

DOI: 10.3969/j.issn.1006-9771.2013.05.003

·专题·

# 肢体康复训练器控制系统的研究

刘相权, 李启光, 高宏, 郝静如

**[摘要]** 为了满足肢体康复需要, 在分析肢体康复训练器机械结构和工作原理的基础上, 对以可编程逻辑控制器(PLC)为核心的控制系统进行研究。分析控制系统硬件各组成部分的功能及其特点, 完成控制系统硬件整体方案设计, 针对不同训练模式对软件进行开发。以触摸屏为上位机, 负责人机交互、控制指令的发送和状态信息的显示; PLC为下位机, 接受控制指令和采集传感器数据、控制电机的力矩和速度。患者可根据自己的具体情况选择适当的训练模式。实验表明, 该控制系统性能稳定可靠, 有较大的推广应用价值。

**[关键词]** 康复训练器; 控制系统; 训练模式; 可编程逻辑控制器

**Control System of Limb Rehabilitation Training Device** LIU Xiang-quan, LI Qi-guang, GAO Hong, et al. Beijing Information Science and Technology University, Mechanical & Electrical Engineering School, Beijing 100192, China

**Abstract:** In order to meet the need of limb rehabilitation, the control system that takes programmable logic controller (PLC) as the core was studied based on analysis of mechanical structure and working principle for the rehabilitation training device. The function and characteristics of hardware are analyzed for control system, overall hardware scheme design is completed. Then different training modes of software are developed, in which touch screen as a host computer, is responsible for human-computer interaction, control instructions transmission and information display; PLC as lower machine, receives control instructions and acquires data from sensor, controls torque and speed of the motor. Patients can choose training mode according to their specific situations. Experimental results show that control system is stable and reliable in performance.

**Key words:** rehabilitation training device; control system; training mode; programmable logic controller

**[中图分类号]** R496 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1006-9771(2013)05-0407-05

**[本文著录格式]** 刘相权, 李启光, 高宏, 等. 肢体康复训练器控制系统的研究[J]. 中国康复理论与实践, 2013, 19(5): 407-411.

本文所设计的肢体康复训练器的主要任务是为上、下肢伤残或手术后需进行康复的患者, 根据自身情况选择相应训练模式进行训练, 尽可能恢复肌肉的运动能力<sup>[1]</sup>。

如图 1 所示, 根据任务需求设计的样机结构包括四大部分<sup>[2]</sup>:

- ①底座与机架部分: 是康复训练器的支撑部分, 外部结构为由方钢管通过焊接而成的一个框架;
- ②上肢训练部件: 包括手柄、手柄臂、转轴、轴承、手部离合器等;
- ③下肢训练部分: 包括脚蹬、脚蹬连杆、连杆轴、轴承、脚部离合器等;
- ④减速传动部分: 主要由伺服电机、减速器、一级带传动、二级带传动、三级带传动组成。

当患者采用手部训练时, 给手部离合器加电使手

部离合器吸合, 此时松开脚部离合器, 这样就组成了手部传动系统; 当需要采用脚部训练时, 把脚部离合器吸合, 同时松开手部离合器, 就组成了脚部传动系统。

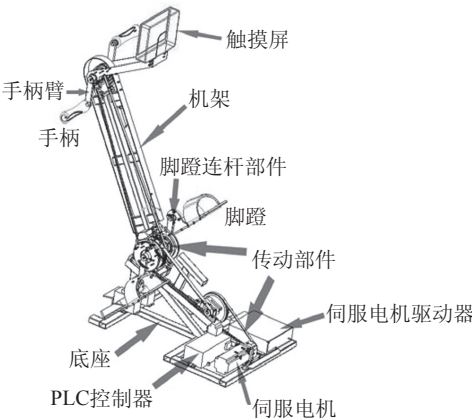


图 1 机械结构图

基金项目: 北京教育委员会科技计划面上项目(No.KM201311230223)。

作者单位: 北京信息科技大学机电工程学院, 北京市 100192。作者简介: 刘相权(1972-), 男, 汉族, 河北辛集市人, 博士, 讲师, 主要从事机械设计及理论、机电控制方面的研究。

被动运动时，电机通过传动部件，把力和速度传送到脚部或手部执行部件，此时电机起到助力作用；主动运动时，患者的力和速度作用于脚部或是手部执行部件，通过传动部件传给电机，此时电机起到阻力的作用。

1 总体结构

控制系统是康复训练器的核心。它是控制机械部件进行正常工作、实现人机交互的关键所在。其主要完成数据采集、传输、决策和控制任务<sup>[3]</sup>；通过实时采集外界环境和自身运动状态数据，实现对整个电机电力矩和速度的实时控制。图 2 为控制系统总体框图。

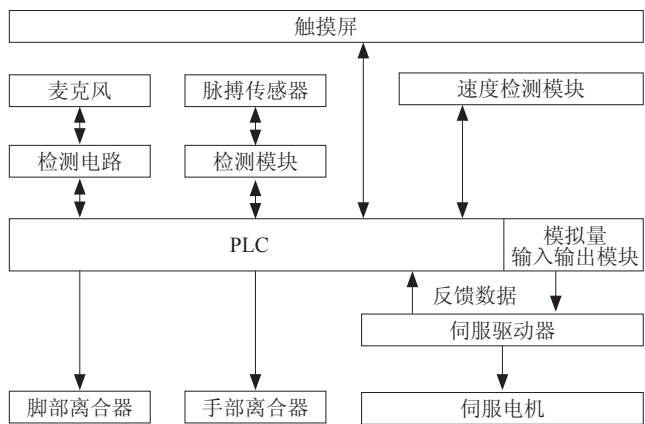


图 2 控制系统总体框图

控制系统硬件主要包括控制部件、动力部件、测速部件、人机交互部件、电控部件五部分。

1.1 控制部件

是控制系统的运算中心和控制中心。西门子公司的 S7-200 系列可编程序逻辑控制器(PLC)适用于各种场合中的监测及控制的自动化，故选用西门子 CPU 224XP 作为主控部件。为了配合伺服电机使用两路±10 V 模拟量控制，故增加了模拟量输出 EM 232 模块<sup>[4]</sup>。

1.2 动力部件

系统运行过程中，电机不仅在被动模式下提供动力，也能在主动模式下提供阻力。由于交流伺服电动机当信号电压为 0 时无自转现象，且机械特性和调节特性的非线性度指标严格，故选用交流伺服电动机。为了对电机进行相应的力矩控制和速度控制，需要使用相应的驱动器与 PLC 进行通讯。

1.3 测速部件

包括麦克风、脉搏传感器和速度传感器三个部分。

麦克风是将声音信号转换为电信号的能量转化器

件。患者训练时，有可能发生肢体痉挛，在这种突发情况下，患者可发出较大声音，检测电路实时将超过一定强度的麦克风声音信号转化为电平信号并传递至 PLC，PLC 接收到电平信号后，停止电机运行。根据实际需要，声音强度可以分为三个等级，患者可根据实际情况预先设定。

系统采用光电式脉搏传感器测量患者心率。脉搏传感器探头选用耳夹式探头，其特点为轻便小巧，易于清洁。使用 RS232 串行接口，波特率可在 4800~115,200 之间进行选择。训练时，患者将脉搏传感器夹在耳垂上。选用 eChip 测量模块，采用红光光谱和红外光谱两个光源交替照射被检测区域；通过位于 eChip 上的处理器计算所吸收两种光的比率，即可测量到脉搏数据。通过 PLC 和 eChip 模块通讯即可以采集到脉搏数据。当系统检测到患者心率过高时，停止电机运行。

速度检测模块由测速位图和反射型光电传感器组成。测速位图其实就由黑白相间的彩带(图 3)。将其贴在脚部旋转轴上，将反射型光电传感器安装在测速位图附近，当黑白彩带交替通过时，产生一系列脉冲，遇到白色区域输出高电平，遇到黑色区域输出低电平。由此 PLC 可计算出转动角度和速度。在图 3 中，120°的黑色区域为脚蹬的过程中用力的有效区域。可根据不对称分布的黑色区域实现左右脚的判别。

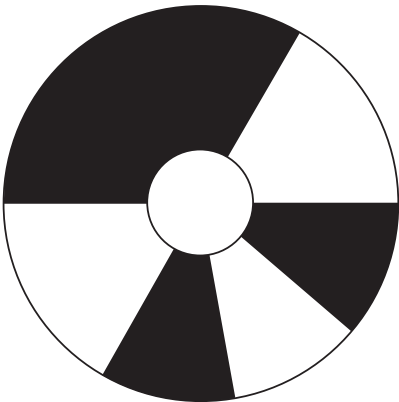


图 3 测速位图

1.4 人机交互部件

人机交互界面接收患者指令信息，切换训练部位，控制电机输出速度和输出力矩；同时显示系统运行过程中各种信息，如训练时间、训练速度、训练力量、脉搏信息、训练距离、消耗能量等。

为提高患者训练的主动性和趣味性，将虚拟现实引入到肢体康复训练机。训练时，利用虚拟现实控制

技术，在触摸屏上可以模拟出草坪、道路等虚拟环境，患者可以通过力反馈装置与虚拟环境产生互动，一方面可提高患者训练的主观能动性，另一方面可为患者提供暗示或帮助，享受一种身临其境的感觉<sup>[5]</sup>。

1.5 电控部件

控制系统采用 220 V 交流电源供电，其中 PLC 和电机驱动器采用 220 V 交流电源直接供电，触摸屏、反射型光电传感器、离合器采用 24 V 直流电源供电，麦克风采用 5 V 电源供电，脉搏传感器需要采用 3.3 V 电源供电。故而系统需采用高效率开关电源，使 220 V 交流电转换为 24 V 直流电源；然后再采用稳压电路，使 24 V 直流电转换为 5 V 电源和 3.3 V 电源，实现系统供电。其供电系统图如图 4 所示。由于离合器在吸合的过程中会产生很大的瞬间电流，容易烧毁其他器件，故而两个离合器采用单独的 220 V 开关电源供电。

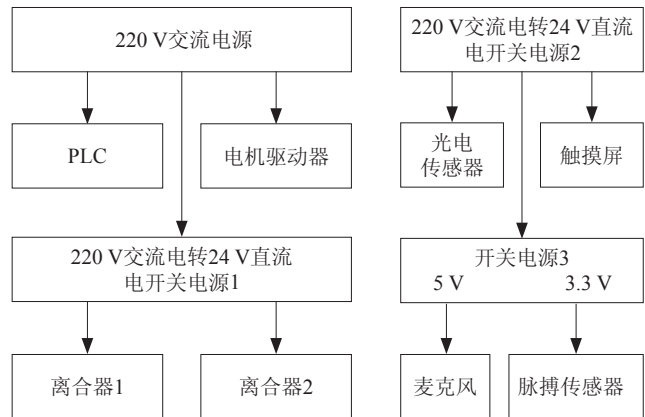


图 4 供电系统图

2 软件开发

肢体康复训练器控制系统采用上、下位机的控制形式，因此软件开发分为上位机触摸屏软件和下位机 PLC 软件两部分。上位机起人机交互的作用，主要负责控制命令的发送和状态信息显示；下位机 PLC 的作用为接受控制命令和采集传感器数据，通过模拟量控制电机的力矩和速度，达到满足康复需求的目的。控制系统采用模块化编程，系统运行过程中，根据检测到的状态条件，调用执行相应的功能模块。系统整体设计功能如图 5 所示<sup>[6]</sup>。

当系统通电后，通过人机界面对系统进行训练模式设定，初始化就是对已经选择好的训练模式的模块化准备。患者在进行康复训练前必须选择训练部位(手部或脚部)、训练模式(神经模式、骨科模式、心肺

模式)。骨科模式、心肺模式和神经模式的主要区别是设置力量和功率不同：神经模式下，设置的转矩是恒定的，随着速度的变化，电机输出功率发生变化；而在骨科、心肺模式下，设置的功率是一定的，随着速度的变化，转矩也发生变化。

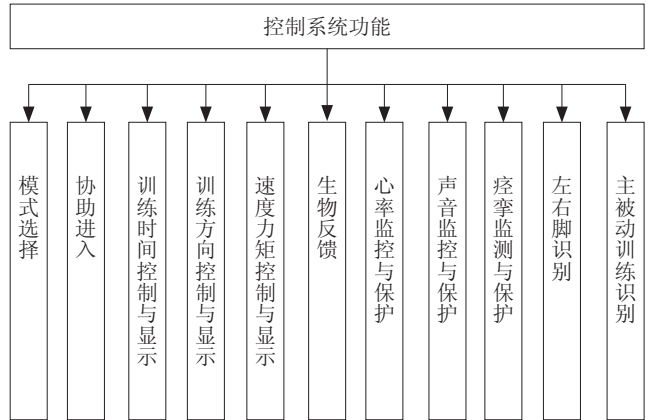


图 5 系统功能图

如选择脚部训练，首先判断是否点击人机界面上的“协助进入”按钮。如果选择了脚部协助，就会执行协助进入程序，脚部执行部件就会运行到使下肢容易进入的位置，然后进入到待机状态；如果不选择协助进入，系统直接进入待机状态。如选择手部训练，系统就会屏蔽掉协助进入按钮，不能执行协助进入程序。

系统开始运行后，系统实时检测是否有暂停、换向、停止指令、运行时间是否结束、是否出现痉挛情况、是否出现声波暂停信号，一旦检测到相应的信号就会做出相应的处理。

康复训练器最重要的功能是康复治疗，患者通过主动和被动的运动训练，达到康复的目的。无论在主动还是在被动运动状态下，患者都可以通过人机交互界面，控制系统速度和系统力矩，故而对电机力矩控制显得尤为重要。

2.1 速度与力矩控制

设置电机速度和力矩，首先要确定输出到电机驱动器的模拟量数值和反馈回来的实际速度对应的模拟量数值之间的对应关系。

在没有负载的情况下，均匀地改变输出到电机的速度模拟量值，采集电机输入 PLC 的速度模拟量值，数值-32,767~32,767 对应模拟量输出电压为-10~10 V。得到的数据通过 MATLAB 线性拟合，结果如图 6 所示。



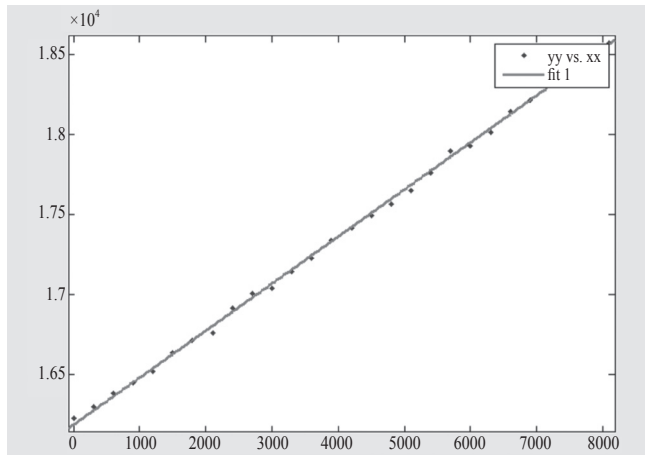


图6 线性模拟

其中  $xx$  为 PLC 模拟量输出值的数字表示形式,  $yy$  是 PLC 模拟量输入值的数字表示形式。拟合结果为:

$$xx = (yy - 16194) \times 5000 \div 1471$$

根据公式, 通过行模拟量输出控制运行速度。

患者训练过程中, 感受到的力矩大小是一个模糊的量值, 所以力矩控制仅需要有规律地增大或减小模拟量输出值即可。

## 2.2 被动训练

在康复训练初期, 患者肌力减弱, 无法主动完成运动, 只能依靠外部力量的帮助实现被动训练。电机在被动运动模式下, 带动人的肢体运动, 起到助力作用。在不主动改变速度的情况下, 电机的速度是恒定的。通过上位机可以设置转矩和转速。通过 PLC 系统对上位机设定的参数进行运算, 把运算结果传输给电机驱动器, 再通过驱动器的控制, 控制电机输出被动状态下的速度和力矩。

## 2.3 主动训练

主动运动模式是在被动运动模式的基础上实现的。主动运动的速度以被动运动的速度为基础: 首先设定被动运动的速度和力矩, 设备以匀速的方式做被动运动; 当检测到患者进行主动运动时, 主动运动的速度一定会超越被动运动的速度, 设备的速度调整为实际的主动运动速度, 电机的输出力矩方向发生翻转, 从提供助力状态变成提供阻力状态。当未检测到主动运动时, 设备会以匀减速的方式带动腿部运行, 直到速度降为目标速度。

## 2.4 安全保护功能开发

在患者进行康复训练的过程中, 一旦患者肢体出现了痉挛, 就会卡住电机, 迫使电机的速度降为 0 或

接近于 0。在系统运行的过程中, 若是通过检测电机反馈的速度值突然接近 0 并且超过一定时间, 就可以判断患者肢体出现痉挛。

当系统检测到患者发生痉挛时, 暂存电机当前的速度指令和力矩指令, 并把当前电机的速度指令和力矩指令设为 0, 停止电机运行, 然后根据痉挛保护的预设方向(向前、向后、反向三种), 进行相应的处理。当痉挛保护为向前时, 把系统的方向变换为向前的方向; 当痉挛保护设置为向后时, 把系统的方向变换为向后的方向; 当痉挛保护的方向为反方向时, 把系统的方向变换为与发生痉挛前运动方向相反的方向; 把暂存的速度指令和力矩指令作为目标值给电机, 电机做匀加速运动直到速度目标值, 即完成了痉挛保护。

心率保护功能就是将通过脉搏传感器检测到的心率值和设定的心率限制值进行对比, 当大于心率限制时减低运行速度和减少运行的电机阻力。当系统在一次训练过程中连续 4 次出现心率过载情况, 说明降低患者的训练强度已不奏效, 需要采取停机控制, 直到患者心率下降, 自行重新启动系统。

声波停止功能在紧急情况下使用, 患者只需要大叫一声即可使系统停止, 直到患者自行启动系统为止。声音信号通过电路比较结果以数字量的形式送入 PLC。当系统检测到声波输入信号, 直接把系统运行速度的目标值设为 0, 系统进行匀减速运行, 直到系统停止。

## 2.5 人机交互界面功能设计

测控系统的启动、停止、暂停、正反向信号等都由上位机设定。其控制按钮对应着 PLC 相应的位寄存器, 点击按钮可以改变位寄存器的数值, 通过变化的位寄存器数值控制系统运行。

人机交互界面显示系统运行过程中的时间、训练速度、训练力量、脉搏信息、训练距离以及训练能量等信息。通过系统状态提示能够让患者更好地了解自己的训练状况, 更有益于患者康复训练。

## 3 运行平顺性测试

运行平顺性主要表现在主动状态和被动状态的转换过程中。在实验过程中发现, 当猛力蹬踏脚蹬时, 会感觉有滑蹬的现象。其波形图如图 7。

分析原因如下: 实验者用力过猛时, 脚蹬运行速度迅速升高, 当系统检测到实验者不再发力时, 即进入匀减速过程; 这个过程不是从最大速度处开始, 而

是从较小的速度开始, 这样在实验过程中就会出现一个瞬时的高速数值, 但实验者的肢体速度跟不上这个值, 就会出现滑蹬现象, 即肢体感觉有蹬空的现象。

通过改变电机的速度环增益和速度环积分时间参

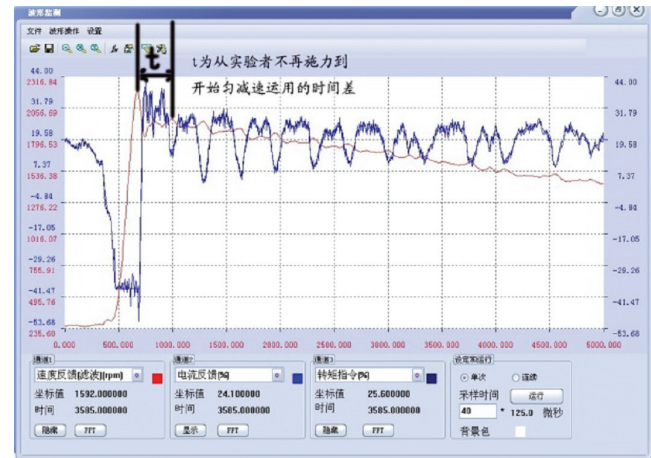


图 7 滑蹬现象波形图

#### 4 讨论

本文讨论的肢体康复训练器控制系统, 不仅能产生助力, 带动患者进行被动训练, 而且能产生阻力, 使患者克服阻力进行主动训练, 进一步恢复肌肉的力量。控制系统采用触摸屏生动、实时检测全部运动过程, 反馈功能对患者具有积极的激励作用。虚拟现实技术的引入, 使得患者在轻松愉快的环境中锻炼, 增强了训练效果。

控制系统提供多种训练治疗模式, 为物理治疗提供了理想的康复解决方案, 适用于神经科、骨科、心内科、康复科等临床治疗科室, 亦可在家庭中日常使用。临床试验表明, 该康复训练器对患者具有显著的疗效, 可极大改善患者的治疗效果。

数, 有利于调整系统改变滑蹬现象, 并能增加系统的平顺性和反应速度。经过改进, 调整过的波形图如图 8, 虽然滑蹬现象无法完全消除, 但已有很大程度改善。



图 8 调整后波形图

#### [参考文献]

- [1] 张付祥,付宜利,王树国. 康复训练器研究进展[J]. 河北工业科技, 2005, 22(2): 100-105.
- [2] 夏昊昕. 下肢康复训练机器人的研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学, 2003.
- [3] 李趁前. 手臂康复训练机器人系统控制研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学, 2008.
- [4] 张运刚,宋小春,郭武强. 从入门到精通——西门子 S7-200 PLC 技术与应用[M]. 北京:人民邮电出版社, 2007.
- [5] 黄靖远,李海燕,凌迪. 虚拟现实康复车的组成及功能[J]. 中国康复理论与实践, 1998, 4(4): 162-166.
- [6] 赵唯伟. 卧式下肢康复训练器控制系统研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工程大学, 2007.

(收稿日期:2012-12-15 修回日期:2013-01-12)