



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105326627 B

(45)授权公告日 2018.04.13

(21)申请号 201510834976.3

(22)申请日 2015.11.25

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105326627 A

(43)申请公布日 2016.02.17

(73)专利权人 华南理工大学
地址 510075 广东省广州市越秀区先烈中路83号华南理工大学越秀专利技术服务中心

(72)发明人 史景伦 王燕芳 黄怀 袁斌

(74)专利代理机构 广州市华学知识产权代理有限公司 44245

代理人 罗观祥

(51)Int.Cl.
A61H 3/00(2006.01)

(56)对比文件

- CN 103932868 A, 2014.07.23,
- CN 103200909 A, 2013.07.10,
- CN 104302251 A, 2015.01.21,
- CN 105073069 A, 2015.11.18,
- CN 102499859 A, 2012.06.20,
- US 2015196403 A1, 2015.07.16,
- US 2015164732 A1, 2015.06.18,

审查员 王倩

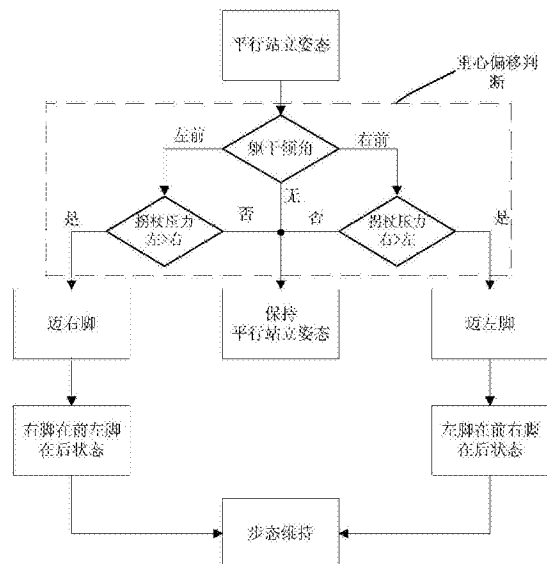
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法

(57)摘要

本发明公开了基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法。该方法包括1)平行站立姿态的判断;2)行走触发条件的判断:控制模块分析处理传感器采集到的数据,判断是否满足以下条件:若同时满足条件C5、C7,则满足先迈右腿的触发条件;若同时满足条件C6、C8,则满足先迈左腿的触发条件;若未同时满足条件C5、C7或未同时满足条件C6、C8,控制模块持续检测传感器数据,判断用户姿态;3)行走触发控制;4)控制模块继续检测判断躯干倾角、脚底压力和拐杖压力传感器的数据,进入步态维持状态;本发明采用躯干倾角传感器,拐杖触地压力传感器判断用户的重心,在保障用户安全的前提下,实现从平行站立状态到行走状态的触发控制。



1. 基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于包括如下步骤:

1) 平行站立姿态的判断:控制模块分析处理传感器采集到的数据,判断是否同时满足以下4个条件:C1: $\angle_{前后} = -5^\circ \sim +5^\circ$, $\angle_{左右} = -5^\circ \sim +5^\circ$; C2: $\angle_{髋} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{膝} = 170^\circ \sim 180^\circ$; C3: $|F_{p1} - F_{pr}| / F_p < 10\%$; C4: $F_c > 0$, $|F_{c1} - F_{cr}| / F_c < 5\%$;若控制模块检测到传感器数据满足条件C1、C2、C3、C4则用户处于平行站立姿态;若不满足上述4个条件中的任一条件,则不是平行站立姿态;

2) 行走触发条件的判断:控制模块分析处理传感器采集到的数据,判断是否满足以下条件:C5: $\angle_{前后} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{左右} = +5^\circ \sim +15^\circ$ 或C6: $\angle_{前后} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{左右} = -5^\circ \sim -15^\circ$; C7: $F_c > 0$, $F_{c1} > F_{cr}$ 或C8: $F_c > 0$, $F_{c1} < F_{cr}$;若同时满足条件C5、C7,则满足先迈右腿的触发条件;若同时满足条件C6、C8,则满足先迈左腿的触发条件;若未同时满足条件C5、C7或未同时满足条件C6、C8,控制模块持续检测传感器数据,判断用户姿态;

3) 行走触发控制:若控制模块检测到用户满足迈右腿的触发条件,控制模块向右腿髋部电机和右腿膝部电机发出指令,执行迈右腿动作:右腿髋部电机开始以加速度 a_0 从静止匀加速至速度 v_0 ,然后以速度 v_0 转动,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,使躯干支架与大腿支架之间角度 $\angle_{右髋}$ 减小;同时右腿膝部电机开始以加速度 a_1 从静止匀加速至速度 v_1 ,然后以速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架与小腿支架之间的角度 $\angle_{右膝}$ 减小,直至控制模块检测到 $\angle_{右膝} = 145^\circ \sim 140^\circ$,控制右腿膝部电机以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止;右腿髋部电机持续转动,直至控制模块检测到 $\angle_{右髋} = 165^\circ \sim 160^\circ$,控制右腿膝部电机反向转动,以加速度 a_1 匀加速至速度至 v_1 ,然后以速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架与小腿支架之间的角度 $\angle_{右膝}$ 增大;控制模块持续检测 $\angle_{右膝}$,直至检测到 $\angle_{右膝} = 160^\circ \sim 155^\circ$,控制右腿髋部电机以加速度 $-a_0$ 匀减速至静止;右腿膝部电机持续以速度 v_1 转动,直至控制模块检测到 $\angle_{右膝} = 170^\circ \sim 175^\circ$,控制右腿膝部电机以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,迈步动作结束,用户进入右脚前左脚后姿态;

若控制模块检测到用户满足迈左腿的触发条件,控制模块向左腿髋部电机和左腿膝部电机发出指令,执行迈左腿动作,直至动作结束,进入左脚前右脚后状态;执行迈左腿动作与迈右腿动作相同为左右腿互换,控制方式相同;

4) 控制模块继续检测判断躯干倾角、脚底压力和拐杖压力传感器的数据,进入步态维持状态;

所述 $\angle_{前后}$ 为躯干前后倾角;所述 $\angle_{左右}$ 为躯干左右倾角; F_{p1} 为左脚单独压力; F_{pr} 为右脚单独压力; F_p 为脚底总压力; F_{c1} 为去除拐杖自身重力后的左拐杖压力; F_{cr} 为去除拐杖自身重力后的右拐杖压力; F_c 为去除拐杖自身重力后的两拐杖压力和; $\angle_{膝}$ 为大腿支架与小腿支架之间的夹角; $\angle_{髋}$ 为大腿支架与躯干支架之间的夹角; $\angle_{左膝}$ 为左膝关节角度; $\angle_{右膝}$ 为右膝关节角度; $\angle_{左髋}$ 为左髋关节角度; $\angle_{右髋}$ 为右髋关节角度。

2. 根据权利要求1所述的基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于,所述 $\angle_{前后}$ 为以躯干垂直地面为基准,躯干前后倾斜的角度,前倾为正,后倾为负;所述 $\angle_{左右}$ 为以躯干垂直地面为基准,躯干左右倾斜的角度;左倾为正,右倾为负。

3. 根据权利要求1所述的基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于,若初始状态不满足平行站立姿态的条件,控制中心向语音模块发出消息,提醒用户调整姿态,直至检测到用户为平行站立姿态;用户根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿

态;若条件C1未满足,语音模块提示用户“请保持躯干直立,不要向左右倾斜或向前后倾斜”;若条件C2未满足,语音模块提示用户“请保持双腿直立,调整左髋左膝或右髋右膝关节角度”;若条件C3未满足,语音模块提示用户“请使双脚均匀受力”;若条件C4未满足,语音模块提示用户“请使用拐杖,并使两拐杖均匀受力”。

4.根据权利要求1所述的基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于,所述 a_0 的取值为 $30^\circ/s^2 \sim 40^\circ/s^2$, a_1 的取值为 $100^\circ/s^2 \sim 120^\circ/s^2$, v_0 的取值为 $30^\circ/s \sim 40^\circ/s$, v_1 的取值为 $70^\circ/s \sim 80^\circ/s$ 。

5.根据权利要求1所述的基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于,所述控制模块分别与左腿髋部电机角度传感器、右腿髋部电机角度传感器、左腿膝部电机角度传感器、右腿膝部电机角度传感器、左脚脚底压力传感器、右脚脚底压力传感器、左腿髋部电机、躯干倾角传感器、右腿髋部电机、左腿膝部电机和右腿膝部电机连接。

6.根据权利要求1所述的基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,其特征在于,所述康复装置的躯干支架绑定在用户上身;大腿支架绑定在用户大腿上,小腿支架绑定在用户小腿上;脚部支撑板设置在用户脚底;躯干支架与大腿支架通过髋部电机连接;髋部电机的定子与躯干支架固定,髋部电机的转子与大腿支架固定;大腿支架与小腿支架分别膝部电机的定子和转子连接;膝部电机连接着大腿支架与小腿支架并控制两者相对角度运动;小腿支架与脚部支撑板活动连接。

基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种康复装置行走控制方法,特别是涉及一种基于躯干重心偏移的仿生外骨骼康复装置的行走触发控制方法,属于康复工程技术领域。可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置简称康复装置。

背景技术

[0002] 近年来,由于经济技术的快速发展,交通运输工具越来越多,据相关调查数据显示,中国的交通事故率是发达国家的8倍,因交通事故而造成神经中枢损伤或者肢体损伤的人数一直呈上升趋势。同时,随着人民生活水平的提高,目前患心脑血管疾病或神经系统疾病的人越来越多,而且在年龄上也呈现年轻化趋势,这类患者多数伴有偏瘫症状。对完全瘫痪的患者而言,纯粹的药物治疗和手术治疗无法使患者彻底康复,因此,需要借助康复工程的手段去改善或代替瘫痪病人失去的功能。可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置,穿戴在使用者下肢及腰背部,为用户提供诸如助力、保护、身体支撑等功能,同时又融合了传感、控制、信息获取、移动计算等机器人技术,使得该康复装置能在用户的控制下完成一定的功能和任务,是典型人机一体化系统。这种行走助力装置可以减少截瘫病人长期卧床或者坐轮椅引起的压疮和肌肉萎缩等疾病,帮助他们站立和行走,提高其生活质量,并减轻患者家庭和社会的经济负担,研究开发更符合用户体验的更安全可靠的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置具有十分重要的实际意义。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于为保障使用者的安全,提供一种基于躯干重心偏移的仿生外骨骼机械腿的行走触发控制方法,对用户平行站立姿态到行走状态的转换过程进行控制。

[0004] 本发明的目的是通过以下技术方案实现的:

[0005] 基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,包括如下步骤:

[0006] 1) 平行站立姿态的判断:控制模块分析处理传感器采集到的数据,判断是否同时满足以下4个条件:C1: $\angle_{前后} = -5^{\circ} \sim +5^{\circ}$, $\angle_{左右} = -5^{\circ} \sim +5^{\circ}$; C2: $\angle_{髋} = 170^{\circ} \sim 180^{\circ}$, $\angle_{膝} = 170^{\circ} \sim 180^{\circ}$; C3: $|F_{p1} - F_{pr}| / F_p < 10\%$; C4: $F_c > 0$, $|F_{c1} - F_{cr}| / F_c < 5\%$;若控制模块检测到传感器数据满足条件C1、C2、C3、C4则用户处于平行站立姿态;若不满足上述4个条件中的任一条件,则不是平行站立姿态;

[0007] 2) 行走触发条件的判断:控制模块分析处理传感器采集到的数据,判断是否满足以下条件:C5: $\angle_{前后} = +5^{\circ} \sim +15^{\circ}$, $\angle_{左右} = +5^{\circ} \sim +15^{\circ}$ 或C6: $\angle_{前后} = +5^{\circ} \sim +15^{\circ}$, $\angle_{左右} = -5^{\circ} \sim -15^{\circ}$; C7: $F_c > 0$, $F_{c1} > F_{cr}$ 或C8: $F_c > 0$, $F_{c1} < F_{cr}$;若同时满足条件C5、C7,则满足先迈右腿的触发条件;若同时满足条件C6、C8,则满足先迈左腿的触发条件;若未同时满足条件C5、C7或未同时满足条件C6、C8,控制模块持续检测传感器数据,判断用户姿态;

[0008] 3) 行走触发控制:若控制模块检测到用户满足迈右腿的触发条件,控制模块向右腿髋部电机和右腿膝部电机发出指令,执行迈右腿动作:右腿髋部电机开始以加速度 a_0 从

静止匀加速至速度 v_0 ,然后以速度 v_0 转动,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,使躯干支架与大腿支架之间角度 $\angle_{右髋}$ 减小;同时右腿膝部电机开始以加速度 a_1 从静止匀加速至速度 v_1 ,然后以速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架与小腿支架之间的角度 $\angle_{右膝}$ 减小,直至控制模块检测到 $\angle_{右膝}=145^\circ\sim 140^\circ$,控制右腿膝部电机以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止;右腿髋部电机持续转动,直至控制模块检测到 $\angle_{右髋}=165^\circ\sim 160^\circ$,控制右腿膝部电机反向转动,以加速度 a_1 匀加速至速度至 v_1 ,然后以速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架与小腿支架之间的角度 $\angle_{右膝}$ 增大;控制模块持续检测 $\angle_{右髋}$,直至检测到 $\angle_{右髋}=160^\circ\sim 155^\circ$,控制右腿髋部电机以加速度 $-a_0$ 匀减速至静止;右腿膝部电机持续以速度 v_1 转动,直至控制模块检测到 $\angle_{右膝}=170^\circ\sim 175^\circ$,控制右腿膝部电机以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,迈步动作结束,用户进入右脚前左脚后姿态;

[0009] 若控制模块检测到用户满足迈左腿的触发条件,控制模块向左腿髋部电机和左腿膝部电机发出指令,执行迈左腿动作,直至动作结束,进入左脚前右脚后状态;执行迈左腿动作与迈右腿动作相同为左右腿互换,控制方式相同;

[0010] 4) 控制模块继续检测判断躯干倾角、脚底压力和拐杖压力传感器的数据,进入步态维持状态;

[0011] 所述 $\angle_{前后}$ 为躯干前后倾角;所述 $\angle_{左右}$ 为躯干左右倾角; F_{p1} 为左脚单独压力; F_{pr} 为右脚单独压力; F_p 为脚底总压力; F_{c1} 为去除拐杖自身重力后的左拐杖压力; F_{cr} 为去除拐杖自身重力后的右拐杖压力; F_c 为去除拐杖自身重力后的两拐杖压力和; $\angle_{膝}$ 为大腿支架与小腿支架之间的夹角; $\angle_{髋}$ 为大腿支架与躯干支架之间的夹角; $\angle_{左膝}$ 为左膝关节角度; $\angle_{右膝}$ 为右膝关节角度; $\angle_{左髋}$ 为左髋关节角度; $\angle_{右髋}$ 为右髋关节角度。

[0012] 为进一步实现本发明目的,优选地,所述 $\angle_{前后}$ 为以躯干垂直地面为基准,躯干前后倾斜的角度,前倾为正,后倾为负。所述 $\angle_{左右}$ 为以躯干垂直地面为基准,躯干左右倾斜的角度;左倾为正,右倾为负。

[0013] 优选地,若初始状态不满足平行站立姿态的条件,控制中心向语音模块发出消息,提醒用户调整姿态,直至检测到用户为平行站立姿态;用户根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态;若条件C1未满足,语音模块提示用户“请保持躯干直立,不要向左右倾斜或向前后倾斜”;若条件C2未满足,语音模块提示用户“请保持双腿直立,调整左髋左膝或右髋右膝关节角度”;若条件C3未满足,语音模块示用户“请使双脚均匀受力”;若条件C4未满足,语音模块提示用户“请使用拐杖,并使两拐杖均匀受力”。

[0014] a_0 为髋部电机开始转动的加速度, $-a_0$ 为髋部电机结束转动的加速度, a_1 为膝部电机开始转动的加速度, $-a_1$ 为膝部电机结束转动的加速度, v_0 为髋部电机的转动速度, v_1 为膝部电机的转动速度, a_0 、 a_1 、 v_0 、 v_1 的数值均由测量下肢健全者行走过程中的关节转速所得,且与可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置所使用的电机参数有关。优选地,所述 a_0 的取值为 $30^\circ/s^2\sim 40^\circ/s^2$, a_1 的取值为 $100^\circ/s^2\sim 120^\circ/s^2$, v_0 的取值为 $30^\circ/s\sim 40^\circ/s$, v_1 的取值为 $70^\circ/s\sim 80^\circ/s$ 。

[0015] 优选地,所述控制模块分别与左腿髋部电机角度传感器、右腿髋部电机角度传感器、左腿膝部电机角度传感器、右腿膝部电机角度传感器、左脚脚底压力传感器、右脚脚底压力传感器、左腿髋部电机、躯干倾角传感器、右腿髋部电机、左腿膝部电机和右腿膝部电机连接。

[0016] 优选地,所述康复装置的躯干支架绑定在用户上身;大腿支架绑定在用户大腿上,小腿支架绑定在用户小腿上;脚部支撑板设置在用户脚底;躯干支架与大腿支架通过髋部电机连接;髋部电机的定子与躯干支架固定,髋部电机的转子与大腿支架固定;大腿支架与小腿支架分别膝部电机的定子和转子连接;膝部电机连接着大腿支架与小腿支架并控制两者相对角度运动;小腿支架与脚部支撑板活动连接。

[0017] 本发明康复装置为可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置,包括躯干支架、大腿支架、小腿支架、髋部电机、髋部电机角度传感器、膝部电机、膝部电机角度传感器、脚底压力传感器、躯干倾角传感器、绑带、控制模块、腕表、拐杖、触地压力传感器、脚部支撑板、语音提示模块。本发明根据当前运动模式,采集各种传感器信号识别用户当前姿态,并驱动电机执行一个符合用户当前姿态的动作。

[0018] 相对于现有技术,本发明具有如下优点:

[0019] 1) 本发明运用躯干倾斜位置与重心偏移位置同步的原理触发行走。本发明特别增加了拐杖触地压力传感器,该传感器通过无线通信的方式向控制模块传输数据。当控制模块检测到躯干倾角传感器的数据满足重心偏移时,还必须判断拐杖触地压力传感器的数据是否超过阈值,若拐杖触地压力传感器的数据也超过阈值,则判断用户满足触发条件,才对电机发出行走指令,否则继续保持平行站立姿态。

[0020] 2) 本发明采用躯干倾角传感器拐和杖触地压力传感器协同配合对用户的姿态进行实时检测,这种双判断条件触发方法避免单一触发方式的误触发风险,保障了用户的安全。

[0021] 3) 本发明对用户从平行站立姿态到行走状态的转换进行控制的过程中,采用躯干倾角传感器和拐杖触地压力两个判断条件,增加了触发控制的可靠性。

附图说明

[0022] 图1是可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置整体机械结构图;

[0023] 图2是可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置核心功能模块框图;

[0024] 图3(a)是从右前方观察的支架角度示意图;

[0025] 图3(b)是从右方观察的支架角度示意图;

[0026] 图4(a)是从右方观察的躯干前倾角示意图;

[0027] 图4(b)是从右方观察的躯干后倾角示意图;

[0028] 图4(c)是从前方观察的躯干左倾角与右倾角示意图;

[0029] 图5是迈步动作分解图;

[0030] 图6是基于躯干重心偏移的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的行走触发控制方法的流程图。

[0031] 图中示出:躯干支架1、大腿支架2、小腿支架3、髋部电机4、髋部电机角度传感器5、膝部电机6、膝部电机角度传感器7、脚底压力传感器8、躯干倾角传感器9、绑带10、控制模块11、腕表12、拐杖13、触地压力传感器14、脚部支撑板15、语音模块16、左腿髋部电机角度传感器5_1、右腿髋部电机角度传感器5_2、左腿膝部电机角度传感器7_1、右腿膝部电机角度传感器7_2、左脚脚底压力传感器8_1、右脚脚底压力传感器8_2、左拐杖触地压力传感器14_1、右拐杖触地压力传感器14_2、左腿髋部电机4_1、右腿髋部电机4_2、左腿膝部电机6_1和

右腿膝部电机6_2。

具体实施方式

[0032] 下面结合附图对本发明做进一步的说明,但实施方式不构成对本发明保护范围的限定。

[0033] 图1是可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的整体机械结构示意图。如图1所示,外骨骼机械腿康复装置主要包括躯干支架1、大腿支架2、小腿支架3、髋部电机4、髋部电机角度传感器5、膝部电机6、膝部电机角度传感器7、脚底压力传感器8、躯干倾角传感器9、控制模块11、腕表12、拐杖13、触地压力传感器14、脚部支撑板15、语音提示模块16;其中,髋部电机4包括左腿髋部电机4_1和右腿髋部电机4_2;髋部电机角度传感器5包括左腿髋部电机角度传感器5_1和右腿髋部电机角度传感器5_2;膝部电机6包括左腿膝部电机6_1和右腿膝部电机6_2;膝部电机角度传感器7包括左腿膝部电机角度传感器7_1和右腿膝部电机角度传感器7_2;脚底压力传感器8包括左脚脚底压力传感器8_1和右脚脚底压力传感器8_2;触地压力传感器14包括左拐杖触地压力传感器14_1和右拐杖触地压力传感器14_2;拐杖13有两根,分别通过用户的左右手握住。控制模块11设置在用户的背部。

[0034] 躯干支架1绑定在用户上身;大腿支架2绑定在用户大腿上,小腿支架3绑定在用户小腿上;脚部支撑板15设置在用户脚底;所述的绑定通过绑带10绑定;躯干支架1与大腿支架2通过髋部电机4连接;髋部电机4的定子与躯干支架1固定,髋部电机4的转子与大腿支架2固定;当髋部电机4转动时,固定在定子上的躯干支架1与固定在转子上大腿支架2被转动的电机带动并产生相对角度运动;髋部电机4控制两者相对角度运动;大腿支架2与小腿支架3分别膝部电机6的定子和转子连接;膝部电机6连接着大腿支架2与小腿支架3并控制两者相对角度运动;小腿支架3与脚部支撑板15活动连接。

[0035] 左腿髋部电机角度传感器5_1和右腿髋部电机角度传感器5_2分别设置在左腿髋部电机4_1和右腿髋部电机4_2上;左腿膝部电机角度传感器7_1和右腿膝部电机角度传感器7_2分别设置在左腿膝部电机6_1和右腿膝部电机6_2上;左脚脚底压力传感器8_1和右脚脚底压力传感器8_2分别设置在左右两脚部支撑板15上;左拐杖触地压力传感器14_1和右拐杖触地压力传感器14_2分别设置在左右两拐杖13下端。躯干倾斜传感器9安装在躯干支架1上。

[0036] 如图2所示,控制模块11分别与左腿髋部电机角度传感器5_1、右腿髋部电机角度传感器5_2、左腿膝部电机角度传感器7_1、右腿膝部电机角度传感器7_2、左脚脚底压力传感器8_1、右脚脚底压力传感器8_2、躯干倾斜传感器9、左拐杖触地压力传感器14_1、右拐杖触地压力传感器14_2、腕表12连接、左腿髋部电机4_1、右腿髋部电机4_2、左腿膝部电机6_1和右腿膝部电机6_2连接。腕表12用来手动选择运动模式;躯干倾角传感器9检测用户躯干的倾斜角度;膝部电机角度传感器7用以检测膝部电机转角的转角;髋部电机角度传感器5用以检测髋部电机转角;脚底压力传感器8检测脚底所受压力大小;拐杖13用于支撑身体,行走时保持平衡等;触地压力传感器14检测拐杖13所受压力大小。

[0037] 控制模块11可选用Freescale公司的i.MX 6系列应用处理器,与髋部电机4和膝部电机6的通信采用USB进行,与各种传感器的通信采用CAN进行,与腕表的通信采用无线射频进行。

[0038] 腕表12主要由无线射频模块和按钮组成,无线射频模块用于与控制模块11通信,按钮用于选择“站立”、“坐下”和“行走”运动模式。

[0039] 为说明本发明方法,作出如下定义:

[0040] 1.定义躯干倾角,前、左为正,后、右为负。躯干前后倾角为 $\angle_{\text{前后}}$,如图4(a)h和图4(b)所示,从用户的左方或右方观察,以躯干垂直地面为基准,躯干前后倾斜的角度。躯干左右倾角为 $\angle_{\text{左右}}$,如图4(c)所示,以躯干垂直地面为基准,躯干左右倾斜的角度。

[0041] 2.定义P表示脚底压力传感器,C表示拐杖触地压力传感器。脚底总压力记为 F_P ,左脚单独压力 F_{P1} ,右脚单独压力 F_{Pr} 。拐杖压力(已去除拐杖自身重力)记为 F_C ,左拐杖压力 F_{C1} ,右拐杖压力 F_{Cr} 。

[0042] 3.定义膝关节角度记为 $\angle_{\text{膝}}$ 为大腿支架2与小腿支架3之间的夹角(见图3(a)和图3(b)),左膝关节角度记为 $\angle_{\text{左膝}}$,右膝关节角度记为 $\angle_{\text{右膝}}$,结合正常行走状态,为保证用户的安全,我们限定行走过程中膝关节角度的范围为 $180^\circ \sim 90^\circ$ 。髋关节角度记为 $\angle_{\text{髋}}$ 为大腿支架2与躯干支架1之间的夹角)左髋关节角度记为 $\angle_{\text{左髋}}$,右髋关节角度记为 $\angle_{\text{右髋}}$ 。

[0043] 4.定义行走过程中髋部电机转速为 v_0 , a_0 为其开始转动的加速度, $-a_0$ 为其结束转动的加速度;膝部电机转速为 v_1 , a_1 为其开始转动的加速度, $-a_1$ 为其结束转动的加速度。 a_0 , a_1 , v_0 , v_1 均由测量下肢健全者行走过程中的关节转速所得,且与可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置所使用的电机参数有关。本发明中, a_0 的取值为 $30^\circ/s^2 \sim 40^\circ/s^2$, a_1 的取值为 $100^\circ/s^2 \sim 120^\circ/s^2$, v_0 的取值为 $30^\circ/s \sim 40^\circ/s$, v_1 的取值为 $70^\circ/s \sim 80^\circ/s$ 。

[0044] 5.定义用户体重为G。

[0045] 6.具体实例中阈值及范围均为经验值,需由用户亲身试验得出具体数值。

[0046] 根据以上定义结合行走触发控制流程图6,一种基于躯干重心偏移的康复装置行走触发控制方法,包括如下步骤:

[0047] 1)平行站立姿态的判断。平行站立姿态的判断即控制模块11分析处理传感器采集到的数据,判断是否满足以下4个条件:C1: $\angle_{\text{前后}} = -5^\circ \sim +5^\circ$, $\angle_{\text{左右}} = -5^\circ \sim +5^\circ$,即躯干保持直立,没有向前后左右倾斜;C2: $\angle_{\text{髋}} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{\text{膝}} = 170^\circ \sim 180^\circ$,即双腿直立,髋关节和膝关节角度都约为 180° ;C3: $|F_{p1} - F_{pr}| / F_P < 10\%$,即两脚底压力近似相等;C4: $F_C > 0$, $|F_{C1} - F_{Cr}| / F_C < 5\%$,即正在使用拐杖且两拐杖触地且压力近似相等;若控制模块11检测到传感器数据满足条件C1、C2、C3、C4则用户处于平行站立姿态。若不满足上述4个条件中的任一条件,则不是平行站立姿态。为保证用户的安全,若初始状态不满足平行站立姿态的条件,控制中心11向语音模块16发出消息,提醒用户调整姿态,直至检测到用户为平行站立姿态。用户可根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态。若条件C1未满足,则会提示用户“请保持躯干直立,不要向左右倾斜或向前后倾斜”;若条件C2未满足,则提示用户“请保持双腿直立,调整左髋左膝或右髋右膝关节角度”。若条件C3未满足,则提示用户“请使双脚均匀受力”;若条件C4未满足,则提示用户“请使用拐杖,并使两拐杖均匀受力”。

[0048] 2)重心偏移的判断。重心偏移的判断即控制模块11分析处理传感器采集到的数据,判断是否满足以下条件:C5: $\angle_{\text{前后}} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{\text{左右}} = +5^\circ \sim +15^\circ$ 或C6: $\angle_{\text{前后}} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{\text{左右}} = -5^\circ \sim -15^\circ$,即躯干前倾角超过阈值,若满足条件C5则表明躯干向左倾斜,若满足条件C6则表明躯干向右倾斜。C7: $F_C > 0$, $F_{C1} > F_{Cr}$ 或C8: $F_C > 0$, $F_{C1} < F_{Cr}$,即两拐杖触地压力传感器的压力值不为0,且两拐杖触地压力差超过阈值,若两拐杖压力满足 $(F_{C1} - F_{Cr}) / F_C > 40\%$,则

认为 $F_{C1} > F_{Cr}$;若两拐杖压力满足 $(F_{Cr}-F_{C1})/F_c > 40\%$,则认为 $F_{Cr} > F_{C1}$ 。若同时满足条件C5、C7则表明用户躯干重心偏移到左边,满足迈右腿的条件;若同时满足条件C6、C8则表明用户躯干重心偏移到右边,满足迈左腿的条件。若用户先迈右腿,但未同时满足条件C5、C7,控制模块11向语音模块16发出消息,提醒用户调整姿态,直至检测到用户满足迈右腿的条件。用户可根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态,若条件C5未满足,则会提示用户“请将躯干向左前倾斜”;若条件C7未满足,则会提示用户“请使用拐杖,并增大左拐杖压力,减小右拐杖压力”。若用户先迈左腿,但未同时满足条件C6、C8,控制模块11向语音模块16发出消息,提醒用户调整姿态,直至检测到用户满足迈左腿的条件。用户可根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态,若条件C6未满足,则会提示用户“请将躯干向右前倾斜”;若条件C8未满足,则会提示用户“请使用拐杖,并增大右拐杖压力,减小左拐杖压力”。若用户不执行迈腿动作,则保持平行站立状态,控制模块11持续检测传感器数据,判断用户姿态。在用户使用该装置初期,我们会对用户做培训,防止用户误触发。

[0049] 3) 行走触发控制。若控制模块11检测到用户同时满足条件C5、C7,则表明用户躯干重心偏移到左边,满足迈右腿的触发条件,控制模块11向右髋电机4_2和右膝电机6_2发出指令,执行迈右腿动作,如图5所示迈腿动作经过三个阶段。阶段一:髋部电机4_2开始以加速度 a_0 从静止匀加速至速度 v_0 ,然后以恒定速度 v_0 转动,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,使躯干支架1与大腿支架2之间角度 $\angle_{右髋}$ 减小;同时膝部电机6_2开始以加速度 a_1 从静止匀加速至速度 v_1 (行走过程中设置 $v_1 = 2v_0$),然后以恒定速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架2与小腿支架3之间的角度 $\angle_{右膝}$ 减小,直至控制模块11检测到 $\angle_{右膝} = 145^\circ \sim 140^\circ$,控制膝部电机6_2以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,实现姿态1:同时满足条件C5、C9: $F_{p1} = (0 \sim 3\%)G$, $F_{pr} = (60\% \sim 80\%)G$ 、C10: $F_c = 20\% \sim 40\%G$ 、C11: $\angle_{右髋} = 170^\circ \sim 165^\circ$, $\angle_{右膝} = 145^\circ \sim 140^\circ$ 。阶段二:髋部电机持续4_2转动,直至控制模块11检测到 $\angle_{右髋} = 165^\circ \sim 160^\circ$, $\angle_{右膝} = 145^\circ \sim 140^\circ$,控制膝部电机6_2反向转动,以加速度 a_1 匀加速至速度至 v_1 ,然后以恒定速度 v_1 转动,带动大腿与小腿产生相对角度运动,使大腿支架2与小腿支架3之间的角度 $\angle_{右膝}$ 增大,实现姿态2:同时满足条件C1、C9、C10、C12: $\angle_{右髋} = 165^\circ \sim 160^\circ$, $\angle_{右膝} = 140^\circ \sim 170^\circ$ 。阶段三:控制模块11持续检测 $\angle_{右髋}$,直至检测到 $\angle_{右髋} = 160^\circ \sim 155^\circ$,控制髋部电机4_2以加速度 $-a_0$ 匀减速至静止。膝部电机持续以恒定速度 v_1 转动,直至控制模块11检测到 $\angle_{右膝} = 170^\circ \sim 175^\circ$ (这里预留了 5° 的安全缓冲区),控制膝部电机6_2以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,迈步动作结束,用户进入右脚前左脚后即姿态3,同时满足条件C1、C3、C4和C13: $\angle_{右膝} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{左膝} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{右髋} = 160^\circ \sim 155^\circ$, $\angle_{左髋} = 170^\circ \sim 180^\circ$ 。若控制模块检测到用户同时满足条件C6、C8,则表明用户满足迈左腿的触发条件,控制模块向左髋电机4_1和左膝电机6_1发出指令,执行迈左腿动作(与迈右腿动作相同),直至动作结束,进入左脚前右脚后状态即同时满足条件C1、C3、C4和C14: $\angle_{左膝} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{右膝} = 170^\circ \sim 180^\circ$, $\angle_{左髋} = 160^\circ \sim 155^\circ$, $\angle_{右髋} = 170^\circ \sim 180^\circ$ 。控制模块11继续检测判断躯干倾角、脚底压力和拐杖压力传感器的数据,进入步态维持状态。

[0050] 迈步过程中,控制模块11在迈步动作执行中除了会实时检测电机角度,判断其是否达到阈值以停止电机转动之外,同时还会持续监控各个传感器的值是否在正常范围。迈左脚动作:脚底压力值范围 $F_{p1} = (0 \sim 5\%)G$, $F_{pr} = (70\% \sim 80\%)G$,拐杖触地压力值范围 $F_c > 0$, $|F_{Cr}-F_{C1}|/F_c = 40\% \sim 60\%$,躯干倾角值范围 $\angle_{前后} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{左右} = -10^\circ \sim +10^\circ$;迈右

脚动作中脚底压力值范围 $F_{pr} = (0 \sim 5\%)G$, $F_{p1} = (70\% \sim 80\%)G$, 拐杖触地压力值范围 $F_c > 0$, $|F_{cl} - F_{cr}| / F_c = 40\% \sim 60\%$, 躯干倾角值范围 $\angle_{前后} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{左右} = -10^\circ \sim +10^\circ$ 。如果压力值、躯干倾角值等参数超出上述正常时间范围达到1s, 即判别为“异常状态”, 控制模块11将对用户执行保护措施, 直至收到进一步的指令以解除“异常状态”。这些保护措施包括但不限于: 用户重心不稳时, 控制电机停止转动; 用户摔倒时, 控制语音模块16发出警报以请求他人救援。

[0051] 本发明行走触发控制方法有如下优点: 基于躯干重心偏移的行走控制方法运用躯干倾斜位置与重心偏移位置同步的原理触发行走。本方法特别增加了拐杖触地压力传感器, 该传感器通过无线通信的方式向控制模块11传输数据。当控制模块11检测到躯干倾角传感器的数据满足重心偏移时, 还必须判断拐杖触地压力传感器的数据是否超过阈值, 若拐杖触地压力传感器的数据也超过阈值, 则判断用户满足触发条件, 才对电机发出行走指令, 否则继续保持平行站立姿态, 本控制方法采用躯干倾角传感器拐和杖触地压力传感器协同配合对用户的姿态进行实时检测, 这种双判断条件触发方法避免单一触发方式的误触发风险, 保障了用户的安全。

[0052] 需要说明的是, 本技术领域的技术人员在不脱离本发明的精神和范围的情况下, 还可以作出各种变换或变型, 属于本发明的等同技术方案。

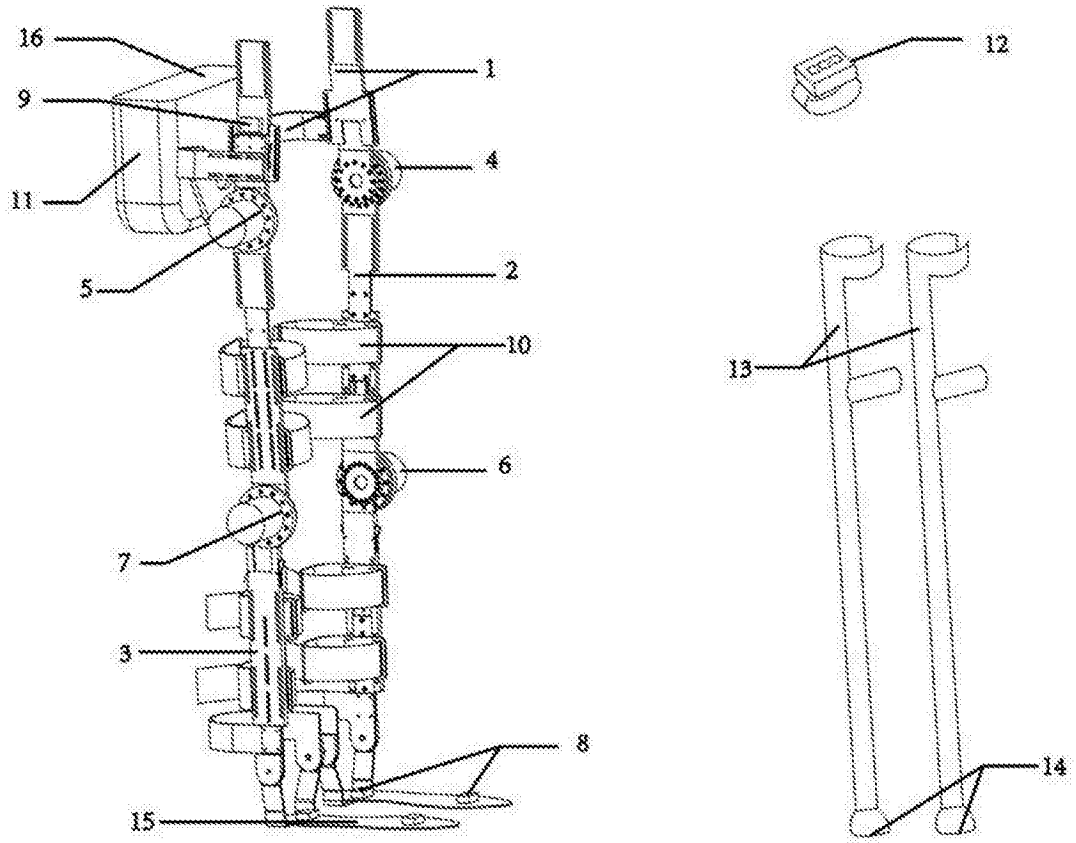


图1

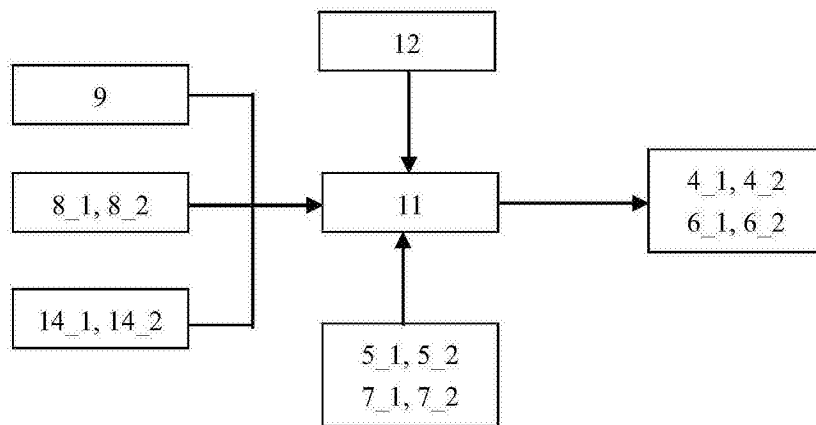


图2

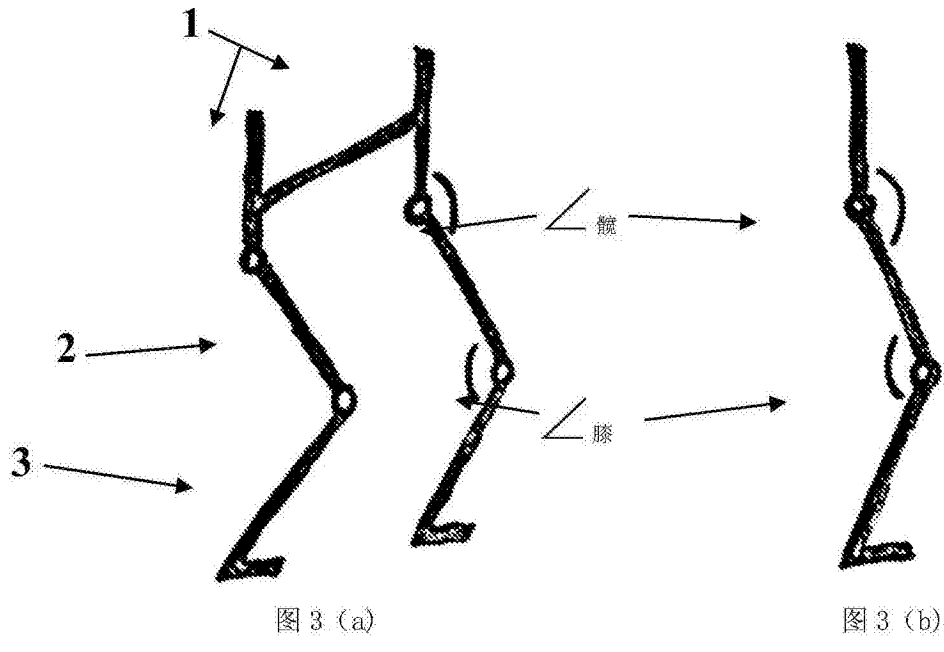


图 3 (a)

图 3 (b)

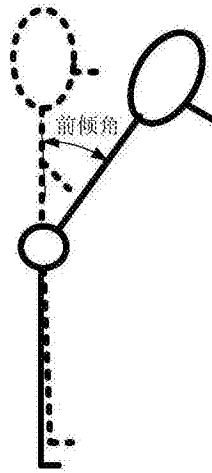


图4 (a)

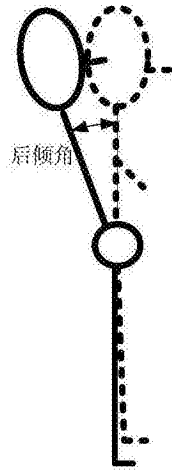


图4 (b)

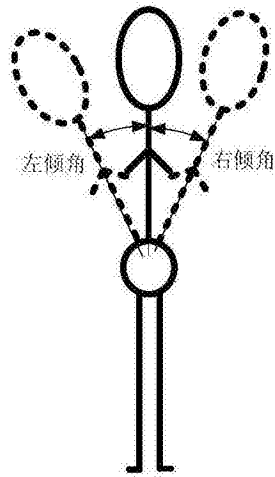


图4 (c)

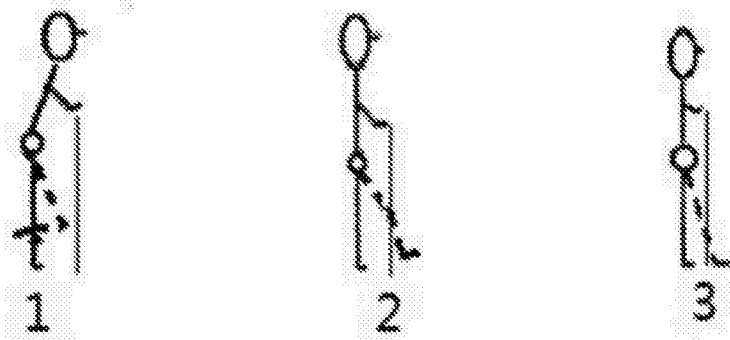


图5

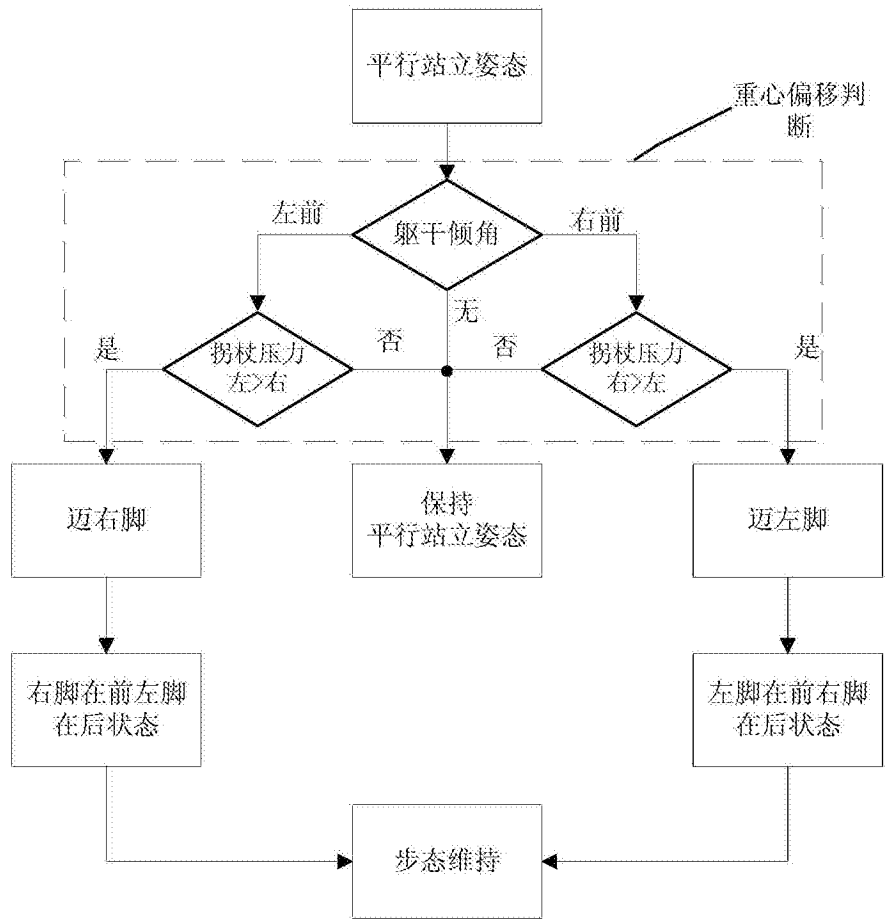


图6