



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110327187 A

(43)申请公布日 2019.10.15

(21)申请号 201910618865.7

(22)申请日 2019.07.10

(71)申请人 河北工业大学

地址 300130 天津市红桥区丁字沽光荣道8号河北工业大学东院330#

(72)发明人 张燕 刘健 卢宁 陈玲玲

(74)专利代理机构 天津翰林知识产权代理事务所(普通合伙) 12210

代理人 付长杰

(51) Int. Cl.

A61H 3/00(2006.01)

B25J 9/16(2006.01)

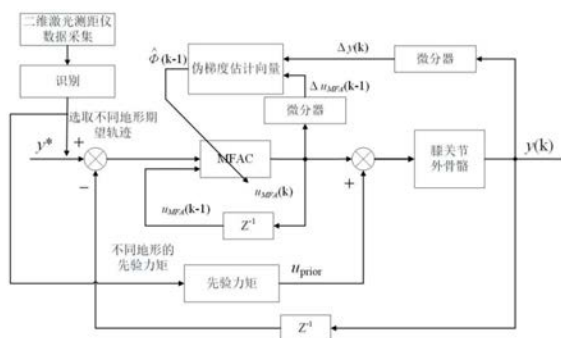
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54)发明名称

一种外骨骼的带先验力矩无模型控制方法

(57)摘要

本发明为一种外骨骼的带先验力矩无模型控制方法,该方法将二维激光测距仪固定在使用者腰部与膝关节之间的人体任意位置上,垂直于水平面扫描前方地形,调整激光测距仪的目标刻度位置,使其对准正下方即人体的站立点,使用二维激光测距仪对地形进行识别;根据地形选择适当的膝关节角度,使用带先验力矩的无模型自适应控制方式对膝关节外骨骼进行控制,避免了下肢外骨骼控制中复杂模型的建立和模型不准确的问题。



1. 一种外骨骼的带先验力矩无模型控制方法, 该方法的步骤是:

第一步, 激光测距装置设置:

将二维激光测距仪固定在使用者腰部与膝关节之间的人体任意位置上, 垂直于水平面扫描前方地形, 调整激光测距仪的目标刻度位置, 使其对准正下方即人体的站立点, 在目标刻度位置附近设置采集范围, 采集范围的长度为 $70\sim 90^\circ$, 在数据采集范围内采集 $200\sim 400$ 个点的数据;

第二步, 数据采集及预处理:

二维激光测距仪随着人体移动而测量地形距离数据, 对于测量到的样本数据进行预处理, 剔除相邻点间距离明显较大的点, 每一种地形扫描257个点的距离数据构成一个一维的向量作为一组数据, 并根据平地、上下楼梯、上下斜坡五种地形的类别对向量标记, 即当取值为1时, 所对应的扫描地形为平地, 当取值为2时, 所对应的扫描地形为上楼梯, 以此类推取值为5时, 所扫描地形为下斜坡; 每种地形采集不少于1000组数据组合形成样本数据库;

第三步, 使用第二步的样本数据库来训练分类器, 进行地形识别;

第四步, 建立人体下肢模型并获取先验力矩:

在SolidWorks软件中建立能模拟人体行走的人体下肢模型, 在对人体模下肢型各关节部分设定约束后, 再在人体下肢模型各关节运动副设置转动驱动, 以采集的下肢各关节角度作为驱动量;

在控制外骨骼运动时, 通过设定外骨骼关节角度的运动轨迹, 控制施加在外骨骼上的力矩来保持人体与外骨骼的运动一致, 实现外骨骼对人体运动的助力, 应用ViconMX三维步态分析系统采集分析下肢关节角度和运动特征;

在人体髋关节、膝关节、大腿、小腿、踝关节、脚趾和足跟下肢部位左右侧贴上红外反光点作为标记物, 当有两台及以上的摄像头拍摄到同一标记物时, 三维步态分析系统即可确定标记物的位置, 将实验者的身高、体重、腿长、髌宽度、膝关节宽度和踝关节宽度这些基本信息输入到三维步态分析系统中, 通过计算得到人体的运动轨迹和各关节的角度信息;

以上述计算得到的各关节角度对人体模型进行驱动, 即把不同地形的关节角度输入到模型中, 得到不同地形下对应的先验力矩 u_{prior} ;

第五步, 建立膝关节外骨骼动态线性化模型:

采用拉格朗日动力学分析法建立人机外骨骼模型, 定义外骨骼膝关节力矩 τ 为输入 u , 膝关节角度 θ 为输出 y , 膝关节角度 θ 定义为股骨纵轴延长线与胫骨纵轴平行线的夹角, 屈曲为正, 伸展为负; 然后把建立的人机外骨骼模型离散化, 使用伪梯度的时变参数向量把原离散系统转化为动态线性化模型, 并用投影估计算法来估计梯度时变向量的值;

第六步, 膝关节外骨骼控制器设计:

采用式(15)控制输入准则函数设计膝关节外骨骼控制器,

$$J(u_{\text{MFA}}(k)) = (y^*(k+1) - y(k+1))^2 + \lambda (u_{\text{MFA}}(k) - u_{\text{MFA}}(k-1))^2 \quad (15)$$

其中, λ 是用来限制控制输入量的权重因子, $u_{\text{MFA}}(k)$ 为无模型自适应控制输出, $y^*(k+1)$ 为期望输出信号, 将动态线性化模型代入式(15)中对 $u_{\text{MFA}}(k)$ 求导并令其结果为零, 得到无模型自适应控制输出为:

$$u_{MFA}(k) = u_{MFA}(k-1) + \frac{\rho\phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} (y^*(k+1) - y(k)) - \frac{\rho\phi_1(k)\phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} \Delta y(k) \quad (16)$$

公式(16)中, ρ 为步长因子, $\rho \in (0, 1]$, $\phi_1(k)$, $\phi_2(k)$ 为梯度时变向量, $y(k)$ 为 k 时刻的输出; $\Delta y(k) = y(k) - y(k-1)$;

对任意的输入样本 x , 使用第三步已经训练好的分类器对地形进行识别, 根据第三步地形识别结果选取相对应第四步的膝关节先验力矩 u_{prior} , 并为无模型自适应控制输出 u_{MFA} 和膝关节先验力矩 u_{prior} 分配权重分别为 $1-F$ 和 F , 其中 $F \in [0, 1]$, 得到膝关节外骨骼控制器 $u(k)$ 形式为式(17):

$$u(k) = (1-F)u_{MFA}(k) + Fu_{prior}(k) \quad (17)。$$

2. 根据权利要求1所述的控制方法, 其特征在于, 所述分类器为LVQ分类器, 先随机设置5个257维的向量作为5个原型向量, 每个原型向量表示一种地形类别, 计算输入样本与每一个原型向量的欧式距离, 选取与其距离最近的原型向量所属类别为该样本类别。

3. 根据权利要求1所述的控制方法, 其特征在于, 动态线性化模型分为紧格式动态线性化、偏格式动态线性化或全格式动态线性化。

4. 根据权利要求3所述的控制方法, 其特征在于, 全格式动态线性化模型为式(11)

$$\Delta y(k+1) = \Phi_1(k) \Delta y(k) + \Phi_2(k) \Delta u(k) \quad (11)$$

公式(11)中梯度时变向量的值 $\Phi(k) = [\Phi_1(k), \Phi_2(k)]$ 分别采用公式(13)和(14)算出 $\Phi_1(k)$, $\Phi_2(k)$ 的估计值 $\hat{\phi}_1(k)$ 和 $\hat{\phi}_2(k)$,

$$\hat{\phi}_1(k) = \hat{\phi}_1(k-1) + \frac{\eta \Delta y(k-1) (\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \|\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)\|^2} \quad (13)$$

$$\hat{\phi}_2(k) = \hat{\phi}_2(k-1) + \frac{\eta \Delta u(k-1) (\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \|\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)\|^2} \quad (14)$$

其中, $\mu > 0$ 是权重因子, η 为步长因子 $\eta \in (0, 2]$, $\hat{\Phi}(k)$ 是对 $\Phi(k)$ 的估计值, $\Phi(k) = [\Phi_1(k), \Phi_2(k)]$ 。

一种外骨骼的带先验力矩无模型控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及膝关节外骨骼控制领域,尤其是指一种基于地形识别技术的外骨骼的带先验力矩无模型控制方法。

背景技术

[0002] 老年人的增多使拐杖、助行器和轮椅等辅助装置得需求大大增加,而主动型膝关节外骨骼可以帮助行动不便的人行走,进行主动助力。膝关节外骨骼控制是主动助力的关键所在,因此需要一种工作量小、控制精度足够高的控制策略。传统的基于模型进行控制的方法会产生因建模困难或不准确而是控制效果不佳的问题。数据驱动控制指的是控制器的设计与被控对象的数学模型无关,而是基于被控过程的在线以及离线I/O数据,以及数据间隐含的信息来控制对象。

[0003] 专利申请号:CN201810036674,一种下肢康复外骨骼系统及其步行控制方法设计一种下肢康复外骨骼系统及其步行控制方法。该方法获取外骨骼穿戴者的上身倾角数据、足底压力、下肢关节角度的实时数据,对当前的步态相位进行识别。根据当前步态对外骨骼的动作进行控制,外骨骼的摆动腿离地至摆动腿将着地的摆动过程中,控制器主支撑腿保持大致直立状态。并在摆动腿离地时根据重心转移判据控制进行离地摆动动作,使上身倾角及足底压力保持在预定区间内,有效消除了侧向倾覆力矩,人体大部分重量通过外骨骼支撑腿杆传递到地面,减轻穿戴者支撑腿的负担。该专利具有以下缺点:(1)外骨骼在控制摆动腿的过程中,没有特定的控制方法精确控制力矩做出助力动作;(2)未考虑不同地形对行走的影响。

[0004] 申请号:CN201611124145,一种用于下肢外骨骼人机系统闭环控制传感系统。把倾角传感器、压力传感器、加速度传感器、力矩传感器和编码传感器通信连接到信号采集平台上。根据采集到的新信息外骨骼控制器控制关节驱动力矩,再与驱动系统进行通信,从而形成闭环控制。该专利具有以下缺点:未考虑特定地形对于行走力矩的影响。

发明内容

[0005] 针对现有技术的不足,本发明所要解决的技术问题是:提供了一种膝关节外骨骼的带先验力矩无模型控制方法。首先使用日本北阳公司的URG-04LX-UG01二维激光测距仪对地形进行识别。根据地形选择适当的膝关节角度,使用带先验力矩的无模型自适应控制方法(MFAC)对膝关节外骨骼进行控制,避免了下肢外骨骼控制中复杂模型的建立和模型不准确的问题。

[0006] 本发明解决该技术问题所采用的技术方案是:

[0007] 一种外骨骼的带先验力矩无模型控制方法,步骤如下:

[0008] 第一步,激光测距装置设置

[0009] 将二维激光测距仪固定在使用者腰部与膝关节之间的人体任意位置上,垂直于水平面扫描前方地形,调整激光测距仪的目标刻度位置,使其对准正下方即人体的站立点,在

目标刻度位置附近设置采集范围,采集范围的长度为 $70\sim 90^\circ$,在数据采集范围内采集200~400个点的数据;

[0010] 第二步,数据采集及预处理

[0011] 二维激光测距仪随着人体移动而测量地形距离数据,对于测量到的样本数据进行预处理,剔除相邻点间距离明显较大的点以提高数据的质量。每一种地形扫描257个点的距离数据构成一个一维的向量作为一组数据,并根据平地、上下楼梯、上下斜坡五种地形的类别对向量标记,即当取值为1时,所对应的扫描地形为平地,当取值为2时,所对应的扫描地形为上楼梯,以此类推取值为5时,所扫描地形为下斜坡。每种地形采集1500组数据组合形成样本数据库;

[0012] 第三步,进行地形识别

[0013] 根据图2显示的五种地形数据,可以看出不同地形之间的距离特征相差明显,选用依据距离分类的方法可以实现对地形的有效分类。因此使用样本数据库来训练LVQ分类器。

[0014] 本专利选用LVQ分类方法,对于一维的输入样本,先随机设置5个一维的向量作为原型向量,每个原型向量表示一种地形类别。当输入新的样本后,计算输入样本与每一个原型向量的欧式距离,选取与其距离最近的原型向量所属类别为该样本类别。设置最大迭代次数为1000次。

[0015] Step1:预设原型向量个数 q 为5,设置各原型向量的地形类别标记 t_1, t_2, \dots, t_q , t 表示类别标记。选取学习率 $\alpha \in (0, 1)$,初始化一组原型向量 p_1, p_2, \dots, p_q 。

[0016] Step2:从采集数据中随机选取第 j 个样本 (x_j, y_j) ,计算 x_j 与每一个原型向量 p_i 的距离得到 d_{ji} :

$$[0017] \quad d_{ji} = \|x_j - p_i\|_2, i = 1, 2, \dots, q \quad (1)$$

[0018] 并找到与 x_j 距离最近的原型向量 p_k ,其中 $k = \operatorname{argmin}_{i \in \{1, 2, \dots, q\}} d_{ji}$ 。

[0019] Step3:判断选取的样本的类别标记是否与原型向量类别标记一致来更新原型向量 p_k 。若两者的类别标记相同,则令 p_k 向 x_j 的方向靠拢,否则更新 p_k 远离 x_j 的方向。

$$[0020] \quad \begin{cases} p'_k = p_k + \alpha \cdot (x_j - p_k) & y_j = t_k \\ p'_k = p_k - \alpha \cdot (x_j - p_k) & y_j \neq t_k \\ p_k = p'_k \end{cases} \quad (2)$$

[0021] 公式(2)中, y_j 表示 x_j 的地形类别标记, t_k 表示 p_k 的类别标记。

[0022] Step4:判断是否超过迭代次数,是则输出原型向量,否则返回Step2。

[0023] 在学得一组原型向量后即可实现对地形分类,对任意的输入样本 x ,将被划分至与其距离最近的原型向量所代表的类别中。

[0024] 使用已经训练好的分类器对地形进行识别,并将结果用于接下来第五步的外骨骼控制。

[0025] 第四步,建立人体下肢模型并获取先验力矩

[0026] 在SolidWorks软件中建立能模拟人体行走的人体下肢模型,在对人体模下肢型各关节部分设定约束后,再在人体下肢模型各关节运动副设置转动驱动,以采集的下肢各关节角度作为驱动量;

[0027] 在控制外骨骼运动时,通过设定外骨骼关节角度的运动轨迹,控制施加在外骨骼

上的力矩来保持人体与外骨骼的运动一致,实现外骨骼对人体运动的助力,应用ViconMX三维步态分析系统采集分析下肢关节角度和运动特征;

[0028] 在人体髋关节、膝关节、大腿、小腿、踝关节、脚趾和足跟下肢部位左右侧贴上红外反光点作为标记物,当有两台及以上的摄像头拍摄到同一标记物时,三维步态分析系统即可确定标记物的位置,将实验者的身高、体重、腿长、髌宽度、膝关节宽度和踝关节宽度这些基本信息输入到三维步态分析系统中,通过计算得到人体的运动轨迹和各关节的角度信息;

[0029] 以上述计算得到的各关节角度对人体模型进行驱动,即把不同地形的关节角度输入到模型中,得到不同地形下对应的先验力矩 U_{prior} ;

[0030] 第五步,建立膝关节外骨骼动态线性化模型

[0031] 人机外骨骼模型。采用拉格朗日动力学分析法,可得到下肢动力学系统通用模型如下形式:

$$[0032] \quad \mathbf{M}(\theta)\ddot{\theta} + \mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + \mathbf{G}(\theta) = \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_h \quad (3)$$

[0033] 公式(3)中, θ 为关节角度向量, $\dot{\theta}$ 为关节角速度, $\ddot{\theta}$ 为关节角加速度, $\mathbf{M}(\theta)$ 为正定惯量矩阵, $\mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})$ 为哥氏力和离心力相关项矩阵, $\mathbf{G}(\theta)$ 为重力相关项矩阵, $\boldsymbol{\tau}$ 为外骨骼关节力矩, $\boldsymbol{\tau}_h$ 为人体作用于外骨骼的力矩.其中,各项参数是考虑穿戴下肢外骨骼对人体模型影响后的参数。

[0034] 公式(3)可整理为

$$[0035] \quad \ddot{\theta} = \mathbf{M}(\theta)^{-1}(-\mathbf{C}(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} - \mathbf{G}(\theta) + \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_h) \quad (4)$$

[0036] 本文发明中 θ 为膝关节角度时的控制情况,因而系统转换为单输入单输出系统。定义外骨骼膝关节力矩 $\boldsymbol{\tau}$ 为输入 u ,膝关节角度 θ 为输出 y 。其中,膝关节角度定义为股骨纵轴延长线与胫骨纵轴平行线的夹角,屈曲为正,伸展为负。

[0037] 对于一个离散系统而言,在 k 时刻式(4)中的 $\mathbf{C}(k)$ 、 $\mathbf{G}(k)$ 、 $\mathbf{M}(k)$ 是特定的值,人体作用于外骨骼的力矩 $\boldsymbol{\tau}_h(k)$ 也是有界的,式(4)可离散化为如下形式:

$$[0038] \quad \ddot{y}(k) = \frac{-\mathbf{C}(k)\dot{y}(k) - \mathbf{G}(k) + u(k) + \boldsymbol{\tau}_h(k)}{\mathbf{M}(k)} \quad (5)$$

[0039] 当离散系统的采样时间足够小时,设采样时间为 T , $\dot{y}(k)$ 、 $\ddot{y}(k)$ 可表示为

$$[0040] \quad \dot{y}(k) = \frac{y(k+1) - y(k)}{T} \quad (6)$$

$$[0041] \quad \ddot{y}(k) = \frac{y(k+2) - 2y(k+1) + y(k)}{T^2} \quad (7)$$

[0042] 将 $\dot{y}(k)$ 、 $\ddot{y}(k)$ 代入式(5)可得:

$$[0043] \quad y(k+1) = 2y(k) - y(k-1) + \frac{-\mathbf{C}(k-1)T(y(k) - y(k-1))}{\mathbf{M}(k-1)} + \frac{T^2(-\mathbf{G}(k-1) + u(k-1) + \boldsymbol{\tau}_h(k-1))}{\mathbf{M}(k-1)} \quad (8)$$

[0044] 为方便下文叙述,这里定义两个相邻时刻的输出变化、输入变化分别为:

$$[0045] \quad \Delta y(k) = y(k) - y(k-1) \quad (9)$$

$$[0046] \quad \Delta u(k) = u(k) - u(k-1) \quad (10)$$

[0047] 当 $\| [y(k), u(k)]^T \| \neq 0$ 时, 必定存在伪梯度的时变参数向量 $\Phi(k) = [\phi_1(k), \phi_2(k)]$, $\Phi(k)$ 是一个时变向量, $\phi_1(k), \phi_2(k)$ 为其中的元素, 使得系统 (8) 可转化为全格式动态线性化模型

$$[0048] \quad \Delta y(k+1) = \phi_1(k) \Delta y(k) + \phi_2(k) \Delta u(k) \quad (11)$$

[0049] 公式 (11) 中梯度时变向量 $\Phi(k) = [\phi_1(k), \phi_2(k)]$ 的值可由下列方法解出。由于 $\Phi(k)$ 是一个时变向量, 所以其精确值很难获取, 采用修改后的投影估计算法来估计伪梯度向量 $\Phi(k)$ 的值。

$$[0050] \quad J(\Phi(k)) = \left| \Delta y(k) - \Phi(k) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T \right|^2 + \mu \left\| \Phi(k) - \hat{\Phi}(k-1) \right\|^2 \quad (12)$$

[0051] 公式 (12) 中, $\mu > 0$ 是权重因子, $\hat{\Phi}(k)$ 是对 $\Phi(k)$ 的估计值, 对 $\Phi(k)$ 进行微分并令其结果为零, 可得:

$$[0052] \quad \hat{\phi}_1(k) = \hat{\phi}_1(k-1) + \frac{\eta \Delta y(k-1) (\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \left\| [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)] \right\|^2} \quad (13)$$

$$[0053] \quad \hat{\phi}_2(k) = \hat{\phi}_2(k-1) + \frac{\eta \Delta u(k-1) (\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \left\| [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)] \right\|^2} \quad (14)$$

[0054] 公式 (13) 和 (14) 中步长因子 $\eta \in (0, 2]$ 估算出 $\hat{\phi}_1(k)$ 和 $\hat{\phi}_2(k)$ 。

[0055] 第六步, 膝关节外骨骼控制器设计

[0056] 为防止控制算法产生稳态的跟踪误差和过大的控制输入, 采用如下控制输入准则函数设计控制器。

$$[0057] \quad J(u_{MFA}(k)) = (y^*(k+1) - y(k+1))^2 + \lambda (u_{MFA}(k) - u_{MFA}(k-1))^2 \quad (15)$$

[0058] 其中, λ 是用来限制控制输入量的权重因子, $u_{MFA}(k)$ 为无模型自适应控制输出, $y^*(k+1)$ 为期望输出信号。将式 (11) 代入式 (15) 中对 $u_{MFA}(k)$ 求导并令其结果为零, 可得到控制输出为:

$$[0059] \quad u_{MFA}(k) = u_{MFA}(k-1) + \frac{\rho \phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} (y^*(k+1) - y(k)) - \frac{\rho \phi_1(k) \phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} \Delta y(k) \quad (16)$$

[0060] 公式 (16) 中, 步长因子 $\rho \in (0, 1]$, 由于梯度时变向量 $\Phi(k)$ 很难计算, 因此使用 (13) 和 (14) 式的伪时间梯度代替。将其代入 (16) 式中即可求解出 $u_{MFA}(k)$ 即无模型自适应控制输出的值。

[0061] 根据第三步地形识别结果选取相对应第四步的膝关节先验力矩 u_{prior} 。为了避免先验力矩对控制力矩的过多影响, 为无模型自适应控制输出 u_{MFA} 和膝关节先验力矩 u_{prior} 分配权重分别为 $1-F$ 和 F , 其中 $F \in [0, 1]$, F 越大则先验力矩对控制力矩的影响越大。

[0062] 最终得到控制器形式为式 (17):

$$[0063] \quad u(k) = (1-F) u_{MFA}(k) + F u_{prior}(k) \quad (17)$$

[0064] 上述带先验力矩无模型控制方法, 其中所用到的设备均由公知途径获得。

[0065] 与现有技术相比, 本发明的显著进步如下:

[0066] (1) 本发明中对人体外骨骼模型的建立依据了拉格朗日法。然后进一步把建立的模型离散化, 使用伪梯度的时变参数向量把原离散系统转化为全格式动态线性化模型, 在

没有对计算结果产生较大影响的情况下,大大简化了计算流程。

[0067] (2) 本发明相比传统的无模型方法在算法上多考虑了先验力矩。控制器的输入为无模型自适应控制输出 u_{MFA} 和膝关节先验力矩 u_{prior} 分别乘权重 $1-F$ 和 F 再相加。可根据实际情况来调整权重 F 从而提升了控制器的性能,减小了实际值与期望之间的差距。仿真结果显示在支撑期阶段输出角度与期望角度误差在 3° 以内,基于无模型自适应控制方法难以在摆动期阶段使得膝关节角度快速跟随期望角度的变化,而融合先验力矩信息的无模型自适应控制方法能够在摆动期阶段实现良好的跟踪效果。由图6、图7可以看出考虑先验力矩的方法误差要比没有考虑的小很多。

附图说明

[0068] 下面结合附图和实施例对本发明进一步说明。

[0069] 图1为本发明中地形识别中数据采集示意图。

[0070] 图2(a)为本发明中传感器采集的平地地形的数据。

[0071] 图2(b)为本发明中传感器采集的平地到上楼梯地形的数据。

[0072] 图2(c)为本发明中传感器采集的平地到下楼梯地形的数据。

[0073] 图2(d)为本发明中传感器采集的平地到上斜坡地形的数据。

[0074] 图2(e)为本发明中传感器采集的平地到下斜坡地形的数据。

[0075] 图3为本发明中LVQ算法流程图。

[0076] 图4为本发明中ViconMX三维步态分析系统采集系统

[0077] 图5为本发明中膝关节外骨骼的控制系统结构图。

[0078] 图6为本发明中穿戴外骨骼的仿真步态图。

[0079] 图7为本发明中含先验力矩的MFAC和传统不含先验力矩MFAC方法的膝关节角度跟随效果对比图。

[0080] 图8为本发明中含先验力矩的MFAC和传统不含先验力矩MFAC方法的膝关节角度跟随误差对比图。

具体实施方式

[0081] 图1所示实施例显示了地形识别中数据采集过程。把日本北阳公司的URG-04LX-UG01二维激光测距仪与电脑进行连接设置,后固定于使用者的腰部,使用者在各种地形中行走测定数据。

[0082] 图2(a)-(e)所示实施例显示了激光测距仪采集的五种地形数据。对采集后的数据进行预处理,剔除相邻点间距离相差较大的点以提高数据的质量。五种地形数据的图中横坐标表示地形的地面水平距离,纵坐标表示与地面的竖直距离,图中的点表示激光测距仪采集的257个点。

[0083] 图3所示实施例为对数据进行处理流程,即LVQ的算法流程图。先通过该算法进行训练。训练完成后当输入新的样本后,计算输入样本与每一个原型向量的欧式距离,选取与其距离最近的原型向量所属类别为该样本类别。

[0084] 图4所示实施例显示了ViconMX三维步态分析系统采集系统具体结构。用三维步态分析系统采集分析下肢关节角度和运动特征,将各关节角度用于对人体模型进行驱动得出

先验力矩。

[0085] 图5所示实施例显示的是膝关节外骨骼的控制系统。根据不同地形选择相应的期望角度轨迹以协调人机系统在不同路况下进行控制。依据输入准则函数设计无模型自适应控制器,把期望的关节角度 $y^*(k)$ 与 $k-1$ 时刻的输出 $y(k-1)$ 做差得出 $\Delta y(k)$,把 $\Delta y(k)$ 与 $u_{MFA}(k-1)$ 一起作为无模自适应控制器输入,得出其输出 u_{MFA} 。其中, $y(k-1)$ 和 $u_{MFA}(k-1)$ 通过延时环节 Z^{-1} 来得到。把 u_{MFA} 与根据地形选择的先验力矩 u_{prior} 按照一定比例相加作为膝关节外骨骼模型的输入力矩。使用通过微分器得到的 $\Delta u_{MFA}(k-1)$ 与 $\Delta y(k)$ 计算梯度估计向量 $\hat{\Phi}(k-1)$,来调整MFAC。先验力矩为在不同路况下仿真得到的关节力矩,在控制器输出中添加一定比例的先验力矩从而利用人体正常行走时力矩间的数据变化趋势提高控制的准确性。

[0086] 图6所实施例显示了使用MATLAB计算得到的控制力矩驱动膝关节,由期望关节角度驱动其它各关节,仿真得到的人体行走步态图。相比不加先验力矩的控制方法,此方法控制效果更好,验证了本申请控制方法的可行性。

[0087] 图7、图8为得到的仿真效果和跟踪误差对比图。仿真结果显示基于MFAC的控制方法难以在摆动期阶段使得膝关节角度快速跟随期望角度的变化,而融合先验力矩信息的MFAC控制方法能够在摆动期阶段实现更好的跟踪效果,跟随误差更小。

[0088] 本发明方法的理论依据详细说明如下:

[0089] 膝关节外骨骼运动系统是一个高度离散时间非线性的系统。无模型自适应控制(MFAC)针对离散时间非线性系统,基于系统的输入输出数据对被控对象控制,通过动态线性化技术将复杂系统离散点处的值转化为增量形式的时变线性化数据。利用在每个动态工作点建立的一种虚拟等价的动态线性化模型设计控制器,因此无模型自适应控制算法几乎不含受控过程的参数模型。利用投影估计算法对数据模型中的时变参数伪偏导数(伪梯度)进行估计,从理论上讲,基于系统的I/O建立了动态线性化模型,无模型自适应控制算法不存在未建模动态问题,具有一定的抗扰能力。

[0090] 无模型自适应控制算法(MFAC)基于动态线性化方法可分为紧格式动态线性化、偏格式动态线性化和全格式动态线性化三种,下面介绍以全格式动态线性化为例对MFAC进行介绍。

[0091] 对于SISO离散时间系统,其形式可以表示为:

$$[0092] \quad y(k+1) = f(y(k), \dots, y(k-n_y), u(k), \dots, u(k-n_u)) \quad (18)$$

[0093] 其中, $y(k) \in \mathbb{R}, u(k) \in \mathbb{R}$ 分别表示系统在 k 时刻的输出和输入; n_y, n_u 是两个未知的正整数; $f(\dots)$ 表示未知的非线性函数。

[0094] 当(18)式满足假设:

[0095] 假设1:除有限时间点外, $f(\dots)$ 关于第 n_y+2 个变量的偏导数是连续的。

[0096] 假设2:系统(18)满足广义Lipschitz条件,对于任意 $k_1 \neq k_2, k_1, k_2 \geq 0$ 和 $u(k_1) \neq u(k_2)$ 时,有

$$[0097] \quad |y(k_1+1) - y(k_2+1)| \leq b |u(k_1) - u(k_2)| \quad (19)$$

[0098] 其中 $b > 0$ 为一个常数, $y(k_i+1) = f(y(k_i), \dots, y(k_i-n_y), u(k_i), \dots, u(k_i-n_u))$, $i = 1, 2$ 。为方便对系统的叙述,这里定义两个相邻时刻的输出变化、输入变化分别为

$$[0099] \quad \Delta y(k) = y(k) - y(k-1) \quad (20)$$

[0100] $\Delta u(k) = u(k) - u(k-1)$ (21)

[0101] 对于满足假设1,假设2的系统,当 $|\Delta u(k)| \neq 0$ 时,系统(18)可动态线性化表达为如下数据模型

[0102] $\Delta y(k+1) = \phi_c(k) \Delta u(k)$ (22)

[0103] 其中 $\phi_c(k)$ 对任意时刻 k 有界,是引入的一个时变参数,称为伪偏导数。

[0104] 证明过程如下:

[0105] 由公式(18)、(20)可得

$$\begin{aligned}
 \Delta y(k+1) = & f(y(k), \dots, y(k-n_y), u(k), \dots, u(k-n_u)) \\
 & - f(y(k), \dots, y(k-n_y), u(k-1), u(k-1), \dots, u(k-n_u)) \\
 & + f(y(k), \dots, y(k-n_y), u(k-1), u(k-1), \dots, u(k-n_u)) \\
 & - f(y(k-1), \dots, y(k-n_y-1), u(k-1), \dots, u(k-n_u-1))
 \end{aligned}
 \tag{23}$$

[0107] 令

$$\begin{aligned}
 \varphi(k) = & f(y(k), \dots, y(k-n_y), u(k-1), u(k-1), \dots, u(k-n_u)) \\
 & - f(y(k-1), \dots, y(k-n_y-1), u(k-1), \dots, u(k-n_u-1))
 \end{aligned}
 \tag{24}$$

[0109] 由假设1以及Cauchy微分中值定理,可将(23)式转化为:

$$\Delta y(k+1) = \frac{\partial f}{\partial u(k)} \Delta u(k) + \varphi(k)
 \tag{25}$$

[0111] 其中 $\frac{\partial f}{\partial u(k)}$ 是 $y(k+1)$ 关于第 n_y+2 个变量的偏导数在 $[y(k), \dots, y(k-n_y), u(k), \dots, u(k-n_u)]$ 之间某一点处的值。

[0112] k 时刻时,考虑含有变量 $\eta(k)$ 的方程:

$$\varphi(k) = \eta(k) \Delta u(k)
 \tag{26}$$

[0114] 由于 $\Delta u(k) \neq 0$,故方程(26)存在唯一解 $\eta^*(k)$,令

$$\phi_c(k) = \eta^*(k) + \frac{\partial f}{\partial u(k)}
 \tag{27}$$

[0116] 因此(23)式可写为

$$\Delta y(k+1) = \phi_c(k) \Delta u(k)
 \tag{28}$$

[0118] 证明完毕。

[0119] 本发明中先验力矩为在不同路况下仿真得到的关节力矩。先对地形进行识别,再根据不同的地形设置相应的先验力矩,先验力矩是控制方法中的一个重要参数。在控制器中添加一定比例的先验力矩可以利用人体正常行走时力矩间的数据变化趋势提高控制的准确性,进而保证控制精度。

[0120] 实施例1

[0121] 第一步,激光测距装置设置

[0122] 选用日本北阳公司的URG-04LX-UG01二维激光测距仪,基于相位式测距方法测距。传感器的光源是波长为785nm的红外激光器,具有1级激光安全性,其测距范围是20mm到5600mm,在60mm至1000mm范围内其测量误差是 ± 30 mm,在1000mm至4095mm的范围内测量误

差是测量距离的3%以内。传感器的重量仅为160g,便于穿戴式设计。扫描角度范围为240°,角度分辨率0.36°(每扫描360°会产生1024个数据点),扫描频率为10Hz/s,即每个扫描周期在0.1s完成,满足对传感器快速性的需求。

[0123] 将二维激光测距仪固定在使用者腰部左侧位置,垂直于水平面扫描前方地形,把激光测距仪180°的位置对准正下方即人体的站立点。对二维激光测距仪的采集范围进行设置,数据采集范围为110°~200°内257个点的数据。同时,通过缩小传感器扫描的范围能够避免传感器的测距误差对识别结果的影响,本文所使用的二维激光测距仪的测量范围在1m到4m之间时,其测距误差在测量距离的以内。

[0124] 第二步,数据采集及预处理

[0125] 二维激光测距仪安装在人体腰间位置,随着人体移动而测量地形距离数据,由于传感器扫描一个周期实际仅为0.1秒,人体在这段时间内走动距离较小,对地形数据的识别影响不大,因此实验测量的数据是激光测距仪在人体腰间固定位置测量的。每一种地形扫描257个点的距离数据构成一个一维的向量作为一组数据,并根据平地、上下楼梯、上下斜坡五种地形的类别对向量标记,即当取值为1时,所对应的扫描地形为平地,当取值为2时,所对应的扫描地形为上楼梯,以此类推取值为5时,所扫描地形为下斜坡。对于测量每组数据进行预处理,剔除同一组的257点中相邻点间距离较大的点以提高数据的质量。相邻点间距过大较大可能是测量错误,因此剔除相邻点间距大于300mm的点。每种地形采集1500组数据,把处理后的数据作为地形识别数据样本。

[0126] 第三步,进行地形识别

[0127] 根据上一节中图2(a)~(e)显示的五种地形数据,可以看出不同地形之间的距离特征相差明显,选用依据距离分类的方法可以实现对地形的有效分类。使用样本数据来训练用于训练LVQ分类器。

[0128] 本发明选用LVQ分类方法,对于一维的输入样本,LVQ通过有监督的学习得到一组原型向量,每个原型向量表示一种类别。当输入新的样本后,计算输入样本与每一个原型向量的欧式距离,选取与其距离最近的原型向量所属类别为该样本类别。

[0129] Step1:预设原型向量个数为 q ,设置各原型向量的地形类别标记 t_1, t_2, \dots, t_q ,其中 $t \in (1, 2, \dots, 5)$ 。选取学习率 $\alpha \in (0, 1)$,初始化一组原型向量 p_1, p_2, \dots, p_q 。

[0130] Step2:从采集数据中随机选取第 j 个样本 (x_j, y_j) ,计算 x_j 与每一个原型向量 p_i 的距离得到 d_{ji} :

$$[0131] \quad d_{ji} = \|x_j - p_i\|_2, i = 1, 2, \dots, q \quad (1)$$

[0132] 并找到与 x_j 距离最近的原型向量 p_k ,其中 $k = \operatorname{argmin}_{i \in \{1, 2, \dots, q\}} d_{ji}$ 。

[0133] Step3:判断选取的样本的类别标记是否与原型向量类别标记一致来更新原型向量 p_k 。若两者的类别标记相同,则令 p_k 向 x_j 的方向靠拢,否则更新 p_k 远离 x_j 的方向。

$$[0134] \quad \begin{cases} p' = p_k + \alpha \cdot (x_j - p_k) & y_j = t_k \\ p' = p_k - \alpha \cdot (x_j - p_k) & y_j \neq t_k \end{cases} \quad (2)$$

$$p_k = p'$$

[0135] 公式(2)中, y_j 表示 x_j 的地形类别标记, t_k 表示 p_k 的类别标记。

[0136] Step4:判断是否超过迭代次数,是则输出原型向量,否则返回Step2。

[0137] 在学得一组原型向量后即可实现对路况分类,对任意的输入样本 x ,将被划分至与其距离最近的原型向量所代表的类别中。

[0138] 使用已经训练好的分类器对地形进行识别,并将结果用于接下来的外骨骼控制。

[0139] 第四步,建立人体下肢模型并获取先验力矩

[0140] 在SolidWorks软件中建立相应的下肢模型,如图1所示,将其保存为parasolid的格式并导入至ADAMS软件中。ADAMS软件中,运动自由度是由运动副模块进行约束的,常用的约束模块有固定副(FixedJoint)、旋转副(Revolute Joint)、滑移副(Translational Joint)等。固定副约束关系是将两个构件固定在一起,使得两个构件之间没有相对的运动;旋转副约束两个构件在某一点处绕旋转轴只能相对旋转;滑移副约束两个构件只能沿着某滑移轴线滑动。本文按照人体实际行走过程中的功能关系对模型添加关节副,其中头部和上躯干之间添加固定副固定以保持两者的相对静止;两手臂与躯干间添加旋转副来模拟人体行走中的摆臂动作;左右腿的髋关节、膝关节和踝关节添加旋转副来模拟下肢的屈伸运动。人体的正常行走主要是在矢状面内的运动,故在人体上躯干处添加平面副,使得人体模型在矢状面内行走,建立地面模型并通过Contact模块设置足部与地面的接触以模拟足部与地面的相互作用力。

[0141] 在对人体模型各关节部分设定约束后,为了使关节按照设定的期望角度轨迹转动,需要在各约束副上施加相应的Motion驱动。驱动实际上是将运动副未约束的其他自由度进一步约束,让其按照某种规律变化。常用的驱动有旋转驱动和滑移驱动,旋转驱动约束第一个构件相对第二个构件按设定的规律旋转,滑移驱动约束第一个构件相对第二个构件按照设定的规律滑移。人体模型各关节运动副设置转动驱动,以采集的下肢各关节角度作为驱动量。

[0142] 在控制外骨骼运动时,通过设定外骨骼关节角度的运动轨迹,控制施加在外骨骼上的力矩来保持人体与外骨骼的运动一致,实现外骨骼对人体运动的助力。本专利采用ViconMX三维步态分析系统采集分析下肢关节角度和运动特征。

[0143] ViconMX三维步态分析系统包括6个高速MX红外拍摄头、MX组件、PC主机和MX外围套件如图4所示。其中MXNet用于为摄像机提供电源,作为中介提供PC主机与摄像机的信息交换。MX Link是为了增强主机与MX Link之间的数据传输功能以提高系统的实时性。MX Control提供系统与第三方设备之间的接口,包括肌电设备、测力板等。WORKSTATION是系统的核心处理软件,用于对系统的初始校准以及对摄像机采集的图像处理。

[0144] 在人体髋关节、膝关节、大腿、小腿、踝关节、脚趾和足跟下肢部位左右侧贴上红外反光点作为标记物,当有两台及以上的摄像头拍摄到同一标记物时,系统软件处理部分即可确定标记物的位置,将实验者的身高、体重、腿长、髋宽度、膝关节宽度和踝关节宽度这些基本信息输入到ViconMX三维步态分析系统中,通过计算可以得到人体的运动轨迹和各关节期望的角度信息。

[0145] 以期望的角度对模型进行驱动,把不同地形的关节角度输入到模型中,得到对应的先验力矩 u_{prior} 。

[0146] 第五步、建立膝关节外骨骼动态线性化模型

[0147] 人机外骨骼模型如图附件1所示,其中二维激光测距仪放置在人体腰间位置.采用拉格朗日动力学分析法,可得到下肢动力学系统通用模型如下形式:

$$[0148] \quad \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} + \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) = \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_h \quad (3)$$

[0149] 公式(3)中, $\boldsymbol{\theta}$ 为关节角度向量, $\mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})$ 为正定惯量矩阵, $\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})$ 为哥式力和离心力相关项矩阵, $\mathbf{G}(\boldsymbol{\theta})$ 为重力相关项矩阵, $\boldsymbol{\tau}$ 为外骨骼关节力矩, $\boldsymbol{\tau}_h$ 为人体作用于外骨骼的力矩. 其中, 各项参数是考虑穿戴下肢外骨骼对人体模型影响后的参数。

[0150] 公式(3)可整理为

$$[0151] \quad \ddot{\boldsymbol{\theta}} = \mathbf{M}(\boldsymbol{\theta})^{-1}(-\mathbf{C}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\dot{\boldsymbol{\theta}} - \mathbf{G}(\boldsymbol{\theta}) + \boldsymbol{\tau} + \boldsymbol{\tau}_h) \quad (4)$$

[0152] 本发明中 θ 为膝关节角度时的控制情况, 因而系统转换为单输入单输出系统. 定义外骨骼膝关节力矩 τ 为输入 u , 膝关节角度 θ 为输出 y . 其中, 膝关节角度定义为股骨纵轴延长线与胫骨纵轴平行线的夹角, 屈曲为正, 伸展为负。

[0153] 对于一个离散系统而言, 在 k 时刻式(4)中的 $\mathbf{C}(k)$ 、 $\mathbf{G}(k)$ 、 $\mathbf{M}(k)$ 是特定的值, 人体作用于外骨骼的力矩 $\tau_h(k)$ 也是有界的, 式(4)可离散化为如下形式:

$$[0154] \quad \ddot{y}(k) = \frac{-\mathbf{C}(k)\dot{y}(k) - \mathbf{G}(k) + u(k) + \tau_h(k)}{\mathbf{M}(k)} \quad (5)$$

[0155] 当离散系统的采样时间足够小时, 设采样时间为 T , $\dot{y}(k)$ 、 $\ddot{y}(k)$ 可表示为

$$[0156] \quad \dot{y}(k) = \frac{y(k+1) - y(k)}{T} \quad (6)$$

$$[0157] \quad \ddot{y}(k) = \frac{y(k+2) - 2y(k+1) + y(k)}{T^2} \quad (7)$$

[0158] 将 $\dot{y}(k)$ 、 $\ddot{y}(k)$ 代入式(5)可得:

[0159]

$$y(k+1) = 2y(k) - y(k-1) + \frac{-\mathbf{C}(k-1)T(y(k) - y(k-1))}{\mathbf{M}(k-1)} + \frac{T^2(-\mathbf{G}(k-1) + u(k-1) + \tau_h(k-1))}{\mathbf{M}(k-1)} \quad (8)$$

[0160] 为方便下文叙述, 这里定义两个相邻时刻的输出变化、输入变化分别为:

$$[0161] \quad \Delta y(k) = y(k) - y(k-1) \quad (9)$$

$$[0162] \quad \Delta u(k) = u(k) - u(k-1) \quad (10)$$

[0163] 当 $\| [y(k), u(k)]^T \| \neq 0$ 时, 必定存在伪梯度的时变参数向量 $\Phi(k) = [\phi_1(k), \phi_2(k)]$, 使得系统(8)可转化为全格式动态线性化模型。

$$[0164] \quad \Delta y(k+1) = \phi_1(k) \Delta y(k) + \phi_2(k) \Delta u(k) \quad (11)$$

[0165] 公式(11)中梯度时变向量的值 $\Phi(k) = [\phi_1(k), \phi_2(k)]$ 可由下列方法解出。 $\Phi(k)$ 是一个时变向量, 所以其精确值很难获取, 采用修改后的投影估计算法来估计伪梯度向量 $\Phi(k)$ 的值。

$$[0166] \quad J(\Phi(k)) = \left| \Delta y(k) - \Phi(k) [\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T \right|^2 + \mu \left\| \Phi(k) - \hat{\Phi}(k-1) \right\|^2 \quad (12)$$

[0167] 公式(12)中, $\mu > 0$ 是权重因子, $\hat{\Phi}(k)$ 是对 $\Phi(k)$ 的估计值, 对 $\Phi(k)$ 进行微分并令其结果为零, 可得:

$$[0168] \quad \hat{\phi}_1(k) = \hat{\phi}_1(k-1) + \frac{\eta \Delta y(k-1)(\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1)[\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \|\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)\|^2} \quad (13)$$

$$[0169] \quad \hat{\phi}_2(k) = \hat{\phi}_2(k-1) + \frac{\eta \Delta u(k-1)(\Delta y(k) - \hat{\Phi}(k-1)[\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)]^T)}{\mu + \|\Delta y(k-1), \Delta u(k-1)\|^2} \quad (14)$$

[0170] 公式(13)和(14)中步长因子 $\eta \in (0, 2]$ 估算出 $\hat{\phi}_1(k)$ 和 $\hat{\phi}_2(k)$ 。

[0171] 第五步,膝关节外骨骼控制器设计

[0172] 为防止控制算法产生稳态的跟踪误差和过大的控制输入,采用如下控制输入准则函数设计控制器。

$$[0173] \quad J(u_{MFA}(k)) = (y^*(k+1) - y(k+1))^{2+\lambda} (u_{MFA}(k) - u_{MFA}(k-1))^2 \quad (15)$$

[0174] 其中, λ 是用来限制控制输入量的权重因子, $u_{MFA}(k)$ 为无模型自适应控制输出, $y^*(k+1)$ 为期望输出信号.将式(11)代入式(15)中对 $u_{MFA}(k)$ 求导并令其结果为零,可得到控制输出为:

$$[0175] \quad u_{MFA}(k) = u_{MFA}(k-1) + \frac{\rho \phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} (y^*(k+1) - y(k)) - \frac{\rho \phi_1(k) \phi_2(k)}{\lambda + |\phi_2(k)|^2} \Delta y(k) \quad (16)$$

[0176] 公式(16)中,步长因子 $\rho \in (0, 1]$,由于梯度时变向量 $\Phi(k)$ 很难计算,因此使用(13)和(14)式的伪时间梯度代替.将其代入(16)式中即可求解出 $u_{MFA}(k)$ 即无模型自适应控制输出的值。

[0177] $u_{MFA}(k)$ 为无模型自适应控制器计算的控制输出,为了更好地对膝关节外骨骼控制,将采集的各关节角度数据导入ADAMS仿真软件中,通过驱动函数CUBSPL函数对人体模型进行驱动,仿真可得到膝关节先验力矩.在控制器中添加一定比例的先验力矩可以利用人体正常行走时力矩间的数据变化趋势提高控制的准确性。

[0178] 根据第三步地形识别结果选取相对应第四步的第膝关节先验力矩 u_{prior} 。为了避免先验力矩对控制力矩的过多影响,为无模型自适应控制输出 u_{MFA} 和膝关节先验力矩 u_{prior} 分配权重分别为 $1-F$ 和 F ,其中 $F \in [0, 1]$, F 越大则先验力矩对控制力矩的影响越大。

[0179] 最终得到控制器形式如下:

$$[0180] \quad u(k) = (1-F) u_{MFA}(k) + F u_{prior}(k) \quad (17)$$

[0181] 第六步,软件仿真验证

[0182] 使用SolidWorks软件、ADAMS仿真软件和MATLAB进行联合仿真。SolidWorks软件基础上,依照人体实际尺寸大小建立刚体模型,同时搭建了MATLAB/Simulink和ADAMS的联合实验仿真平台使用上述的控制算法进行模拟验证。

[0183] 以模拟平地路况为例,使用MATLAB计算得到的控制力矩驱动膝关节,由期望关节角度驱动其它各关节.图6为仿真得到的人体行走步态图,其中控制器的各参数设置为 $\rho=1, \eta=1, \lambda=0.8, \mu=2, F=0.1$,即在控制器中为先验力矩分配10%的权重.步态图中可以看出人体在外骨骼助力下可以实现正常行走,无跌摔倾倒等现象,说明本文所提的控制方法对膝关节外骨骼的助力控制有良好的效果。

[0184] 所选择的仿真时间为人体正常行走的三个步态周期,图7、图8为得到的仿真效果和跟踪误差对比图,由于模型初始化的原因,在仿真开始时刻膝关节角度从 42° 开始收敛逼

近期望角度。仿真结果显示在支撑期阶段输出角度与期望角度误差在 3° 以内,基于MFAC的控制方法难以在摆动期阶段使得膝关节角度快速跟随期望角度的变化,而融合先验力矩信息的MFAC控制方法能够在摆动期阶段实现良好的跟踪效果。

[0185] 本发明未述及之处适用于现有技术。



图1

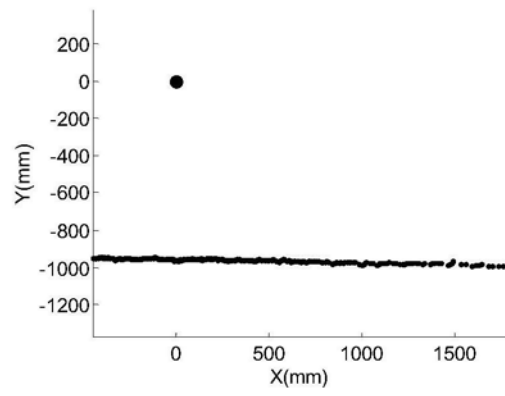


图2 (a)

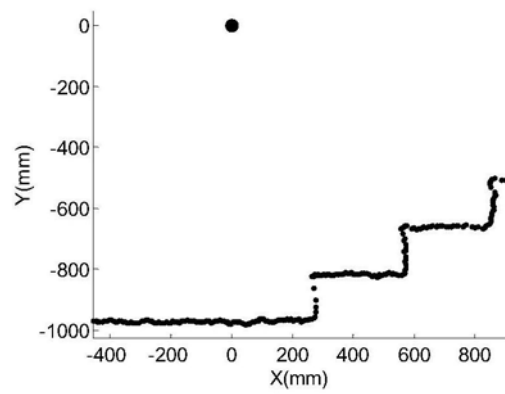


图2 (b)

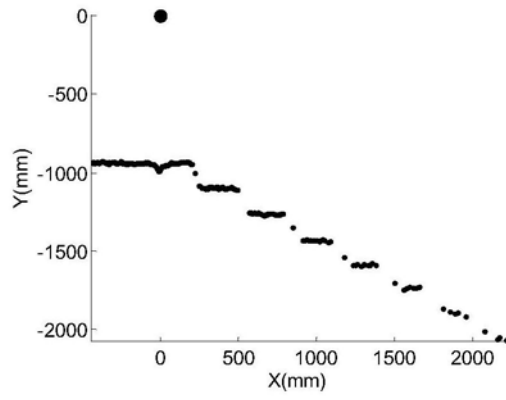


图2 (c)

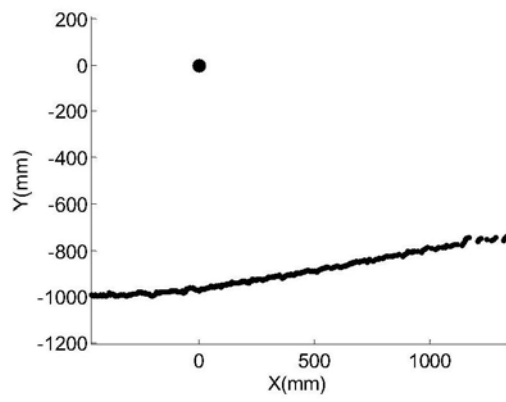


图2 (d)

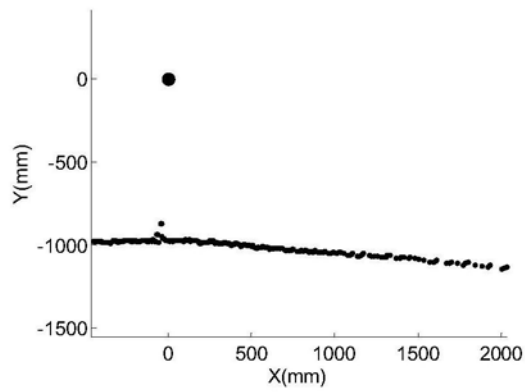


图2 (e)

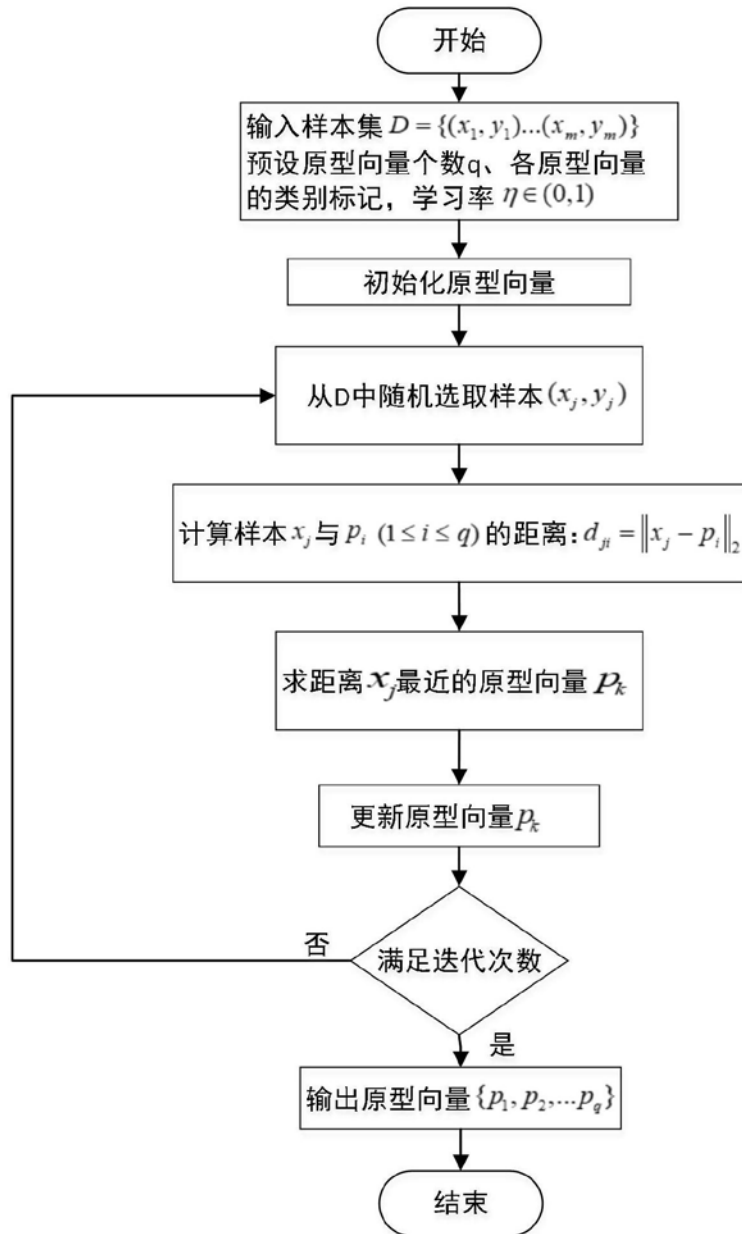


图3

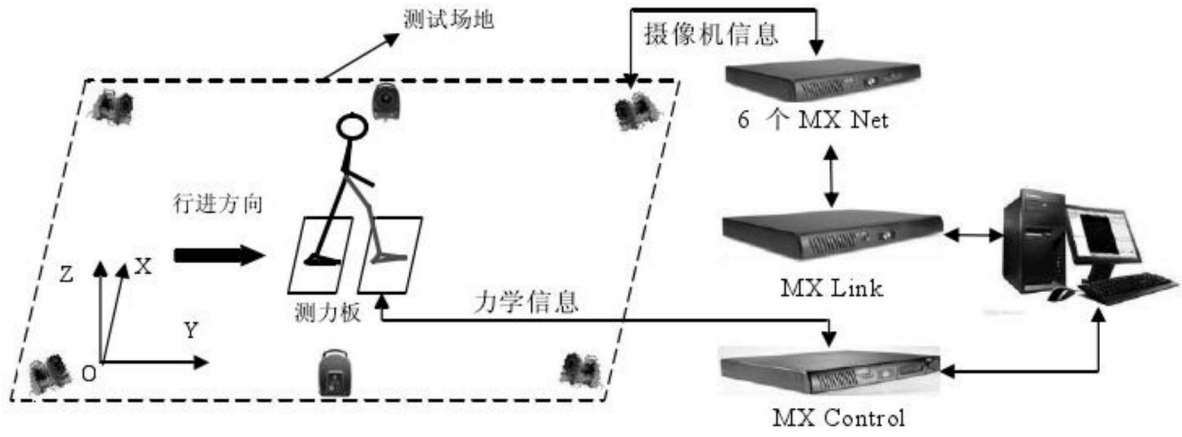


图4

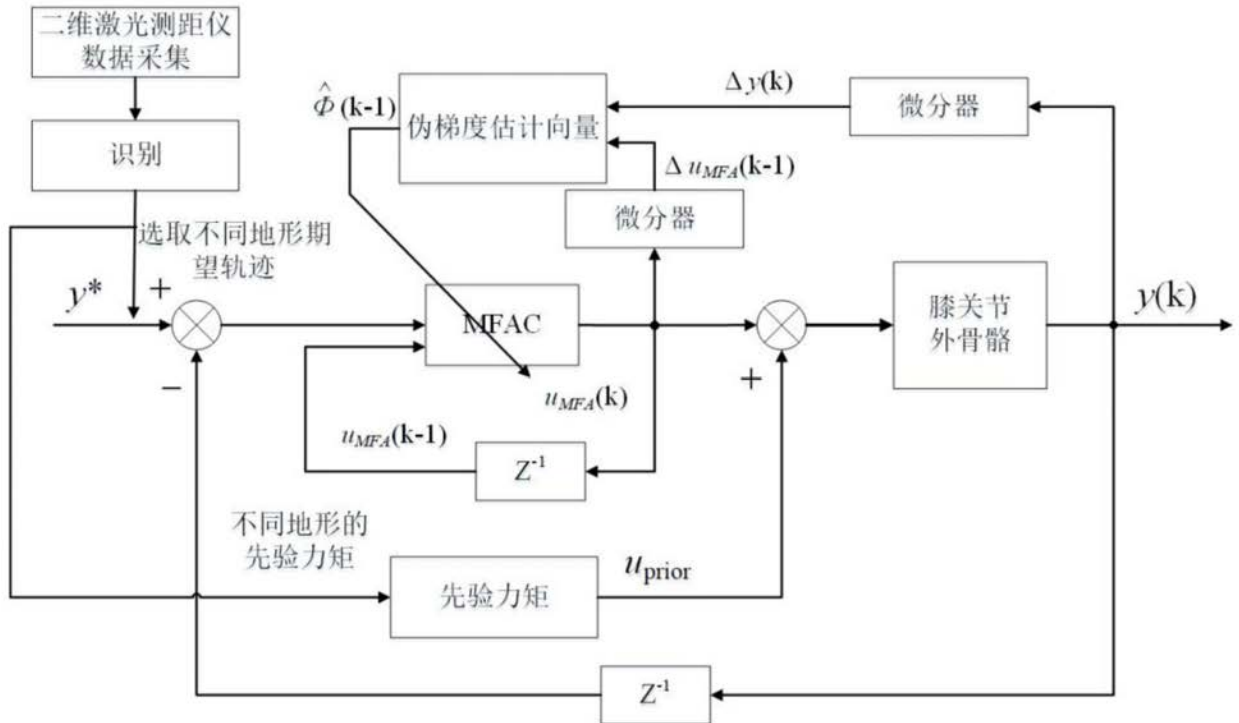


图5



图6

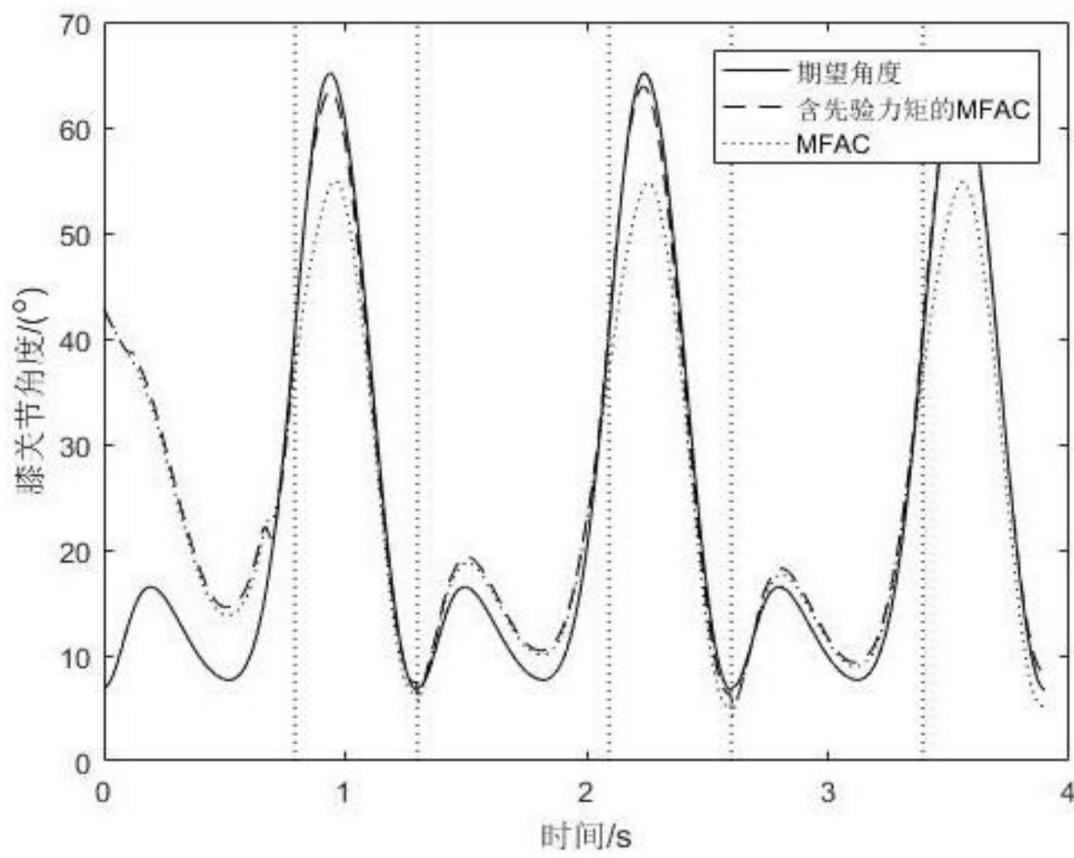


图7

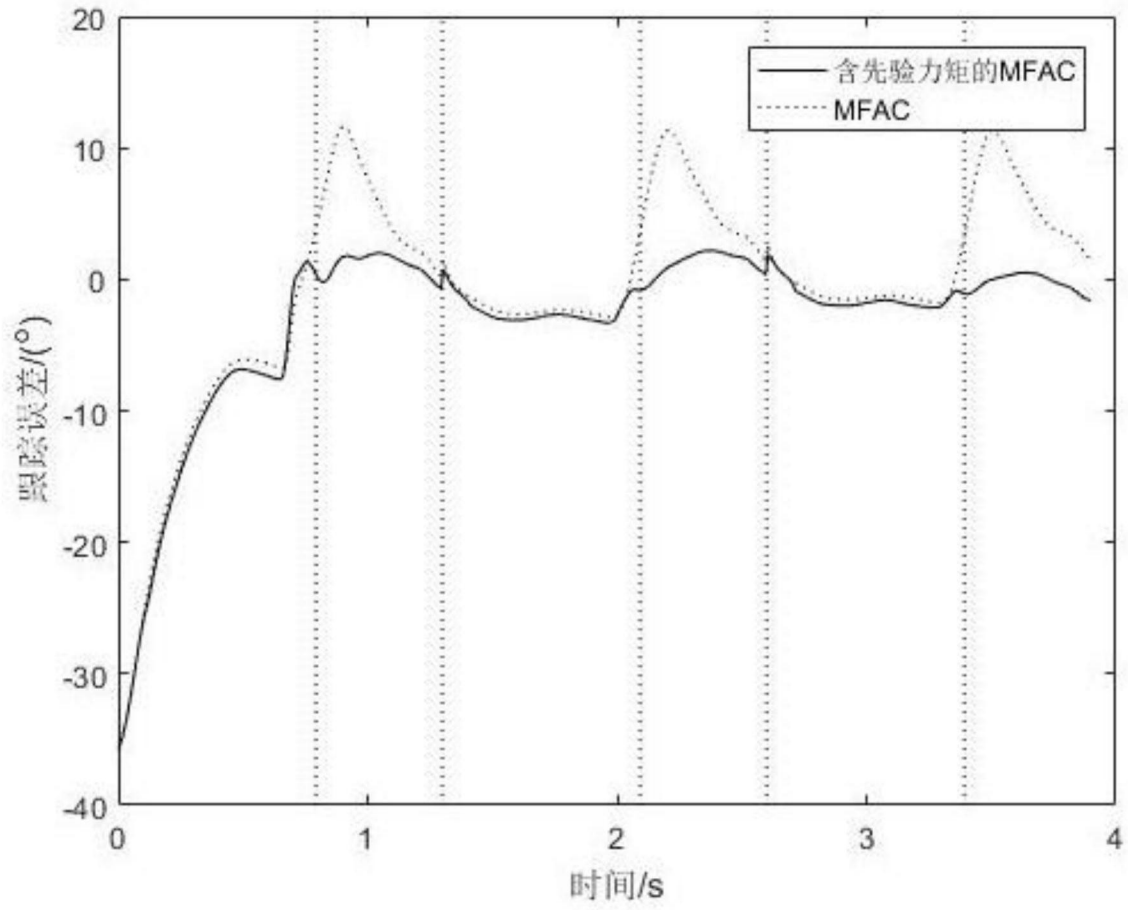


图8