阶微分方程表达了机器人目标阻抗模型:

$$W = Z(x_0 - x) + \epsilon(x_0 - x) + \gamma(x_0 - x) = Ze + \epsilon e + \gamma e \quad (1)$$

公式 (1) 中:  $x_0$ 、 $\dot{x}_0$ 、 $\ddot{x}_0$  分别表示机器人期望位置、速度和加速度向量;  $x$ 、 $\dot{x}$ 、 $\ddot{x}$  分别表示机器人实际运动位置、速度和加速度向量;  $e$ 、 $\dot{e}$ 、 $\ddot{e}$  分别表示期望与实际运动位置误差、速度误差和加速度误差向量;  $Z$ 、 $\epsilon$ 、 $\gamma$  分别表示惯性系数矩阵、阻尼系数矩阵和刚度系数矩阵。

因为在训练过程中, 病人手臂的恢复速度很低, 所以控制系统忽略了加速度、向心力矢量和柯瑞尔矢量的影响。此外, 由于机器人的工作平面是水平面, 因此无需考虑系统中重力的影响。系统的控制方程式是:

$$\bar{F} = \gamma \Delta x + \epsilon \Delta \dot{x} = \gamma(x_0 - x) + \epsilon(\dot{x}_0 - \dot{x}) \quad (2)$$

公式 (2) 中,  $\bar{F}$  表示计算后机器人目标阻抗力。

在力阻抗控制的基础上, 使机器人在实际应用中达到较低的位置控制精度, 但在训练过程中要求机器人具有舒适性和稳定性, 不要求有很高的位置精度。另外, 在受力内环控制模型框图中, 采用了 PID 控制器。这样做的目的是消除力环闭合的力误差。当无力信号 ( $F=0$ ) 出现时, PID 控制器可以对位置和速度进行调节。

### 2.2 人机交互控制奇异位形设计

从公式 (2) 可看出, 机器人运动出现奇异位形时, 变换矩阵行向量或列向量线性变化所引起的, 奇异位形如图 5 所示。

由图 5 可知, L1 表示上肢康复机器人臂前臂等效杆长; L2 表示上肢康复机器人臂上臂等效杆长。为改善奇异位形情况, 在奇异位形附近关节角速度指令直接由各个关节力

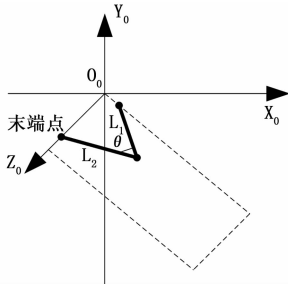


图 5 上肢康复机器人奇异位形图分析

矩阻尼控制得到。因此，在上肢康复运动过程中每个伺服周期中，采集各个关节角度后，实时确定引发各个关节角速度指令，并获取控制指令传送给各个关节控制器控制各个关节交流伺服电机实现角速度输出，驱动上肢康复机器人实现对患者患肢主动式康复训练。

软件部分的整体流程图如图 6 所示。

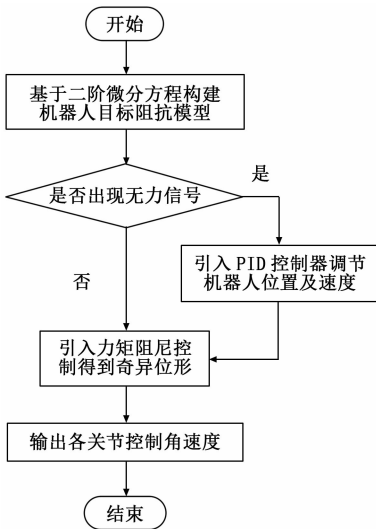


图 6 软件实现流程图

如图 6 所示，在 C++ 软件实现上肢康复机器人交互控制系统编程，首先引入二阶微分方程，构建机器人目标阻抗模型，当检测到机器人阻抗力为 0 时，采用 PID 控制器对其位置和速度进行调节，并采用力矩阻尼控制奇异位形，最终得到机器人各关节角速度，实现基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互控制系统设计。

### 3 实验分析

为验证基于力阻抗模型的上肢康复机器人交互式控制系统的合理性，进行了实验验证与分析。

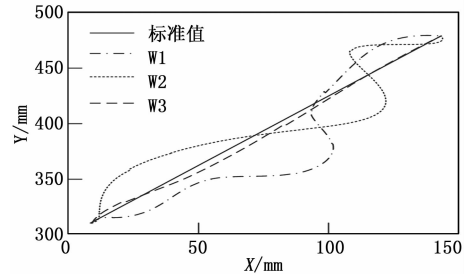
#### 3.1 实验方式

以健康人代替病人来做实验：首先，实验者把手放在机器人的末端，在控制系统的控制下，机器人会按计划的轨迹带动实验者的手臂，手对手柄的作用力小于一定值时，力传感器的信号为 0，使机器人的运动轨迹不发生变化；手对力传感器扭矩较大，且力信号  $f$  不为 0 时，将其引入控制系统，使力环自动关闭，使机器人的运动轨迹偏离预定

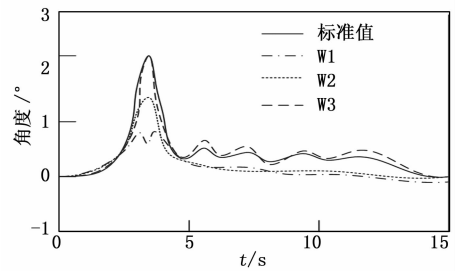
轨迹，当实验者对受力进行补偿后，机械手就能恢复控制系统所给的轨迹，实现上肢康复训练机器人的运动。

#### 3.2 实验结果与分析

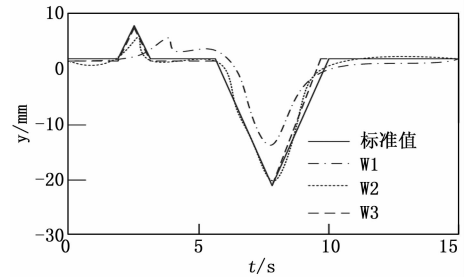
对机器人力信号反馈机器人直线运动位置跟踪、旋转关节位置跟踪和伸缩关节位置跟踪情况展开分析，分别使用采集人体表面肌电信号控制系统 W1、基于力/位置传感器控制系统 W2 和基于力阻抗模型系统 W3 对这 3 种位置跟踪精度进行对比分析，结果如图 7 所示。



(a) 直线运动位置跟踪



(b) 旋转关节位置跟踪



(c) 伸缩关节位置跟踪

图 7 力信号反馈机器人位置跟踪

由图 7 (a) 可知，采集人体表面肌电信号控制系统和基于力/位置传感器控制系统与标准值相差较大，而使用基于力阻抗模型系统与标准值位置跟踪误差较小，当横向运动为 100 mm 时，W1 系统纵向运动与标准值相差 60 mm；当横向运动为 120 mm 时，W2 系统纵向运动与标准值相差 40 mm；当横向运动为 80 mm 时，W3 系统纵向运动与标准值相差 5 mm。

由图 7 (b) 可知，当时间为 4 s 时，采集人体表面肌电信号控制系统旋转关节位置跟踪与标准值相差较大，最大误差为  $1.3^\circ$ ；基于力/位置传感器控制系统位置跟踪与标准值相差也相对较大，最大误差为  $0.7^\circ$ ；使用基于力阻抗模型系统旋转关节位置跟踪与标准值一致，而当时间为 12 s 时，与标准值相差较大，最大误差为  $0.2^\circ$ 。

(下转第 125 页)