

基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统设计

陈 靓, 黄玉平, 陶云飞, 贾龙飞, 郭亚星

(北京精密机电控制设备研究所, 北京 100076)

摘要: 为帮助下肢功能障碍患者进行康复训练, 设计了下肢康复机器人; 对于该机器人的控制, 采用传统系统无法柔顺控制, 导致机器人运动轨迹偏离预设轨迹; 针对该现象, 提出了基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统设计; 通过分析总体控制方案, 设计系统硬件结构框图; 采用 L 型二维力传感器, 确定两个方向的人机交互力; 使用绝对值编码器安装在各个关节处, 其输出值作为髋关节、膝关节、踝关节电机的转动位置, 增量编码器安装在电机轴上, 测量值用来作为后期控制方法的输入参数; 构建阻抗控制模型, 能够调节机器人位置和速度, 具有消除力误差功能; 依据此力矩对参考运动轨迹进行设计, 实时获取患者康复训练的跟踪、主动柔顺和接近状态信息; 在柔顺训练实验测出人机交互力, 通过实验结果知, 在检测到人体主动力矩异常时, 系统能够重新优化轨迹, 具有良好柔顺控制效果。

关键词: 阻抗模型; 下肢康复机器人; 交互控制; 柔顺控制

Design of Interactive Control System of Lower Limb Rehabilitation Robot Based on Impedance Model

Chen Jing, Huang Yuping, Tao Yunfei, Jia Longfei, Guo Yaxing

(Beijing Institute of Precise Mechatronics and Controls, Beijing 100076, China)

Abstract: In order to help patients with lower limb dysfunction to perform rehabilitation training, a lower limb rehabilitation robot is designed. For the control of this robot, traditional systems cannot be used for compliance control, which results in the robot's motion trajectory deviating from the preset trajectory. In response to this phenomenon, the design of an interactive control system for a lower limb rehabilitation robot based on the impedance model is proposed. By analyzing the overall control scheme, the hardware block diagram of the system is designed. The L-shaped two-dimensional force sensor is used to determine the human-computer interaction force in two directions. The absolute value encoder is installed at each joint, and the output value is used as the rotation position of the hip, knee, and ankle motors. The incremental encoder is installed on the motor shaft. The measured value is used as the input parameter of the later control method. The impedance control model is constructed, which can adjust the robot position and speed, and has the function of eliminating force errors. The reference motion trajectory is designed based on this moment, and the tracking, active compliance, and approaching status information of the patient's rehabilitation training is obtained in real time. The human-computer interaction force was measured during the compliance training experiment. It is known from the experimental results that the system can re-optimize the trajectory when an abnormal active moment of the human body is detected, and has good compliance control effects.

Keywords: impedance model; lower limb rehabilitation robot; interactive control; compliance control

0 引言

下肢康复机器人的安全性需求极高。因此, 患者在康复训练过程中, 需要考虑控制系统运动轨迹的位置, 同时密切关注患者康复过程中的安全性与舒适程度^[1]。随着机器人技术发展, 社会对下肢康复机器人需求量增加, 根据康复医学理论, 在计算机控制的模拟控制系统支持下, 帮助患者模拟正常人实际走路姿势进行康复训练, 锻炼下肢,

达到恢复肢体运动能力的目的。下肢康复机器人在训练过程中, 根据患者患病情况及时调整运动速度, 使患者达到康复最佳效果^[2]。研究表明, 坐姿和躺姿的下肢康复训练能够减少脑部受到损伤的患者身体重量与髋关节和腿部负荷, 提高患者下肢康复效率。由美国斯坦福大学研制的 THE ARM GUIDE 末端患肢完成直线轨迹机器人, 采用了比例微分位置控制方式, 为关节提供自由运动能力; 由日本安川电机公司研制了 TEM LX2 typeD 下肢康复机器人, 使用被动训练方式进行主动柔顺, 避免患者受到二次伤害; 由中国科学院研究的坐/卧式下肢康复机器人“iLeg”, 可以根据患者康复阶段的被动训练方式进行阻抗训练。上述这 3 种系统虽然充分考虑了下肢髋、膝两个关节对康复的影响,

收稿日期: 2019-12-24; 修回日期: 2020-01-22。

作者简介: 陈 靓(1988-), 女, 河北廊坊人, 硕士, 主要从事机器人控制方向的研究。

黄玉平(1967-), 男, 北京人, 硕士, 教授, 博导, 主要从事复杂机电系统研究设计方向的研究。

但柔顺能力较差, 导致系统控制效果并不理想^[3]。根据康复医学理论和阻抗模型, 在一套完整的下肢康复机器人交互控制系统支持下, 帮助患者模拟正常人走路规律进行康复训练, 完成了可调节可拆卸交互控制系统的设计。

1 康复机器人交互控制系统总体方案

根据上下两级控制, 设计下肢康复机器人的交互控制系统, 如图 1 所示。

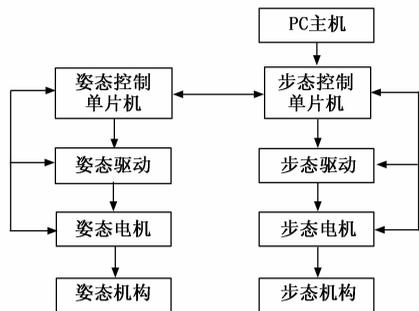


图 1 交互控制系统总体方案

系统中, PC 主机负责系统管理、状态显示、实时监控等^[4]。以步态运动为依据, 确定控制系统所运行到的位置, 该位置是唯一确定的, 因此步态控制系统是一个位置闭环控制系统^[5]。

下肢康复机器人交互控制系统能够对患者实施被动和主动两种控制模式, 在被动控制模式中, 机器人模仿正常生活中一些动作, 带动患者训练。主动控制模式中, 机器人带动病情较轻的患者, 对其下肢肌肉力量进行康复训练, 进而实现下肢力量训练^[6]。

2 系统整体结构

图 2 为所设计系统的整体结构。

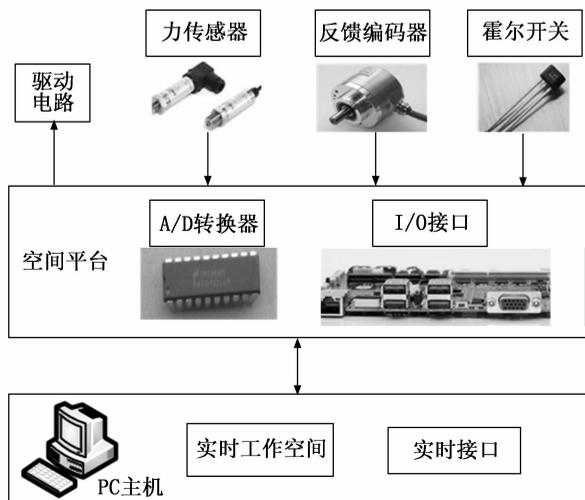


图 2 系统示意图

其中, 硬件结构是由力传感器、反馈编码器、霍尔开关、A/D 转换器、I/O 接口、PC 主机、驱动电路组成的。

机器人在行走时, 脚的运动轨迹形成一个椭圆, 下肢康复机器人通过步态控制机构实现了椭圆轨迹, 方便控制。驱动电路通过一定传动比带动步态控制机转动, 控制机的末端与一个滚轴相连, 而在该设备上安装一个脚踏板, 患者踩在脚踏板上进行康复训练^[7]。

2.1 L 型二维力传感器

L 型二维力传感器是一种将力信号转变为电信号形式输出的电子元件, 该力传感器主要是由三个部分组成的, 分别是弹性体、电阻应变片、电路。该型号力传感器具有尺寸小、高度低、耐腐蚀的优势, 主要用于机器人运动空间小的力值检测领域^[8]。采用全不锈钢材质, 抗机械疲劳性较强, 使用 2mm 机器人专用外径导线, 信号稳定, 抗干扰性较强。力传感器接线方式如图 3 所示。

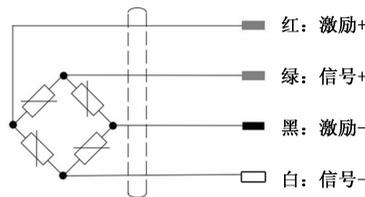


图 3 力传感器接线方式

图 3 所示为压向输出正信号, 拉向输出负信号接线方式, 如需拉向输出为正, 需调换绿线和白线^[9]。

DYHW-113 型号微型力传感器可以通过机械臂上内嵌的力传感器获取, 机器人需要恒力反馈确定其推动力是否够用, 实现制造流程一致性。采用该传感器可确定零部件位置和高度, 确定两个方向上的人机交互力, 通过不断调整抓取高度就可实现目标精准定位^[10]。

2.2 绝对值编码器

本文设计的下肢康复机器人依据下肢解剖学设计为单侧 3 个自由度, 其髋关节屈/伸、膝关节屈/伸、踝关节屈/伸运动兼顾了对不同损伤程度的大关节到小关节的运动。为了实现对大腿长度、小腿长度、座椅宽度、座椅俯仰角度的调节, 我们在机器人大小腿连杆内部、髋关节宽度调节滑台安装了共 5 个自由度的电动推杆。下肢康复的 11 自由度外骨骼机器人的机械结构如图 1 所示, 各关节由无框电机驱动。每个关节安装了绝对编码器, 增量编码器和转矩传感器, 分别记录关节角度, 角速度和转矩。编码器可将信号或数据进行编制与转换, 并将角度转换为电信号形式。该编码器中心具备一个光电码盘, 通过读取有光发射和接收器件读取, 能够获取正弦波相位差^[11]。带有混合式 260.00 的反馈步进编码器一般分为增量型与绝对型, 所设计绝对型编码器的位置是由输出代码读数确定的, 因此位置输出代码具有唯一性^[12]。

2.3 驱动电路

通过驱动电路来控制电路信号, 其电路设计如图 4 所示。

统会停止运动, 有效缓解两者之间对抗, 充分体现了主动柔顺性。在下肢力矩消失后, 该轨迹与初始轨迹不会出现时间偏置, 保证了患者康复过程的舒适和安全。

4 柔顺训练实验研究

对于基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统进行柔顺训练实验时, 需先将实验者放置在机器人上部, 在控制系统下机器人将带动实验者下肢按照规划好的轨迹进行运动。

4.1 实验过程

当实验者的下肢对机器人的力小于设定的阈值时, 则力传感器信号为 0, 此时下肢康复机器人轨迹不会发生改变; 当实验者的下肢对机器人的力大于设定的阈值时, 则力传感器信号不为 0, 此时下肢康复机器人闭合力环, 这样当机器人运动轨迹偏离预定轨迹时, 实验者不再用力, 机器人将会回归控制系统所设定轨迹, 由此实现柔顺运动控制。下肢康复机器人控制系统如图 7 所示。

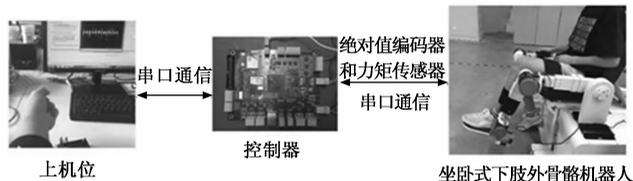


图 7 实验者下肢康复训练中

4.2 力矩检测及分析

基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统下康复训练实验结果如图 8 所示。

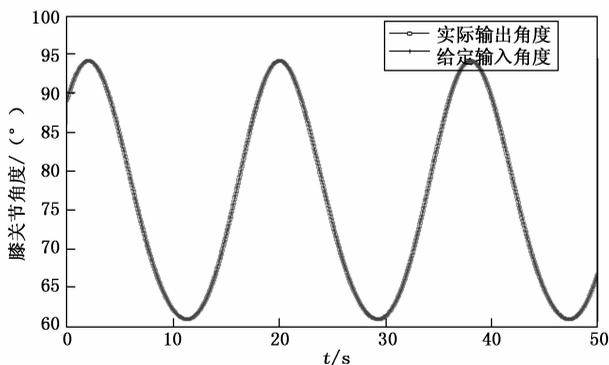


图 8 膝关节运动轨迹

从图 8 可看出, 下肢康复机器人交互控制系统在患者康复训练过程中表现出了良好运动轨迹跟踪性能。为了分析患者突发情况下的记录, 实现柔顺康复轨迹, 需先标定力矩传感器, 并给出空载情况下力矩值和负载情况下带人进行被动康复, 人体不施加力矩值, 如图 9 所示。

由图 9 可知: 负载情况下, 力矩传感器最大力矩为 44 Nm, 最小力矩为 -29.5 Nm; 而空载情况下, 力矩传感器最大力矩为 -3 Nm, 最小力矩为 -22 Nm。

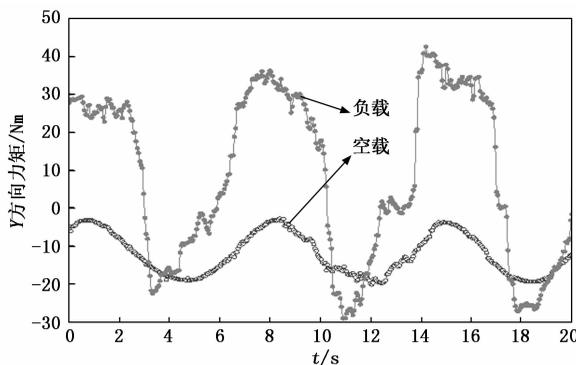


图 9 脚底二维力矩传感器值

外骨骼在负载下合力矩与膝关节角度如图 10 所示。

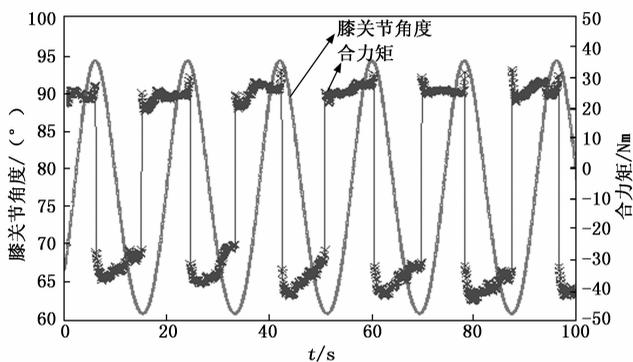


图 10 负载下合力矩与膝关节角度

由图 10 可知, 在负载下的膝关节角度变化具有一定规律性, 最大角度为 94°, 最小角度为 61°; 负载情况下的合力矩变化规律性不强, 最大合力矩为 93 Nm, 最小合力矩为 63 Nm。

4.3 实验结果与分析

患者康复初期, 经常会出现肌肉痉挛现象, 当患者出现异常情况时, 康复效果并不理想, 需要实时记录传感器获取的数据。在该数据支持下, 将基于 THE ARM GUIDE 末端患肢直线轨迹机器人、TEM LX2 typeD 下肢康复机器人以及坐/卧式下肢康复机器人与基于阻抗模型机器人的外骨骼在负载下的合力矩与膝关节角度控制情况进行对比分析, 结果如表 1 所示。

由表 1 可知: 基于阻抗模型机器人与实际患者所需的康复轨迹一致, 合力矩与膝关节角度大小基本相同, 而其余 3 种机器人缺少阻抗控制, 导致合力矩与膝关节角度与实际情况不一致。

为了进一步说明基于阻抗模型机器人柔顺性好, 需观察患者单腿在竖直方向上的柔顺性表现, 如图 11 所示。

通过图 11 可看出, 基于阻抗模型机器人交互控制系统能够在实现足底与地平面稳定接触情况下, 大大减小地面对于机器人腿部接触的冲击力, 保证系统快速稳定运行, 由此也证实了基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统设计的合理性。

表 1 四种机器人合力矩与膝关节角度对比分析

基于 THE ARM GUIDE 末端患肢直线轨迹机器人		
时间/s	合力矩/Nm	膝关节角度/(°)
20	88	73
40	82	80
60	75	82
80	70	85
TEM LX2 typeD 下肢康复机器人		
时间/s	合力矩/Nm	膝关节角度/(°)
20	58	78
40	49	72
60	39	65
80	20	60
坐/卧式下肢康复机器人		
时间/s	合力矩/Nm	膝关节角度/(°)
20	90	60
40	89	65
60	70	54
80	65	50
基于阻抗模型机器人		
时间/s	合力矩/Nm	膝关节角度/(°)
20	91	75
40	93	91
60	66	94
80	64	91

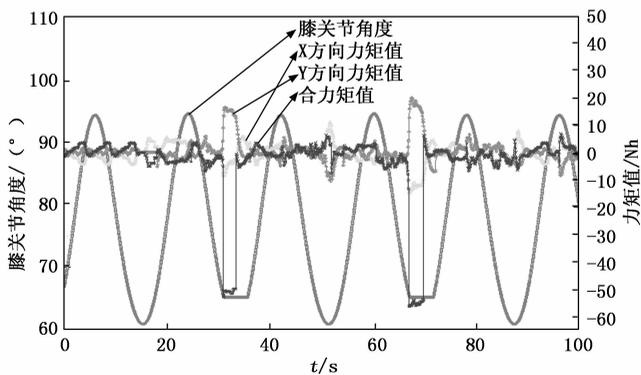


图 11 单腿接触力变化曲线

5 结束语

构建基于阻抗模型控制方法设计了下肢康复机器人交互控制系统，并通过实验验证分析。采用阻抗模型控制方法实现了下肢有限主动柔顺性，加强了下肢康复机器人对下肢主动柔顺性，由实验结果可知，与传统阻抗控制方法相比，设计的交互控制系统具有更好主动柔顺性，为患者提供更好的保护，使患者在康复训练过程中存在一种舒适感觉。

总之，基于阻抗模型的下肢康复机器人交互控制系统

设计更加人性化，有利于患者康复，帮助患者恢复下肢运动机能。为了进一步优化该系统，采用 AVR 单片机，降低成本，使下肢康复机器人交互控制系统设计更加产品化。对下肢康复机器人配以合适生物信息检测功能，通过生物反馈信息来提高患者康复效果。分析 PC 端收集起来的生物信息，能够记录康复训练效果，进而选择有效训练方案，使系统变得更加智能化。

参考文献:

- [1] 王喜莲, 程迪, 王顺. 基于输出阻抗建模的并网系统低次谐波预测模型 [J]. 电机与控制学报, 2019, 23 (6): 18-26.
- [2] 陈宇, 夏田, 张莉, 等. 下肢康复机器人模糊补偿控制系统研究 [J]. 控制工程, 2019, 6 (5): 812-817.
- [3] 李峰, 吴智政, 侯伟, 等. 下肢康复训练机器人跑步机速度协调控制 [J]. 系统仿真学报, 2019, 12 (6): 1111-1122.
- [4] 孙孝峰, 张浩翔, 唐福顺, 等. 基于阻抗模型的网状微电网 MFD 稳定分析 [J]. 电工技术学报, 2017, 32 (23): 198-206.
- [5] 林安迪, 干旻峰, 葛涵, 等. 基于模糊模型参考学习控制的手术机器人人机交互 [J]. 机器人, 2019, 41 (4): 543-550.
- [6] 赵江波, 陈颖慧, 王军政. 基于分数阶的电动轮足式机器人腿部阻抗控制研究 [J]. 北京理工大学学报, 2019 (2): 187-192.
- [7] 杨莉, 张亚楠, 王婷婷. 基于数据驱动的非完整移动机器人运动控制的研究 [J]. 数学的实践与认识, 2019, 6 (5): 171-176.
- [8] 刘时雨, 王西田, 杨冰灯, 等. 基于阻抗模型的风电系统次同步振荡稳定性量化分析方法 [J]. 南方电网技术, 2019, 13 (5): 58-63.
- [9] 李绍阶, 王玮, 唐芬, 等. 基于阻抗模型的并网变流器低频振荡机理研究 [J]. 电网技术, 2018, 42 (9): 2787-2796.
- [10] 孙多青. 基于逼近误差调节的髌关节康复机器人自适应模糊容错控制算法的研究 [J]. 系统科学与数学, 2018, 18 (9): 971-988.
- [11] 钱强, 魏琦, 谢少军, 等. 单相并网逆变器多频阻抗模型及其在谐振环流分析中的应用 [J]. 电力系统自动化, 2019, 7 (15): 159-165.
- [12] 尹聪琦, 邹常跃, 谢小荣, 等. 高压直流输电系统模块化多电平换流器 (MMC) 的宽频耦合阻抗模型 [J]. 南方电网技术, 2019, 8 (3): 40-47.
- [13] 徐建明, 甘万正, 张文安, 等. 基于 QT 的工业机器人人机交互系统的设计 [J]. 高技术通讯, 2019, 9 (6): 576-584.
- [14] 屠尧, 朱爱斌, 宋纪元, 等. 下肢外骨骼康复机器人人机交互力自适应导纳控制 [J]. 西安交通大学学报, 2019, 53 (6): 9-16.
- [15] 孟巧玲, 汪晓铭, 郑金钰, 等. 基于上肢康复机器人的人机交互软件系统设计与实现 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2019, 41 (5): 388-391.