·康复工程·

基于C#和TwinCAT下肢康复机器人控制系统研究*

杨进兴[1] 郭 帅[1,3] 嵇建成[1] 申纯太[2]

摘要

目的:针对脑卒中偏瘫患者因神经元病变造成的神经回路阻断,研究通过试错和重复的功能训练使脑卒中偏瘫患者形成运动记忆的下肢康复机器人控制策略,使患者重建神经回路并恢复运动能力。

方法:根据脑卒中患者的康复训练需求,结合下肢康复机器人硬件平台的结构和特点,基于运动学习理论,制定康复策略,设计下肢康复机器人控制系统。

结果:完成了由基于C#的上位机软件和基于TwinCAT的下位机软件组成的下肢康复机器人控制系统。上位机功能包括模式选择、训练数据处理、参数设置;下位机软件负责采集训练数据、运动控制功能;上下位机软件之间采用ADS通信方式。

结论:控制系统满足患者康复训练的使用需求,帮助康复理疗师对患者进行更加全面、系统、有效、安全的步态和平衡康复训练。

关键词 ADS通讯;C#;康复机器人;控制系统;基于Windows的控制和自动化技术

中图分类号:R743.3, R496 **文献标识码**:B **文章编号**:1001-1242(2017)-04-0446-05

脑卒中导致偏瘫的根本原因是大脑上运动神经元病变,造成神经回路阻断[1]。实验及临床研究表明,脑卒中后的偏瘫,在大脑损伤后的恢复过程中,特定重复的康复训练能够改善偏瘫患者的运动功能。偏瘫患者通过反复的学习,储存正确的运动模式,能促进脑功能的重组[2—3]。现代运动学习的理念指出,运动学习和针对性康复训练是神经细胞获得处理感觉运动能力的关键[4—5]。

康复训练的目的是帮助患者完成一系列的运动训练任务,让患者主动参与到康复过程中,以此改善运动能力和减少运动功能障碍。本康复机器人控制系统通过患者运动学习的过程,帮助患者明确自己的错误并加深记忆,积累正确的运动模式,以完成适应日常生活的各种康复训练。

1 康复机器人系统组成

康复机器人硬件系统由全向运动机构、减重机构、躯干保护机构、骨盆机构四个部分组成。全向运动机构的功能为承载整台康复机器人,使机器人在地面实现全方位移动;减重机构的功能是带动骨盆机构运动,实现减重功能;骨盆机构为患者提供支撑,满足人体骨盆在横断面,矢状面和冠状面的弯曲、侧倾和旋转的运动需求[6];躯干保护机构设置有弹性阻尼和编码器,能反馈病患偏离正常的位置的角度。

电气系统包括控制面板、控制器、EtherCAT端子模块、伺服驱动器、伺服电机、力传感器、旋转编码器、限位开关、电机编码器等。见图1。

控制器采用Beckhoff CX5130系列嵌入式控制器,EtherCAT端子模块可以直接与控制器连接,并将其安装在控制柜或端子盒中。控制器外接控制面板实现人机界面操作。

2 系统功能需求

本下肢康复机器人控制系统设计目的是在防护患者跌倒的功能前提下,帮助患者完成运动训练任务。运动训练任务对应着下肢康复机器人的不同的康复训练模式,康复策略就体现在康复训练模式之中。

根据患者康复训练的需求,康复机器人的控制模式可分为:手动模式、行走模式、转弯模式、转移模式、坐—站模式、站—坐模式、扰动模式、防摔模式、减重模式。

分析下肢康复机器人训练方式可以发现,目前使用比较广泛的是跑步机训练模式。跑步机训练模式是利用减重系统将患者吊起,患者在跑步机上模拟步态行走的训练方式。跑步机训练有利于提高患者运动灵活性和肌力,医师可根据患者的康复状况调节运动的速度和时间,进行定时、定强度的训练[7]。因此将跑步机训练加入到运行模式中。

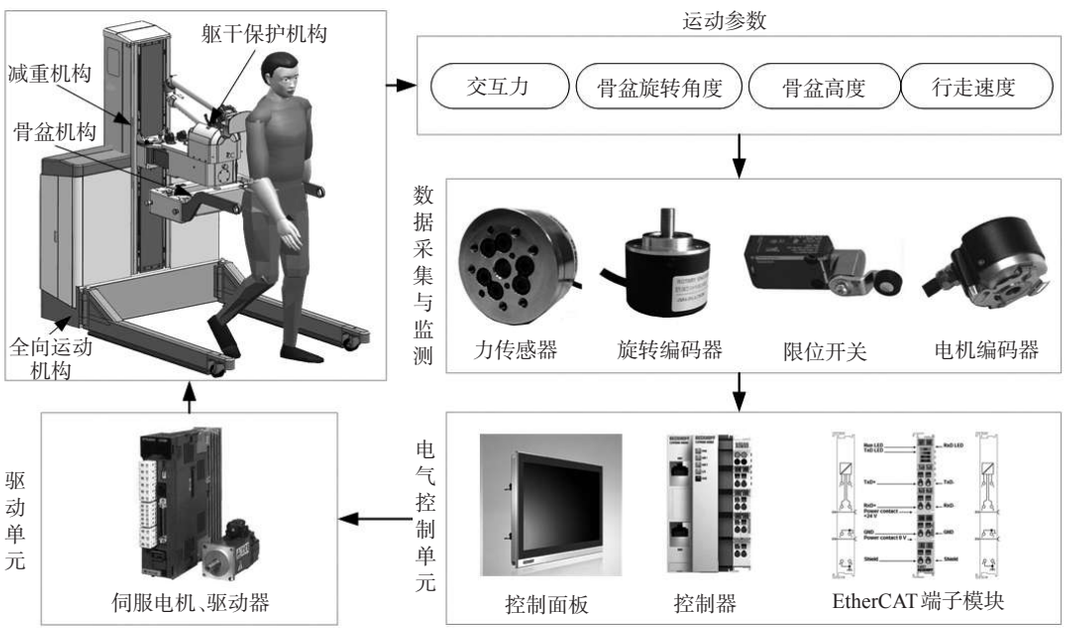
DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2017.04.014

*基金项目:上海市科学技术委员会科技支撑项目(13441901802,15441900802)

1 上海大学机电工程与自动化学院上海市智能制造及机器人重点实验室,上海,200072; 2 上海电气集团中央研究院; 3 通讯作者

作者简介:杨进兴,男,在读硕士研究生; 收稿日期:2015-09-10

图1 电气系统结构



研究显示,康复机器人直接控制患者腿部和脚部运动会造成患者在康复过程被动地进行重复的训练动作,行走训练动作与真实的行走情况有很大偏差,康复效果并不乐观,而地面步态训练,能提供更好更完善的步态引导,被广泛认为是有效的和必要的[7—8]。因此在康复策略中加入了地面步行训练。

在进行直线行走训练时,为了确保直线行走的准确度,需要用到轨道步行训练,因此在康复策略中加入了轨道步行训练。轨道步行训练时,将康复机器人设备的轮子嵌在平行轨道的凹槽中,可进行直线行走训练、平衡训练等一系列的康复训练活动。

综上,下肢康复机器人进行康复训练共有三种运行模式,分别是地面步行训练、跑步机步行训练和轨道步行训练。

3 控制系统设计

3.1 软件架构设计

控制系统架构,控制器为控制程序的运行设备,控制系统上位机为基于C#编程的程序,下位机采用TwinCAT软件编程。见图2。

TwinCAT是Beckhoff公司开发的基于Windows的自动化控制系统软件,遵循IEC61131-3 PLC标准。

上位机程序呈现人机交互界面,用户可通过界面选择训练模式、获取实时训练信息和系统运行状态信息等。下位机程序实现传感器信息处理、运动控制、驱动电机运动等任务。TwinCAT程序中包含控制算法,根据上位机控制程序选择的训练模式和设置的训练参数,经过控制算法驱动减重电机和全向轮电机。上、下位机程序之间采用ADS通信方式。控制器、端子模块、电机驱动器通过EtherCAT总线连接。

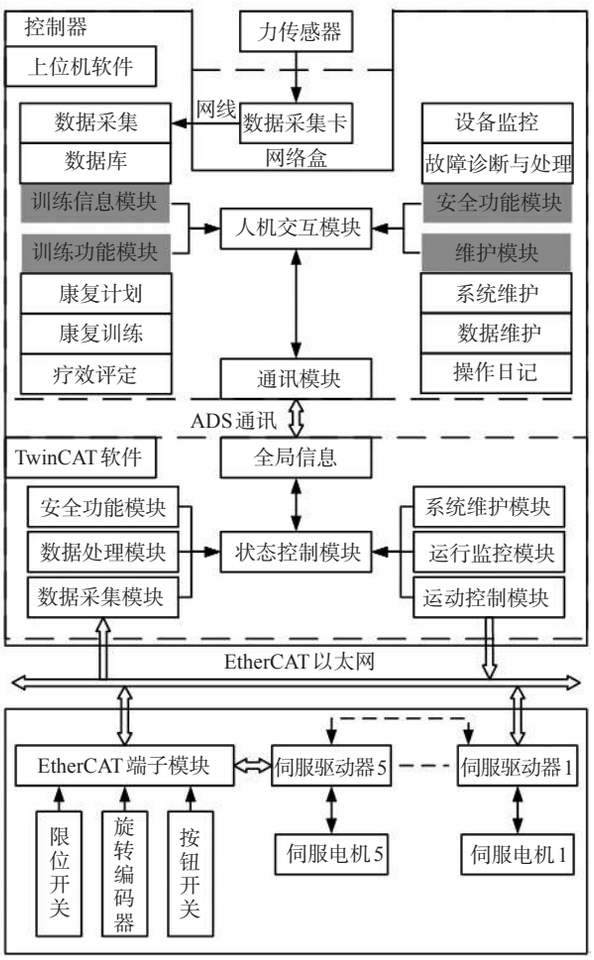
驱动和传感信号控制路径。骨盆机构是主要的传感与数据采集的单元。骨盆机构末端安装力传感器用于测量沿人体骨盆两边沿前进方向和人体竖直方向的力信号。从骨盆机构采集的力信号和编码器信号用于判断人体运动趋势和步态分析,实现设备的运动控制。躯干保护机构在躯干的前倾和侧倾方向设有编码器,编码器采集的躯干数据是系统判断人体是否处于危险的依据。根据病患的个人信息设置安全运动空间,当人体躯干接近空间边界时,减重电机抱闸,锁死骨盆机构。见图3。

3.2 上位机软件设计

基于C#编程的上位机程序采用模块化设计,按功能可分为人机交互模块、训练信息模块、训练功能模块、维护模块、安全功能模块和通信模块。上位机程序业务逻辑,见图4。

上位机程序主要功能有:①医师登陆系统:医师根据注册账号密码登陆康复训练系统,系统识别医师的操作权限,根据医师职责将操作权限分为管理员、主治医师、普通医师。根据权限可以修改患者个人信息、康复计划、训练记录。三种操作权限都可以对患者进行康复训练。②患者康复训练数据:患者临床信息包含患者年龄、身高体重、骨盆高

图2 控制系统架构



度、步长等康复训练必要信息。康复计划包括训练医师、康复目标、训练时间、训练周期、训练次数、训练模式、训练是否完成等信息。训练记录指患者之前的(如果存在)训练参数和康复评估。③训练功能:康复训练时,根据康复计划里的训练内容,选择康复机器人的运行模式和康复训练模式。上位机程序会根据选择的康复训练模式呈现相应的训练界面,相关的配置参数由患者的临床信息及训练记录计算得到。所有的训练模式都会用到防摔模式、减重模式。防摔模式是一种防护手段,防止训练时因为患者突然摔倒而导致肌肉拉伤、关节损伤、跌倒等事故的发生。在正常行走或者其他模式下,防摔模式不会被触发,但当骨盆机构突然下降到最低限位时,防摔模式被触发,减重电机会抱闸防止患者继续下降。减重模式是通过减重机构的减重电机实现。康复训练过程中,上位机获得康复训练数据并通过人机界面显示。康复训练结束后,可以提取存储在数据库中的训练信息,生成患者骨盆运动曲线,训练结果与标准骨盆运动曲线进行对比,生成训练报告,用于评定训练效果。

3.3 下位机软件设计

下位机软件分为状态控制模块、数据采集模块、数据处理模块、运动模块、通信模块、状态显示模块。根据康复训练操作,下位机软件操作流程及程序逻辑,见图5。

下位机程序启动时先初始化通信模块实现与上位机程序的通信。通信正常后再启动数据采集模块和电机模块。

进行康复训练时,状态控制模块接收上位机的控制指令,下位机处理控制指令后进入指定训练模式。控制指令中还包括电机使能情况、减重设置参数(减重比、骨盆初始高度、上下软限位位置、最大竖直速度)和运动参数信息(灵敏度、最大跟随误差、底轮平均移动速度、底轮最大移动速度)。防摔模式、减重模式正常开启后,再启动康复训练模式。

训练过程中,下位机采集训练数据功能:训练数据传输一方面传递给上位机,在人机交互界面呈现数据并存储在数据库;另一方面与力传感器信号一同作为输入信号传入运动控制模块。下位机实现训练过程中的安全功能:监测各模块的运行状态;监测骨盆机构上下限位;监测减重电机和驱动电机转速。设备设有急停开关和停机按钮,停止训练工作或出现突发状况时,触发停止流程。

3.4 上位机程序与TwinCAT通信

基于C#的上位机程序与TwinCAT的通讯采用ADS协议。ADS协议基于TCP/IP协议,实现TwinCAT系统内部各个模块之间的信息交换,外部与第三方应用程序的数据通讯[9]。

用于上位机程序ADS通讯的代码和数据封装在TwinCAT.Ads.dll动态链接库中,C#工程中调用ADS组件库的流程:

①在C#工程中添加引用库文件TwinCAT.Ads.dll,引用命名空间。

②定义句柄变量、设备网络地址及通讯端口号,创建连接。

③本文中训练前设置训练模式、负重比、骨盆初始高度、上下软限位位置等训练参数采用变量名方式,实现数据读写:创建上位机程序与PLC中需要监听的变量的连接,设置数据传输模式为PLC到上位机单向传递,监听循环周期为100ms,延迟时间为0ms。

④本文中采用事件驱动模型读取康复过程中的训练数据:事件驱动模型指当PLC变量变化时,触发更新事件,执行数据改变、状态更改等一系列任务。事件驱动方式能在一定程度上减少控制器更新次数和ADS通信次数,提高传输效率。

⑤为实现该模型,确定康复机器人运行时采集及检测的数据:

PelvisHeight为训练过程中骨盆高度值,由减重机构旋转编码器数值换算得到;

图3 驱动与传感信号控制路径

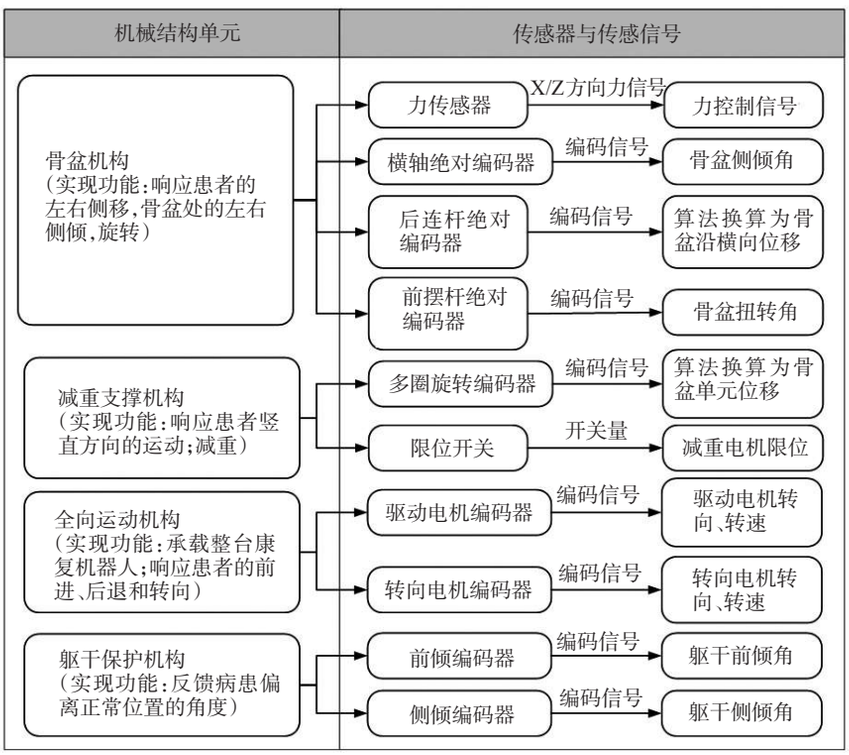


图4 上位机程序操作流程

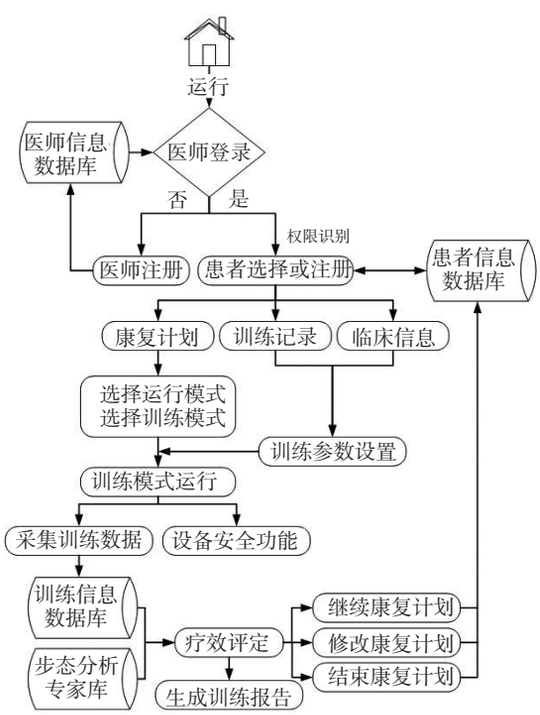
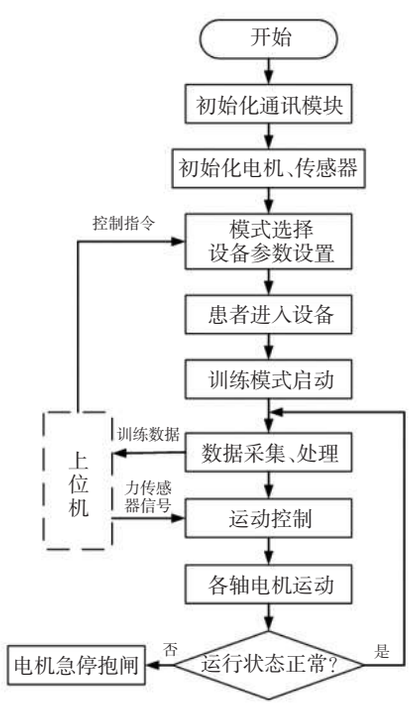


图5 下位机软件操作及编程框图



HeelingAngle为横轴旋转编码器数值；

LateraDistance为后连杆旋转编码器数值换算得到；

TwistAngle为前摆杆旋转编码器数值；

MotorActPos、MotorVelo、MotorErrorID分别为机器人电机运行位置、运行速度、错误信息。

⑥在C#和TwinCAT中分别为传递参数定义结构相同的结构体，在C#中注册事件，当监听的变量改变时触发事件，获取的事件参数，在事件中执行训练数据更新、储存、显示，电机运行状态更新，执行监控命令等任务。

综上，通过ADS通讯以访问变量名方式读写康复训练模式及其参数，对需要实时采集的训练信息和电机状态信息采用事件驱动模型，通过实验验证，可实现上位机程序对下位机程序的控制和信息实时交互。

4 小结

本文根据中风偏瘫患者康复训练的需求，完成了下肢康复机器人控制系统的研究。根据程序架构，设计了与TwinCAT的通讯，采用事件驱动模型采集训练参数，实现了上位机对下位机程序的监控。

控制系统软件提供多种训练模式选择功能。医师根据不同训练对象选择合适的训练方案，系统软件提供不同的运行模式、训练参数和训练模式，满足训练需求，使用和维护方便。

参考文献

[1] Dickstein R, Sheffi S, Ben Haim Z, et al. Activation of flexor and extensor trunk muscles in hemiparesis[J]. Am J Phys Med Rehabil, 2000, 79(3):228—234.

[2] Liepert J, Bauder H, Wolfgang HR, et al. Treatment-induced cortical reorganization after stroke in humans[J]. Stroke, 2000, 31(6):1210—1216.

[3] Annette S, Susanna F. Motor-improvement following intensive training in low-functioning chronic hemiparesis[J]. Neurology, 2003, 61(6):842—844.

[4] Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation[J]. Curr Opin Neurol, 2006, 19 (1):84—90.

[5] Kitago T, Krakauer JW. Motor learning principles for neurorehabilitation[J]. Handb Clin Neurol, 2013, 110:93—103.

[6] 马光伟, 郭帅, 程泓井, 等. 下肢康复训练机器人腰部机构建模与运动学仿真研究[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(2): 145—149.

[7] Diaz I, Gil JJ, Sanchez E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges[J]. Journal of Robotics, 2011, 2011:1—11.

[8] Lim HB, Hoon KH, Low KH, et al. Pelvic control and over-ground walking methodology for impaired gait recovery [C]. Proceedings of the 2008 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2009: 282—287.

[9] 李响, 满庆丰, 夏继强. 基于TwinCAT和C#的扭矩传感器校准系统[J]. 仪表技术与传感器, 2014(4):41—45.

（上接第427页）

展[J].中国康复医学杂志,2013,28(10):971—973.

[3] 贾建平.神经病学[M].北京:北京大学医学出版社,2004.101—102.

[4] 王兴林,黄德亮.面神经麻痹[M].北京:人民军医出版社,2002.95.

[5] 赵燕铃,王正敏,周梁,等.王正敏改良面瘫主观评价体系对比研究[J].北京医学,2005,27(1):61

[6] 李阳,姜鸿,王棵.中文版FaCE量表评价周围性面神经麻痹患者生活质量的初步研究[J].中华耳鼻咽喉头颈外科杂志,2013,48(1):11—12.

[7] 贺普仁.针灸三通法操作图解[M].北京:科学技术文献出版社,2008.78.

[8] 高树中,杨骏.针灸治疗学[M].北京:中国中医药出版社,2012.51—52.

[9] 刘岩,于慧娟.周围性面瘫的治疗时机探讨[J].江西中医药,2013,44(366):8—9.

[10] 林结,吴卓华,徐光青,等.重复经颅磁刺激联合电针治疗周围性面瘫的疗效观察[J].中华物理医学与康复杂志,2015,37(4):298—299.

[11] 郑悦承.软组织贴扎技术[M].中国台湾:合记图书出版社,2007.12,27—29.

[12] Aguilar-Ferrándiz ME, Castro-Sánchez AM, Matarán-Peñarrocha GA, et al. Effects of kinesio taping on venous symptoms, bioelectrical activity of the gastrocnemius muscle, range of ankle motion, and quality of life in postmenopausal women with chronic venous insufficiency: a randomized controlled trial[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2013, 94(12): 2315—2328.

[13] Aktas G,Baltaci G. Does kinesiotaping increase knee muscles strength and functional performance[J].Isokinetics and Exercise Science,2011,19(3):149—155.

[14] Vithoulka I,Beneka A,Malliou P,et al. The effects of kinesiotaping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women[J]. Isokinetics and Exercise Science,2010,18(1):l—6.

[15] 蔡小娥,黄真.肌内效贴在脑性瘫痪儿童中的应用[J].中国康复理论与实践,2015,21(10):1168—1172.