



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105455819 B

(45)授权公告日 2018.10.09

(21)申请号 201510765556.4

A61B 5/103(2006.01)

(22)申请日 2015.11.10

A61H 1/02(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105455819 A

(56)对比文件

CN 103200909 A,2013.07.10,

CN 104302251 A,2015.01.21,

CN 104434432 A,2015.03.25,

US 2012165704 A1,2012.06.28,

CN 103932868 A,2014.07.23,

(43)申请公布日 2016.04.06

(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

审查员 余红敏

(72)发明人 史景伦 赵伟健 阳南珍 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.

A61B 5/11(2006.01)

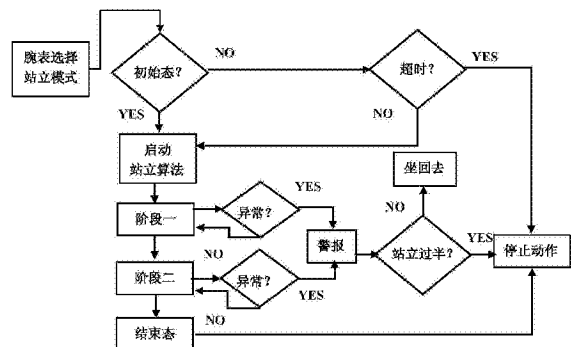
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法

(57)摘要

本发明公开了可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法;该方法包括1)站立触发条件判断和2)触发站立动作:若控制模块检测到用户满足站立的触发条件,控制模块随即向髋部电机和膝部电机发出指令,使膝部电机不转动,髋部电机加速至速度v0并匀速转动,∠髋减小,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,随后髋部电机减速至静止;然后髋部电机、膝部电机同时加速至速度v1并匀速转动;∠髋增大,同时,∠膝增大,带动用户躯干与大腿、大腿与小腿产生相对角度运动,随后髋部电机、膝部电机减速至静止,实现平行站立状态;本发明可以帮助患者初期进行站立训练,也有利于逐步提高患者对外骨骼的适应性,为后期的行走动作打好基础。



1. 可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,其特征在于包括如下步骤:

1) 站立触发条件判断: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条件:C1: $\angle_{\text{膝}}=80^{\circ}\pm 1^{\circ}$, $\angle_{\text{髋}}=90^{\circ}\pm 1^{\circ}$,C2: $\angle_{\text{前后}}=+5^{\circ}\sim +15^{\circ}$, $\angle_{\text{左右}}=-5^{\circ}\sim +5^{\circ}$,C3: $F_{\text{p}}+F_{\text{c}}=(10\%\sim 30\%)G$, $|F_{\text{PL}}-F_{\text{PR}}|/F_{\text{p}}=0\sim 10\%$,C4: $F_{\text{c}}=(5\%\sim 25\%)G$;若同时满足条件C1、C2、C3和C4,则满足站立触发条件;若未满足条件C1,控制模块将尝试自动恢复,如自动恢复不成功则需要请求维护人员进行修复;若未满足条件C2、C3或C4,则通过语音模块引导用户调整姿态以满足上述条件,并持续检测传感器数据,直至用户姿态满足触发条件;

2) 触发站立动作:若控制模块检测到用户满足站立的触发条件,控制模块随即向髋部电机和膝部电机发出指令,膝部电机不转动,髋部电机开始以加速度 a_0 从静止匀加速至速度 v_0 ,并以速度 v_0 匀速转动, $\angle_{\text{髋}}$ 减小,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,直至控制模块检测到将要达到 $\angle_{\text{髋}}=80^{\circ}$,控制髋部电机以加速度 $-a_0$ 匀减速至静止;然后髋部电机、膝部电机同时以加速度 a_1 从静止匀加速至速度 v_1 ,并以速度 v_1 匀速转动; $\angle_{\text{髋}}$ 增大,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动;同时, $\angle_{\text{膝}}$ 增大,带动用户大腿与小腿产生相对角度运动,直至控制模块检测到将要达到 $\angle_{\text{髋}}=170^{\circ}$, $\angle_{\text{膝}}=170^{\circ}$,控制模块控制髋部电机、膝部电机同时以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,实现平行站立状态;

所述 $\angle_{\text{髋}}$ 为躯干支架与大腿支架之间角度;所述 $\angle_{\text{膝}}$ 为大腿支架与小腿支架之间角度;所述 $\angle_{\text{前后}}$ 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; $\angle_{\text{左右}}$ 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; G 为用户体重; F_{c} 为去除拐杖自身重力后,左右拐杖触地端所受总压力; F_{p} 为左右脚底总压力; F_{PL} 为左脚单独压力; F_{PR} 为右脚单独压力。

2. 根据权利要求1所述的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,其特征在于,所述控制模块对传感器采集到的数据的分析处理是在用户使用腕表选择“站立”运动模式后进行。

3. 根据权利要求2所述的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,其特征在于,正常情况下电源开启后膝部电机与髋部电机锁定,当用户使用腕表选择了“站立”运动模式后,身体姿态不满足站立触发条件具体有以下两种情况:①控制模块检测到C1未达要求,则通过语音模块提示用户“目前存在故障不宜站立”,然后尝试自动恢复,若自动恢复不成功则需要请求维护人员进行修复,直到C1满足,才可再次进行站立;②控制模块检测到C2、C3或C4未达要求,则向语音模块发出消息,后者提醒用户调整姿态,直至控制模块检测到用户满足站立触发条件;用户根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态;如C2未达要求,则会提示“请使用拐杖向上向前支撑身体,使上半身稍微向前倾斜,并尽量避免向左或向右倾侧身体”;如C3未达要求,则会提示“请使双脚触地,受力均匀,稍微往内挪放”;如C4未达要求,则会提示“请使用拐杖”。

4. 根据权利要求1所述的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,其特征在于,所述传感器包括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和躯干倾角传感器;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

传感器和躯干倾角传感器连接;所述控制模块还分别与左腿髋部电机、右腿髋部电机、左腿膝部电机和右腿膝部电机连接。

5.根据权利要求1所述的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,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。

6.根据权利要求1所述的可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,其特征在于,所述 a_0 取值为 $30^\circ/s^2$;所述 v_0 取值为 $20^\circ/s$;所述 a_1 取值为 $65^\circ/s^2$;所述 v_1 取值为 $25^\circ/s$ 。

可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种站立模式控制方法,特别是涉及一种可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,用于下肢瘫痪人员行动与康复。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] 目前,因各种原因而导致截瘫的患者不断增多,他们不仅行动不便,在心理上也承受着很大的负担。对于那些下肢瘫痪但上肢健全的患者而言,需要借助康复工程的手段去改善其下肢的身体机能。

[0003] 可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置是一种穿戴在下肢,由电机关节带动下肢运动功能障碍患者相应关节运动,达到训练功能的机械装置。为了解决截瘫病人长期卧床或者坐轮椅引起的肌肉萎缩等身体问题,帮助他们重新站立和行走,提高其生活质量,并减轻患者心理负担,开发具有高科技含量和自主知识产权的外骨骼机械腿康复装置并研究相应的模式控制方法具有很重大的现实意义。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,对康复装置进行控制,使其从坐姿态向平行站立姿态平稳、安全变换。

[0005] 本发明目的通过如下技术方案实现:

[0006] 可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法,包括如下步骤:

[0007] 1) 站立触发条件判断: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条件: $C1: \angle_{\text{膝}} = 80^\circ (\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{髋}} = 90^\circ (\pm 1^\circ)$, $C2: \angle_{\text{前后}} = +5^\circ \sim +15^\circ$, $\angle_{\text{左右}} = -5^\circ \sim +5^\circ$, $C3: F_P + F_C = (10\% \sim 30\%) G$, $|F_{PL} - F_{PR}| / F_P = 0 \sim 10\%$, $C4: F_C = (5\% \sim 25\%) G$;若同时满足条件C1、C2、C3和C4,则满足站立触发条件;若未满足条件C1,控制模块将尝试自动恢复,如自动恢复不成功则需要请求维护人员进行修复;若未满足条件C2、C3或C4,则通过语音模块引导用户满足以上条件,并持续检测传感器数据,直至用户姿态满足触发条件;

[0008] 2) 触发站立动作:若控制模块检测到用户满足站立的触发条件,控制模块随即向髋部电机和膝部电机发出指令,膝部电机不转动,髋部电机开始以加速度 a_0 从静止匀加速至速度 v_0 ,以速度 v_0 转动, $\angle_{\text{髋}}$ 减小,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,直至控制模块检测到将要达到 $\angle_{\text{髋}} = 80^\circ$,控制髋部电机以加速度 $-a_0$ 匀减速至静止;髋部电机、膝部电机开始同时以加速度 a_1 从静止匀加速至速度 v_1 ,以速度 v_1 转动; $\angle_{\text{髋}}$ 增大,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动;同时, $\angle_{\text{膝}}$ 增大,带动用户大腿与小腿产生相对角度运动,直至控制模块检测到将要达到 $\angle_{\text{髋}} = 170^\circ$, $\angle_{\text{膝}} = 170^\circ$,控制模块控制髋部电机、膝部电机同时以加速度 $-a_1$ 匀减速至静止,实现平行站立状态。

[0009] 所述 $\angle_{\text{膝}}$ 为膝关节角度,即大腿支架与小腿支架构成的角度; $\angle_{\text{髋}}$ 为髋关节角度,即躯干支架与大腿支架构成的角度;所述 $\angle_{\text{前后}}$ 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; $\angle_{左右}$ 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; G 为用户体重; F_C 为去除拐杖自身重力,左右拐杖触地端所受总压力; F_P 为左右脚底总压力; F_{PL} 为左脚单独压力; F_{PR} 为右脚单独压力。

[0010] 为进一步实现本发明目的,优选地,所述控制模块分析处理传感器采集到的数据是在用户使用腕表选择“站立”运动模式后进行。

[0011] 优选地,当用户使用腕表选择了“站立”运动模式后,若身体姿态不满足站立触发条件,控制模块向语音模块发出消息,后者提醒用户调整姿态,直至控制模块检测到用户满足站立触发条件;用户根据语音提示中的具体操作指引调整身体姿态;如C1未达要求(正常情况下电源开启后髌部电机与髋部电机锁定,膝部角度 $\angle_{膝}=80^\circ(\pm 1^\circ)$,髌部角度 $\angle_{髌}=90^\circ(\pm 1^\circ)$),则通过语音模块提示用户“目前存在故障不宜站立”,然后尝试自动恢复,若自动恢复不成功则需要请求维护人员进行修复,直到C1满足,才可再次进行站立;如C2未达要求,则会提示“请使用拐杖向上向前支撑身体,使上半身稍微向前倾斜,并尽量避免向左或向右倾侧身体”;如C3未达要求,则会提示“请使双脚触地,受力均匀,稍微往内挪放”;如C4未达要求,则会提示“请使用拐杖”。

[0012] 优选地,所述传感器包括左腿髌部电机角度传感器、右腿髌部电机角度传感器、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和躯干倾角传感器;控制模块分别与左腿髌部电机角度传感器、右腿髌部电机角度传感器、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和躯干倾角传感器连接;所述控制模块还分别与左腿髌部电机、右腿髌部电机、左腿膝部电机和右腿膝部电机连接。

[0013] 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。

[0014] 优选地,所述 a_0 取值为 $30^\circ/s^2$;所述 v_0 取值为 $20^\circ/s$;所述 a_1 取值为 $65^\circ/s^2$;所述 v_1 取值为 $25^\circ/s$ 。 v_0 为站立阶段一的髌部电机转速, a_0 为阶段一开始时加速以及结束时减速的加速度绝对值,加速时加速度为 a_0 ,减速时加速度为 $-a_0$; v_1 为站立阶段二的髌、膝部电机转速, a_1 为阶段二开始时加速以及结束时减速的加速度绝对值,加速时加速度为 a_1 ,减速时加速度为 $-a_1$ 。

[0015] 相对于现有技术,本发明具有如下优点:

[0016] 1) 触发方式双保险。若用户未通过腕表上的按钮操作选择“站立”模式,则其身体动作不会触发外骨骼机械腿装置的站立动作;用户通过按钮操作选择“站立”模式后,腕表中的无线射频模块与控制模块进行通信,通知后者用户选择了“站立”模式,后者随即根据传感器组采集的数据,开始实时判别用户身体姿态是否满足触发条件。一旦控制模块检测到用户身体姿态动作满足触发条件,则向电机组发出相应指令,控制电机组转动完成相应动作,触发“站立”。用户须既通过腕表的按钮选择了“站立”模式,同时身体姿态又满足了一定触发条件,才会触发机械腿“站立”。这样即可避免单一触发方式的误触发风险,提高安全系数。

[0017] 2) 用户使用安全。控制模块通过传感器组对用户身体姿态的数据(包括躯干倾角、脚底压力等)进行实时监控和分析,判断上述数据是否超出正常范围。当用户出现重心不稳或摔倒等突发情况,控制模块会检测到上述数据超出正常范围,这时将立即采取应对措施,确保用户安全。譬如,重心不稳时会控制机械腿停止动作或坐回座位上,摔倒时会通过语音模块发出警报求助。

[0018] 3) 本发明可以帮助患者初期进行站立训练,这样可以增强关节活动度和肌肉力,同时也有利于逐步提高患者对外骨骼的适应性,为后期的行走动作打好基础。

附图说明

[0019] 图1是可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的整体结构示意图;

[0020] 图2是图1中控制模块与相关部件的连接示意图;

[0021] 图3(a)是从右前方观察的支架角度示意图;

[0022] 图3(b)是从右方观察的支架角度示意图;

[0023] 图4(a)是从右方观察的躯干前倾角示意图;

[0024] 图4(b)是从右方观察的躯干后倾角示意图;

[0025] 图4(c)是从前方观察的躯干左倾角与右倾角示意图;

[0026] 图5是用户从坐姿向站姿变换的动作图解;

[0027] 图6是康复装置从坐姿向站姿变换的控制流程图。

[0028] 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、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。

[0029] 具体实现方式

[0030] 为更好地理解本发明,下面结合附图对本发明作进一步的说明,但实施方式不构成对本发明保护范围的限定。

[0031] 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、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。

[0032] 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。

[0033] 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。

[0034] 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。另外，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用于站立和坐下时支撑身体，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。

[0035] 控制模块11可选用Freescal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。

[0036] 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。若用户未通过按钮操作选择“站立”模式，则其身体动作不触发外骨骼机械腿装置的站立动作；用户通过按钮操作选择“站立”模式后，腕表12中的无线射频模块与控制模块11进行通信，通知后者用户选择了“站立”模式，后者随即根据传感器组采集的数据，开始实时判别用户身体姿态是否满足触发条件。一旦控制模块11检测到用户身体姿态动作满足触发条件，则向电机组发出相应指令，控制电机组转动完成相应动作，触发“站立”。

[0037] 本发明用到参数的简略符号及其含义定义如下： $\angle_{膝}$ 为膝关节角度，即大腿支架2与小腿支架3构成的角度，其示意图见附图3(a)与附图3(b)箭头所指的 $\angle_{膝}$ ； $\angle_{髋}$ 为髋关节角度，即躯干支架1与大腿支架2构成的角度，其示意图见附图3(a)与附图3(b)箭头所指的 $\angle_{髋}$ 。用户不可通过施力改变 $\angle_{膝}$ 和 $\angle_{髋}$ 。这是因为开启机械腿电源后，膝部电机与髋部电机均被锁定，用户施力不可使其转动，只有当控制模块11对电机发送触发指令时方可使其转动。

[0038] $\angle_{前后}$ 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，其示意图分别见附图4(a)与附图4(b)； $\angle_{左右}$ 为以躯干垂直地面为基准，躯干左右倾斜的角度，其示意图见附图4(c)，左倾为正，右倾为负。用户可通过拐杖辅助改变 $\angle_{前后}$ 和 $\angle_{左右}$ 。

[0039] G 为用户体重; F_C 为左右拐杖触地端所受总压力(去除拐杖自身重力); F_P 为左右脚底总压力; F_{PL} 为左脚单独压力; F_{PR} 为右脚单独压力。用户可通过拐杖辅助改变 F_C 、 F_{PL} 和 F_{PR} 。

[0040] v_0 为站立阶段一的髋部电机转速, a_0 为阶段一开始时加速以及结束时减速的加速度绝对值,加速时加速度为 a_0 ,减速时加速度为 $-a_0$; v_1 为站立阶段二的髋、膝部电机转速, a_1 为阶段二开始时加速以及结束时减速的加速度绝对值,加速时加速度为 a_1 ,减速时加速度为 $-a_1$ 。

[0041] 图5是用户从坐状态向平行站立状态变换的动作图解,如图5所示,用户先通过腕表选择“站立”运动模式,再调整身体姿态触发“站立”。用户从姿态1(触发状态)开始:双脚触地并稍微往内挪放,拐杖触地并向上向前支撑身体,使躯干前倾。然后用户经过站立阶段一(髋部电机角度减小,膝部电机角度基本不变),实现姿态2(中间态一)。最后经过站立阶段二(膝部电机和髋部电机角度同时增大),依序实现姿态3(中间态二)以及姿态4(结束态/平行站立姿态)。

[0042] 下面对各个姿态的参数作出规定,各数值均为经验值:

[0043] 姿态1: $\angle_{\text{髋}}=90^\circ(\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{膝}}=80^\circ(\pm 1^\circ)$; $\angle_{\text{前后}}=+5^\circ\sim+15^\circ$, $\angle_{\text{左右}}=-5^\circ\sim+5^\circ$; $F_P+F_C=(10\%\sim 30\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 10\%$; $F_C=(5\%\sim 25\%)G$ 。

[0044] 姿态2: $\angle_{\text{髋}}=80^\circ(\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{膝}}=80^\circ(\pm 1^\circ)$; $\angle_{\text{前后}}=+10^\circ\sim+25^\circ$, $\angle_{\text{左右}}=-7.5^\circ\sim+7.5^\circ$; $F_P+F_C=(15\%\sim 35\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 30\%)G$ 。

[0045] 姿态3: $\angle_{\text{髋}}=120^\circ(\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{膝}}=120^\circ(\pm 1^\circ)$; $\angle_{\text{前后}}=+10^\circ\sim+20^\circ$, $\angle_{\text{左右}}=-7.5^\circ\sim+7.5^\circ$; $F_P+F_C=(90\%\sim 100\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_{PR}=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 55\%)G$ 。

[0046] 姿态4: $\angle_{\text{髋}}=170^\circ(\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{膝}}=170^\circ(\pm 1^\circ)$; $\angle_{\text{前后}}=-2.5^\circ\sim+7.5^\circ$, $\angle_{\text{左右}}=-7.5^\circ\sim+7.5^\circ$; $F_P+F_C=(90\%\sim 100\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 55\%)G$ 。

[0047] 为了满足触发条件,用户需要调整身体动作姿态来上述参数数值,譬如使用拐杖向上向前支撑身体,改变躯干前后倾角 $\angle_{\text{前后}}$ 和拐杖触地压力 F_C ,或左右倾侧身体,改变躯干左右倾角 $\angle_{\text{左右}}$ 和脚底压力值 F_{PL} 和 F_{PR} 。

[0048] 本发明提供的一种可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法。所述模式控制可以帮助患者初期进行站立训练,这样可以增强关节活动度和肌肉力,同时也有利于逐步提高患者对外骨骼机械腿康复装置的适应性,为后期的行走动作打好基础。

[0049] 本发明站立过程基于如下假设:

[0050] 1. 椅子高度略低于用户小腿垂直于地面时膝盖的高度。

[0051] 2. 站立过程的 v_0 、 v_1 、 a_0 、 a_1 以及各姿态的 $\angle_{\text{髋}}$ 、 $\angle_{\text{膝}}$ 、 $\angle_{\text{前后}}$ 、 $\angle_{\text{左右}}$ 、 F_C 、 F_{PL} 和 F_{PR} 等参数的数值在日常使用前需由用户通过亲身试验测得,并通过将控制模块11连接至PC再使用配套界面式软件进行设置。试验的做法为先将上述参数的值设置为经验值,进行站立,然后根据站立过程中用户的表现对参数进行多次微调,直至得出最佳的参数组合。

[0052] 图6是装置从坐姿向站姿变换的控制流程图。如图6所示,可穿戴仿生外骨骼机械腿康复装置的站立模式控制方法包括如下步骤:

[0053] 1) 用户用腕表12选择“站立”的运动模式,控制模块11通过采集到的信号来判断用户姿态是否同时满足条件 C_1 、 C_2 、 C_3 和 C_4 ;其中 C_1 为 $\angle_{\text{膝}}=80^\circ(\pm 1^\circ)$, $\angle_{\text{髋}}=90^\circ(\pm 1^\circ)$, C_2 为 $\angle_{\text{前后}}=+5^\circ\sim+15^\circ$, $\angle_{\text{左右}}=-5^\circ\sim+5^\circ$, C_3 为 $F_P+F_C=(10\%\sim 30\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 10\%$, C_4 为 $F_C=(5\%\sim 25\%)G$ 。各个条件的含义为: C_1 :正常坐姿时膝关节约为 80° ,髋关节约为

90°;C2:用拐杖向上向前支撑身体,使上半身稍微向前倾,并且身体没有过于向左或向右倾侧;C3:双脚触地,受力均匀,稍微往内挪放;C4:正在使用拐杖支撑身体。

[0054] 2) 步骤1) 四个条件同时满足即称为“触发状态”。用户不满足“触发状态”,有以下两种情况:①控制模块11检测到C1未达要求(正常情况下电源开启后膝部电机与髌部电机锁定,膝部角度 $\angle_{膝}=80^{\circ}(\pm 1^{\circ})$,髌部角度 $\angle_{髌}=90^{\circ}(\pm 1^{\circ})$),则通过语音模块16提示用户“目前存在故障不宜站立”,然后尝试自动恢复,若自动恢复不成功则需要请求维护人员进行修复,直到C1满足,才可再次进行站立;②控制模块11检测到C2、C3或C4未达要求,则通过语音模块16对用户进行语音提示,直至用户满足“触发状态”,此时用户可根据语音提示中的操作指引来调整身体姿态。如C2未达要求,则会提示“请使用拐杖向上向前支撑身体,使上半身稍微向前倾斜,并尽量避免向左或向右倾侧身体”;如C3未达要求,则会提示“请使双脚触地,受力均匀,稍微往内挪放”;如C4未达要求,则会提示“请使用拐杖”。

[0055] 3) 当满足“触发状态”时,控制模块11即向髌部电机4和膝部电机6发出指令触发其转动,实现站立动作。站立动作分两个阶段,分别如下。阶段一:膝部电机6不转动,髌部电机4开始以加速度 $a_0=30^{\circ}/s^2$ 从静止匀加速至速度 $v_0=20^{\circ}/s$,然后以恒定速度 v_0 转动,躯干支架1与大腿支架2之间角度 $\angle_{髌}$ 减小,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动,直至控制模块11检测到将要达到 $\angle_{髌}=80^{\circ}$,控制髌部电机以加速度 $-a_0=-20^{\circ}/s^2$ 匀减速至静止,实现姿态2。阶段二:髌部电机4、膝部电机6开始同时以加速度 $a_1=65^{\circ}/s^2$ 从静止匀加速至速度 $v_1=25^{\circ}/s$,然后以恒定速度 v_1 转动。躯干支架1与大腿支架2之间角度 $\angle_{髌}$ 增大,带动用户躯干与大腿产生相对角度运动;同时,大腿支架2与小腿支架3之间角度 $\angle_{膝}$ 增大,带动用户大腿与小腿产生相对角度运动。经过姿态3,直至控制模块11检测到将要达到 $\angle_{髌}=170^{\circ}$, $\angle_{膝}=170^{\circ}$,控制模块控制髌部电机、膝部电机同时以加速度 $-a_1=-65^{\circ}/s^2$ 匀减速至静止,最终实现姿态4(即站立结束态/平行站立状态)。

[0056] 站立过程中,控制模块11在上述步骤3)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,同时还会持续监控脚底压力值,躯干倾角值以及电机转角值,判断其是否在正常范围内。以下是站立过程中各姿态之间转换时参数的正常范围:

[0057] 姿态1—>姿态2: $\angle_{髌}=80^{\circ}\sim 90^{\circ}(\pm 1^{\circ})$, $\angle_{膝}=80^{\circ}(\pm 1^{\circ})$; $\angle_{前后}=+5^{\circ}\sim +25^{\circ}$, $\angle_{左右}=-7.5^{\circ}\sim +7.5^{\circ}$; $F_P+F_C=(10\%\sim 35\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 30\%)G$ 。

[0058] 姿态2—>姿态3: $\angle_{髌}=80^{\circ}\sim 120^{\circ}(\pm 1^{\circ})$, $\angle_{膝}=80^{\circ}\sim 120^{\circ}(\pm 1^{\circ})$; $\angle_{前后}=+10^{\circ}\sim +25^{\circ}$, $\angle_{左右}=-7.5^{\circ}\sim +7.5^{\circ}$; $F_P+F_C=(15\%\sim 100\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 55\%)G$ 。

[0059] 姿态3—>姿态4: $\angle_{髌}=120^{\circ}\sim 170^{\circ}(\pm 1^{\circ})$, $\angle_{膝}=120^{\circ}\sim 170^{\circ}(\pm 1^{\circ})$; $\angle_{前后}=-2.5^{\circ}\sim +20^{\circ}$, $\angle_{左右}=-7.5^{\circ}\sim +7.5^{\circ}$; $F_P+F_C=(90\%\sim 100\%)G$, $|F_{PL}-F_{PR}|/F_P=0\sim 20\%$; $F_C=(5\%\sim 55\%)G$ 。

[0060] 如果压力值、躯干倾角值或电机转角值等参数超出上述正常范围达到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,或反向转动使用户重新变回坐姿;用户摔倒时,控制语音模块16发出警报以请求他人救援。

[0061] 上述站立控制方法有如下优点:1、触发方式双保险(腕表按键操作+传感器组检测用户身体姿态)。若用户未通过腕表12上的按钮操作选择“站立”模式,则其身体动作不会触

发外骨骼机械腿装置的站立动作；用户通过按钮操作选择“站立”模式后，腕表12中的无线射频模块与控制模块11进行通信，通知后者用户选择了“站立”模式，后者随即根据传感器组采集的数据，开始实时判别用户身体姿态是否满足触发条件。一旦控制模块11检测到用户身体姿态动作满足触发条件，则向电机组发出相应指令，控制电机组转动完成相应动作，触发“站立”。也就是说，用户必须既通过腕表12的按钮选择了“站立”模式，同时身体姿态又满足了一定触发条件，才会触发机械腿“站立”。这样即可避免单一触发方式的误触发风险，提高安全系数。2、控制模块11通过传感器组对用户身体姿态的数据（包括躯干倾角、脚底压力等）进行实时监控和分析，判断上述数据是否超出正常范围。当用户出现重心不稳或摔倒等突发情况，控制模块11会检测到上述数据超出正常范围，这时将立即采取应对措施，确保用户安全。譬如，重心不稳时会控制机械腿停止动作或坐回座位上，摔倒时会通过语音模块16发出警报求助。

[0062] 上述实施方式仅用于说明本发明，而并非对本发明的限制，有关技术领域的普通技术人员，在不脱离本发明的精神和范围的情况下，还可以做出各种变化和变型，因此所有等同的技术方案也属于本发明的范畴，本发明的保护范围应由权利要求限定。

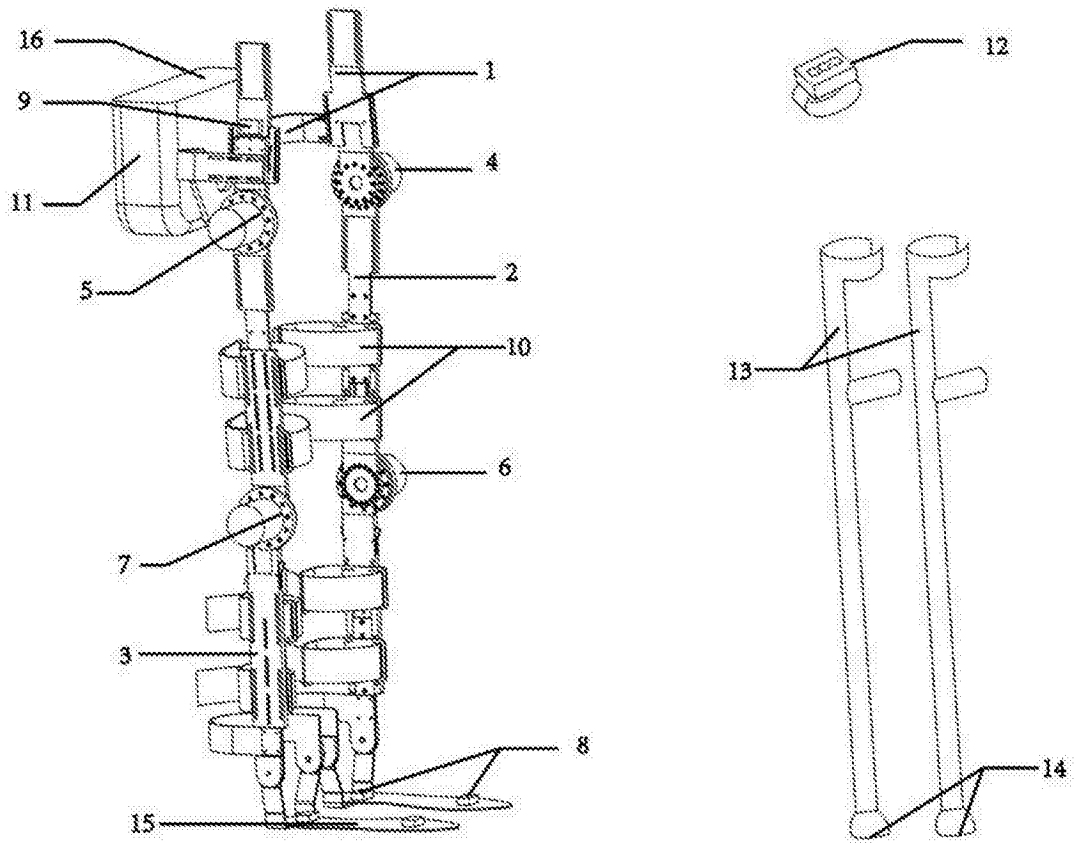


图1

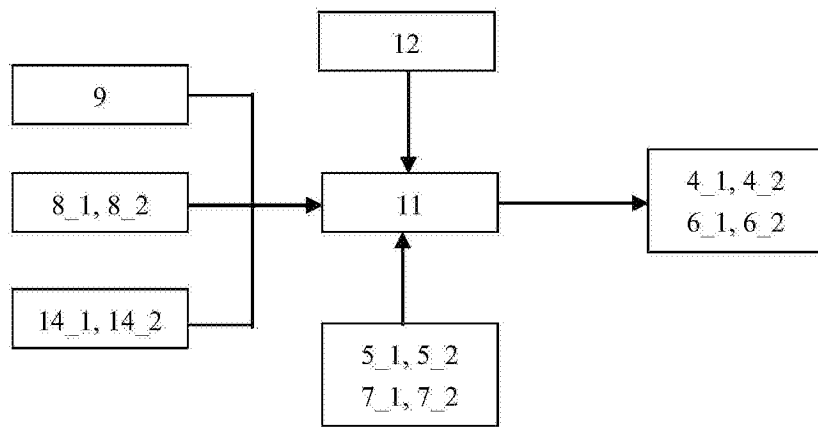


图2

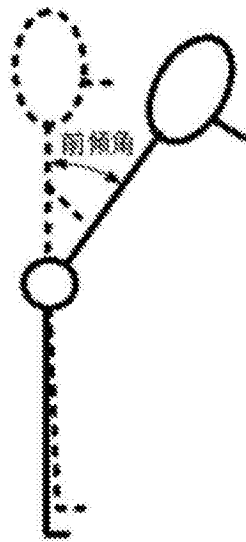
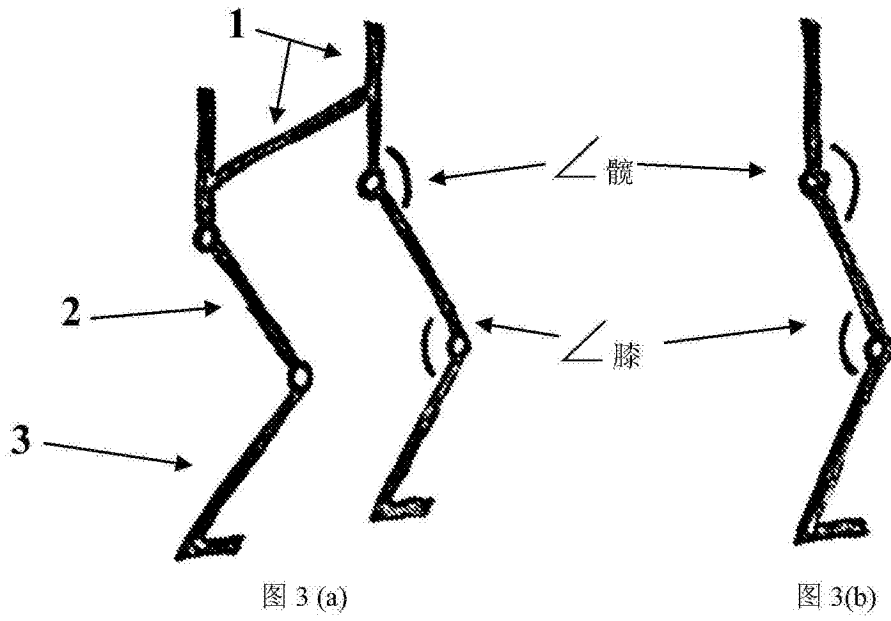


图4(a)

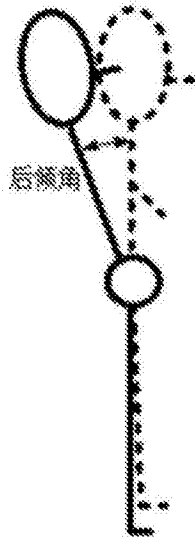


图4 (b)

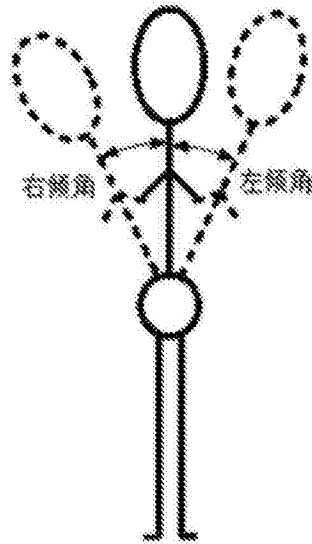


图4 (c)

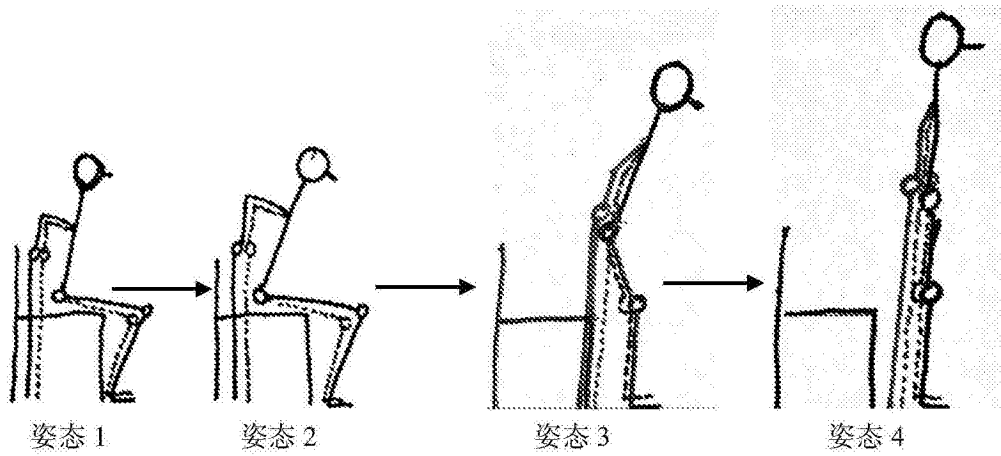


图5

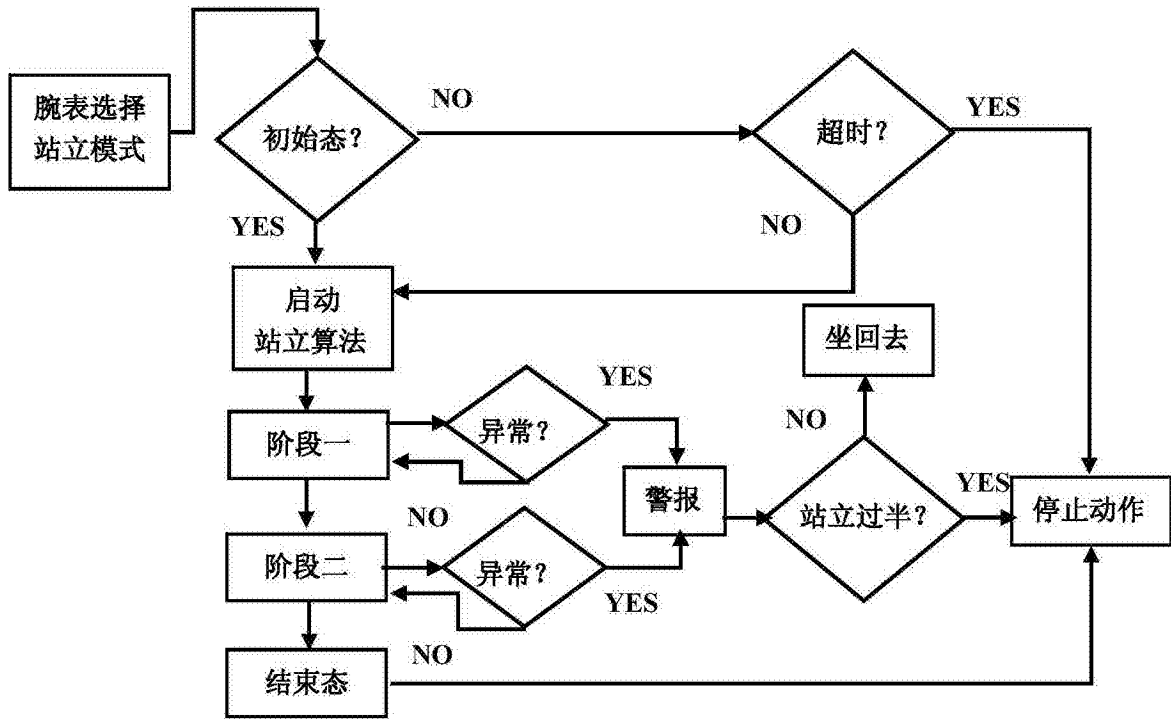


图6