

# 步行康复训练机器人协调控制的研究\*

方 彬, 沈林勇\*, 李荫湘, 章亚男  
(上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072)

**摘要:** 为了实现步行康复训练机器人的协调控制, 对外骨骼助行腿与跑步机的协调控制以及减重支撑系统与外骨骼助行腿的协调控制, 提出了协调控制方法。最后用假人代替真实患者通过实验验证了外骨骼助行腿、跑步机和减重支撑系统之间的协调控制效果。实验结果表明, 步行康复训练机器人能够很好的对假人进行减重步行康复训练, 外骨骼助行腿、跑步机和减重支撑系统很好地实现了协调控制, 同时为进一步对真实患者进行实验研究奠定了很好的基础。

**关键词:** 步行康复训练机器人; 协调控制; 外骨骼助行腿

中图分类号: TP24

文献标识码: A

文章编号: 1001-4551(2010)05-0106-05

## Research of coordination control for gait rehabilitation training robot

FANG Bin, SHEN Lin-yong, LI Yin-xiang, ZHANG Ya-nan

(School of Mechatronics Engineering and Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

**Abstract:** Aiming at realizing the coordination control of gait rehabilitation training robot, the coordination control method was proposed, including the coordination control of exoskeleton leg with treadmill and the coordination control of body weight support system with exoskeleton legs. At last the coordination control effect among exoskeleton legs, treadmill and body weight support system was proved by using dummy for experiments. The experimental result shows that the gait training rehabilitation robot can realize good partial body-weight supported gait training for dummy, which demonstrates a good coordination control effect among exoskeleton legs, treadmill and body weight support system, and lays the good foundation for further experiment with real patients.

**Key words:** gait rehabilitation training robot; coordination control; exoskeleton legs

## 0 引 言

减重步行训练 (body weight supported training, BWST), 是针对脊椎损伤患者进行康复治疗的重要手段之一, 已经得到国际康复医学界的普遍认同。在卸去患者自重并保持其自身平衡的前提下, 通过人工或者自动化设备, 模拟正常人的步态轨迹进行步行训练, 以此来帮助患者恢复步行能力<sup>[1-6]</sup>。自 20 世纪 90 年代初以来, 国内外多家机构已研发了一系列的用于减重步行训练的康复训练机器人。瑞士 HOCOMA 公司

的 Lokomat 是外骨骼式步行康复机器人的典型代表, 采用外骨骼式矫形器带动患者在跑步机上进行训练, 目前已成功地应用于临床。由于 Lokomat 的实际售价过高, 国内患者很难承担起费用, 为此开发具有独立知识产权的步行训练机器人具有深远的意义。

本研究设计的步行康复训练机器人主要包括减重支撑系统、跑步机、外骨骼助行腿和控制系统。其中减重支撑系统 (body weight support system, BWSS), 跑步机和外骨骼助行腿是步行康复训练机器人最重要的 3 部分, 它们相辅相成, 缺一不可。三者之间的协调控

收稿日期: 2010-01-15

基金项目: 国家高技术研究发展计划 (“863” 计划) 资助项目 (2006AA04Z224); 国家自然科学基金资助项目 (50975165); 上海大学研究生创新基金资助项目 (A. 16-0109-09-749)

作者简介: 方 彬 (1984-), 男, 湖南岳阳人, 主要从事医疗康复训练机器人方面的研究。E-mail: fangbin198@yahoo.com.cn

通信联系人: 沈林勇, 男, 副教授, 硕士生导师。E-mail: shenlycn@163.com

制,尤其重要,如果协调不好,将会导致不能对患者进行减重步行训练。本研究主要对三者之间的协调控制进行研究,再通过实验进行验证。

## 1 步行康复训练机器人

步行康复训练机器人实验装置如图1所示<sup>[7]</sup>。下面将对减重支撑系统、外骨骼助行腿和跑步机进行简单介绍。

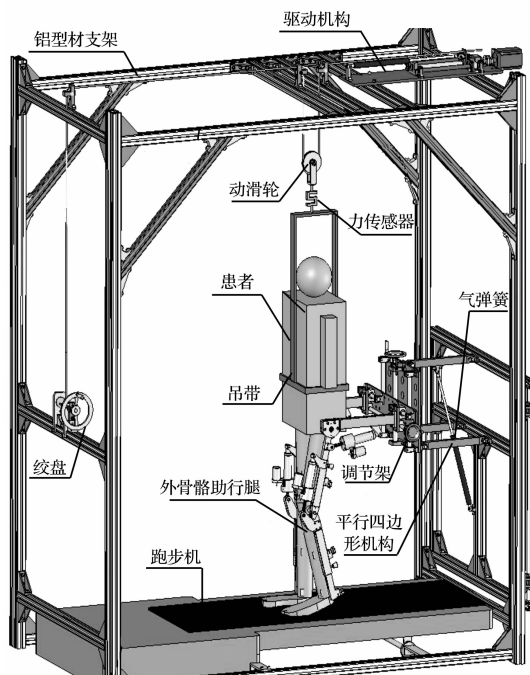


图1 步行康复训练机器人装置

### 1.1 外骨骼助行腿

外骨骼助行腿是一种用于帮助患者进行康复训练的下肢步态矫形器,它是步行康复训练系统的核心部分。外骨骼助行腿是双腿对称的助行机构,每条腿有3个自由度,髋、膝、踝关节各有1个自由度,分别由独立的带滚珠丝杆和减速齿轮的驱动机构驱动,可以实现矢平面上关节的弯曲和伸展运动。每个关节处均装有角度传感器,用于检测关节转动角度。助行腿固定在调节架后的平行四边形机构上,该机构可实现助行腿在矢平面内近似的上下运动,从而在康复训练过程中保证外骨骼助行腿在竖直方向上随患者的重心上下运动。为了满足不同身高的患者,助行腿的大小腿长度均可调。系统工作时,患者双腿通过卡环和绷带固定在助行腿上,脚底踩在跑步机上,患者通过减重支撑系统减掉一部分自重,6个交流伺服电机按照给定的步态轨迹驱动助行腿运动,以实现患者按正常的人体步态在跑步机上进行康复训练。

### 1.2 减重支撑系统

减重支撑系统主要由支架、减重机构、支撑平衡机构和控制系统4部分组成。其中支架选用铝型材材料来减少设计量和加工量,支架整体结构下端与跑步机固接,上端与执行机构固接,保证工作时各机构的相对位置不发生相对运动。在跑步机后端有一扇门框,门框上需安装支撑平衡机构,并且门框能开启、闭合,以方便患者进出。

减重机构由驱动机构、滑轮系统、钢丝绳和绞盘组成。驱动机构在驱动方式上采用交流伺服电机驱动滚珠丝杠的形式实现进给。选用2个定滑轮和1个动滑轮构成滑轮系统。通过滑轮系统可以改变电机驱动力与减重力的布置方向。绞盘在进行康复训练时可以将患者从轮椅上吊起,同时也可以粗略地设定减重控制系统的初始减重力。

支撑平衡机构主要由调节架、平行四边形机构和气弹簧组成。调节架可以根据不同患者的身材、体形,通过摇柄手动调节高度和宽度。平行四边形机构和气弹簧可实现助行腿在矢平面内做近似的上下运动,从而在康复训练过程中使助行腿在竖直方向随患者的重心上下运动。支撑平衡机构还保证了患者在行走时重心上下运动时不受限制。

控制系统由硬件与控制程序构成,最终控制系统是通过交流伺服电机来实现对患者的减重。

### 1.3 跑步机

跑步机是步行康复训练机器人的重要组成部分,它的主要作用:支撑患者部分体重;与外骨骼助行腿协调随动,以实现患者的原地步态康复训练。跑步机与控制系统的信息通信通过串口来实现。

## 2 协调控制

经分析,步行康复训练机器人的协调控制主要是减重支撑系统、跑步机和外骨骼助行腿之间的协调控制。如果三者之间的协调控制处理不好,将会导致步行康复训练机器人系统无法正常对病人进行康复训练。

### 2.1 外骨骼助行腿与跑步机的协调控制

步行训练过程中,由于患者的支撑腿与跑步机相互接触并存在耦合运动,可能使步行训练出现故障甚至导致患者损伤。因此,助行腿与跑步机必须协调好。助行腿与跑步机的协调控制主要解决两个问题:①外骨骼助行腿步态循环初始位置的确定;②外骨骼助行腿与跑步机速度匹配问题。

为了使助行腿的初始位置不与跑步机干涉,本研究通过实验对助行腿步态进行重新规划,初始位置采用外骨骼助行腿左腿支撑,右腿屈膝,如图 2 所示。采用如图所示的外骨骼助行腿初始位置后,当外骨骼助行腿进行步态循环时,两者之间将不会产生干涉。

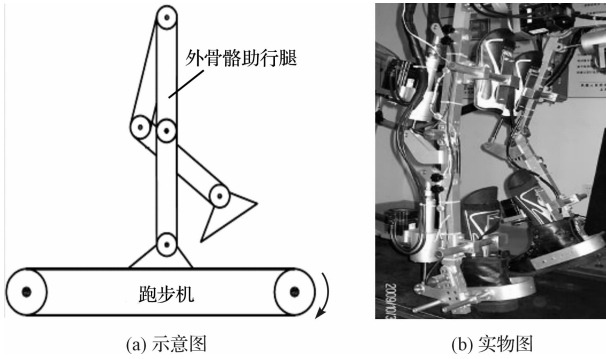


图 2 外骨骼助行腿初始位

外骨骼助行腿步态循环的初始位置确定好了以后,助行腿与跑步机协调控制的第一个问题也就解决了。而助行腿与跑步机的速度匹配是助行腿与跑步机协调控制的最重要的一方面,两者匹配不好将会导致助行腿不能在跑步机上进行步行训练。

为了研究外骨骼助行腿与跑步机速度匹配问题,笔者建立了人机系统与跑步机运动模型,如图 3 所示<sup>[8]</sup>。

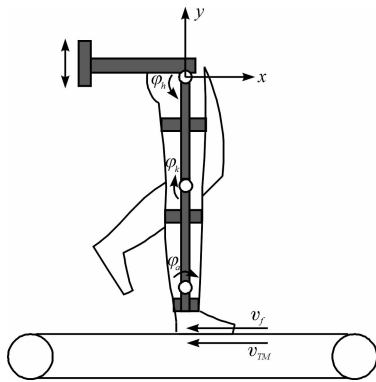


图 3 人-机系统与跑步机运动模型

图 3 中,  $\varphi_h, \varphi_k, \varphi_a$  分别是助行腿髋、膝和踝关节的理想运动轨迹,设为基于时间的函数。大腿、小腿和踝关节到脚底的长度各自为  $l_h, l_k, l_a$ 。由图 3 中的人-机系统几何关系可得到患者的脚底水平位移表达式:

$$x[\varphi_h(t), \varphi_k(t), \varphi_a(t)] = l_h \sin[\varphi_h(t)] + l_k \sin[\varphi_h(t) + \varphi_k(t)] + l_a \sin[\varphi_h(t) + \varphi_k(t) + \varphi_a(t)] \quad (1)$$

对式(1)求导,则可以求出理想患者脚的速度  $v_f$ :

$$v_f = \frac{d}{dx}x(\varphi_h(t), \varphi_k(t), \varphi_a(t)) \quad (2)$$

当脚和跑步机接触时,跑步机的跑步带带动脚一起运动,脚底在跑步机上接触点的位移为  $x(t)$ 。假定跑步机的跑步带匀速运转,速度为  $v_{TM}$ ,则:

$$x(t) = \int_{t_0}^t v_{TM} dt + x_0 \quad (3)$$

式中  $t_0$ —脚跟开始接触跑步机的时间; $x_0$ —脚跟接触跑步机时脚的初始位置。

在运动过程中,若式(2)和式(3)计算的位移无误差,表明  $v_f = v_{TM}$ ,脚和跑步机之间在接触点产生的力刚好维持两者的同步运动。若计算的位移存在误差,则  $v_f \neq v_{TM}$ ,脚和跑步机之间在接触点产生的力与脚的水平位移误差成比例。其位移误差可用速度之间的差值的积分表示:

$$e(t) = \int_{t_0}^t (v_f - v_{TM}) dt + e_0 \quad (4)$$

式中  $e_0$ —初始位置,  $e_0 = x(\varphi(t_0)) - x(t_0)$ 。

若式(4)求得的这个位移误差太大,将导致支撑脚和跑步机之间在接触点产生的相应耦合力过大,可能造成负作用伤害患者。因此,基于安全角度考虑,需要首先研究助行腿步行速度去适应跑步机速度,再考虑人机系统与跑步机之间的速度匹配。

在本研究中,首先利用上述理论分析计算助行腿的脚的运动速度;然后使用运动捕捉仪测量助行腿脚的运动轨迹,并求其速度。通过分析比较,本研究选用运动捕捉仪测量的数据,其更能接近助行腿支撑脚的运动速度。将跑步机的速度手动调整至与助行腿脚的运动速度匹配,进行助行腿与跑步机的同步调试实验。实验结果表明,助行腿步态周期为 5 s、4 s、3 s、2 s,跑步机对应速度为 0.7 km/h、0.9 km/h、1.1 km/h、1.4 km/h 时,式(4)所示的位移误差最小,说明跑步机与助行腿之间的匹配性最好。

在步行康复训练机器人系统平台测试初期,采用目前这种半自动调试的方法是可取的,但该方法影响到步行康复训练机器人系统的自动化程度,不能满足实际应用要求。所以,笔者在以后的研究中,需根据训练要求在线调整两者速度的匹配,关键技术涉及在线改变助行腿步态轨迹和跑步机的运动速度如何跟随助行腿速度而变化。这部分内容将会在今后的工作中进一步深入研究。

## 2.2 减重支撑系统与外骨骼助行腿的协调控制

减重步行康复训练时,由于患者下肢无法承载自身的重量难以保持自身的平衡,所以在训练过程中,必须利用减重支撑系统为患者卸载自重,并帮助其保持

平衡。因此外骨骼助行腿和减重支撑系统必需实现好协调控制。两者协调不好,将会导致减重系统不能对患者减重,同时患者不能按照正常步态进行康复训练。因为步行训练时,助行腿按照固定步态进行运动,所以患者的重心轨迹也是固定的。两者在进行协调控制时,可以将外骨骼助行腿的步态轨迹和患者重心运动轨迹折算后的减重机构运动轨迹都分成 50 个数据点。只要助行腿步态轨迹和减重机构运动轨迹的每一个数据点都一一对应,这样减重机构就可以实时跟随患者重心运动,实现主动减重,同时患者可以按照正常给定步态进行训练,两者也能达到很好地协调控制。协调控制通过控制程序来实现,其程序流程图如图 4 所示。

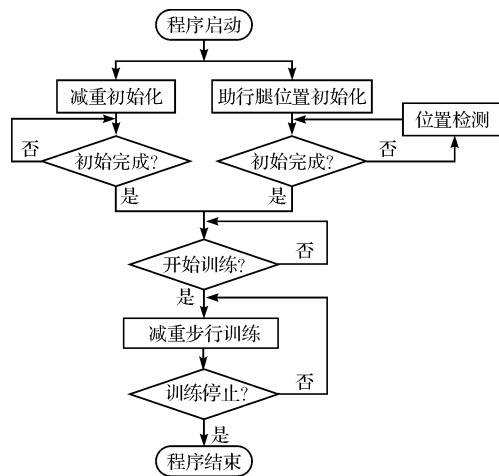


图4 减重机构与外骨骼助行腿协调控制流程图

图 4 中的减重步行训练为外骨骼助行腿和减重机构各自按照预先设置的运动轨迹进行轨迹循环。减重步行训练中外骨骼助行腿的步态轨迹由 NI 7356 运动控制卡产生,减重机构的运动轨迹由 NI 6251 数据采集卡产生。减重机构与外骨骼助行腿运动轨迹循环周期相同,但经过实验验证,当循环周期为 5 s 时,运动控制卡实际循环周期为 5.7 s,而数据采集卡的实际循环周期为 5.2 s。由此可知两张卡定时器存在一定的差异,这样就很难保证外骨骼助行腿步态运动轨迹的 50 个数据点与减重机构运动轨迹的 50 个数据点一一对应,因而两者很难协调好。可以通过对减重机构的运动轨迹进行位置补偿,弥补卡定时器的差异,以更好的跟随患者重心运动,很好地实现协调控制。

### 3 实验

为了验证减重支撑系统、跑步机和外骨骼助行腿三者之间的协调控制效果,本研究用假人代替患者在跑步机上进行了实验验证。搭建的实验平台如图 5 所示。



图5 实验平台

图 5 中,假人穿戴好吊带服,由操作人员通过绞盘设置好初始减重力,然后再将外骨骼助行腿穿戴在假人双腿上。运行实验程序,使假人在步行速度为 0.8 km/h 下按照给定的步态轨迹在跑步机上进行减重步行训练。实验过程中,通过 NDI 仪器(位置传感器)实时测量外骨骼助行腿髋关节、膝关节和踝关节的 3 个角度;通过力传感器测量减重力的变化。通过 NDI 仪器采集的外骨骼助行腿的 3 个关节角度曲线如图 6 所示,减重 20 kg 时,实际减重力的值如图 7 所示。

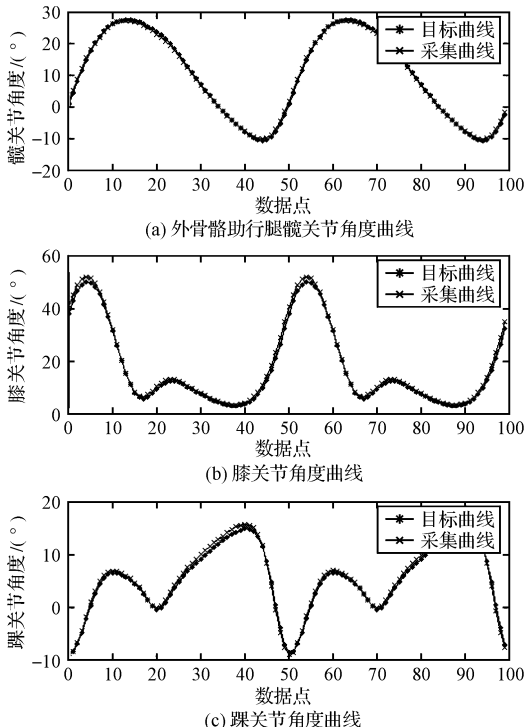


图6 助行腿关节角度曲线图

图 6 中的目标曲线为 3 个关节的给定角度轨迹曲线。从 3 个关节的采集曲线可以看出,外骨骼助行腿基本上没有受到跑步机的干涉,而是按照给定的步态运动轨迹进行步态循环。从图 7 中的减重曲线可以得

知,虽然减重力有一定的相对波动,但减重支撑系统基本上可以达到对患者的减重需要<sup>[9-10]</sup>。图 6 和图 7 说明外骨骼助行腿、跑步机和减重支撑系统三者之间得到了很好的协调控制。

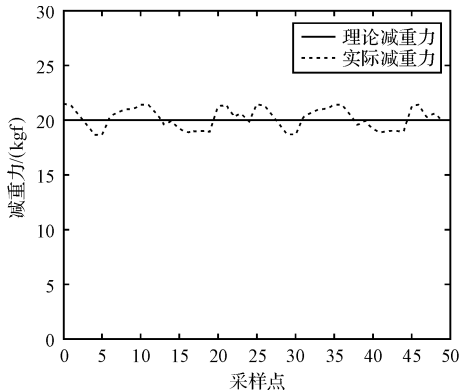


图 7 减重 20 kg 曲线

## 4 结束语

本研究提出的步行康复训练机器人的协调控制方法得到了实验验证。实验结果表明,此控制方法可以实现步行康复训练机器人的协调控制性能指标,并为以后的研究提供了重要参考依据。

在下一阶段,本研究将通过真人减重步行训练实验来进一步验证步行康复训练机器人的协调控制方法。由于真人减重步行训练与假人减重步行训练有较大的差异,因此在今后的研究中,需要进一步改进该协调控制方法,减少实验误差,以实现对患者较好的康复训练。

[编辑:柴福莉]

## 参考文献(References):

- [1] HESSE S, KONRAD M, UHLENBROCK D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects[J]. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1999, 80(4):421-427.
  - [2] OU M, XIUMIN D, LUCAS M, et al. Dynamically removing partial body mass using acceleration feedback for neural training[C]//Proceeding of the 2007 IEEE 10th International Conference. The Netherlands: Rehabilitation Robotics, 2007:1102-1107.
  - [3] MARTIN F, GERY C, MARTINO V, et al. A novel mechatronic body weight support system[J]. *Neural System and Rehabilitation Engineering*, 2006, 14(3):311-321.
  - [4] VISINTIN M, BARBEAU H, KORAEER-BITENSKY N, et al. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation[J]. *Stroke*, 1998, 29(6):1122-1128.
  - [5] COLBY S M, KIRKENDALL D T, BRUZGA R F. Electromyographic analysis and energy expenditure of harness supported treadmill walking: implications for knee rehabilitation[J]. *Gait Posture*, 1999, 10(3):200-205.
  - [6] MACKAY-LYONS M, MAKRIDES L, SPETH S. Effect of 15% body weight support on exercise capacity of adults without impairments[J]. *Physical Therapy*, 2001, 81(11):1790-1800.
  - [7] 杨辉,章亚男,沈林勇,等.下肢康复训练机器人减重支撑系统的研究[J]. *机电工程*, 2009, 26(7):29-31.
  - [8] 冯治国.步行康复训练助行腿机器人系统[D].上海:上海大学机电工程与自动化学院,2009:54-57.
  - [9] 刘辉,时国平.回转窑窑衬清理机器人控制系统[J]. *轻工机械*, 2009(1):65-68.
  - [10] 汪秉权,章王伟.基于虚拟仿真的回足机器人行走研究[J]. *轻工机械*, 2009(3):5-7.
- (上接第 105 页)
- [4] HANSSON H, ÅKERHOLM M, CRNKOVIC I. SaveCCM: A Component Model for Safety-Critical Real-Time Systems [C]//30th EUROMICRO Conference. Rennes: [s. n.], 2004:627-635.
  - [5] 科泰世纪公司.《和欣 1.1》资料大全[EB/OL]. [2004-09-01]. <http://www.koretide.com.cn/download.php?DownloadId=3>.
  - [6] 科银京成公司.“道系统”技术白皮书[M].北京:科银京成公司,2006.
  - [7] 高峰,邓勇,桑楠.一种智能家电嵌入式软件源码构件的设计模式[J]. *计算机应用*, 2005, 25(B12):468-470.
  - [8] OSCAR L, KNUT Å, MARTIN F. Formal Specification and Verification of Components for Industrial Logic Control Programming[C]//4th IEEE Conference on Automation Science and Engineering, CASE 2008. Washington: [s. n.], 2008: 935-940.
  - [9] 贾育.基于演化计算构件的软件复用方法[D].北京:中国科学院研究生院,2002.
  - [10] JOHN K H, TIEGELKAMP M. IEC61131-3:工业自动化系统的程序编制[M].中国机电一体化技术应用协会秘书处,译.北京:中国机电一体化技术应用协会,2002.
  - [11] 杨芙清,梅宏,李克勤.软件复用与软件构件技术[J]. *电子学报*, 1999, 27(2):68-75.
  - [12] 王志坚,费玉奎,姜渊清.软件构件技术及其应用[M].北京:科学出版社,2005.
  - [13] LAU Kung-kiu, LING Ling, WANG Zheng. Composing Components in Design Phase using Exogenous Connectors [C]//32nd Euromicro Conference on Software Engineering and Advanced Applications, SEAA. Hongkong: [s. n.], 2006:12-19.
- [编辑:李辉]