刘东波，罗胜利，孟欣，等. 仿生上肢康复机器人测试平台控制系统设计[J]. 智能计算机与应用，2026，16(7)：34-41. DOI：10.20169/j.issn.2095-2163.24112802

仿生上肢康复机器人测试平台控制系统设计

刘东波[1,2,3]，罗胜利[1,2,3]，孟　欣[1,2,3]，喻洪流[1,2,3]
（1 上海理工大学 健康科学与工程学院，上海 200093；2 上海康复器械工程技术研究中心，上海 200093；
3 民政部神经功能信息与康复工程重点实验室，上海 200093）

摘　要：目前上肢康复机器人的安全与功能测试多为人工检测，尚未形成系统化、可量化及标准化检测设备，本文设计了上肢康复机器人测试平台以替代人工对上肢康复机器人进行安全与功能测试。本文基于关节驱动型仿生上肢模型搭建上肢康复机器人测试平台控制系统；通过分析上肢康复机器人设计及工作原理，确定了工作空间和痉挛保护功能为首要安全检测指标；通过设计运动学、力交互和痉挛模拟实验，验证了控制系统设计。在肩肘关节主动助力运动力矩数据采集实验中，当完全主动时，可测力矩峰值稳定在 5 N·m 左右，当助力 80%时，可测力矩峰值在 4 N·m 左右；在痉挛模拟实验中，可测瞬间峰值力矩为 22 N·m 左右；在被动示教模式实验中，测试平台上位机采集的角度变化数据与惯性传感器采集的角度变化数据呈现一致性和相关性。实验结果证明该测试平台控制系统设计合理，能够代替人工对上肢康复机器人完成力学及运动学等相关安全性参数检验。

关键词：上肢康复机器人；测试平台；控制系统；PID；神经网络
中图分类号：TP242.3　　**文献标志码**：A　　**文章编号**：2095-2163(2026)07-0034-08

Design of the control system for the test platform of the bionic upper limb rehabilitation robot

LIU Dongbo[1,2,3], LUO Shengli[1,2,3], MENG Xin[1,2,3], YU Hongliu[1,2,3]
(1 School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2 Shanghai Engineering Research Center of Assistive Devices, Shanghai 200093, China; 3 Key Laboratory of Neural Function Information and Rehabilitation Engineering of the Ministry of Civil Affairs, Shanghai 200093, China)

Abstract: Currently, safety and functional testing of upper limb rehabilitation robots is primarily conducted manually, lacking systematic, quantifiable, and standardized testing equipment. This paper designs a testing platform for upper limb rehabilitation robots to replace manual testing for safety and functionality. Based on a joint-driven biomimetic upper limb model, the control system of the testing platform for upper limb rehabilitation robots is established. By analyzing the design and working principles of upper limb rehabilitation robots, the workspace and spasticity protection functions have been determined as the primary safety testing indicators. The control system design is validated through kinematics, force interaction, and spasticity simulation experiments. In the designed data collection experiment for active assisted movement torque of the shoulder and elbow joints, when fully active, the measurable peak torque stabilizes at around 5 N·m. When 80% assistance is provided, the measurable peak torque is around 4 N·m; In the spasticity simulation experiment, the measurable instantaneous peak torque is approximately 22 N·m; In the passive teaching mode experiment, the angle change data collected by the upper computer of the testing platform shows consistency and correlation with the angle change data collected by the inertial sensor. The experimental results demonstrate that the control system design of the testing platform is reasonable and can replace manual testing to perform safety parameter inspections related to mechanics and kinematics for upper limb rehabilitation robots.

Key words: upper limb rehabilitation robot; testing platform; control system; PID; neural network

基金项目：上海市科技创新行动计划(20DZ2201700)。

作者简介：刘东波(1995—)，男，硕士研究生。主要研究方向：上肢康复机器人。Email：1330602817@qq.com；罗胜利(1995—)，男，博士研究生。主要研究方向：智能假肢；孟　欣(1997—)，女，硕士研究生。主要研究方向：上肢康复机器人；喻洪流(1966—)，男，博士，教授。主要研究方向：智能康复机器人，智能护理机器人。

收稿日期：2024-11-28

0　引　言

脑卒中是由脑出血或脑梗死引起的急性脑血管疾病，被认为是世界上导致死亡和长期残疾的主要原因之一[1-3]。随着机器人的发展，针对脑卒中患者的康复机器人的研究已成为国内外热点[4]。对脑卒中患者进行科学的康复训练对恢复部分运动能力起着关键作用[5]。传统的康复训练需要由康复理疗师用手带动患者患肢进行被动训练，训练轨迹单一[6]。相对于传统的康复训练，康复机器人能保证康复训练过程具有良好的一致性和连续性，且可提供多种个性化的训练模式，增强患者的主动参与意愿[7-8]。使用康复机器人还有助于解决患者群体和数目不足的康复治疗师之间的矛盾[9-10]。通常穿戴型上肢或下肢康复机器人会以袖带等方式固定在患者身上，连续的康复训练使用过程中可能会产生与袖口接触的皮肤受伤的风险。在 Delgado 等学者[11]、Zeilig 等学者[12]、Koljonen 等学者[13]的相关临床研究和 Fisahn 等学者[14]的系统综述中均报道了穿戴型康复机器人皮肤完整性损伤相关的不良事件，如皮肤擦伤、皮肤刺激泛红等。Miller 等学者[15]系统分析整合了过去研究中与安全性相关的生理参数，Nielsen 等学者[16]研究了机器人辅助行走过程中心率等生理参数及受试者主观安全感的变化。部分研究将设备测试过程中受试者对疼痛的主观评价作为设备的安全性能评估指标之一[17]，Nilsson 等学者[18]的临床研究中报告了关于受试者使用设备时的疼痛、疲劳和情绪的主观评价。作为设备的主要参数，机械/电气问题也是需要考虑在内的安全性能指标。在 Delgado 等学者[11]的临床研究中发现了许多关于机械/电气相关的不良事件。针对机械参数安全性能问题，O′Sullivan 等学者[19]提出相关外骨骼未来标准制定过程中应当充分考虑机械安全及人体工效相关指标，贴合人体的医疗机器人其机械参数也应符合生理学、生物力学和人体工程学。Yasuhiro 等学者[20]设计开发了一款袖带，能够测量康复机器人协助患者运动过程中袖口与皮肤之间的相对位移、相互作用力和力矩等参数。目前大多数关于上肢康复机器人安全与功能测试的研究是通过对受试者进行临床试验记录不良反应来评估上肢康复机器人的安全性。人工测试的方法存在量化困难、缺乏客观性和评价指标不统一等问题，不利于对上肢康复机器人进行科学、规范的安全评价。

针对此问题，本文设计了一款以仿生上肢形式模拟真实人体工况的上肢康复机器人测试平台，同时具备对上肢康复机器人工作空间运动数据、痉挛保护能力进行检测的功能。本文重点介绍了上肢康复机器人测试平台的控制系统设计，最后通过实验验证所设计的控制系统达到预期效果。

1　控制系统和机械结构设计

1.1　机械结构设计

上肢康复机器人测试平台机械结构如图 1 所示。采用模拟人体手臂的设计，主要分为肩关节、肘关节、前臂关节和腕关节。其中，肩关节有 3 个自由度，肘关节有 1 个自由度，前臂有 1 个自由度，腕关节有 1 个自由度，一共 6 个自由度，每个自由度对应一个电机。



图 1　上肢康复机器人测试平台机械结构

Fig. 1　Mechanical structure of the upper limb rehabilitation robot test platform

1.2　控制系统设计

上肢康复机器人测试平台总体控制采用模块化设计方案，主要包括电机驱动模块、传感器数据采集模块、人机交互模块和主控模块。其中，传感器模块包括扭矩传感器组和角度传感器组，扭矩传感器组将采集的实时扭矩数据通过 485 接口以 Modbus 协议传给主控，角度传感器组通过串口将实时角度数据传给主控；电机驱动模块包括 3 个肩部电机、1 个肘关节电机、1 个前臂关节电机、1 个腕关节电机以及电机对应的驱动，主控通过 CAN 通讯模块控制电机；电源模块为电机驱动模块提供 24 V 的电压，为主控提供 3.3 V 电压；上位机通过蓝牙模块给下位机下发指令，下位机通过蓝牙模块给上位机传递力矩和角度信息。控制系统整体控制框架如图 2 所示。

1.2.1　主控模块

主控模块的功能主要是与上位机软件进行通讯、训练模式的切换和电源系统管理。主控模块是

整个上肢康复机器人测试平台的核心部件,主要包括主控 MCU、电源管理模块、CAN 通讯模块、RS485 通信模块。主控模块设计图 3 所示。

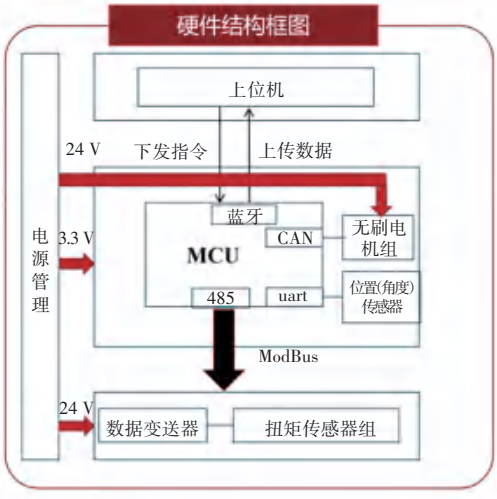


图 2 硬件结构框图

Fig. 2 Hardware block diagram

本文设计用到的上肢康复机器人测试平台的主控 MCU 芯片需要通过 CAN 协议信号驱动电机组,同时需要处理角度传感器和扭矩传感器通过 RS485 接口传输过来的信号,也要实时地将采集的传感器数据传输给人机交互系统,并且能够满足控制算法的要求。本文选用了资源丰富的 STM32F407IGT6 芯片作为主控 MCU。

(1)CAN 通讯模块。本文的电机组和主控之间使用 CAN 通讯协议,主控通过 CAN 通信芯片将指令下发给电机组。本课题所使用的 CAN 芯片型号为 TJA1050T,对比于 PCA82C250 和 PCA82C251 芯片,TJA1050T 的 CANH 和 CANL 输出信号匹配最佳,差分接收器具有共模范围,有很强的抗电磁特性。TJA1050T 的工作电压为 5 V,具有 1 MBuad 的带宽速度。另外,CANH 和 CANL 之间增加了一个 120 Ω 的电阻来吸收回波干扰。具体电路设计如图 4 所示。

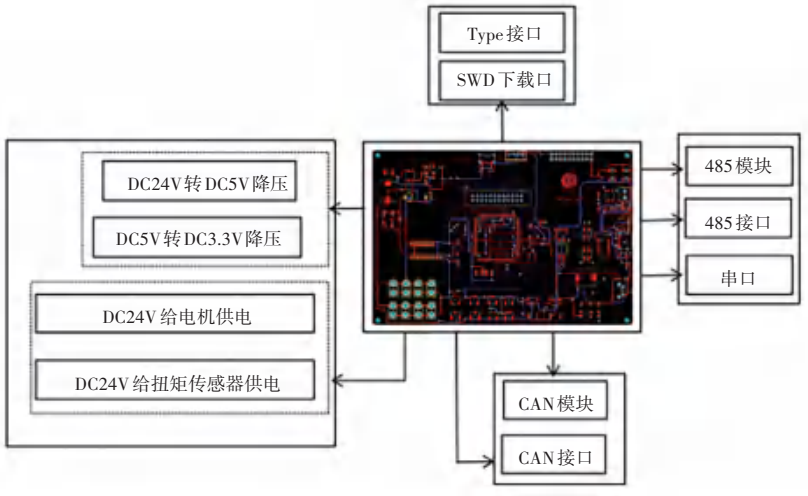


图 3 主控模块

Fig. 3 Main control module

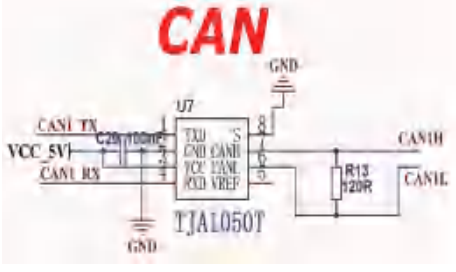


图 4 CAN 通讯电路

Fig. 4 CAN communication circuit

(2) RS485 模块。本文使用 RS485 接口,通过 ModBus 通讯协议来采集扭矩传感器的扭矩数据。本文使用 485 芯片型号为 TP8485E。使用时为了芯片信号更稳定,在差分 A、B 两脚间加一个 120 Ω 的电阻做阻抗匹配。此外,由于 RS485 总线可以挂载多个设备,在实际总线挂载多个设备时,收发器有范围为-7 V 到+12 V 的共模电压,为了稳定传输,在原有的 A、B 两线上多增加一条地线。具体电路如图 5 所示。

(3)电源管理模块。为了持续稳定地给上肢康复机器人测试平台供电,将 220 V 工频交流市电作为输入,通过 220 V 转 24 V 的开关电源将市电电压转换为可供各模块以及电机组使用的 24 V 直流电压。选用了型号为 S-1000-24 的开关电源,输出功率 1 000 W,输出电流 41.6 A,提供过载、过压等保护措施。选用的开关电源见图 1。由于开关电源是直流 24 V 的输出,而主控模块是 3.3V 的直流输入,因此

需要设计降压电路来給主控模块供电。本文采用 DC24V 转 DC5V，DC5V 转 DC3.3V 的方案，其中 DC24V 转 DC5V 的电路设计如图 6 所示。

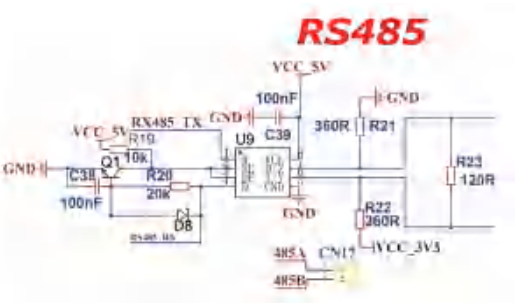


图 5　RS485 电路

Fig. 5　RS485 circuit



图 6　DC24V 转 DC5V 降压电路

Fig. 6　DC24V to DC5V step-down circuit

降压电路采用上海芯龙的 XL2012E1 型号降压芯片，该芯片是一款高效降压型 DC-DC 转换器，固定 150 KHz 开关频率。在输入端，为了防止大瞬态电压，必须采用针对最大 RMS 电流要求而选择低等效串联电阻输入电容器，本电路在输入端增加了一个 1 μF 的电容，并且在输入电容上增加了另外一个 1 μF 的陶瓷电容器以进行高频去耦。虽然电感器并不影响工作频率，但电感值却对纹波电流有着直接的影响，电感纹波电流 ΔIL 随着电感值的增加而减小，并随着 VIN 和 VOUT 的升高而增加，用于设定纹波电流的一个合理起始点为：

$$\Delta IL = 0.3 \times ILIM \qquad (1)$$

其中，ILIM 为峰值开关电流限值。为了保证纹波电流处于一个规定的最大值以下，应按下式来选择电感值：

$$L = \frac{VOUT}{F \times \Delta IL} \times \left(1 - \frac{VOUT}{VIN(MAX)}\right) \qquad (2)$$

本文经过计算，选择 47 μH 的电感。DC5V 转 DC3.3V 的电路设计如图 7 所示。

DC5V 转 DC3.3V 电路采用的是南京微盟的 ME621 系列芯片。该芯片的特点是：高纹波抑制比，低噪音，超快响应。输入电压范围为 2～6 V，输出电压范围为 1.2～5.0 V。为了防止震荡和稳压性能下降，本文在输入端和输出端加上 10 μF 的电容。

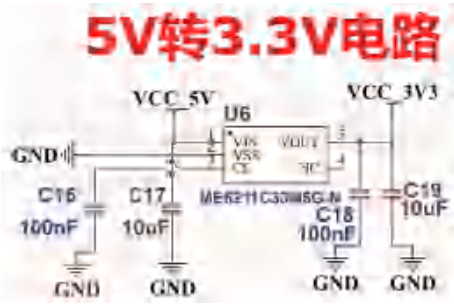


图 7　DC5V 转 DC3.3V 降压电路

Fig. 7　DC5V to DC3.3V step-down circuit

1.2.2　传感器采集模块

传感器数据采集模块主要是采集上肢康复机器人测试平台的测试假人在测试上肢康复设备时所收集到的运动信息数据，主要是各个自由度的力矩信息和角度信息，以此来量化上肢康复机器人的安全性能指标。其中，扭矩传感器采用 ModBus-RTU 通信协议来进行运动信息数据的处理和传输。角度数据使用电机内置的角度传感器通过串口和 MCU 通讯来获取。本研究中所使用的扭矩传感器为合肥力智 LZ-NJY65 盘式扭矩传感器（见图 1），灵敏度为 1.5～2.0 MV/V，可满足本研究要求。

另外，本文使用四路数据变送器 LZ-SZB4（见图 1）将扭矩传感器采集到的模拟信号转变为 MODBUS-RTU 格式的数字信号，通过 RS485 接口发送给 MCU。该模块工作电压为 8～30 VDC，ADC 有效分辨率为 19 bit，支持 ModBus-RTU 协议，具有 RS485 半双工的物理接口。

1.2.3　电机驱动模块

本文动力模块主要是 3 款电机：海泰 HT-N18-NC、海泰 HT4310-J3 和大疆 M2006 J36，见图 1。其中海泰 HT-N18-NC 电机额定电压为 24 V，额定功率为 80 W，额定扭矩为 18 N·M，减速比 36∶1，主要用于肩关节的水平内收外展、肩关节的屈伸这 2 个自由度。海泰 HT4310-J3 电机额定电压为 24 V，额定扭矩为 6 N·m，主要用在肩关节的内旋和外旋这 2 个自由度上。大疆 M2006 J36 电机的额定电压为 24 V，最大持续扭矩为 1 N·m，减速比 36∶1，主要用在前臂旋前旋后和腕关节屈/伸。这 3 款电机都支持 CAN 通信协议。

1.2.4　人机交互模块

根据上肢康复机器人测试平台的人机交互系统

的设计要求,将其分成 3 个部分:控制部分、实时显示部分和测试安全评估部分。其中,控制部分通过上位机下发指令给下位机来实现对各个关节自由度的运动控制。实时显示部分作为上肢康复机器人测试平台最重要的一环,能够将采集到的扭矩、角度数据以折线图的形式进行实时显示,为测试人员提供一个最直观的感受。测试安全评估部分是在测试完成后,对测试对象生成一个安全评估报告。整体人机交互系统方案如图 8 所示。

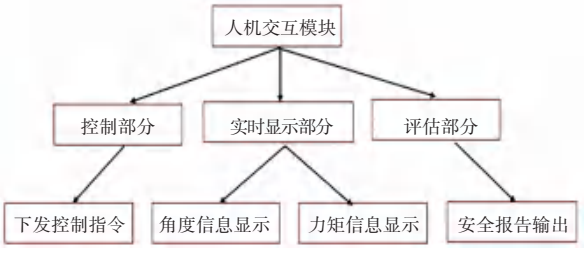


图 8 人机交互系统方案

Fig. 8 Human-computer interaction system scheme

本文用 QT 软件设计的交互界面如图 9 所示,其中包括控制界面、实时显示部分和测试安全评估部分,满足本文要求。

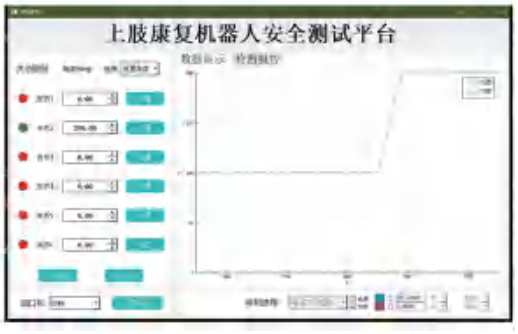


图 9 交互界面

Fig. 9 Interactive interface

2 上肢康复机器人测试平台控制方案

本文所研发的上肢康复机器人针对的是不同类型的康复机器人。在仿生测试过程中,其控制参数会随着被测设备物理参数的改变而改变,而传统的 PID 控制器具有较强的鲁棒性。神经网络具有任意的非线性表示能力,可以通过对系统性能的学习实现具有最佳组合的 PID 控制器。为此,本文采用了基于 BP 神经网络的 PID 控制来解决仿生上肢的模拟运动问题。

本文基于上肢康复机器人测试平台,以 BPNN-PID 控制完成不同被测设备训练模式测试。以关节目标角度位置与实际角度位置的误差作为输入量,基于 BP 神经网络的 PID 控制系统结构如图 10 所示,主要由 2 部分组成:

(1)经典的 PID 控制器。直接对仿生上肢进行闭环控制,并且为 K_P,K_I,K_D 三个参数进行优化;

(2)BP 神经网络。根据测试平台运行状态对应于 PID 控制器的 3 个可调参数 K_P,K_I,K_D。通过神经网络的自学习、调整权系数。

将 K_P,K_I,K_D 看成依赖于系统运行状态的可调系数时,可描述为:

$$u(k)=f[u(k-1),K_P,K_I,K_D,e(k),\Delta e(k),\Delta^2 e(k)] \tag{3}$$

其中,f [·] 表示与 K_P,K_I,K_D,$u(k-1)$,$y(k)$ 等有关的非线性函数,用 BP 神经网络通过训练和学习来找出一个最佳控制规律。具体算法步骤框架如图 11 所示。

本文中,设置采样时间 t = 20 ms,迭代次数 N = 1 000,步长为 1,学习率为 0.2,惯性因子为 0.01,定义 3 层网络结构:输入层 4 个节点,隐含层 5 个节点,输出层 3 个节点。用 Matlab 软件进行算法仿真结果如图 12 所示。

图 12 中,红色线表示测试平台的测试上肢关节运行的期望角度变化,蓝色线表示测试平台的测试上肢关节运行的实际角度变化。结果表示,当控制算法运行大约 4 s 左右,上肢康复机器人测试平台的测试上肢运行的角度误差为 0。

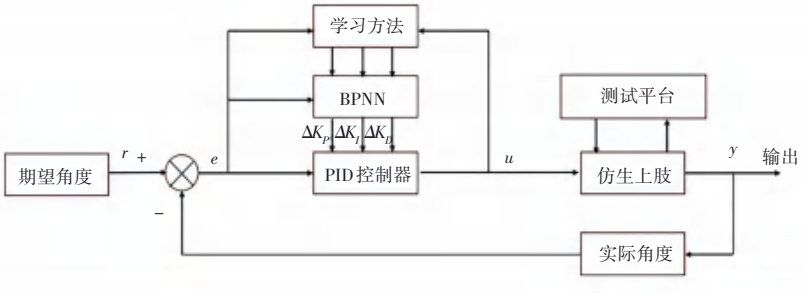


图 10 测试平台控制框架图

Fig. 10 Control framework diagram of the test platform

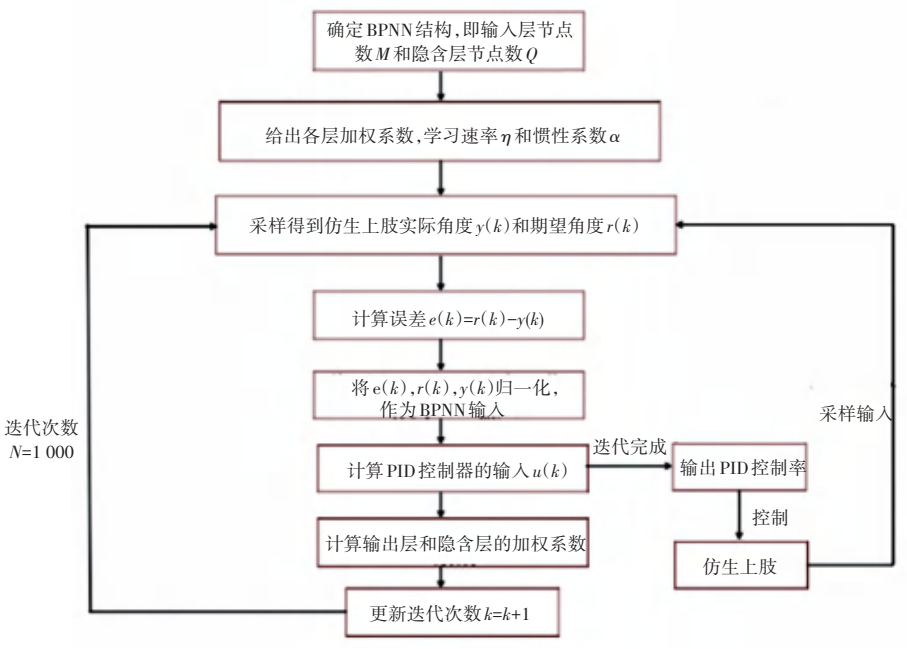


图 11　BPNN-PID 算法流程

Fig. 11　Flowchart of BPNN-PID algorithm

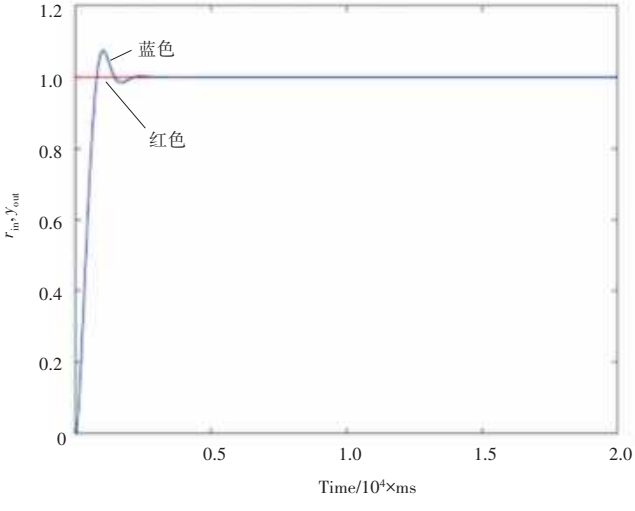


图 12　BPNN−PID 算法控制效果

Fig. 12　Control effect of BPNN−PID algorithm

3　实验验证

为验证所设计的系统能达到预期效果，本文进行了 3 组实验：肩肘关节主动助力运动力矩数据采集、痉挛模拟实验和被动示教模式实验。本次实验使用到上海理工大学康复工程与技术研究所与上海电气智能康复医疗科技有限公司共同研发的 FlexoArm 上肢康复机器人（见图 13）作为测试样机。首先，将测试平台装入被测样机，进行预设轨迹的康复训练运动，测试平台自动采集数据，最后将采集到的数据进行分析，验证测试平台控制系统的可行性。

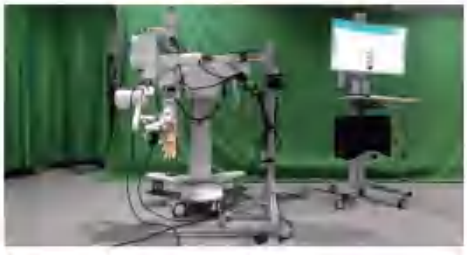


图 13　FlexoArm 上肢康复机器人

Fig. 13　FlexoArm upper limb rehabilitation robot

3.1　肩肘关节主动助力运动力矩数据采集实验

3.1.1　实验过程

测试平台带着上肢康复机器人进行肩关节前屈的同时肘关节屈曲，分别采集测试假人完全主动运动、助力 80%两种运动模式下肩关节力矩实时变化数据。

3.1.2　实验结果

测试样机 FlexoArm 是一款具有 2 个自由度的为上肢康复机器人，预设轨迹上肢肩关节前屈的同时肘关节屈曲，到达末端位置后上肢肩关节后伸的同时肘关节伸展到达初始位置。本次实验共进行 9 个周期的预设轨迹运动，实验结果如图 14、图 15 所示。

图 14—图 15 中，纵坐标表示力矩，横坐标表示时间。可以看出，在训练过程中，力矩随着时间做周期变化，且不同的训练模式下，采集到的力矩峰值大小不一：当完全主动时，力矩峰值在 5 N · m 左右；

当助力 80%时,力矩峰值在 4 N · m 左右。结果表明,主动和助力运动训练实验过程符合预期。

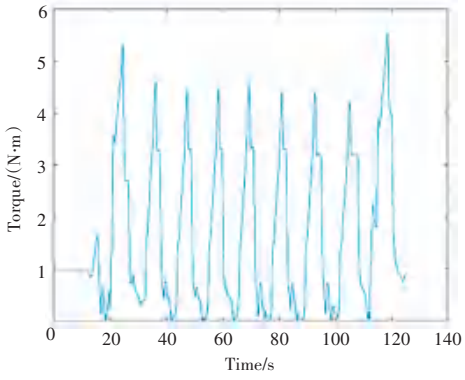


图 14 上肢康复机器人在完全主动模式下肩关节力矩变化曲线

Fig. 14 Torque variation curve of shoulder joint of upper limb rehabilitation robot in fully active mode

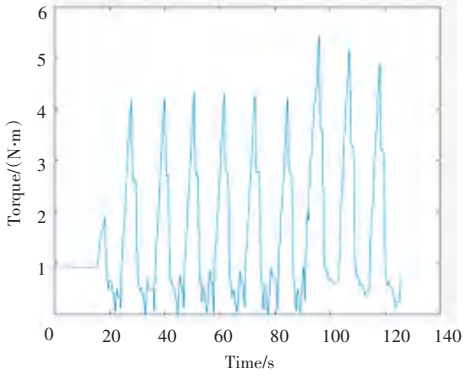


图 15 上肢康复机器人在助力 80%模式下肩关节力矩变化曲线

Fig. 15 Torque variation curve of shoulder joint of upper limb rehabilitation robot in the 80% assistance mode

3.2 痉挛模拟实验

3.2.1 实验过程

当上肢康复机器人在进行助力 20%运动时通过推拉式电磁铁控制制动装置(见图 16)对肘关节屈曲往返伸展制动,采集运动过程中的扭矩数据,分析上肢康复机器人是否有痉挛保护。

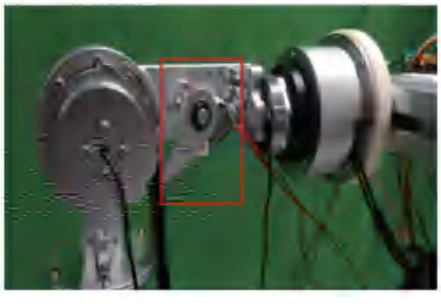


图 16 制动装置

Fig. 16 Braking device

3.2.2 实验结果

具体结果如图 17 所示。在正常的助力训练过程中,上肢肘关节力矩的交互力范围在 5 N · m 上下波动。开启模拟痉挛模式后,增加仿生上肢制动力,使其与上肢康复机器人瞬间力矩达到 22 N · m 左右。制动解除后,两者交互力矩减小。

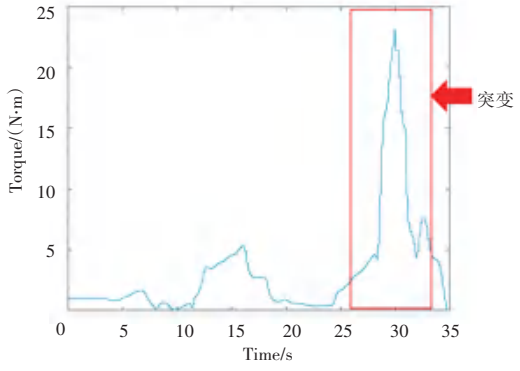


图 17 痉挛状态保护测试交互力矩

Fig. 17 Spasmodic state protection test interaction torque

3.3 被动示教模式实验

3.3.1 实验过程

(1)给上肢康复机器人前臂处佩戴 IMU 惯性传感器,来测量前臂角度变化数据。

(2)给上肢康复机器人穿戴上测试平台假人,然后做一组肘屈伸运动(5 个周期),并用 IMU 和测试平台上位机实时记录其角度变化数据。

(3)将测试平台上位机采集的角度变化数据与 IMU 采集的角度变化数据比较,并计算两者之间的相关性。

3.3.2 实验结果

具体结果如图 18 所示。红色曲线为 IMU 采集的角度数据,绿色曲线为测试平台采集的角度数据,两者轨迹走向基本一致,采用 Pearson 相关性分析 2 组实验轨迹数据得到 $P < 0.05$,表明 2 组数据存在非常显著的相关性。

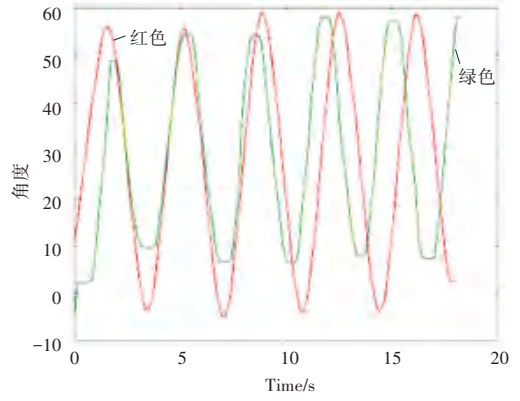


图 18 上位机采集的角度与 IMU 采集的角度对比

Fig. 18 Comparison between the angle of the host computer and the angle of the IMU

4　结束语

本文开发了一种上肢康复机器人测试平台控制系统，该测试平台针对不同的上肢康复机器人，开发了多种训练模式，可为不同的上肢康复机器人提供不同的训练测试需求。经测试，该测试平台传感器采集模块具有很高的准确性，可以满足上肢康复机器人主动、助力训练时，精准采集交互力矩的需求；也可满足被动示教模式实验时，精准采集空间角度变化的需求。控制系统可以与机械机构实现良好的配合，主动、助力、被动示教模式均达到预期效果，验证了控制系统的可行性。

参考文献

[1] Feigin V L, Forouzanfar M H, Krishnamurthi R, et al. Global and regional burden of stroke during 1990-2010: Findings from the Global Burden of Disease Study 2010[J]. Lancet, 2014, 383(9913): 245-254.

[2] Bonita R, Mendis S, Truelsen T, et al. The global stroke initiative[J]. Lancet, Neurology, 2004, 3(7): 391-393.

[3] 王陇德，彭斌，张鸿祺，等.《中国脑卒中防治报告 2020》概要[J]. 中国脑血管病杂志，2022，19(2)：136-144.

[4] 侯增广，赵新刚，程龙，等. 康复机器人与智能辅助系统的研究进展[J]. 自动化学报，2016，42(12)：1765-1779.

[5] Hu L, Liu G. Effects of early rehabilitation nursing on neurological functions and quality of life of patients with ischemic stroke hemiplegia[J]. American Journal of Translational Research, 2021, 13(4): 3811-3818.

[6] Krebs H I, Palazzolo J J, Dipietro L, et al. Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy[J]. Autonomous Robots, 2003, 15(1): 7-20.

[7] 梁旭，王卫群，苏婷婷，等. 下肢康复机器人的主动柔顺自适应交互控制[J]. 机器人，2021，43(5)：547-556.

[8] 梁旭，王卫群，侯增广，等. 康复机器人的人机交互控制方法[J]. 中国科学:信息科学，2018，48(1)：24-46.

[9] 曾世龙. 混联踝关节康复机器人机构设计研究[D]. 福州:福州大学，2014.

[10] Koh C L, Hoffmann T, Bennett S, et al. Management of patients with cognitive impairment after stroke: A survey of Australian occupational therapists[J]. Australian Occupational Therapy Journal, 2009, 56(5): 324-331.

[11] Delgado A D, Escalon M X, Bryce T N, et al. Safety and feasibility of exoskeleton-assisted walking during acute/sub-acute SCI in an inpatient rehabilitation facility: A single-group preliminary study[J]. Journal of Spinal Cord Medicine, 2020, 43(5): 657-666.

[12] Zeilig G, Weingarden H, Zwecker M, et al. Safety andtolerance of the ReWalk exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: A pilot study[J]. The Journal of Spinal Cord Medicine, 2012, 35(2): 96-101.

[13] Koljonen P A, Virk A S, Jeong Y, et al. Outcomes of a multicenter safety and efficacy study of the SuitX phoenix powered exoskeleton for ambulation by patients with spinal cord injury[J]. Frontiers in Neurology, 2021, 12:689751.

[14] Fisahn C, Aach M, Jansen O, et al. The effectiveness and safety of exoskeletons as assistive and rehabilitation devices in the treatment of neurologic gait disorders in patients with spinal cord injury: A systematic review[J]. Global Spine Journal, 2016, 6(8): 822-841.

[15] Miller L E, Zimmermann A K, Herbert W G. Clinical effectiveness and safety of powered exoskeleton-assisted walking in patients with spinal cord injury: Systematic review with meta-analysis[J]. Medical Devices ,2016, 9: 455-466.

[16] Nielsen C, Mathiesen M, Nielsen J, et al. Changes in heart rate and feeling of safety when led by a rehabilitation robot[C]// Proceedings of the 14th ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction (HRI). Piscataway, NJ: IEEE, 2019: 11-14.

[17] Bessler J, Prange-lasonder G B, Schaake L, et al. Safety assessment of rehabilitation robots: A review identifying safety skills and current knowledge gaps[J]. Frontiers in Robotics and AI, 2021, 8:602878.

[18] Nilsson A, Vreede K S, Haglund V, et al. Gait training early after stroke with a new exoskeleton-The hybrid assistive limb: A study of safety and feasibility[J]. Journal of Neuro-engineering and Rehabilitation, 2014, 11: 92.

[19] O′Sullivan L, Nugent R, Vorm V D J. Standards for the safety of exoskeletons used by industrial workers performing manual handling activities: A contribution from the robo-mate project to their future development[C]//Proceedings of the 6th International Conference on Applied Human Factors and Ergonomics (AHFE). Amsterdam: Elsevier, 2015:1418-1425.

[20] Yasuhiro A, Okamoto S, Yamada Y, et al. Measurement of contact behavior including slippage of cuff when using wearable physical assistant robot[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2016, 24: 784-793.