

基于事件检测的下肢康复外骨骼服的设计

张向刚 石宇亮 张 羿 王慧琴

(电子科技大学航空航天学院 成都 611731)

摘 要 下肢康复外骨骼能辅助或替代医师完成下肢康复训练,并能帮助患者自立,重新融入社会。设计了一种基于事件检测的下肢康复外骨骼服,所谓事件是指人机接口获得的一些状态序列。基于事件的运动意图检测主要有两个目的:第一,以透明的方式检测穿戴者的运动意图;第二,提高运动意图检测的准确性和容错性。提出的下肢康复外骨骼服包括仿生机械结构、人机接口、控制器、电机驱动子系统 and 电源子系统。仿生机械结构用于支持骨骼服的重量以及穿用者的身体。电机驱动子系统采用盘式电机带动骨骼服的膝关节和髋关节。人机接口子系统通过传感器和传输网络,运用基于事件的运动意图检测技术感知患者的运动状态和运动意图。控制器采用位置闭环控制。仿真结果表明了系统的可行性和实用效果。

关键词 外骨骼,康复,事件

中图分类号 TP242 **文献标识码** A **DOI** 10.11896/j.issn.1002-137X.2016.3.045

Design of Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton Suit Based on Event Detection

ZHANG Xiang-gang SHI Yu-liang ZHANG Yi WANG Hui-qin

(School of Aeronautics and Astronautics, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu 611731, China)

Abstract Lower limbs rehabilitation exoskeleton can assist or replace the doctor to complete rehabilitation training of lower limbs, and can help the patients recover self-reliance, and then reintegrate into society. A kind of lower limb rehabilitation exoskeleton suit based on event detection was designed in the paper. The so-called events refer to the information sequence detected by the man-machine interface. The movement intention detection based on events has two main purposes. One is to detect the wearer's movement intention in a transparent way. The other is to improve the accuracy of motion intention detection. In the paper, the lower extremity exoskeleton suit includes a bionic mechanical structure, a man-machine interface, a controller, a driving subsystem based on motor and a power subsystem. The bionic structure is used to support the weight of the exoskeleton and the wearer's body. A disk type motor is used to drive the knee joints and hip joints. Many sensors and a body sensor network are designed in the man-machine interface, and motion perception technology based on event is used to detect patient's movement state and movement intention. The controller adopts the position closed loop control. Simulation results show the feasibility and the practical effect of the system.

Keywords Exoskeleton, Rehabilitation, Event

1 引言

由于人口老龄化、疾病和交通事故等原因,很多人的肢体运动都需要康复训练和运动辅助。医学理论和临床医学证明,这类患者除了早期的手术治疗和必要的药物治疗外,正确、科学的康复训练对于肢体运动功能的恢复和提高起到非常重要的作用。传统的康复训练的基本方法是理疗师对患者进行“手把手”的训练,这种方式具有康复效率低下、医师劳动强度大、患者参与意识低、训练效果及评价结果容易受到医师主观意识影响等局限^[1-4]。

康复骨骼服是康复临床领域的特种机器人系统,它能辅助或替代医师完成患者康复训练,弥补了传统康复训练的缺

点,把医生从繁重、重复的训练任务中释放出来,且能有效增加病人的自信,帮助他们找回自立、自尊,使其重新融入社会。

康复外骨骼设计的一个关键是外骨骼系统了解穿戴者的运动意图,并进行相应的运动,以支撑和辅助患者的运动。在对患者的运动意图感知方面,研究人员从不同的角度提出了不同的方法,主要有基于脑电控制^[5]、基于肌电控制^[6]、基于指令控制^[7,8]和基于动力学信息控制^[9,10]几种方案。脑电控制需要专用设备,且价格和技术成熟度有待进一步提高;肌电控制穿戴不方便,误差较大,且不适于肢体无运动能力的患者;指令控制会给患者带来额外的操作负担,手动指令操作不方便,而语音指令的推广性较差;基于动力学信息控制主要用于肢体有部分运动能力的患者。

收稿日期:2015-01-04 返修日期:2015-04-04 本文受中央高校基本科研业务费;康复训练下肢外骨骼机器人关键技术的研究资助。

张向刚(1973-),男,博士,副教授,主要研究方向为人机耦合技术,E-mail:csxgzhang@uestc.edu.cn;石宇亮 男,硕士生,主要研究方向为姿态检测,E-mail:yuyu_0901@163.com;张 羿 男,讲师,主要研究方向为生物信号处理,E-mail:yi.zhang@uestc.edu.cn;王慧琴 女,硕士生,主要研究方向为自适应控制技术,E-mail:wanghuiqin229@163.com。

本文所设计的下肢外骨骼系统使用了基于事件的运动感知方式,所谓事件是人机接口检测到的一些状态的时间序列。其特点在于透明性和准确性,因为这些状态序列是人体迈步的身体动作的序列,根据它们来进行判断,不会显式地要求患者发出指令,减少了操作负担;同时,事件是一些状态的时间序列,能够减少判断的二义性和误差,如通过脚底压力传感器能判断抬腿的动作,但无法判断这个抬腿动作是原地抬腿还是迈步抬腿,因此判断具有二义性。通过事件进行判断,不仅能考察实时的多个传感器的信息,而且能考察历史信息,在运动意图判断中增加了时间维信息,从而提高了判断的准确性。此外,本文的人机接口主要由运动学和动力学传感器构成,穿戴方便,价格便宜。

本文的下肢康复外骨骼包括仿生机械结构、人机接口、控制器、电机驱动子系统,以及电源子系统。这种康复外骨骼既可用于作医疗康复设备,也可帮助孤独的老人独立生活。文中首先介绍了具有代表性的康复外骨骼相关研究工作;其次介绍了系统的体系结构;然后阐述了基于事件的感知技术;接着说明了位置闭环控制器的设计和仿真结果;最后总结全文。

2 相关工作

人类骨骼服在助老助残中的研究吸引了世界各地研究者的广泛关注,具有代表性的包括瑞士医疗技术公司 Hocoma、以色列的阿尔戈医疗技术公司、西江大学、Daleware 大学等。

Lokomat 是由瑞士的医疗技术公司 Hocoma 生产的步行矫形器。该 Lokomat 可以通过提供跑步机上的高度密集、个性化的培训提高康复训练的效率^[11,12]。

reWalk 由以色列的阿尔戈医疗技术公司推出,该外骨骼被用来帮助下肢功能障碍的人行走、站立和攀登台阶。它由穿戴式支撑结构、马达、传感器、控制器和电源等系统组成。控制算法通过分析上身运动进行控制。另外,佩戴者可以通过拐杖提高稳定性和安全性^[13-15]。

西江大学的 TEAD(肌腱驱动的外骨骼辅助设备)是为年长的老人和行走艰难的人设计的新型外骨骼动力辅助器具。它由一个外骨骼和一个推车组成,较重的设备(如电池和控制设备等)都安装在推车上。该辅助器具通过肌纤维膨胀传感器的信号来计算关节扭矩,利用模糊方法实现控制和多传感器融合^[16]。

Daleware 大学的重力平衡下肢外骨骼旨在通过减少患者自身重量的影响,帮助轻偏瘫患者进行行走训练,这是没有任何电力设备的无源型的外骨骼,整个设备由弹簧和连杆组成。它非常安全方便,因为它可以迅速地应用于不同的佩戴者。此外,它采用混合平衡的方法找到了重心的位置,然后添加其弹性到重心周围,使佩戴者在运动中保持重心的平衡。肌传感器、角度编码器和力扭矩传感器都安装在外骨骼上,并计算出关节力矩。性能试验表明,当正常人穿戴外骨骼做髋关节和膝关节弯曲运动时,它可以省力 75%;偏瘫患者穿着外骨骼进行行走训练时,髋关节和膝关节的活动范围可分别增加 45%和 85%^[17]。

在中国,浙江大学开发出一种可穿戴式外骨骼腿,以提高人的步行能力,其能在长期远距离的运动中辅助穿戴者。它使用电机驱动方法和分层控制系统来实现所需要的控制功能^[18-21]。

3 体系结构

本文的康复外骨骼通过人机接口检测步态信息,引导康复机器人动作,实现康复患者的基本运动,主要包括慢步向前行走、坐下和起立。该系统主要由仿生机械结构、人机接口、控制系统、执行机构和供电系统组成,如图 1 所示。系统通过人机接口(包括各种传感设备和输入设备等)实时感知人体和刚肢体的运动信息、力信息,进行滤波和融合处理,并实时传输给控制器。控制器综合各传感器信息,采用位置闭环控制等方法实时驱动执行器装置动作,实时跟踪人体运动并为人体运动提供高效合适的助力,同时满足人机耦合协同运动的柔顺性要求,整合人和机器成为完整的“人机耦合系统”。

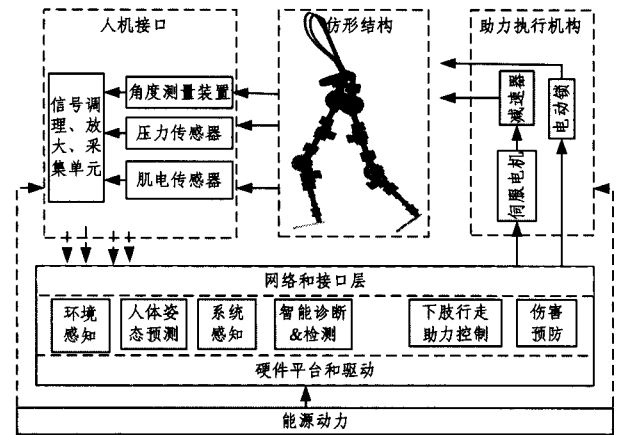


图1 系统体系结构

(1)仿生机械结构。其用于支撑穿着者的身体以及外骨骼的重量。该框架应提供足够的自由度,以便减少对穿戴者的运动约束。同时,该框架应该是可调节的,便于适应不同的人群。

机械结构由以下几部分组成:左大腿结构、右大腿结构、左小腿结构、右小腿结构、左脚结构、右脚结构、结构上的髋关节、膝关节、腰部结构、腿部带、腰部带和挂绳。此外,康复外骨骼包含 2 个拐杖。机器人能够执行曲伸膝关节和髋关节,膝关节和髋关节的运动也可以同时发生。腰部结构上设置几种自由度来保持与人体骨骼自由的一致。大小腿上使用了滑槽结构,以使其长度可调,每条大小腿外骨骼可独立使用。拐杖采用手持式的形式。

(2)人机接口。通过合理布局有限数量和种类的传感器,构建传感通信网络,形成多通道的人机信息交互接口,获取人体及骨骼服运动信息和运动意图,经过滤波处理后,为模态判断和运动控制提供可靠依据。

(3)控制器。针对不同动作模式,设计不同的自动控制回路,最终计算出向执行机构输出的控制指令。人机接口和控制器有一个共同的中央处理模块,该模块是整个系统的计算平台。在中央处理模块的设计过程中,将可扩展性和兼容性都考虑在内。其硬件上采用现成组件,并提供通用的接口。它的操作系统采用现货供应的实时操作系统,为实时控制提供了基础。

(4)执行机构。康复机器人动作实现模块包括电机和相关机构。4 个电机分别位于两个髋关节和两个膝关节。

(5)能源动力。一方面采用高性能锂电池,设计续航时间长、质量功率比高、安全性能符合要求的专用动力输出能源,

为动力、信号采集和控制机构提供能源。另一方面综合考虑低功耗技术、节能控制和能源回收技术等,通过智能化能源管理实现能源的高效管理和使用。

4 人机接口的设计

4.1 人体传感器网络

系统中的传感器包括压力传感器、陀螺仪、编码器,以及按钮开关。压力传感器被安装在外骨骼的前脚掌、外骨骼的后脚跟和拐杖底部进行压力测量,判断穿戴者的步态,将测量结果作为步态预判的校正和控制的反馈信息。编码器被安装在每个膝关节和髋关节,用以测量关节在矢状面的精确度数,从而得到下肢大腿、小腿的相互位置关系,进而推出下肢步态。把惯性传感器安装在小腿、大腿和腰部,以此来测量惯性信息(如角速度等),左右拐杖的手柄处安放有按钮开关,每个传感器都和一个传感器微系统相连接,包含采集、处理、存储和通信能力。传感器布局如图2所示。

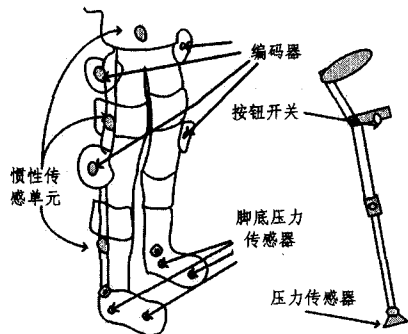


图2 人机接口传感器布局

基于CAN总线的通信系统在本系统中得到实施。嵌入式控制器是主节点,它采用CAN总线适配器与CAN网络连接。其他传感器节点将收集到的信息发送到CAN总线上。当在微型系统添加或减少传感器节点时,基于CAN总线的架构是稳定的。拐杖上的传感器微系统通过无线WiFi把拐杖上的传感器信息发送到嵌入式控制器。

4.2 基于事件的运动感知

穿戴者运动感知在康复骨骼服中起了关键作用。人机接口的主要功能即为感知人体运动状态和运动意图,在人和机之间提供信息交流。由于人体结构的复杂性和人体运动的随意性,对运动意图的感知容易产生二义性,如通过脚底压力传感器能判断抬腿的动作,但无法判断这个抬腿动作是原地抬腿还是迈步抬腿。因此,考虑融入时间维信息,通过时间维和空间维信息联合判断,以提高判断的准确性。所谓事件,即是人机接口检测到的一些信息的时间序列。

系统共定义了3种状态、4种过程和9种事件。所谓状态是指运动中可稳定保持的某种姿态,处于某种状态时,系统将保持该种稳定的姿态;所谓过程是指一种状态到另一种状态的转换过程,处于某种过程时,系统将按一定的规律驱动结构的运动;而事件用于判断过程和状态的开始和结束。事件使系统在状态和过程之间转换。状态、过程、事件和它们之间的转换关系如下。

(1) 状态定义

- 上电自检状态:系统已开机,并执行自检任务。
- 站立状态:穿戴者处于双腿稳定站立状态(包括双腿平

行或一前一后)。

- 坐下状态:穿戴者处于坐下的状态。

(2) 过程定义

- 起立过程:穿戴者正处于站立起来的过程中。
- 下蹲过程:穿戴者正处于坐下的过程中。
- 左腿前迈过程:行走过程中左脚正在向前迈动的过程中。
- 右腿前迈过程:行走过程中右脚正在向前迈动的过程中。

(3) 事件定义

首先,定义一些必要的参数。

F_d :左拐杖的压力传感器的压力值。

F_r :右拐杖的压力传感器的压力值。

F_{lf} :左脚底前掌的压力传感器的压力值。

F_{lh} :左脚底后跟的压力传感器的压力值。

F_{rf} :右脚底前掌的压力传感器的压力值。

F_{rh} :右脚底后跟的压力传感器的压力值。

θ_{kl} :左膝关节的角度。

θ_{kr} :右膝关节的角度。

θ_{hl} :左髋关节的角度

θ_{hr} :右髋关节的角度。

θ_w :躯干和垂直方向的夹角。

S_l :左拐杖按钮开关。

S_r :右拐杖按钮开关。

D_d :左拐杖向前运动距离。

D_r :右拐杖向前运动距离。

$Distance$:距离阈值。

FCT :拐杖压力的上限阈值。

$FCTM$:拐杖压力的下限阈值。

α :关节的伸展阈值。

β :关节的屈曲阈值。

γ :躯干和垂直方向夹角的阈值。

事件1 当系统进入上电自检状态,系统会检查所有的4个角度(左膝和左髋关节的角度、右膝和右髋关节的角度),如果它们比 β 大,那么它进入坐下状态。定义事件1为 $\theta_{kl} > \beta$, and $\theta_{kr} > \beta$, and $\theta_{hl} > \beta$, and $\theta_{hr} > \beta$,如图3所示。

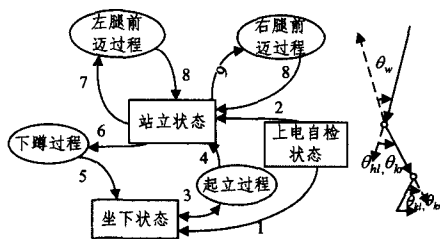


图3 系统状态转换图和关节角度示意图

事件2 如上所述,如果所有4个角度比 α 低,系统将进入站立状态。定义事件2为 $\theta_{kl} < \alpha$, and $\theta_{kr} < \alpha$, and $\theta_{hl} < \alpha$, and $\theta_{hr} < \alpha$ 。

事件3 当系统处于坐下状态时,如果左右拐的压力传感器均大于阈值,身体前倾,且双手按钮开关被按下,则系统会转移到起立过程。定义事件3为 $F_d > FCT$, and $F_r > FCT$, and $\theta_w > \gamma$, and $S_l = 1$, and $S_r = 1$ 。

事件4 当系统处于起立过程中,如果所有的4关节角度比 α 小,它会转移到站立状态。定义事件4为 $\theta_{kl} < \alpha$, and

$\theta_{hl} < \alpha$, and $\theta_{hr} < \alpha$, and $\theta_{hr} < \alpha$ 。

事件 5 在站立状态,如果两个拐杖的压力均小于阈值,且双手按钮开关被按下,则系统进入下蹲过程。定义事件 5 为 $F_d > FCTM$, and $F_{\sigma} > FCTM$, and $S_l = 1$, and $S_r = 1$ 。

事件 6 当处于下蹲过程时,如果所有的 4 关节角度大于 β ,则它将进入到坐下状态。定义事件 6 为: $\theta_{hl} > \beta$, and $\theta_{hr} > \beta$, and $\theta_{hl} > \beta$, and $\theta_{hr} > \beta$ 。

事件 7 在站立状态,如果左拐杖压力是零,然后左拐杖向前移动,最后左拐杖压力大于一个阈值,则系统将确定它已经进入左腿前迈过程。定义事件 7 为: $F_d = 0$, then $D_d > distance$, then $F_d > FCT$, then 表示时间的先后顺序。

事件 8 在左腿前迈过程,左右脚底的前后两个压力传感器均大于一个阈值,系统进入站立状态。在右腿前迈过程,如果左右脚底的前后两个压力传感器均大于一个阈值,系统进入站立状态。定义事件 8 为: $F_{rf} > FCT$, and $F_{rh} > FCT$, and $F_{lf} > FCT$, and $F_{lh} > FCT$ 。

事件 9 在站立状态,如果右拐杖压力是零,而右拐杖向前移动,最后右拐杖压力大于一个阈值,则系统将确定它已经进入右腿前迈过程。定义事件 9 为: $F_{\sigma} = 0$, then $D_{\sigma} > distance$, then $F_{\sigma} > FCT$, then 表示时间的先后顺序。

4.3 基于事件运动感知的功效对比分析

由于人体运动的关联性,某个关节产生的某种动作不是由某一肌肉收缩完成的,是由多块肌肉(肌群)相互协调作用的结果^[22],同时一个复杂的动作是由多个关节产生的多种单一动作的组合,因此人体传感网络中各个传感器所采集的数据具有时间和空间的相关性,所以事件本质上是这些相关信息的组合,同时事件的存在具有一定的必然性。

基于即时特征的运动感知是基于某个时间节点的特征确定运动状态的方法,即通过传感器在某个时间点上的数据判断人体所处的运动状态。显然,若 A 表示事件,而某一时间点的信息 B 包含于 A,则具有时间维度和空间维度的事件信息具有更高的准确性。基于事件运动感知的功效对比分析如表 1 所列。

表 1 定性对比分析

	基于事件判断	基于即时特征的判断
信息多样性	空间维、时间维	空间维
准确性	减少二义性	存在二义性
可靠性	通过事件的前后关联性,可弥补部分数据的缺失	对数据缺失,不能从时间维进行补偿
可用性	事件总是存在,因此可用于运动感知	特征总是存在,因此可用于运动感知

5 控制器的设计

5.1 控制系统回路设计

本文中康复机器人的控制策略选择位置闭环控制。位置闭环控制的基本思想是利用编码器采集康复机器人的关节角度并与期望输入角度做差,反馈给控制器,通过控制器的解算,使得康复机器人的关节位置可以跟随期望。位置控制的原理符合被动控制的要求,因此很适合用在康复机器人的被动控制中。康复机器人的控制系统的整体结构如图 4 所示,该控制系统选用 4 个盘式电机,分别安装在膝关节和髋关节处,通过控制盘式电机来控制外骨骼。各个关节处的控制系统是相互独立的回路。

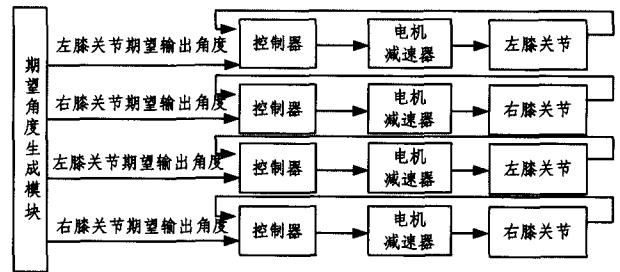


图 4 康复机器人控制系统整体结构

图 5 是单个关节控制回路图。整个回路主要包括 5 个模块,分别是期望角度生成模块、PID 控制器、电机模型、减速器模型和对象模型。 $\theta_{exp}(t)$ 是关节期望输入角度, $\theta(t)$ 是人的关节的实际角度,期望角度与实际角度做差后输入到位置控制器。这里的位置控制器为 PID 控制器,角度偏差经过控制器输出控制电压 $u(t)$ 。控制电压作用于电机,电机输出转矩 $M_0(t)$,经过减速器,转矩增大到 $M(t)$ 。对象模块的输入为力矩,输出为角度 $\theta(t)$ 。

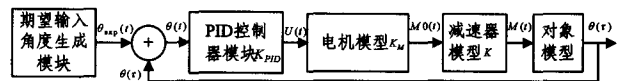


图 5 单个关节系统控制回路

5.2 预期输入的曲线拟合

行走过程中,健康人的关节角度变化曲线可以用作控制器的所需期望输入的曲线。高速相机可以在人体上做标记并捕获标记的轨迹变化,得到人体运动和关节角度的变化轨迹。利用实验数据来拟合人体运动过程中膝关节和髋关节角度的曲线。以行走过程中膝角度变化为例,描述在行走过程中所需的膝盖角度的曲线拟合过程。

实验所得膝关节行走过程的曲线如图 6 所示。把曲线拆分成两个阶段:支撑阶段和摆动阶段,0~0.56s 为支撑相,0.56s~1.18s 为摆动相。

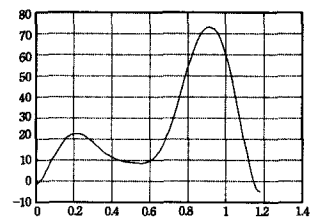


图 6 单个周期膝关节期望角度变化

支撑相的拟合公式如式(1)所示:

$$f(x) = a_1 * \sin(b_1 * x + c_1) + a_2 * \sin(b_2 * x + c_2) \quad (1)$$

公式中的参数取值:

$$a_1 = 19.07(18.88, 19.26), b_1 = 5.041(4.964, 5.117), c_1 = 0.1257(0.1038, 0.1476)$$

$$a_2 = 5.036(4.843, 5.228), b_2 = 15.44(15.01, 15.88), c_2 = 4.87(4.751, 4.988)$$

摆动相的拟合公式如式(2)所示:

$$f(x) = a_1 * \sin(b_1 * x + c_1) + a_2 * \sin(b_2 * x + c_2) + a_3 * \sin(b_3 * x + c_3) \quad (2)$$

公式中的参数取值:

$$a_1 = 62.71(60.46, 64.95), b_1 = 5.023(4.847, 5.199), c_1 = -0.08447(-0.1781, 0.009178)$$

$$a_2 = 305.3(-7.561e+05, 7.567e+05), b_2 = 18.15$$

$$(-177.3, 213.6), c_2 = -4.85(-63.31, 53.61)$$

$$a_3 = -294.4(-7.567e+005, 7.561e+00), b_3 = 18.3(-180.6, 217.2), c_3 = -4.897(-64.3, 54.5) \quad (3)$$

拟合结果如图 7 和图 8 所示。

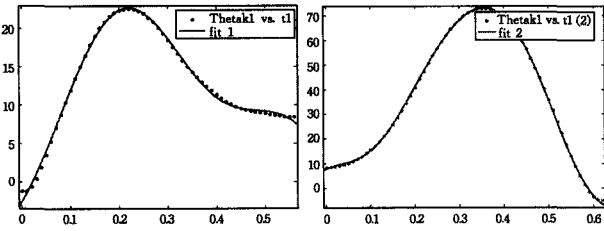


图 7 膝关节支撑相拟合曲线

图 8 关节摆动相拟合曲线

5.3 PID 控制器

位置控制系统采用 PID 控制器,本系统的控制器设计为:

$$U_d = k_p(\theta - \theta_{exp}) + k_i \int (\theta - \theta_{exp}) + k_d \omega_d \quad (4)$$

PID 控制器的 Simulink 模型如图 9 所示。控制器的输出值 $u(t)$ 为式中多项式的比例、积分和微分之和。 ω_d 为角速度,可以通过陀螺仪测得。通过调节系数 k_p 、 k_i 和 k_d ,可使系统达到理想的控制效果。

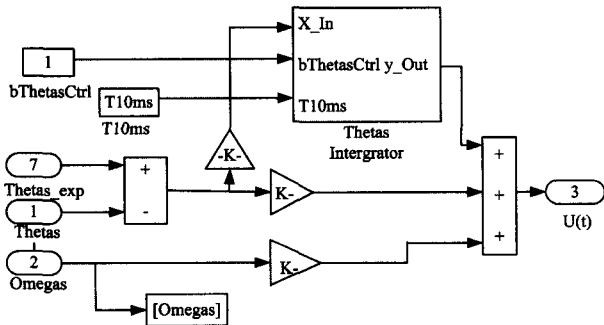


图 9 PID 控制器的模型

5.4 电机/减速器模型设计

电机模块的输入为控制器输出的电压控制量 $u(t)$,输出为转矩 M 。根据电机和减速器的工作原理,设计电机减速器的模型。

电机电枢回路方程:

$$L_d \frac{di_d}{dt} + R_d i_d = u_d - E_d \quad (5)$$

其中, $E_d = K_e \omega_d$ 。

由于电感 L_d 数值很小,可以忽略,因此电枢电流表示为:

$$i_d = \frac{U_d - K_e \omega}{L_d s + R_d} \quad (6)$$

电动机电磁转矩方程为:

$$M_d = K_m i_d \quad (7)$$

电机输出的力矩为 $T, T = M_d$ 。

加入减速比 u 后,将减速器输出的力矩 T' 等效为:

$$T' = uT = u(T_M - J_M \alpha - B_M \omega) \quad (8)$$

最后对一些重要参数进行幅值的限制,膝关节电机参数幅值限制如下:

$$\begin{aligned} \max(T') &= 91 \text{ N} \cdot \text{m} \\ \max(\omega_d) &= 2.86 \text{ rad/s} \\ \max(i_d) &= 12.9 \text{ A} \\ \max(T) &= 0.6 \text{ N} \cdot \text{m} \end{aligned} \quad (9)$$

5.5 控制对象模型

利用系统的两连杆模型,对系统进行单侧下肢仿真。对象模型由两个模块组成:1)动力学模块,这个模块的输入为构件加速度和关节需要的力矩,输出为构建的角速度;2)运动学模块,运动学模块的输入为关节的角度变化,输出为构件的位置、速度和加速度。综上,整个对象模块的输入量为力矩,输出为角度 θ 。

6 系统仿真结果与分析

利用 Simulink 搭建完整的对象模型电机减速器和控制器的模型后,对整个系统进行仿真和分析。以人体步态分析和康复型机器人的需求为依据,把下肢康复机器人的运动模式划分为起立、下蹲和行走。以对行走过程仿真分析为例,经过对 PID 参数的多次调节试验,确定了行走过程中膝关节及髋关节的 PID 参数的整定范围。其中行走过程膝关节 PID 参数的整定范围为 $k_{pk}(3 \sim 7)$ 、 $k_{ik}(0 \sim 1)$ 、 $k_{dk}(-4 \sim 0)$,髋关节 PID 参数的整定范围为 $k_{ph}(3 \sim 5)$ 、 $k_{ih}(0 \sim 1)$ 、 $k_{dh}(-3 \sim 0)$ 。在确定的参数整定范围内,选定参数进行仿制,其中膝关节控制参数设置为 $k_{pk}=5.8$ 、 $k_{dk}=-3$ 、 $k_{ik}=0.6$,髋关节控制参数设置为 $k_{ph}=4.5$ 、 $k_{dh}=-3$ 、 $k_{ih}=0.3$ 。仿真曲线如图 10 所示。

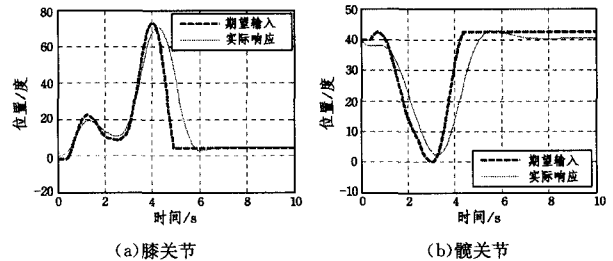


图 10 行走过程中期望位置曲线与实际响应曲线的对比

由图 10(a)可以看出,行走过程中,膝关节实际响应曲线很好地跟随期望曲线,并且最大误差为 6%。如图 10(b)所示,髋关节实际响应曲线也很好跟随期望曲线,并且误差也很小。

结束语 本文设计并开发了一种下肢康复外骨骼服,具有携带方便、操作方便和判断准确等特点。它有 5 个部分:仿生机械结构、人机接口、控制器、电机驱动子系统,以及电源子系统。人机接口使用了基于事件的运动感知方式,其特点在于透明性和准确性,事件的定义将在后续工作中更加完善。控制系统采用位置闭环控制。仿真结果表明,该下肢康复外骨骼服是可行和有效的。在未来,控制子系统和感知子系统将得到改善,以达到更有效的康复训练效果。

参考文献

- [1] Koenig A, Novak D, Omlin X, et al. Real-Time Closed-Loop Control of Cognitive Load in Neurological Patients During Robot-Assisted Gait Training[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2011, 19(4): 453-464
- [2] Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, et al. Path Control; A Method for Patient-Cooperative Robot-Aided Gait Rehabilitation[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2010, 18(1): 38-48
- [3] Akdog E, Adli M. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation[C]// Physiotherobot.

[4] Riener R, Lunenburger L, Jezernik S, et al. Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2005, 13(3): 380-394

[5] Yang Da-peng, Jiang Li, Zhao Jing-dong, et al. High intelligent prosthetic hand control based on EEG signal[J]. Journal of Jilin University(Engineering and Technology Edition), 2008, 38(5): 1225-1230(in Chinese)
杨大鹏, 姜力, 赵京东, 等. 基于脑电信号的高智能假手控制[J]. 吉林大学学报(工学版), 2008, 38(5): 1225-1230

[6] Okamura J, Tanaka H, Sankai Y. EMG-based Prototype Powered Assistive system for Walking Aid [C]//Proceedings of Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics (ASIR99). Bangkok, Thailand, 1999; 229-234

[7] Racine, Louis Charles J. Control of a Lower Extremity Exoskeleton for Human Performance Amplification [D]. University of California, Berkeley, 2003

[8] Yano H, Kaneko S, Nakazawa K, et al. A New Concept of Dynamic Orthosis for Paraplegia; the Weight Bearing Control (WBC) Orthosis [J]. Prosthetics and Orthotics International, 1997, 21(3): 222-228

[9] Neuhaus P, Kazerooni H. Design and control of Human Assisted Walking Robot [C]// Proceeding of 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation. San Francisco, 2000; 563-569

[10] Kazerooni H, Steger R. The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton [J]. Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control, 2005, 128(3): 14-25

[11] <http://www.hocoma.com/products/lokomat/>

[12] Homoca. LokomatPro Brochure [OL]. http://www.hocoma.com/fileadmin/user/Dokumente/Lokomat/bro_L6_120416_en_A4.pdf

[13] Esquenazi A, Talaty M, Packel A, et al. The ReWalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury[J]. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, 2012, 91(11): 911-921

[14] http://www.medgadget.com/2008/03/rewalk_exoskeleton.html

[15] Bogue R. Exoskeletons and robotic prosthetics; a review of recent developments[J]. Industrial Robot: An International Journal, 2009, 36(5): 421-427

[16] Kong K, Jeon D. Fuzzy control of a new tendon-driven exoskeletal power assistive device[C]//Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2005). 2005; 146-151

[17] Agrawal S K, Banala S K, Fattah A. A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg[OL]. <http://www.roboticsproceedings.org/rss02/p24.pdf>

[18] Bin Niu. Study on the design and Control of a Wearable Exoskeleton Leg for Human's Walking Power Augmentation[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006

[19] Fei Ye-yun. Design and Study of Lower Artificial Limb Exoskeleton Based on the Control of EMG for Rehabilitation Physic [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2006

[20] Zhang Jie. Study on the exoskeleton Leg for training paraplegic patients[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2007

[21] Zhang Yu. Development and Research of Ankle-foot Rehabilitation Exoskeleton Orthosis[D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2010

[22] Pan Hui-ju. A new method to study the relationship between mechanical behavior of human motion device system and sports injury[J]. Journal of Zhejiang Normal University(Natural Science Edition), 1995, 18(4): 4-7(in Chinese)
潘慧炬. 人体运动器系力学行为与运动损伤关系研究的新方法[J]. 浙江师范大学学报(自然科学版), 1995, 18(4): 4-7

(上接第 241 页)

[7] Chang J, Sun E. Location 3: How users share and respond to location-based data on social networking sites[C]//Proceedings of the Fifth International AAAI Conference on Weblogs and Social Media. 2011; 74-80

[8] Tata S, Patel J M. Estimating the selectivity of tf-idf based cosine similarity predicates[J]. ACM SIGMOD Record, 2007, 36(2): 7-12

[9] Xu Yi-zhen, Wang Yong-cheng. A Fast Algorithm for Matching Multiple Patterns[J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2002, 36(4): 516-520(in Chinese)
许一震, 王永成. 一种快速的多模式字符串匹配算法[J]. 上海交通大学学报, 2002, 36(4): 516-520

[10] Sun De-cai, Sun Xing-ming, Zhang Wei, et al. A Fitter Algorithm for Approximate String Matching Based on Match-Region Features[J]. Journal of Computer Research and Development, 2010, 47(4): 663-670(in Chinese)
孙德才, 孙星明, 张伟, 等. 基于匹配区域特征的相似字符串匹配过滤算法[J]. 计算机研究与发展, 2010, 47(4): 663-670

[11] Bilenko M, Mooney R J. Adaptive duplicate detection using learnable string similarity measures[C]// Proceedings of the Ninth ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining. ACM, 2003; 39-48

[12] Oncina J, Sebban M. Learning stochastic edit distance; Application in handwritten character recognition[J]. Pattern recognition, 2006, 39(9): 1575-1587

[13] McCallum A, Bellare K, Pereira F. A conditional random field for discriminatively-trained finite-state string edit distance[C]// Proceedings of the 21th Annual Conference on Uncertainty in Artificial Intelligence (UAI-05). Arlington, Virginia; AVAI Press, 2005

[14] Huang Lin-sheng, Deng Zhi-hong, Tang Shi-wei, et al. A Chinese organization's full name and matching abbreviation algorithm Based on edit-distance[J]. Journal of Shandong University (Natural Science), 2012, 47(5): 43-48(in Chinese)
黄林晟, 邓志鸿, 唐世渭, 等. 基于编辑距离的中文组织机构名称-全称匹配算法[J]. 山东大学学报(理学版), 2012, 47(5): 43-48

[15] Fritz S, McCallum I, Schill C, et al. Geo-Wiki: An online platform for improving global land cover[J]. Environmental Modelling & Software, 2012, 31: 110-123

[16] Moon T K. The expectation-maximization algorithm[J]. Signal Processing Magazine, IEEE, 1996, 13(6): 47-60

[17] Chen Qing-zhi, Chen Guo-long, Guo Wen-zhong, et al. A Hybrid Clustering Algorithm for Information Security Evaluation Log Data[J]. Journal of Chongqing Institute of Technology(Natural Science), 2009, 23(10): 77-82, 118(in Chinese)
陈庆枝, 陈国龙, 郭文忠, 等. 信息安全评估日志数据的一种混合聚类算法[J]. 重庆工学院学报(自然科学), 2009, 23(10): 77-82, 118