

步行康复机器人轨迹控制方法研究*

李荫湘, 钱晋武*, 沈林勇, 王企远
(上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072)

摘要: 为了满足神经受损患者步行康复训练需要, 设计了以外骨骼助行腿为核心的步行康复机器人, 其重要的要求是保证机器人的运动轨迹符合患者康复训练要求。为使机器人能模拟步态为患者提供康复训练, 在合理的步态规划后对轨迹的控制方法进行了研究, 在控制系统软、硬件平台上完成了步行康复机器人助行腿的两种轨迹控制方式(位置控制和速度控制)。通过实验验证了控制方式的可行性, 满足了患者步态训练需要。同时实验结果表明, 速度控制方式比位置控制方式更加适合步行康复机器人。

关键词: 康复机器人; 外骨骼助行腿; 位置控制; 速度控制

中图分类号: TH13; TP24

文献标识码: A

文章编号: 1001-4551(2010)06-0047-05

Research on trajectory control method for gait rehabilitation robot

LI Yin-xiang, QIAN Jin-wu, SHEN Lin-yong, WANG Qi-yuan

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

Abstract: Aiming at training demands for walking patients with impaired cranial nerves, a gait rehabilitation robot with the core of exoskeleton was designed. The important thing is to ensure the robot's motion trajectory in line with rehabilitation training requirements. Furthermore, to simulate human gait for the training demands of walking patients by exoskeleton, the gait trajectory control method after reasonable gait planning was researched. The positional control and velocity control of the gait trajectory for gait rehabilitation robot was realized based on hardware and software of control system. The feasibility of control method was verified through experiments. The experimental result shows that, velocity control method is more suitable than positional control method for gait rehabilitation robot.

Key words: rehabilitation robot; exoskeleton; positional control; velocity control

0 引 言

人体运动功能障碍已成为一种常见的疾病, 它一般是由中风、脊柱损伤(Spinal Cord Injury, SCI)、脑外伤等引起的神经受损所致^[1]。目前, 减重步行训练已经逐渐成为一种成熟的康复方式, 这种康复方式对中风和不完全脊柱损伤有特殊的疗效^[2-3]。

由于传统康复训练效果在很大程度上取决于理疗师的经验和水平, 而且具有效率低、训练参数不确定性等缺点, 将机器人技术引入到下肢康复训练中具有重要的现实意义^[4]。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步行康复训练机器人。瑞士 HOCOMA 公司的 Lokomat 是外骨骼式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, 目前已成功应用于临床^[5]; 荷兰 Twente 大学的 LOPES 步行康复训练机器人, 也采用了外骨骼式结构, 但不同点是髋关节具有两个自由度, 且增加了患者训练时的舒适性^[6]; 哈尔滨工程大学和浙江大学等国内研究机构也有涉及步行康复训练机器人技术的研究。

外骨骼助行腿是本实验室研制的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

收稿日期: 2010-01-19

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)

作者简介: 李荫湘(1984-), 男, 湖南长沙人, 硕士研究生, 主要从事机电一体化方面的研究. E-mail: liyinxiang65@yahoo.com.cn

通信联系人: 钱晋武, 男, 教授, 博士生导师. E-mail: jwqian@shu.edu.cn

练系统的核心部分^[7]。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。可以实现矢状平面上关节的弯曲和伸展运动。在每个关节处均装有角度电位计,用于检测关节转动角度。助行腿固定在平行四边形机构上,该机构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能使助行腿在竖直方向随人体的重心上下运动。为了适应不同身高的患者,助行腿的大小腿长度均可调^[8]。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,患者通过减重悬挂系统减掉一部分自重,交流伺服电机驱动助行腿运动,以实现患者按正常的人体步态在跑步机上进行康复训练。

外骨骼助行腿运动简图如图 1 所示,为了使外骨骼助行腿正常地、协调地带动患者在跑步机上做康复训练,需要对助行腿的运动轨迹进行合理的规划。但是,为了更好地复原正常人的行走以及提高系统的稳定性,则需要对助行腿运动轨迹控制方法进行深入研究。

本研究以外骨骼助行腿为控制对象,在工控机、运动控制卡、交流电机伺服系统、LabVIEW 等硬件平台上对其轨迹控制方法进行研究,提出电机位置伺服模式下的两种控制方式:位置控制和速度控制。并对本系统在两种控制方法下的实验结果进行分析对比。

1 步态轨迹生成

使用外骨骼助行腿对患者进行减重步行训练的目的,不仅仅是为了减轻理疗师的体力劳动,更重要的是让患者以人体生理学步态进行训练,只有这样患者康复后的行走才能接近正常的人体步态,因此助行腿步态轨迹的规划就显得尤为重要。本研究 3 个关节的步态数据援引自临床步态分析(CGA)标准步态数据库,在一个步态周期内每个关节有 50 个采样点,该数据是通过正常人行走时的运动捕捉获得的^[9]。

由 CGA 数据分析可知,人类生理步态各关节的轨迹是非线性的,助行腿在运动中不仅要经过一系列的中间点,而且在经过各中间点之间的时间间隔必须相等。即除位置约束外,还指定了运动的瞬时属性。为了满足等时间中间点的要求,本课题采用连续变速的点点到点(PTP, point-to-point)运动来实现助行腿轨迹

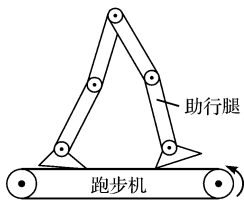


图 1 助行腿运动示意图

控制。

以助行腿髋关节为例来计算关节角度对应的电机转角。髋关节所处零度的位置如图 2 所示。驱动装置两端

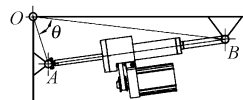


图 2 髋关节机构简图

安装点(A、B)和关节旋转点(O)组成一个三角形AOB,在运动过程中,AO、BO 的长度是不变的。设在零位时 AB 的长度为 AB_0 , $\angle AOB = \theta_0$,当髋关节在此基础上转动一个角度 θ_1 ,此时 AB 长度为:

$$AB = \sqrt{AO^2 + BO^2 - 2 \times AO \times BO \times \cos(\theta_0 + \theta_1)} \quad (1)$$

从而得到丝杆的伸长量 $\Delta L = AB - AB_0$,因为电机和丝杆螺母是减速同步带传动,丝杆行程和电机转角是固定比例关系,而电机转角所对应的位置脉冲数是由电机可设置的电子齿数比决定,那么就能很容易找到关节转角 θ_1 与电机转角位置脉冲数 P 的函数关系:

$$P = \frac{\Delta L}{S} \times \frac{P_c}{C_p} \times I \quad (2)$$

式中 P —到达目标角度所需要的电机位置脉冲数; ΔL —到达目标角度的丝杆伸长量; S —丝杆螺母的导程, P_c —伺服电机编码器分辨率; C_p —用户设定的电子齿数比; I —同步带轮的减速比。

设一个步态周期为时间 T (单位:秒),那么每两点的时间间隔是 $T/50$,从而得出电机转速 V 为:

$$V = P \times \frac{50}{T} \quad (3)$$

其中 P 为由式(2)得出的两点之间位置脉冲数,电机速度 V 的单位是脉冲数/秒。

2 轨迹控制方法

2.1 位置控制

为保证轨迹的控制精度,本课题中的驱动电机选用伺服电机,电机伺服模式选用位置伺服。此系统采用“位置+速度”的控制方式对助行腿轨迹进行半闭环控制。系统工作原理如图 3 所示,工控机相当于控制系统中的上位机,负责控制程序的实时运算,通过式(2)和式(3)计算出每个时间段的位置和速度,通过运动控制卡将指令输送给伺服系统,从而驱动电机通过减速齿轮和丝杆使得助行腿机构到达目标位置,循环地执行 CGA 步态数据就实现了步态的循环。因伺服驱动器到电机已构成位置和速度闭环,此系统也称为半闭环控制系统。此系统只能补偿环路内部传动链的误差,因此精度不高,但由于结构简单、调整方便,这种控制方式广泛地应用在各种数控系统中。

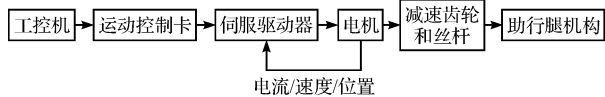


图 3 位置控制系统工作原理

2.2 速度控制

伺服系统、传动机构和执行机构在运动过程中因放大、传动间隙和失动都会产生误差^[10],此外,助行腿机构本身也存在着加工和装配误差,因此,采用半闭环的控制策略并不能使各关节在运动过程中十分精确地按照所规划的轨迹进行运动。尤其因康复训练是长时间的循环训练,如果在整个过程中不进行误差补偿,则误差将会被反复不断地积累,最终导致步态训练轨迹紊乱。因此为了减小误差,应采用误差补偿来实现全闭环控制。

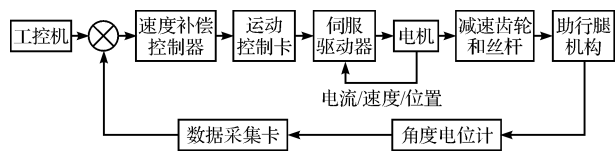


图 4 速度控制系统工作原理

此控制策略采用“速度 + 采样时间”的控制方法对助行腿轨迹进行闭环控制。其工作原理如图 4 所示,在助行腿各关节处安装角度传感器,通过数据采集卡采集角度值并将其反馈到控制系统中,经比较环节得出位置偏差,再通过速度补偿控制器计算后采用实时速度插补的方法减小各轴运动时产生的位置误差。

此控制系统是一种同时具有位置控制和速度控制功能的反馈控制系统。理论关节角度值与角度电位计检测值的差值就是位置误差,位置误差经过处理后作为速度补偿量输入给伺服系统,以此来减小误差。这种数字速度控制的优点在于采用数字信号,比传统速度伺服模式抗干扰能力强,而且应用系统简单,易于开发与实现^[11]。

速度补偿方法采用直接补偿法,其速度表达式为:

$$V = V_0 - V' \quad (4)$$

式中 V —电机速度; V_0 —预设电机速度;通过式(3)计算得出,每一个采样时间都会计算一个预设速度; V' —速度补偿量。

V' 计算公式如下:

$$V' = (P_s - P_L) \times \frac{50}{T} \quad (5)$$

式中 P_s, P_L —测得的实际角度值 θ_s 和理论值 θ_L 通过式(1)和(2)计算得出的位置脉冲数; T —设定的步态周期。

为了避免误差的积累,必须在每个采样周期改变速度值来减小位置误差。电机按照计算的速度运行相应时间,并通过传感器采集末端角度,根据角度与脉冲的关系将角度误差转化成位置脉冲误差,进而计算出速度补偿量并将其插补在下一个采样点里,尽可能地使助行腿的运动轨迹基本与期望值一致。

3 实验

3.1 控制系统

对于步行康复训练机器人运动控制系统,系统的安全、稳定和轨迹的精确度是基本的要求,而且为了实时获得各轴运动轨迹数据,也需要有一台处理能力较强的上位机。综合考虑后,控制系统在结构的选择上采用了功能强大的“工控机(IPC) + 运动控制卡(motion control card)”的设计方案,使系统的稳定性得到了保障,而运动控制卡强大的功能能使运动轨迹更加地精确和平滑。本控制系统以 NI 公司的高性能 6 轴运动控制卡和 NI-PXI 平台为硬件核心,以 NI-LabVIEW 为程序软件开发软件核心,其控制系统整体架构如图 5 所示。

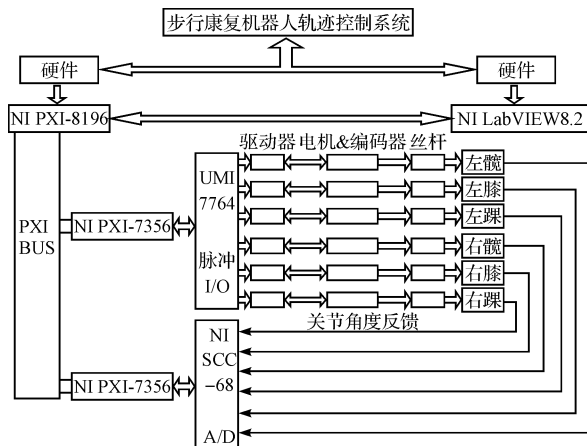


图 5 步行康复机器人轨迹控制系统

3.1.1 控制系统硬件

控制系统硬件主要有:PXI 嵌入式控制器、六轴运动控制卡、多功能数据采集卡、6 套交流伺服系统、6 个关节角度编码器。

PXI-8196 控制器主要完成计算和监控的功能,它将轨迹规划计算得到的轨迹数据通过 PXI 总线传输给运动控制卡,然后通过 NI-UMI7764 I/O 接口端子发送给驱动器,最后驱动伺服电机产生运动。NI-6251 数据采集卡通过 NI-SCC-68 I/O 接口端子将各关节在运动过程中采集到的位置和速度信号反馈到 8196 控制器中,处理器在线分析误差并根据误差调整下一个采样点的数据。

3.1.2 控制系统软件

本控制系统的操作系统是 Windows XP, 程序开发软件采用 NI-LabVIEW 以及 NI-motion, NI-motion 是 NI 为其运动控制卡开发的兼容于 LabVIEW 的运动控制模块。控制软件主要包括以下基本功能模块: 人机交互界面、患者数据库存取、机器人运动控制、数据采集、数据在线处理、通讯、文件 I/O 等。

LabVIEW 具有编程灵活、操作简单等优点。尤其引入 NI-motion 运动控制模块后, 使得运动控制程序的编写变得简洁。用户可以根据 NI-motion 提供的开发库函数, 将其针对运动控制卡各通道的操作封装为针对助行腿各关节的操作子函数, 调用后只需输入运动参数即可轻松实现对单轴速度和位置的控制。再者, NI-motion 的引入使得用户不用直接对硬件进行编程, 从而使得上层的开发更加简单、方便, 无需知道相关的硬件知识就能完成运动控制程序的开发。

3.2 实验结果

作为控制对象的康复机器人助行腿实物图及实验环境如图 6 所示。选用步态周期 T 为 5 s, 本研究对位置控制(简称方案一)和速度控制(简称方案二)两种控制



图 6 步行康复机器人助行脚

方案进行了试验。取两个周期角度电位计采集的角度数据, 将其与目标值对比, 方案一的各关节误差曲线如图 7 所示, 方案二的各关节误差曲线如图 8 所示。

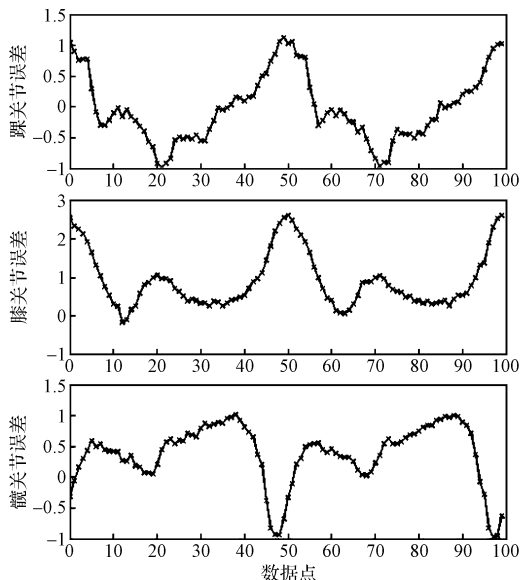


图 7 位置控制误差曲线

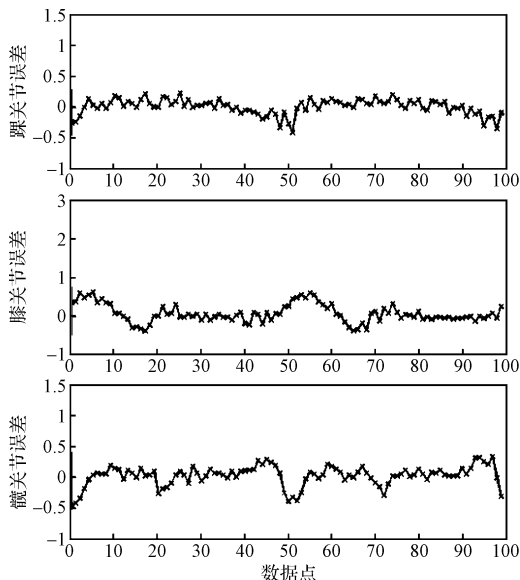


图 8 速度控制误差曲线

两批数据各关节的平均绝对误差 $E(\theta)$ 如下所示:

$$E(\theta) = \frac{1}{n} \times \sum_{i=1}^n |\theta_{Si} - \theta_{Li}| \quad (6)$$

式中 θ_{Si} —传感器测得的实际角度值; θ_{Li} —理论值。

将两种控制方案的数据误差对比如表 1 所示 ($e_{\max}(\theta)$ 表示最大绝对误差)。

表 1 各关节误差数据

	位置控制方案		速度控制方案	
	$E(\theta)$	$e_{\max}(\theta)$	$E(\theta)$	$e_{\max}(\theta)$
髋关节	0.449°	1.117°	0.095°	0.402°
膝关节	0.932°	2.625°	0.175°	0.626°
踝关节	0.549°	1.029°	0.123°	0.463°

可以很明显地看到, 方案二在提高轨迹控制精度上要优于方案一。而且从实验中发现, 在设定理论步态周期时间为 5 s 时, 通过测量得出方案一的实际运行周期为 5.2 s。其原因是方案一采用了“位置 + 速度”的控制模式, 为了简化计算, 将加速度理想为无穷大, 使得速度由位置除以时间直接得出。而在实际运动过程中加速度不可能是无穷大, 因此造成了实际运行时间比理论时间长。而方案二采用“速度 + 采样时间”的控制模式, 这样就严格地控制了运行时间, 也就解决了方案一带来的周期延长问题。由于忽略加速时间而造成位置丢失可以通过闭环控制来补偿, 从而保证了末端的位置精度。

4 结束语

(1) 本研究在系统的硬件和软件平台上, 完成了对助行腿的轨迹控制, 提出了两种控制方案, 能稳定地

复现正常人的步态行走。

(2) 经过试验验证,速度控制要优于位置控制,它不仅提高了轨迹的控制精度,也解决了位置控制时的延时问题,并将系统做成全闭环,增加了误差补偿能力,为步行康复训练机器人的柔顺性控制打下了良好的基础。

参考文献(References):

- [1] ALEXANDER D W, THOMAS B, LARS L, et al. Adaptive Support for Patient-Cooperative Gait Rehabilitation with the Lokomat[C]//Proceedings of 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. France: Acropolis Convention Center, 2008: 2357 - 2361.
- [2] SULLIVAN K J, BROWN D A, KLASSEN T, et al. Effects of task-specific locomotor and strength training in adults who were ambulatory after stroke: results of the STEPS randomized clinical trial[J]. *Physical Therapy*, 2007, 87(12): 1580 - 1602.
- [3] DOBKIN B, BARBEAU H, DEFORGE D, et al. The evolution of walking-related outcomes over the first 12 weeks of rehabilitation for incomplete traumatic spinal cord injury: the multicenter randomized Spinal Cord Injury Locomotor Trial

[J]. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 2007, 21(1): 25 - 35.

- [4] 梁安辉,周宏甫.手指训练的康复机械手设计[J]. *机电工程技术*, 2009, 38(2): 84 - 85.
- [5] COLOMBO G, WIRZ M, DIETZ V. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients[J]. *Spinal Cord*, 2001, 39(5): 252 - 255.
- [6] VENEMAN J F. A series elastic and bowden cable based actuation system for use as torque actuator in exoskeleton type robots[J]. *International Journal of Robotics Research*, 2006, 25(3): 261 - 281.
- [7] 王启远,钱晋武,冯治国,等.下肢步态矫形器的生理学步态规划与试验[J]. *中国机械工程*, 2009, 20(8): 928 - 932.
- [8] FENG Zhi-guo, QIAN Jin-wu, ZHANG Ya-nan, et al. Biomechanical Design of the Powered Gait Orthosis[C]//Proceedings of the 2007 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. Sanya, China: [s. n.], 2007: 1698 - 1702.
- [9] 陶泽勇,沈林勇,钱晋武.下肢步态矫形器轨迹控制设计[J]. *机电工程*, 2009, 26(5): 1 - 3.
- [10] 敖荣庆.伺服系统[M].北京:航空工业出版社, 2006.
- [11] 蔡继祖,陈键.基于运动控制器的伺服电机同步控制插补算法改进[J]. *广东工业大学学报*, 2008, 25(3): 70 - 72.

[编辑:李辉]

(上接第42页)

根据以上原则制定出随着时间变化轮毂轴承^[9]所受到的载荷变化情况,可以用图来表示,横坐标表示时间,纵坐标分别表示径向载荷和轴向载荷。本研究以桑塔纳2000驾驶员(右侧)前轮轮毂轴承为例,制定其耐久性试验载荷谱,如图2所示。

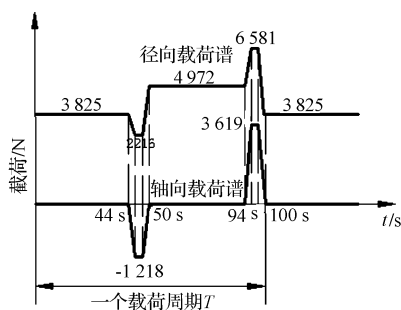


图2 桑塔纳2000驾驶员(右侧)前轮轮毂轴承载荷谱

综上所述,在对轿车行驶过程中的动力学模型建立和分析的前提下,归纳出对轿车轮毂轴承载荷谱的制定步骤,这能够为轿车轮毂轴承的耐久性试验提供良好的加载策略。

4 结束语

笔者在研究轮毂轴承的受载情况和轿车行驶状态的基础上,分析得出了轮毂轴承耐久性试验载荷谱的

制定方法。与现有载荷谱制定方法相比,本研究载荷谱的制定方法考虑到了轿车行驶过程中的各种特征,与轿车实际行驶中的受载情况具有较好的一致性。

参考文献(References):

- [1] 黎桂华.轿车轮毂轴承寿命计算及其耐久性试验研究[D].广州:华南理工大学机械工程学院, 2004.
- [2] [英]CROLLA D,喻凡.车辆动力学及其控制[M].北京:人民交通出版社, 2003: 77 - 116.
- [3] HIRAKI S. Rear-wheel Bearings for Fully Floating Axles - Analysis of Load and Optimum-Strength Design [EB/OL]. [2008 - 10 - 13]. www.nsk.com/.
- [4] 余志生.汽车理论[M].北京:机械工业出版社, 2000: 104 - 162.
- [5] [德]米奇克 M.汽车动力学[M].北京:人民交通出版社, 1996: 11 - 42.
- [6] NTN Corporation. Hub Bearings NTN for New Technology Network [EB/OL]. [2008 - 10 - 22]. <http://www.ntn.co.jp/>.
- [7] Renault Std. 31 - 02 - 509 - B, Wheel Bearing Product Specification[S]. Renault Company, 1998.
- [8] 尹迪江.轿车轮毂轴承耐久性试验方法与系统设计[D].杭州:浙江工业大学机械工程学院, 2009.
- [9] 黄晨,邓乾发,戴勇.精密陶瓷轴承球研磨新方法[J]. *轻工机械*, 2008(6): 91 - 93, 96.

[编辑:张翔]