



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110812127 A
(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201910981432.8

(22)申请日 2019.10.16

(71)申请人 深圳市迈步机器人科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市宝安区新桥街
道新桥社区新玉路48号五层大宏科技
园5楼505号

(72)发明人 吴诚 叶晶 陈功 张旭 胡广
郭登极

(74)专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205
代理人 洪铭福

(51)Int.Cl.
A61H 3/00(2006.01)
A61B 5/103(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

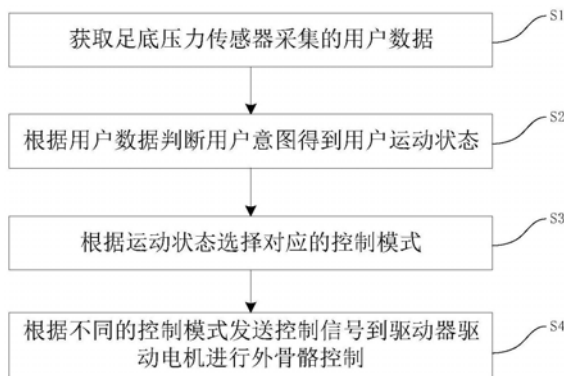
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

下肢外骨骼控制方法及装置

(57)摘要

本发明公开了下肢外骨骼控制方法及装置。涉及机器人控制领域,其中,方法通过获取足底压力传感器采集的用户数据,用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值,根据用户数据判断用户意图得到用户运动状态,然后根据运动状态选择对应的控制模式,最后根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制。通过运动意图识别,可针对不同运动状态提供不同的控制模式,针对不同运动状态给穿戴者提供不同的助力模式,从而实现根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿,而且行走速度可由用户健侧腿运动状态自主调节,能够激发用户的训练主动性,以及消除人机不匹配导致的安全隐患,具有更好的康复效果及安全性。



1. 一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,包括:

获取足底压力传感器采集的用户数据,所述用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值;

根据所述用户数据判断用户意图得到用户运动状态,所述用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

根据所述运动状态选择对应的控制模式,所述控制模式包括:助力模式和随动模式;

根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行所述外骨骼控制。

2. 根据权利要求1所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,判断用户意图具体为:

设定起始状态为第一运动状态;

当状态持续时间大于第一阈值,且所述健侧脚足跟压力数据小于第二阈值时,切换当前用户运动状态为第二运动状态;

当状态持续时间大于第三阈值,且所述健侧脚足跟压力数据大于第四阈值时,切换当前用户运动状态为第三运动状态;

当状态持续时间大于第五阈值,且所述健侧脚足尖压力数据大于第六阈值时,切换当前用户运动状态为第四运动状态;

当状态持续时间大于第七阈值,且所述患侧脚足跟压力数据大于第八阈值时,切换当前用户运动状态为第一运动状态。

3. 根据权利要求1所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,患侧腿始终选择所述助力模式;当处于所述第二运动状态时,健侧腿选择所述随动模式,当处于其他用户运动状态时,所述健侧腿选择所述助力模式。

4. 根据权利要求1所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,所述随动模式为力矩PID控制模式,具体为:

根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差;

结合所述力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量;

利用所述驱动器控制量驱动电机进行所述外骨骼控制。

5. 根据权利要求1所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,所述助力模式为阻抗控制模式,具体为:

根据关节转动期望角度和关节实际转动角度计算关节转动角度误差;

根据所述关节转动角度误差进行阻抗控制,计算得到关节期望力矩;

根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差;

结合所述力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量;

利用所述驱动器控制量驱动电机进行所述外骨骼控制。

6. 根据权利要求4所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,所述随动模式下所述关节期望力矩设置为零。

7. 根据权利要求4至6任一项所述的一种下肢外骨骼控制方法,其特征在于,所述重力补偿具体为:根据关节转动角度以及系统补偿系数计算得到关节补偿力矩。

8. 一种下肢外骨骼控制装置,其特征在于,包括:

获取用户数据模块:用于获取足底压力传感器采集的用户数据,所述用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值;

判断用户意图模块:用于根据所述用户数据判断用户意图得到用户运动状态,所述用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

选择控制模式模块:用于根据所述运动状态选择对应的控制模式,所述控制模式包括:助力模式和随动模式;

外骨骼控制模块:用于根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行所述外骨骼控制。

9. 一种下肢外骨骼,其特征在于,利用如权利要求1至7任一项所述的一种下肢外骨骼控制方法进行控制。

10. 一种下肢外骨骼控制设备,其特征在于,包括:

至少一个处理器;以及,与所述至少一个处理器通信连接的存储器;

其中,所述处理器通过调用所述存储器中存储的计算机程序,用于执行如权利要求1至7任一项所述的方法。

下肢外骨骼控制方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及机器人控制领域,尤其是一种下肢外骨骼控制方法及装置。

背景技术

[0002] 随着世界各国相继进入老龄化国家,脑卒中用户越来越多。通常脑卒中用户都残留各种各样的后遗症,包括偏瘫、语言不利、神志障碍、面瘫、大小便失禁等,其中偏瘫居首位,脑卒中治疗周期长,给用户本人、家庭以及社会带来极大地经济负担和心理压力,相关康复治疗设备的研发备受关注。国内外在康复训练机器人领域做了大量的研究,也有一些可用于肢体康复训练的产品,例如ReWalk是一个由以色列制造商ReWalk机械公司设计制造的外骨骼系统,主要用途是协助下肢瘫痪的病人能够再次站立行走,但是该外骨骼只能以恒定步态进行被动行走,又例如,中国的大艾机器人的下肢外骨骼康复机器人“艾动”及“艾康”能够进行下肢康复训练,但是与ReWalk相似只能以恒定步态进行被动行走。因此需要提出一种能够根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿,提高康复训练效果的下肢外骨骼主动控制方法。

发明内容

[0003] 本发明旨在至少在一定程度上解决相关技术中的技术问题之一。为此,本发明的目的是提供一种能够根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿,提高康复训练效果的下肢外骨骼主动控制方法。

[0004] 本发明所采用的技术方案是:

[0005] 第一方面,本发明提供一种下肢外骨骼控制方法,包括:

[0006] 获取足底压力传感器采集的用户数据,所述用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值;

[0007] 根据所述用户数据判断用户意图得到用户运动状态,所述用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

[0008] 根据所述运动状态选择对应的控制模式,所述控制模式包括:助力模式和随动模式;

[0009] 根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行所述外骨骼控制。

[0010] 进一步地,判断用户意图具体为:

[0011] 设定起始状态为第一运动状态;

[0012] 当状态持续时间大于第一阈值,且所述健侧脚足跟压力数据小于第二阈值时,切换当前用户运动状态为第二运动状态;

[0013] 当状态持续时间大于第三阈值,且所述健侧脚足跟压力数据大于第四阈值时,切换当前用户运动状态为第三运动状态;

[0014] 当状态持续时间大于第五阈值,且所述健侧脚足尖压力数据大于第六阈值时,切换当前用户运动状态为第四运动状态;

[0015] 当状态持续时间大于第七阈值,且所述患侧脚足跟压力数据大于第八阈值时,切换当前用户运动状态为第一运动状态。

[0016] 进一步地,患侧腿始终选择所述助力模式;当处于所述第二运动状态时,健侧腿选择所述随动模式,当处于其他用户运动状态时,所述健侧腿选择所述助力模式。

[0017] 进一步地,所述随动模式为力矩PID控制模式,具体为:

[0018] 根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差;

[0019] 结合所述力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量;

[0020] 利用所述驱动器控制量驱动电机进行所述外骨骼控制。

[0021] 进一步地,所述助力模式为阻抗控制模式,具体为:

[0022] 根据关节转动期望角度和关节实际转动角度计算关节转动角度误差;

[0023] 根据所述关节转动角度误差进行阻抗控制,计算得到关节期望力矩;

[0024] 根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差;

[0025] 结合所述力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量;

[0026] 利用所述驱动器控制量驱动电机进行所述外骨骼控制。

[0027] 进一步地,所述随动模式下所述关节期望力矩设置为零。

[0028] 进一步地,所述重力补偿具体为:根据关节转动角度以及系统补偿系数计算得到关节补偿力矩。

[0029] 第二方面,本发明还提供一种下肢外骨骼控制装置,包括:

[0030] 获取用户数据模块:用于获取足底压力传感器采集的用户数据,所述用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值;

[0031] 判断用户意图模块:用于根据所述用户数据判断用户意图得到用户运动状态,所述用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

[0032] 选择控制模式模块:用于根据所述运动状态选择对应的控制模式,所述控制模式包括:助力模式和随动模式;

[0033] 外骨骼控制模块:用于根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行所述外骨骼控制。

[0034] 第三方面,本发明还提供一种下肢外骨骼,利用如第一方面任一项所述的一种下肢外骨骼控制方法进行控制。

[0035] 第四方面,本发明还提供一种下肢外骨骼控制设备,包括:

[0036] 至少一个处理器;以及,与所述至少一个处理器通信连接的存储器;

[0037] 其中,所述处理器通过调用所述存储器中存储的计算机程序,用于执行如第一方面任一项所述的方法。

[0038] 本发明的有益效果是:

[0039] 本发明通过获取足底压力传感器采集的用户数据,用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值,根据用户数据判断用户意图得到包括第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态在内的用户运动状态,然后根据运动状态选择对应的控制模式,其中,控制模式包括:助力模式和随动模式,最后根据不

同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制。通过运动意图识别,可针对不同运动状态提供不同的控制模式,针对不同运动状态给穿戴者提供不同的助力模式,从而实现根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿,而且行走速度可由用户健侧腿运动状态自主调节,能够激发用户的训练主动性,以及消除人机不匹配导致的安全隐患,具有更好的康复效果及安全性,可广泛应用于外骨骼助力领域。

附图说明

- [0040] 图1是本发明中下肢外骨骼控制方法的一具体实施例的实现流程图;
- [0041] 图2是本发明中下肢外骨骼控制方法的一具体实施例的用户运动状态切换示意图;
- [0042] 图3是本发明中下肢外骨骼控制方法的一具体实施例的重力补偿示意图;
- [0043] 图4是本发明中下肢外骨骼控制方法的一具体实施例的系统结构示意图;
- [0044] 图5是本发明中下肢外骨骼控制方法的一具体实施例的控制流程示意图;
- [0045] 图6是本发明中下肢外骨骼控制装置的一具体实施例的结构框图。

具体实施方式

[0046] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对照附图说明本发明的具体实施方式。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图,并获得其他的实施方式。

[0047] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的,不是旨在于限制本发明。

[0048] 实施例一:

[0049] 本发明实施例一提供一种下肢外骨骼控制方法,图1为本发明实施例提供的下肢外骨骼控制方法的实现流程图,如图1所示,该方法包括以下步骤:

[0050] S1:获取足底压力传感器采集的用户数据。

[0051] 本实施例中,用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值,主要是根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿训练,其行走速度可由用户健侧腿运动状态自主调节,不同行走速度下,足底压力传感器采集的用户数据不同,进一步地,足底压力传感器可以安装在外骨骼的足底。

[0052] S2:根据用户数据判断用户意图得到用户运动状态,所述用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

[0053] S3:根据所述运动状态选择对应的控制模式,所述控制模式包括:助力模式和随动模式,具体的,患侧腿始终选择助力模式,当处于第二运动状态时,健侧腿选择随动模式,当处于其他用户运动状态时,健侧腿选择助力模式。

[0054] S4:根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制。

[0055] 如图2所示,为本实施例中用户运动状态切换示意图,即判断用户意图得到用户运动状态,从图中可以看出,设定起始状态为第一运动状态(即双脚触地患侧在前状态),当状

态持续时间大于第一阈值 f_1 ,且健侧脚足跟压力数据小于第二阈值 f_2 时,切换当前用户运动状态为第二运动状态(即健侧腿摆动相状态);当状态持续时间大于第三阈值 f_3 ,且健侧脚足跟压力数据大于第四阈值 f_4 时,切换当前用户运动状态为第三运动状态(即双脚触地健侧在前状态);当状态持续时间大于第五阈值 f_5 ,且健侧脚足尖压力数据大于第六阈值 f_6 时,切换当前用户运动状态为第四运动状态(即患侧腿摆动相状态);当状态持续时间大于第七阈值 f_7 ,且患侧脚足跟压力数据大于第八阈值 f_8 时,切换当前用户运动状态为第一运动状态(即双脚触地患侧在前状态),即完成一个周期循环。

[0056] 本实施例中,第一阈值~第八阈值均是根据实际动作采集获取的值,能够反应用户处于不同用户运动状态,根据采集的值判断用户运动状态,进一步地,第三阈值 f_3 和第七阈值 f_7 可选的值为1.5s,第一阈值 f_1 和第五阈值 f_5 可选的值为0.1s-0.2s之间的值,即满足压力大小条件的情况下,当状态持续时间大于1.5s时,从第二运动状态切换到第三运动状态或从第四运动状态切换到第一运动状态,当状态持续时间大于在0.1s-0.2s之间选取的阈值时,从第一运动状态切换到第二运动状态或从第三运动状态切换到第四运动状态,进一步地,第二阈值 f_2 、第四阈值 f_4 、第六阈值 f_6 、第八阈值 f_8 可选的值为2800。上述仅做取值示意,不做限定,凡是能够通过上述意图识别过程识别出用户运动状态的判断数值,均能作为本实施例的阈值取值。

[0057] 步骤S3中,控制模式包括:助力模式和随动模式,具体的两种控制模式如下所述。

[0058] 1) 随动模式为力矩PID控制模式:

[0059] S311:根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差,表示为:

$$[0060] \quad e_T = T_d - T_{act} + T_g \quad (1)$$

[0061] 其中, T_d 表示关节期望力矩,通过阻抗控制计算得到, T_{act} 表示关节实际力矩,通过惯性传感器测量得到, T_g 表示关节补偿力矩,通过重力补偿公式计算得到, e_T 表示力矩误差。

[0062] S312:结合力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量,表示为:

$$[0063] \quad u = k_p \cdot e_T + k_i \cdot \int e_T \cdot dt + k_d \cdot \dot{e}_T \quad (2)$$

[0064] 其中, $\int e_T \cdot dt$ 表示力矩误差的积分, \dot{e}_T 表示力矩误差的微分, k_p 、 k_i 、 k_d 表示PID控制系数,分别为PID控制的比例、积分、微分系数,均可通过实验数据拟合得到, u 表示驱动器控制量。

[0065] S313:利用驱动器控制量驱动电机进行外骨骼控制。

[0066] 并且,随动模式下关节期望力矩 T_d 设置为零。

[0067] 2) 助力模式为阻抗控制模式:

[0068] S321:根据关节转动期望角度和关节实际转动角度计算关节转动角度误差,表示为:

$$[0069] \quad e_q = q_d - q_{act} \quad (3)$$

[0070] 其中, q_d 表示关节转动期望角度,可通过程序实时规划生成, q_{act} 表示关节实际转动角度,通过惯性传感器测量得到, e_q 表示关节转动角度误差。

[0071] S322:根据关节转动角度误差进行阻抗控制,计算得到关节期望力矩,表示为:

$$[0072] \quad T_d = a_i \cdot e_q + b_i \cdot \dot{e}_q \quad (4)$$

[0073] 其中, T_d 表示关节期望力矩, \dot{e}_q 表示关节转动角度误差的微分, a_i 表示阻抗控制刚度系数, b_i 表示阻抗控制阻尼系数, 阻抗控制刚度系数和阻抗控制阻尼系数可以通过实验数据拟合得到。

[0074] S323:根据关节期望力矩、关节实际力矩和进行重力补偿得到的关节补偿力矩计算力矩误差, 计算同公式(1)。

[0075] S324:结合力矩误差和PID控制系数计算得到驱动器控制量, 计算同公式(2)。

[0076] S325:利用驱动器控制量驱动电机进行外骨骼控制。

[0077] 如图3所示, 为本实施例重力补偿示意图, 如图所示, 重力补偿具体为:根据关节转动角度以及系统补偿系数计算得到关节补偿力矩, 例如对摆动侧腿进行重力补偿, 包括膝关节补偿和髌关节补偿, 即重力补偿力矩 T_g 相应的包括膝关节补偿力矩和髌关节补偿力矩, 公示表示为:

$$[0078] \quad T_{knee} = k_{knee} \cdot \sin(\theta_k + \theta_h) \quad (5)$$

$$[0079] \quad T_{hip} = k_{hip1} \cdot \sin\theta_h + k_{hip2} \cdot \sin(\theta_k + \theta_h) \quad (6)$$

[0080] 其中, T_{knee} 表示膝关节补偿力矩, T_{hip} 表示髌关节补偿力矩, θ_k 表示膝关节转动角度, θ_h 表示髌关节转动角度, k_{knee} 、 k_{hip1} 、 k_{hip2} 分别表示系统辨识系数, 该系数通过实验数据拟合得到。

[0081] 如图4所示, 为本实施例的系统结构示意图, 包括足底压力传感器01、编码器02、主控板03、驱动器04及电机05, 足底压力传感器01实时采集用户数据, 编码器02用于进行阻抗控制和重力补偿过程中关节角度和关节力矩的获取, 主控板03获取采集的数据并判断用户意图, 进行用户运动状态切换, 同时对应匹配不同的控制模式(随动模式和助力模式), 患侧腿始终选择助力模式, 当处于第二运动状态时, 健侧腿选择随动模式, 当处于其他用户运动状态时, 健侧腿选择助力模式, 并将不同控制模式下的控制信号(驱动器控制量)发送给驱动器04, 以驱动电机05运动实现外骨骼的闭环控制。

[0082] 如图5所示, 为本实施例控制流程示意图, 首先采集用户数据, 进行用户运动意图判断, 如果当前处于第二运动状态时, 健侧腿选择随动模式, 进入随动模式, 即根据关节期望力矩 T_d (处于随动模式时, 该值为零)、关节实际力矩 T_{act} 和进行重力补偿得到的关节补偿力矩 T_g 计算力矩误差 e_T , 结合力矩误差 e_T 和PID控制系数进行PID控制, 计算得到驱动器控制量 u , 根据驱动器控制量 u 驱动电机进行人机交互, 即实现对外骨骼的控制。

[0083] 否则, 患侧腿和健侧腿均选择助力模式, 进入助力模式, 即根据关节转动期望角度 q_d 和关节实际转动角度 q_{act} 计算关节转动角度误差 e_q , 然后进行阻抗控制, 即计算得到关节期望力矩 T_d , 结合关节期望力矩 T_d 、关节实际力矩 T_{act} 和进行重力补偿得到的关节补偿力矩 T_g 计算力矩误差 e_T , 结合力矩误差 e_T 和PID控制系数进行PID控制, 计算得到驱动器控制量 u , 根据驱动器控制量 u 驱动电机进行人机交互, 即实现对外骨骼的控制。

[0084] 本实施例通过运动意图识别, 可针对不同运动状态提供不同的控制模式, 针对不同运动状态给穿戴者提供不同的助力模式, 从而实现根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿, 而且行走速度可由用户健侧腿运动状态自主调节, 能够激发用户的训练主动性, 以及消除人机不匹配导致的安全隐患, 具有更好的康复效果及安全性。

[0085] 实施例二:

[0086] 如图6所示, 为本实施例提供的一种下肢外骨骼控制装置结构框图, 用于执行如实

施例一所述的一种下肢外骨骼控制方法,包括:

[0087] 获取用户数据模块10:用于获取足底压力传感器采集的用户数据,用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值;

[0088] 判断用户意图模块20:用于根据用户数据判断用户意图得到用户运动状态,用户运动状态包括:第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态;

[0089] 选择控制模式模块30:用于根据运动状态选择对应的控制模式,控制模式包括:助力模式和随动模式;

[0090] 外骨骼控制模块40:用于根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制。

[0091] 实施例三:

[0092] 一种下肢外骨骼,只要能够利用如实施例一任一项所述的一种下肢外骨骼控制方法进行控制,即属于本实施例的保护范围。

[0093] 另外,一种下肢外骨骼控制设备,包括:至少一个处理器;以及,与至少一个处理器通信连接的存储器;其中,处理器通过调用存储器中存储的计算机程序,用于执行如实施例一任一项所述的方法。

[0094] 本发明通过获取足底压力传感器采集的用户数据,用户数据包括:健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值,根据用户数据判断用户意图得到包括第一运动状态、第二运动状态、第三运动状态和第四运动状态在内的用户运动状态,然后根据运动状态选择对应的控制模式,其中,控制模式包括:助力模式和随动模式,最后根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制,可广泛应用于外骨骼助力领域。

[0095] 以上各实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制,尽管参照前述各实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的范围,其均应涵盖在本发明的权利要求和说明书的范围当中。

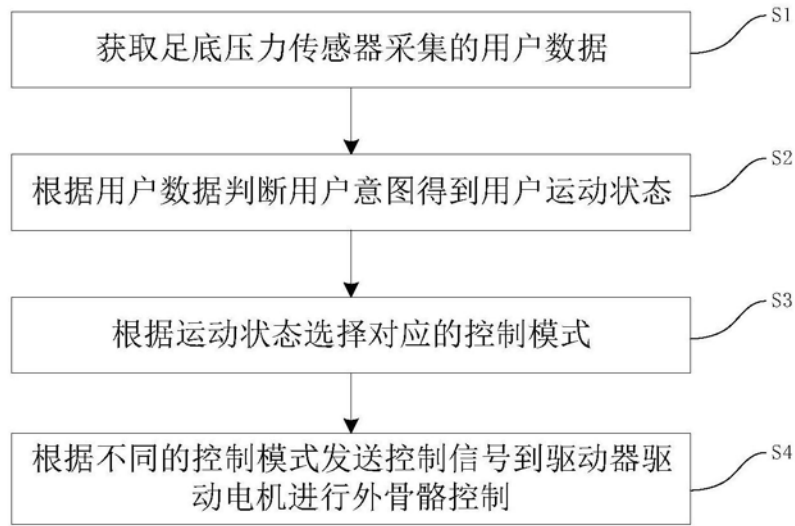


图1

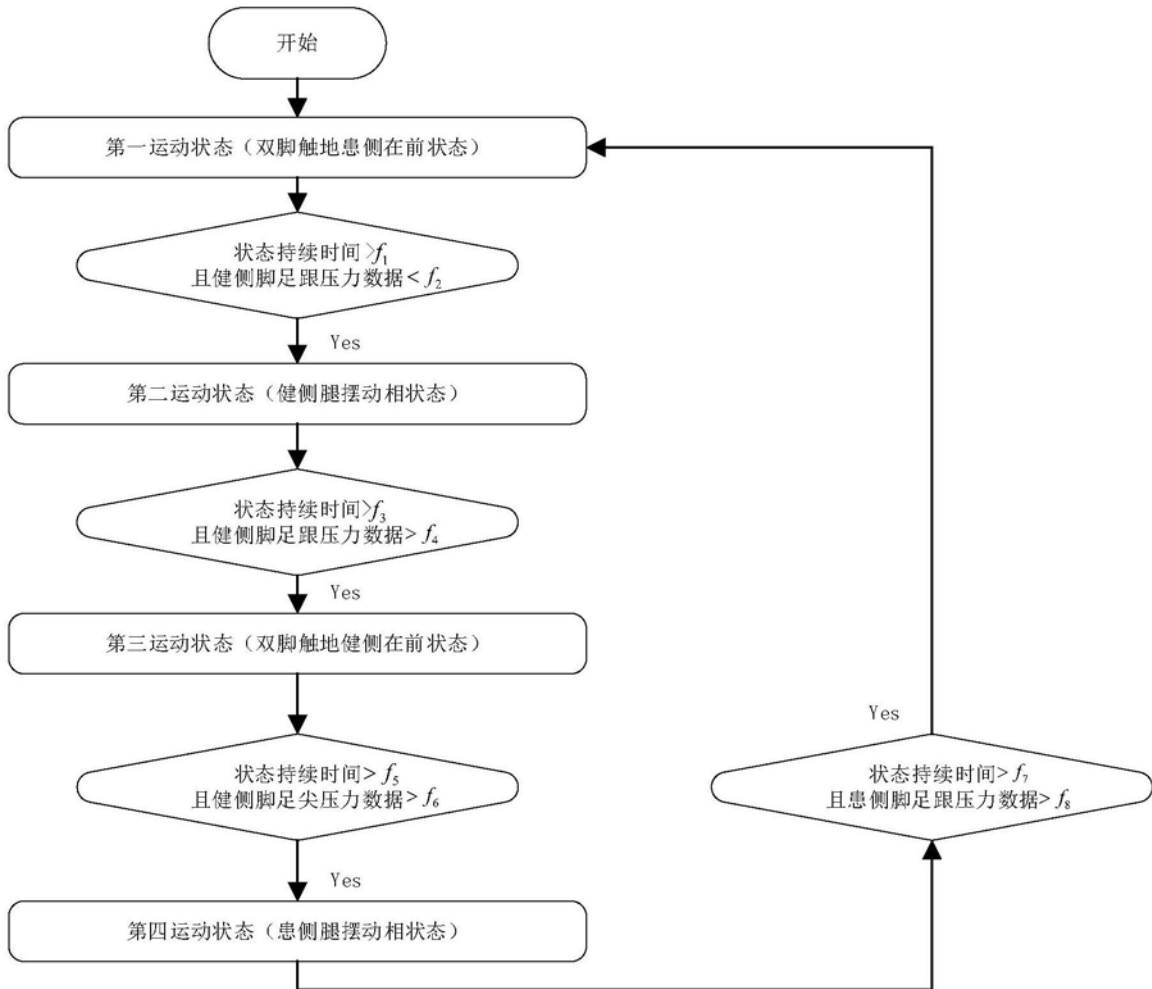


图2

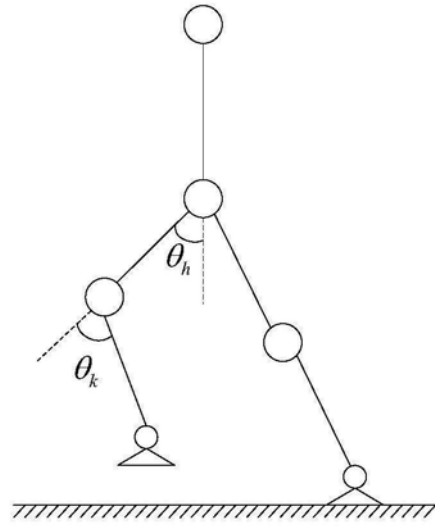


图3

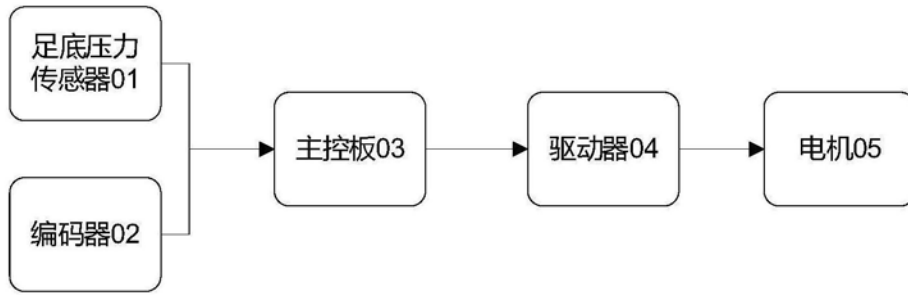


图4

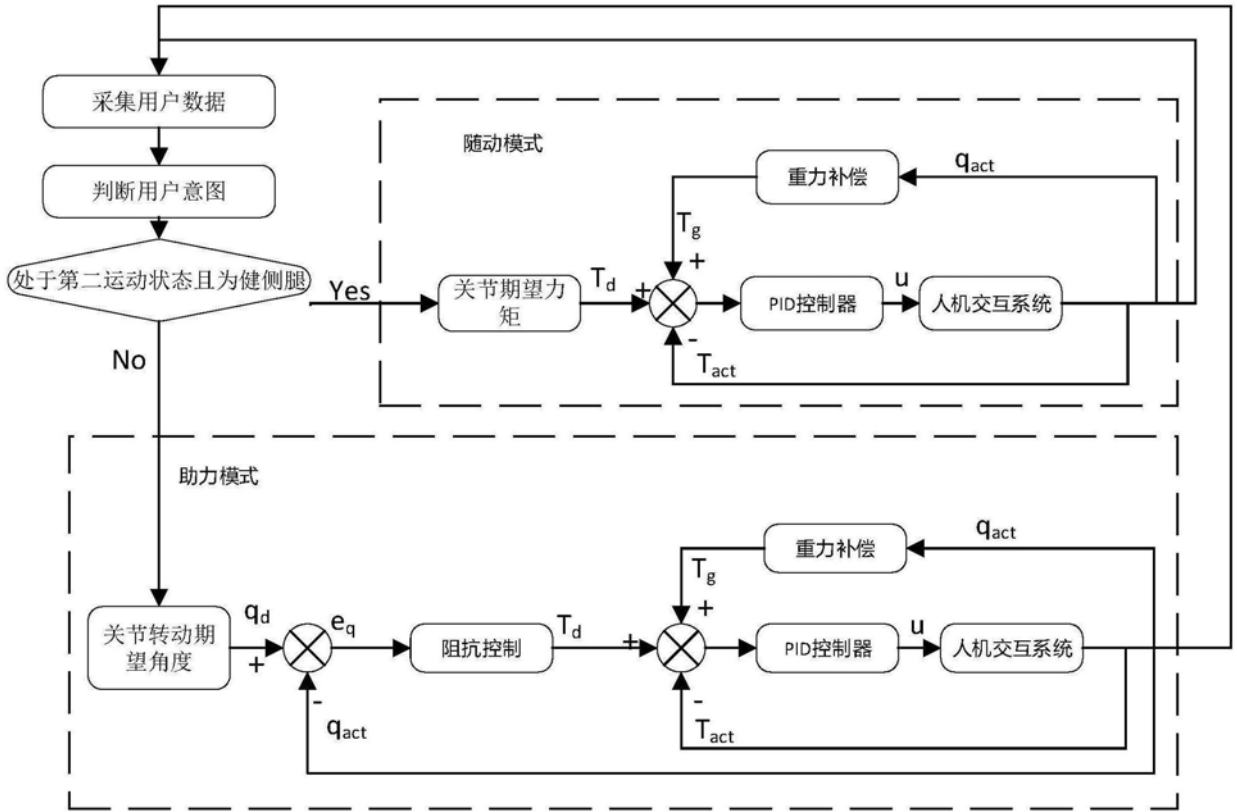


图5

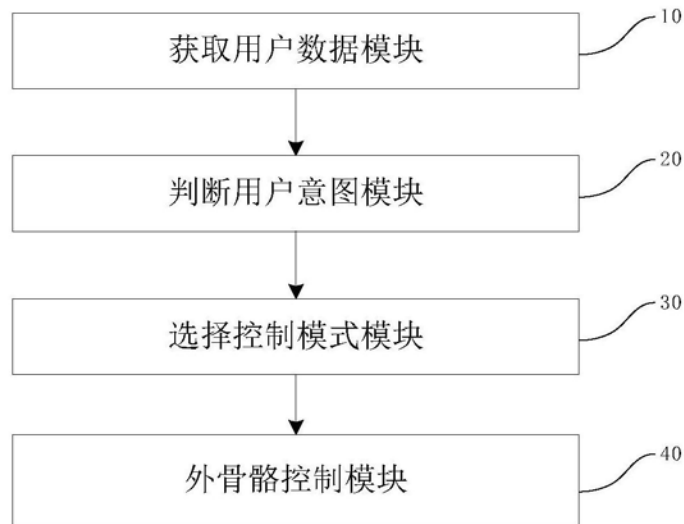


图6

| | | | |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 下肢外骨骼控制方法及装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN110812127A | 公开(公告)日 | 2020-02-21 |
| 申请号 | CN201910981432.8 | 申请日 | 2019-10-16 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 深圳市迈步机器人科技有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 深圳市迈步机器人科技有限公司 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 深圳市迈步机器人科技有限公司 | | |
| [标]发明人 | 吴诚 叶晶 陈功 张旭 胡广 郭登极 | | |
| 发明人 | 吴诚 叶晶 陈功 张旭 胡广 郭登极 | | |
| IPC分类号 | A61H3/00 A61B5/103 A61B5/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/1038 A61B5/6803 A61H3/00 A61H2003/007 A61H2201/1276 A61H2205/10 | | |
| 代理人(译) | 洪铭福 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了下肢外骨骼控制方法及装置。涉及机器人控制领域，其中，方法通过获取足底压力传感器采集的用户数据，用户数据包括：健侧脚足跟压力数值、患侧脚足跟压力数值、健侧脚足尖压力数值，根据用户数据判断用户意图得到用户运动状态，然后根据运动状态选择对应的控制模式，最后根据不同的控制模式发送控制信号到驱动器驱动电机进行外骨骼控制。通过运动意图识别，可针对不同运动状态提供不同的控制模式，针对不同运动状态给穿戴者提供不同的助力模式，从而实现根据用户步态实现健侧腿带动患侧腿，而且行走速度可由用户健侧腿运动状态自主调节，能够激发用户的训练主动性，以及消除人机不匹配导致的安全隐患，具有更好的康复效果及安全性。

