



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112494272 B

(45) 授权公告日 2021.12.24

(21) 申请号 202011352104.0

A61H 1/02 (2006.01)

(22) 申请日 2020.11.27

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 112494272 A

CN 110522457 A, 2019.12.03

CN 101548925 A, 2009.10.07

CN 110721055 A, 2020.01.24

(43) 申请公布日 2021.03.16

CN 111821143 A, 2020.10.27

(73) 专利权人 中国科学院自动化研究所  
地址 100190 北京市海淀区中关村东路95号

CN 102357284 A, 2012.02.22

CN 111315544 A, 2020.06.19

CN 108379038 A, 2018.08.10

(72) 发明人 王卫群 侯增广 胡旭超 石伟国  
焦雨泽 方志杰

US 2017231854 A1, 2017.08.17

CN 108379038 A, 2018.08.10

(74) 专利代理机构 北京市恒有知识产权代理事务  
所(普通合伙) 11576

CN 109794042 A, 2019.05.24

CN 109124986 A, 2019.01.04

代理人 郭文浩 尹文会

US 2016151176 A1, 2016.06.02

审查员 鲜星宇

(51) Int. Cl.

B25J 9/00 (2006.01)

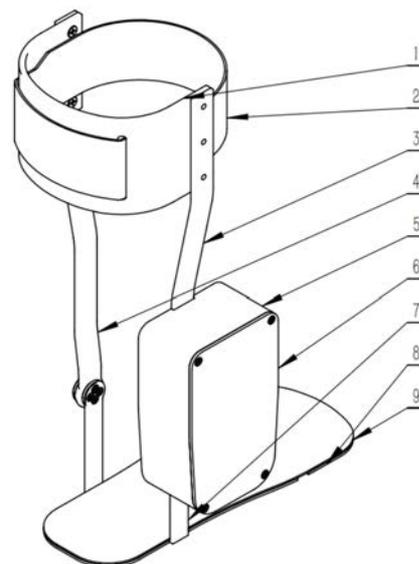
权利要求书2页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

足下垂康复外骨骼机器人及自适应步态辅助控制方法

(57) 摘要

本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种足下垂康复外骨骼机器人及自适应步态辅助控制方法,旨在解决现有技术中无法为足下垂患者提供有效的康复训练的问题。本发明提供的足下垂康复外骨骼机器人,利用感应模块和主控模块记录患者运动学和动力学数据,并通过实时识别人体运动意图控制牵引驱动装置转动以模仿健康人正常步态,实现患侧足部主动康复训练。相比电刺激方法,采用电机辅助患者运动能够使患侧足部达到更加精细的角度位置,同时也更加安全。同时本发明结构简单,重量轻,便于灵活穿戴,能够有效为足下垂患者提供行走助力,辅助其进行足部康复训练。



1. 一种足下垂康复外骨骼机器人,包括足下垂康复设备,所述足下垂康复设备包括足部固定组件、腿部固定组件以及牵引于所述足部固定组件和所述腿部固定组件之间的牵引驱动装置,其特征在于,还包括主控模块和感应模块,所述牵引驱动装置的控制端和所述感应模块分别与所述主控模块通信连接;

所述牵引驱动装置包括分别设置于所述足部固定组件两侧的牵引驱动机构和牵引从动机构;

所述牵引驱动机构包括动力装置、主动轮、从动轴、从动轮和牵引连接件,所述动力装置与所述腿部固定组件固定,所述主动轮套设于所述动力装置的输出轴;所述从动轴与所述足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置,所述从动轮套设于所述从动轴,所述从动轮的半径大于所述主动轮的半径,所述从动轮在靠近所述主动轮的端部设置有用以固定所述牵引连接件的第一牵引固定部和第二牵引固定部,所述牵引连接件一端穿过所述第一牵引固定部后绕所述主动轮旋转一周后沿切线方向延伸穿过所述第二牵引固定部并固定;

所述感应模块用于获取第一数据包并发送至所述主控模块,所述第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;

所述主控模块基于所述第一数据包的数据信号控制所述动力装置通过所述牵引连接件驱动所述从动轮绕所述从动轴轴向旋转,以使得所述牵引从动机构跟随转动,进而带动所述足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动。

2. 一种足下垂康复外骨骼机器人,包括足下垂康复设备,所述足下垂康复设备包括足部固定组件、腿部固定组件以及牵引于所述足部固定组件和所述腿部固定组件之间的牵引驱动装置,其特征在于,还包括主控模块和感应模块,所述牵引驱动装置的控制端和所述感应模块分别与所述主控模块通信连接;

所述牵引驱动装置包括两个分别设置于所述足部固定组件两侧的牵引驱动机构;

所述牵引驱动机构包括动力装置、主动轮、从动轴、从动轮和牵引连接件,所述动力装置与所述腿部固定组件固定,所述主动轮套设于所述动力装置的输出轴;所述从动轴与所述足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置,所述从动轮套设于所述从动轴,所述从动轮的半径大于所述主动轮的半径,所述从动轮在靠近所述主动轮的端部设置有用以固定所述牵引连接件的第一牵引固定部和第二牵引固定部,所述牵引连接件一端穿过所述第一牵引固定部后绕所述主动轮旋转一周后沿切线方向延伸穿过所述第二牵引固定部并固定;

所述感应模块用于获取第一数据包并发送至所述主控模块,所述第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;

所述主控模块基于所述第一数据包的数据信号控制所述动力装置通过所述牵引连接件驱动所述从动轮绕所述从动轴轴向旋转,进而带动所述足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动。

3. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述第一牵引固定部、所述主动轮、所述第二牵引固定部的中心所在位置依次首尾连接能够构成等腰三角形。

4. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述牵

引驱动机构还设置有限位机构,所述限位机构包括转动配合的第一限位件和第二限位件,所述第一限位件和所述第二限位件与所述从动轮同轴设置,所述第一限位件与所述动力装置的外壳固定,所述第二限位件与所述从动轴固定;

所述第一限位件包括呈锐角设置的第一限位部和第二限位部,所述第二限位件包括第三限位部,所述第三限位部能够在所述从动轴的带动下于所述第一限位部与所述第二限位部之间运动。

5. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述牵引驱动装置包括编码器,所述编码器设置于所述动力装置背离所述主动轮的一侧,所述编码器与所述主控模块通过通信链路连接,所述编码器用于获取踝关节的旋转角度。

6. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述足部固定组件包括分别设置于前足部的主踏板以及设置于后足部的副踏板,所述主踏板与所述副踏板铰接。

7. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述主控模块能够基于所述第一数据包的数据信号判断使用者下一个步态相位并基于预设的控制规则对所述足下垂康复外骨骼机器人进行扭矩控制或角度控制,所述预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系。

8. 根据权利要求1或2中任一项所述的足下垂康复外骨骼机器人,其特征在于,所述第一数据包还包括使用者在使用过程中的心率数据,所述主控模块基于所述心率数据控制所述动力装置输出轴的转速,以调整使用者的步速。

9. 一种如权利要求1或2所述的足下垂康复外骨骼机器人的自适应步态辅助控制方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤S100,基于标准步态预测模型获取足下垂康复外骨骼机器人使用者标准步态下的步态相位轨迹参数,所述步态相位轨迹参数包括踝关节角度轨迹、踝关节扭矩轨迹和标准重心高度轨迹;

步骤S200,获取使用者使用过程中的重心高度数据和足底压力数据,并基于所述重心高度数据和足底压力数据计算出使用者当前时刻的重心高度数据;

步骤S300,依据所述使用者当前时刻的重心高度数据获取使用者当前时刻的步态相位,并依据当前时刻的步态相位获取下一时刻的步态相位轨迹参数,并基于预设的控制规则生成足下垂康复外骨骼机器人的控制信号,并依据该信号调整足下垂康复外骨骼机器人以控制使用者的踝关节扭矩和/或踝关节转动角度;

所述预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系。

10. 根据权利要求9所述的足下垂康复外骨骼机器人自适应步态辅助控制方法,其特征在于,所述标准步态预测模型基于样本的年龄、体重、性别、大腿长度、小腿长度、双股宽度、双髌宽度、髌前上棘宽度构建。

## 足下垂康复外骨骼机器人及自适应步态辅助控制方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体涉及一种足下垂康复外骨骼机器人及自适应步态辅助控制方法。

### 背景技术

[0002] 近年来,我国脑卒中的发生率逐年上升,目前已成为国人病死率最高的疾病,占全球脑卒中死亡人群的40%。同时,脑卒中致残率高达70%,其中重度残疾超过40%,其中,足下垂是一种典型的后遗症。足下垂是指由脑卒等疾病所造成的足尖上抬不完全或不能现象,由于足尖抬起困难造成行走步态异常。因此,需要一种足下垂康复训练设备,以解决或至少减轻上述问题。

### 发明内容

[0003] 为了解决现有技术中的上述问题,即为了解决现有技术中无法为足下垂患者提供有效的康复训练的问题。本发明第一方面提供一种足下垂康复外骨骼机器人,包括用于固定足部的足部固定组件、用于固定腿部的腿部固定组件以及牵引于所述足部固定组件和所述腿部固定组件之间的牵引驱动装置,进一步地,还包括主控模块和感应模块,所述牵引驱动装置的控制端、所述感应模块分别与所述主控模块通信连接;所述牵引驱动装置包括分别设置于所述足部固定组件两侧的牵引驱动机构和牵引从动机构;

[0004] 所述牵引驱动机构包括动力装置、主动轮、从动轴、从动轮和牵引连接件,所述动力装置与所述腿部固定组件固定,所述主动轮套设于所述动力装置的输出轴;所述从动轴与所述足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置,所述从动轮套设于所述从动轴,所述从动轮在靠近所述主动轮的端部设置有用以固定所述牵引连接件的第一牵引固定部和第二牵引固定部,所述牵引连接件一端穿过所述第一牵引固定部后绕所述主动轮旋转一周后沿切线方向延伸穿过所述第二牵引固定部并固定;

[0005] 所述感应模块用于获取第一数据包并发送至所述主控模块,所述第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;

[0006] 所述主控模块基于所述第一数据包的数据信号控制所述动力装置通过所述牵引连接件驱动所述从动轮绕所述从动轴轴向旋转,以使得所述牵引从动机构跟随转动,进而带动所述足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动,以使得所述足下垂康复外骨骼机器人为使用者提供助力。

[0007] 本发明第二方面提供一种足下垂康复外骨骼机器人,包括足下垂康复设备,所述足下垂康复设备包括足部固定组件、腿部固定组件以及牵引于所述足部固定组件和所述腿部固定组件之间的牵引驱动装置,其特征在于,还包括主控模块和感应模块,所述牵引驱动装置的控制端和所述感应模块分别与所述主控模块通信连接;

[0008] 所述牵引驱动装置包括两个分别设置于所述足部固定组件两侧的牵引驱动机构;

[0009] 所述牵引驱动机构包括动力装置、主动轮、从动轴、从动轮和牵引连接件,所述动

力装置与所述腿部固定组件固定,所述主动轮套设于所述动力装置的输出轴;所述从动轴与所述足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置,所述从动轮套设于所述从动轴,所述从动轮在靠近所述主动轮的端部设置有用于固定所述牵引连接件的第一牵引固定部和第二牵引固定部,所述牵引连接件一端穿过所述第一牵引固定部后绕所述主动轮旋转一周后沿切线方向延伸穿过所述第二牵引固定部并固定;

[0010] 所述感应模块用于获取第一数据包并发送至所述主控模块,所述第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;

[0011] 所述主控模块基于所述第一数据包的数据信号控制所述动力装置通过所述牵引连接件驱动所述从动轮绕所述从动轴轴向旋转,进而带动所述足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动,以使得所述足下垂康复外骨骼机器人为使用者提供助力。

[0012] 在一些优选技术方案中,所述从动轮的半径大于所述主动轮的半径,所述第一牵引固定部、所述主动轮、所述第二牵引固定部的中心所在位置依次首尾连接能够构成等腰三角形。

[0013] 在一些优选技术方案中,所述牵引驱动机构还设置有限位机构,所述限位机构包括转动配合的第一限位件和第二限位件,所述第一限位件和所述第二限位件与所述从动轮同轴设置,所述第一限位件与所述动力装置的外壳固定,所述第二限位件与所述从动轴固定;

[0014] 所述第一限位件包括呈锐角设置的第一限位部和第二限位部,所述第二限位件包括第三限位部,所述第三限位部能够在所述从动轴的带动下于所述第一限位部与所述第二限位部之间运动。

[0015] 在一些优选技术方案中,所述足部固定组件包括分别设置于前足部的主踏板以及设置于后足部的副踏板,所述主踏板与所述副踏板铰接。

[0016] 在一些优选技术方案中,所述主踏板包括两个分别用于与所述腿部固定组件连接的第一连接杆和第二连接杆;

[0017] 所述第一连接杆与所述腿部固定组件通过所述牵引驱动机构铰接,所述第一连接杆与所述从动轴固定;

[0018] 所述第二连接杆与所述腿部固定组件通过所述牵引从动机构铰接,所述第二连接杆、所述第一连接杆与所述腿部固定组件的铰接部高度可调。

[0019] 在一些优选技术方案中,所述牵引从动机构包括销轴,所述销轴设置于与踝关节距足底的高度相等的位置,所述第二连接杆通过所述销轴与所述腿部固定组件铰接。

[0020] 在一些优选技术方案中,所述牵引驱动装置包括编码器,所述编码器设置于所述动力装置背离所述主动轮的一侧,所述编码器与所述主控模块通过通信链路连接,所述编码器用于采集踝关节的旋转角度。

[0021] 在一些优选技术方案中,所述第一数据包包括使用者的足底压力、关节角度和速度/加速度;其中,所述关节角度为髋、膝、踝三个关节的角度,所述速度/加速度为小腿、大腿和上躯干的速度/加速度;

[0022] 所述主控模块基于所述第一数据包的数据信号控制所述牵引驱动装置驱动所述足部固定组件相对于所述腿部固定组件转动,以使得所述足下垂康复外骨骼机器人为使用者提供助力。

[0023] 在一些优选技术方案中,所述主控模块能够基于所述第一数据包的数据信号判断下一个步态相位并基于预设的控制规则对所述足下垂康复外骨骼机器人进行位置控制或力矩控制,所述预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系。

[0024] 在一些优选技术方案中,所述第一数据包还包括使用者在使用过程中的心率数据,所述主控模块基于所述心率数据控制所述动力装置输出轴的转速,以调整使用者的步速。

[0025] 本发明第三方面提供一种足下垂康复外骨骼机器人自适应步态辅助控制方法,包括以下步骤:

[0026] 步骤S100,基于标准步态预测模型获取足下垂康复外骨骼机器人使用者标准步态下的步态相位轨迹参数,所述步态相位轨迹参数包括踝关节角度轨迹、踝关节扭矩轨迹和标准重心高度轨迹;

[0027] 步骤S200,获取使用者使用过程中的重心高度数据和足底压力数据,并基于所述重心高度数据和足底压力数据计算出使用者当前时刻的重心高度数据;

[0028] 步骤S300,依据所述使用者当前时刻的重心高度数据获取使用者当前时刻的步态相位,并依据当前时刻的步态相位获取下一时刻的步态相位轨迹参数,并基于预设的控制规则生成足下垂康复外骨骼机器人的控制信号,并依据该信号调整足下垂康复外骨骼机器人以控制使用者的踝关节扭矩和/或踝关节转动角度;

[0029] 所述预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系。

[0030] 在一些优选技术方案中,所述标准步态预测模型基于样本的年龄、体重、性别、大腿长度、小腿长度、双股宽度、双髌宽度、髌前上棘宽度构建。

[0031] 本发明的有益效果:

[0032] 本发明的足下垂康复外骨骼机器人结构简单,可以灵活穿戴,为足下垂患者提供行走助力,辅助进行足部康复训练。足部固定组件相对于腿部固定构件转动速度、角度可控,从而可根据每个患者的足下垂病情不同而制定个性化的康复训练方案,保证康复训练效果。

[0033] 本发明的足下垂康复外骨骼机器人能够通过感应模块记录患者运动学和动力学数据,并在主控模块中实时识别人体运动意图,在动力装置无框电机的传动下模仿健康人正常步态,实现患侧足部主动康复训练。相比电刺激方法,采用电机辅助患者运动能够使患侧足部达到更加精细的角度位置,同时也更加安全。

## 附图说明

[0034] 通过阅读参照以下附图所作的对非限制性实施例所作的详细描述,本申请的其它特征、目的和优点将会变得更明显:

[0035] 图1为本发明一种实施例的足下垂康复外骨骼机器人的整体结构示意图;

[0036] 图2为本发明一种实施例中牵引驱动装置的内部结构示意图一;

[0037] 图3为本发明一种实施例中牵引驱动装置的内部结构示意图二;

[0038] 图4为本发明一种实施例中牵引从动机构的剖面示意图;

[0039] 图5为本发明一种实施例中牵引驱动机构的剖面示意图;

[0040] 图6为本发明一种实施例的足下垂康复外骨骼机器人的框架示意图;

- [0041] 图7为本发明一种实施例中步态相位与控制方法的映射关系示意图；
- [0042] 图8为本发明一种实施例中重心高度与步态相位的映射关系示意图；
- [0043] 图9为本发明一种实施例中踝关节的扭矩控制和/或转动角度控制示意图；
- [0044] 图10为本发明一种实施例中心率辅助调节框架图。
- [0045] 附图标记列表：
- [0046] 1-小腿护板；2-绑带；3-第一腿部固定连杆；4-第二腿部固定连杆；5-外壳；6-盖板；7-主踏板；8-橡胶垫；9-副踏板；10-电机壳端盖；11-电机壳；12-无框电机；13-第一电机内圈支架；14-第二电机内圈支架；15-编码器支架；16-大轴承；17-电机输出轴；18-电机壳连接块；19-主动轮；20-牵引连接件；21-从动轴；22-从动轮；23-小轴承；24-小轴承座；25-限位块；26-销轴；27-第一压紧块；28-第二压紧块；29-绝对值编码器。

### 具体实施方式

[0047] 为使本发明的实施例、技术方案和优点更加明显，下面将结合附图对本发明的技术方案进行清楚、完整的描述，显然，所述的实施例是本发明的一部分实施例，而不是全部实施例。本领域技术人员应当理解的是，这些实施方式仅仅用于解释本发明的技术原理，并非旨在限制本发明的保护范围。

[0048] 为了使脑卒中患者能够正常行走，本专利设计了一种用于足下垂康复的便携式外骨骼康复机器人，其利用传感器记录患者运动学和动力学数据，并在主控模块中实时识别人体运动意图，在电机的驱动下模仿健康人正常步态，实现患侧足部主动康复训练。相比电刺激方法，采用电机辅助患者运动能够使患侧足部达到更加精细的角度位置，同时也更加安全。

[0049] 本发明的一种足下垂康复外骨骼机器人，包括足下垂康复设备，所述足下垂康复设备包括足部固定组件、腿部固定组件、牵引驱动装置、感应模块和主控模块，其中，

[0050] 足部固定组件用于固定足部，优选地，足部固定组件包括主踏板和副踏板，以及连接于主踏板和副踏板之间的橡胶垫，主踏板与副踏板之间铰接，以便于满足前脚掌以及脚趾的弯曲动作。

[0051] 腿部固定组件用于固定腿部，优选地，其用于固定小腿。

[0052] 牵引驱动装置用于连接并牵引足部固定组件和腿部固定组件，牵引驱动装置的控制端、感应模块均分别通过通信链路 with 主控模块通信连接，主动模块能够控制牵引驱动装置，以使得足部固定组件相对于腿部固定组件转动。本发明可根据人的行走状态，通过主控模块与牵引驱动装置，自动调节足部于背曲状态与趾屈状态间转换。

[0053] 在本发明的第一种实施例中，牵引驱动装置包括分别设置于足部固定组件两侧的牵引驱动机构和牵引从动机构。在本发明的第二种实施例中，牵引驱动装置包括两个分别设置于足部固定组件两侧的牵引驱动机构。优选地，为了减轻足下垂康复外骨骼机器人的重量，使其更加轻便、减轻患者负担，本发明优选牵引驱动装置包括一个牵引驱动机构和一个牵引从动机构，即牵引驱动机构为主动运动，其能够带动牵引从动机构被动跟随运动，使得足部固定组件在牵引驱动装置的驱动下相对于腿部固定组件转动。本领域技术人员也可设置两个牵引驱动构件，使得两个牵引驱动构件同时驱动足部固定组件，为患者提供更有效地辅助力。

[0054] 在一些优选实施例中,牵引驱动机构包括动力装置、主动轮、从动轮、从动轴以及牵引连接件,动力装置与主控模块通信连接,动力装置与腿部固定组件固定,主动轮套设于动力装置的输出轴;从动轴与足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置;从动轮套设于从动轴,从动轮通过牵引连接件与主动轮连接。具体地,在本申请的优选实施例中,从动轴设固定装设于动力装置输出轴的下方,即从动轮设置在主动轮下方,从动轮在靠近主动轮下端的位置设置有用固定牵引连接件的第一牵引固定部和第二牵引固定部,牵引连接件一端穿过第一牵引固定部后绕主动轮旋转一周后沿切线方向延伸穿过第二牵引固定部并固定;

[0055] 动力装置通过驱动主动轮绕自身轴线旋转,进而使得牵引连接件牵引从动轮绕所述从动轴轴向旋转,以使得牵引从动机构被动跟随转动,进而带动足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动。

[0056] 更进一步地,感应模块用于获取第一数据包并发送至主控模块,第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;

[0057] 主控模块基于第一数据包的数据信号控制动力装置,进而使得动力装置通过牵引连接件驱动从动轮绕所述从动轴轴向旋转,以使得牵引从动机构跟随转动,进而带动足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动。

[0058] 可以理解的是,本发明的足下垂康复外骨骼机器人不仅仅用于足下垂,发明名称不能作为本发明用途的限定,本发明也可以用于其他相关足部疾病的矫正康复训练。为了更清晰地对本发明足下垂康复外骨骼机器人进行说明,下面结合附图对本发明一种优选实施例进行展开详述。

[0059] 作为本发明的一个优选实施例,本发明的足下垂康复外骨骼机器人如图1所示,包括腿部固定组件,其包括小腿护板1、绑带2、第一腿部固定连杆3、第二腿部固定连杆4。第一腿部固定连杆3和第二腿部固定连杆4分别装设于小腿护板1的两侧。绑带2可以为一个或多个,只要能够固定腿部即可。第一腿部固定连杆3和第二腿部固定连杆4分别与牵引驱动机构和牵引从动机构连接。在本申请的另一实施例中,第一腿部固定连杆3和第二腿部固定连杆4分别与专设于足部固定组件两侧的牵引驱动机构连接。

[0060] 足部固定组件包括如图1所示的主踏板7、副踏板9以及连接与两者之间的橡胶垫8。主踏板7包括两个分别用于与腿部固定组件连接的第一连接杆和第二连接杆,优选地,第一连接杆和第二连接杆均为铁板。第一连接杆与第一腿部固定连杆3连接,第二连接杆与第二腿部固定连杆4连接。

[0061] 主踏板7与副踏板9通过橡胶垫8铰接,能够满足患者前脚掌以及脚趾的弯曲动作。优选地,副踏板9设置于对应人体前足的位置处,优选地,副踏板还设有用于固定人体足部的前足固定带;主踏板7设置于对应人体后足的位置处,优选地,主踏板处还设置有后足固定带。前足固定带和后足固定带均可调节其松紧度。在本发明的优选实施例中,主踏板与副踏板之间的具体可调,以便适应不同脚长的人群穿戴。具体地,其可以通过双层橡胶垫固定,主踏板7和副踏板9的外侧均通过第一连杆进行连接,内侧通过第二连杆进行连接,且外侧连接杆13与内侧连接杆14的长度可调,通过调节两个连杆的长度,能够适应不同患者进行穿戴,以便于对其足下垂或是其他相关足部疾病进行矫正康复训练。

[0062] 本发明在使用时,需将主踏板7、副踏板9以及橡胶垫8和脚一起穿入鞋内,并将小

腿护板1与小腿紧密配合,通过绑带2进行缠绕固定。

[0063] 进一步地,本发明附图示意的足下垂康复外骨骼机器人的牵引驱动装置包括分别设置于所述足部固定组件两侧的牵引驱动机构和牵引从动机构;第一连接杆与第一腿部固定连杆3通过牵引驱动机构铰接,第二连接杆与第二腿部固定连杆4通过牵引从动机构铰接,第二连接杆、第一连接杆与腿部固定组件的铰接部高度可调。以便于适应不同患者进行穿戴。

[0064] 具体而言,牵引驱动机构包括外壳5,第一腿部固定连杆3下端固定在电机壳11上,上部与第二腿部固定连杆4共同固定在小腿护板1上。牵引从动机构包括销轴26,销轴26设置于与踝关节距足底的高度相等的位置,第二连接杆通过销轴26与第二腿部固定连杆3铰接。在本发明的优选实施例中,销轴26的中心距橡胶垫8的距离约80mm,该设置能够避免患者在康复训练时扭伤脚部。如图4所示,踝关节内侧采用螺钉将销轴26固定在主踏板7内侧支架上,销轴26与第二腿部固定连杆4一端轴孔配合,跟随外侧驱动旋转。

[0065] 在一些优选实施例中,牵引驱动机构包括动力装置、主动轮19、从动轮22、从动轴21以及牵引连接件20。优选地,动力装置选用无框电机12,动力装置与主控模块通信连接,动力装置与腿部固定组件固定,主动轮19套设于动力装置的输出轴即如图所示的电机输出轴17;从动轴21与足部固定组件固定且与踝关节对应的转动轴同轴设置;从动轮22套设于从动轴21外部并与从动轴21固定,从动轮22靠近主动轮19的位置设置有用于固定牵引连接件20的第一牵引固定部和第二牵引固定部,牵引连接件20一端穿过第一牵引固定部后绕主动轮19旋转一周后沿切线方向延伸穿过第二牵引固定部并固定;在本发明的优选实施例中牵引连接件选用钢丝绳,以保证强度和安全性。本领域技术人员也可选择其他材质,例如尼龙绳。

[0066] 动力装置能够通过牵引连接件20驱动从动轮22绕从动轴21轴向旋转,以使得牵引从动机构被动转动,进而带动足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴转动。具体而言,动力装置的输出轴旋转时,带动主动轮19绕自身轴线旋转,进而牵引连接件能够牵引从动轮22旋转,由于从动轮22套设于从动轴21,因此从动轮22能够带动从动轴21旋转,进而带动与从动轴21固定的足部固定组件绕从动轴旋转,由于从动轴与踝关节的转动轴同轴设置,因此足部固定组件能够在动力装置的驱动下绕踝关节的转动轴旋转。

[0067] 外壳5内装有牵引驱动机构,本发明通过牵引连接件20传输动力。参阅图2-5,牵引驱动装置包括电机壳端盖10、电机壳11、无框电机12、第一电机内圈支架13、第二电机内圈支架14、编码器支架15、大轴承16、电机输出轴17、电机壳连接块18、主动轮19、牵引连接件20、从动轴21、从动轮22、小轴承23、小轴承座24、限位块25、销轴26、第一压紧块27、第二压紧块28、编码器29。

[0068] 进一步地参阅图5,电机壳端盖10采用沉头螺钉固定在电机壳11上,无框电机12外圈通过紧定螺钉固定在电机壳11上,电机壳11内部装有电机输出轴17,主动轮套设于电机输出轴17。电机壳11与电机壳端盖10上分别装有大轴承16,其用于电机输出轴17的轴向固定。无框电机12的内圈通过第一电机内圈支架13和第二电机内圈支架14进行固定,并用螺钉将第一电机内圈支架13和第二电机内圈之间14固定在电机输出轴17上。第一腿部固定连杆3通过螺钉固定在电机壳连接块18上,电机壳连接块18固定在电机壳11上。可以理解的是,本发明的优选实施例中,无框电机12的型号优选为TBM60,其内外圈分开组装。采用无框

电机能够提高机器人性能、减少维护频率且体积小、占用空间小便于患者穿戴,减小负重。

[0069] 参阅附图2,从动轮22的半径大于主动轮19的半径,优选地,主动轮与从动轮的半径比优选为1:5,通过该设置能够增加输出扭矩。从动轮在靠近主动轮的位置设置有第一牵引固定部即第一压紧块27和第二牵引固定部即第二压紧块28用于固定牵引连接件20。第一牵引固定部、主动轮、第二牵引固定部的中心所在位置依次首尾连接能够构成等腰三角形。即第一牵引固定部和第二牵引固定部相对于主动轮19径向对称设置。

[0070] 主动轮19固定在无框电机12的电机输出轴17上,从动轮22固定在从动轴21上,在本申请的实施例中从动轴21设置于电机输出轴17的下方。牵引连接件20连接于主动轮19和从动轮22之间。具体而言,牵引连接件20一端固定在主动轮19与电机输出轴17之间,采用沉头螺钉压紧,牵引连接件20绕主动轮19旋转约一周后顺着切线方向再绕从动轮22,并在从动轮22上用第一压紧块27和第二压紧块28以及螺钉夹紧固定。在本申请的优选实施例中,从动轮在靠近主动轮的端部设置有弧形凹槽,牵引连接件20一端与第一压紧块27固定,另一端沿弧形凹槽延伸至主动轮处,并绕主动轮旋转一周后沿切线方向延伸回弧形凹槽直至弧形凹槽末端,并最终通过第二压紧块28固定。优选地,第一压紧块27和第二压紧块28分别设置于从动轮的两侧,在本申请的优选实施例中,第一压紧块27装设于从动轮靠近使用者的一侧,第二压紧块28装设于从动轮背离使用者的一侧。通过该设置使得牵引连接件的两端分别固定于从动轮的两侧,进而分开牵引连接件,防止牵引连接件在转动过程中的摩擦。

[0071] 参阅附图2,从动轮22采用不规则扇形结构设计,该不规则扇形的外缘即轴心角度为 $60^{\circ}$ 。该设置使得本发明牵引驱动机构结构更紧凑;同时其与主踏板7连接部的上方设置有两个通孔,该设置用于减轻整体机器人重量。

[0072] 进一步地,第一牵引固定部和第二牵引固定部相对于牵引连接件的切线方向分别设置有张紧孔,该张紧孔用于改变牵引连接件20的张紧度。参阅附图2,第一连接杆与从动轮22连接处的两端对称设置有两个张紧孔,牵引连接件20一端用主动轮19固定,另一端采用本发明的特制扳手进行张紧。本发明的特制扳手为L形圆柱杆,L形圆柱杆的短边设置有圆孔。将牵引连接件20穿入圆孔内,并将扳手的短边放入张紧孔内,进行旋转即可实现牵引连接件20的张紧。优选地,第一牵引固定部/第二牵引固定部的中心与张紧孔的中心共线,即二者均在从动轴22的半径上。

[0073] 牵引驱动机构还设置有限位机构,限位机构包括转动配合的第一限位件和第二限位件,第一限位件和第二限位件与从动轮22同轴设置,第一限位件与动力装置的外壳固定,即与电机壳11固定。第二限位件与从动轴21固定,其能够伴随从动轴21运动;

[0074] 第一限位件包括呈锐角设置的第一限位部和第二限位部,第二限位件包括第三限位部,第三限位部能够在从动轴21的带动下于第一限位部与第二限位部之间运动。

[0075] 在本发明的优选实施例中,第一限位件为小轴承座24,第二限位件为限位块25。电机壳11下端装有小轴承座24,小轴承座24内装有2个小轴承23和从动轴21,即从动轴21固定装设于电机壳11下部,其仅具有绕自身轴线转动的自由度。从动轴21两端通过小轴承23限位,并用孔用卡簧轴向固定。从动轴21从动轴21采用螺钉固定在主踏板7的支架上,从动轮22套设于从动轴21并通过轴用卡簧固定。进一步地,从动轴21的另一端装有限位块25,其作用为与小轴承座24配合并将踝关节的旋转角度限制在安全角度范围内。第一限位件的两个限位部呈锐角设置用于将限位块的第三限位部的转动角度限制在 $0^{\circ}\sim 50^{\circ}$ 以内,即用于将

足部固定组件的转动角度限制在 $0^{\circ}\sim 50^{\circ}$ 以内。

[0076] 牵引驱动装置还包括编码器29,编码器设置于动力装置背离主动轮19的一侧,即电机壳11的另一侧。编码器29与主控模块通过通信链路连接,编码器29用于采集踝关节的旋转角度。具体而言,电机输出轴17一端装有主动轮19,另一端装有编码器支架15。编码器29优选为绝对值编码器,编码器29的磁环固定在编码器支架15上,读数头固定在电机壳端盖10上。本发明能够通过编码器或角度传感器检测足部的背屈、趾屈角度,保证足部活动于正常安全的范围之内。优选地,踝关节具体地背屈旋转角度为 $0^{\circ}\sim 20^{\circ}$ 、趾屈旋转角度为 $0^{\circ}\sim 30^{\circ}$ 。

[0077] 本发明的足下垂康复外骨骼机器人的主控模块能够通过控制无框电机12旋转,以使得电机输出轴上的主动轮19绕自身轴线旋转,进而通过牵引连接件20带动从动轮22旋转,由于电机输出轴17与踝关节对应的转动轴同轴设置,因此从动轮22能够带动足部固定组件绕与踝关节对应的转动轴旋转,以实现踝关节进行自动锻炼,达到以物理方式康复治疗足下垂的目的,患者可自行控制主控模块的数据,以便于随时都可以自己进行康复训练,加快足下垂的康复,本发明结构简单且易于操作,能够有效降低康复、护理难度。

[0078] 优选地,本发明的主控模块还包括主控底板、WIFI、蓝牙、TF卡、电机驱动器、编码器、加速度检测机构、心率检测机构和足底压力传感器。其中,主控底板连接供电、通讯和数据采集模块;加速度检测机构、足底压力传感器和心率检测机构主要用于采集人体运动学和动力学数据以及使用者在运动过程中的心率数据,其能够采集到的数据经过WIFI或蓝牙传输,存储在TF卡中,在主控模块中进行数据处理后,通过内部设计算法控制电机、编码器,实现外骨骼辅助运动。具体地,本申请通过单片机实现编码器与电机之间的控制反馈,编码器通过RS485协议与电机驱动器通信连接。电机驱动器控制电机,编码器获取电机数据反馈给电机驱动器形成闭合回路。可以理解的是,本发明的第二种实施例即牵引驱动机构为两个时同样具备上述的优点和功能,再次不再赘述。

[0079] 进一步地,本申请的感应模块与主控模块通过通信链路连接,感应模块用于获取第一数据包并发送至主控模块,主动模块基于感应模块的数据控制牵引驱动装置,即控制牵引驱动机构中动力装置的旋转。

[0080] 在本申请的第一种优选实施例中,第一数据包包括使用者的足底压力数据信号、关节角度数据信号和速度/加速度数据信号;其中,足底压力数据信号为足底压力传感器检测到的压力数据;关节角度数据信号为关节旋转角度传感器检测到的髋关节、膝关节、踝关节三个关节的角度数据;速度/加速度为速度/加速度传感器检测的小腿、大腿和上躯干的速度/加速度数据。

[0081] 在另一些优选实施例中,本申请的足下垂康复外骨骼机器人的第一数据包包括使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据;具体而言,基于使用者在使用过程中的重心高度数据和足底压力数据能够获取使用者的下一个步态相位。可以理解的是,感应模块还能够获取踝关节力/力矩数据信号等。只要能够用于获取人体下一个步态相位即可。

[0082] 主控模块基于第一数据包的数据信号控制牵引驱动装置驱动足部固定组件相对于腿部固定组件转动,以使得足下垂康复外骨骼机器人为使用者提供助力。具体地,主控模块能够基于第一数据包的数据信号判断使用者下一个步态相位并基于预设的控制规则对足下垂康复外骨骼机器人进行扭矩(力矩)控制或角度(位置)控制,预设的控制规则为步态

相位与康复训练方法的映射关系。

[0083] 参阅图7,本发明能够根据第一数据包的数据信号,基于人体行走不同阶段运动学和动力学参数差异对步态相位进行划分。人体的步态相位总共划分为8个相位,其分别为:1、初始接触相;2、负载响应相;3、中间站立相;4、最终站立相;5、预摆动相;6、初始摆动相;7、中间摆动相;8、最终摆动相。

[0084] 为了精确控制足下垂康复外骨骼机器人,给患者提供安全、有效的康复训练,不同阶段下,本发明足下垂康复外骨骼机器人采用不同的控制策略,即本发明通过预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系选择优选的控制方式控制足下垂外骨骼机器人。优选地,1-4阶段采用(扭矩)力矩控制,使患者能够在支撑相得到可靠的助力;5-8阶段采用(角度)位置控制,能够为患者设定合适的训练目标,达到最佳训练效果。可以理解的是,1-4阶段采用(扭矩)力矩控制、5-8阶段采用(角度)位置控制帮助患者患足完成背屈,实现正常行走功能。上述实施例仅为一种优选地步态相位与康复训练方法的映射关系,不同患者的康复训练方法不同,因此本领域技术人员可根据患者的实际情况调整该映射关系或力矩大小、踝关节旋转角度等。

[0085] 更进一步地,第一数据包还包括使用者在使用过程中的心率数据,主控模块基于心率数据控制所述动力装置输出轴的转速,以调整使用者的步速。优选地,参阅图10,为了保证使用者在佩戴踝关节外骨骼机器人时能够以最佳速度行走,使用心率监控的方式来对外骨骼机器人辅助步速进行调节。在佩戴外骨骼机器人前,首先对使用者最佳步速对应的心率进行定量预测;在外骨骼机器人辅助期间,使用者佩戴心率表以实时监测心率。当使用者心率低于(最佳步速心率-20)次/分,接近静息状态时,反映出其步速较慢,可以适当提升外骨骼机器人电机转速,进而提高步速;当使用者心率高于(最佳步速心率+20)次/分时,反映出其步速较快,可以适当降低外骨骼机器人电机转速来降低步速,以预防使用者肌肉疲劳以及可能发生的跌倒危险。

[0086] 可以理解的是,本发明的主控模块能够根据机器人的状态实时调整动力学模型与人机交互模型,并估计干扰,消除干扰的影响,从而进一步改善人机协调性,实现柔顺的运动控制,辅助人体更为自然、轻松地进行康复训练动作。

[0087] 更优选地,本申请提供一种足下垂康复外骨骼机器人自适应步态辅助控制方法,包括以下步骤:

[0088] 步骤S100,基于标准步态预测模型获取足下垂康复外骨骼机器人使用者标准步态下的步态相位轨迹参数,所述步态相位轨迹参数包括踝关节角度轨迹、踝关节扭矩轨迹和标准重心高度轨迹;具体而言,标准步态预测模型基于样本的年龄、体重、性别、大腿长度、小腿长度、双股宽度、双髌宽度、髌前上棘宽度构建。

[0089] 步骤S200,获取使用者使用过程中的重心高度数据和足底压力数据,并基于重心高度数据和足底压力数据计算出使用者当前时刻的重心高度数据;

[0090] 步骤S300,依据使用者当前时刻的重心高度数据获取使用者当前时刻的步态相位,并依据当前时刻的步态相位获取下一时刻的步态相位轨迹参数,具体地,步态相位轨迹参数包括使用者的重心高度、踝关节的扭矩轨迹、踝关节的角度轨迹。

[0091] 进一步地,依据上述数据即踝关节的扭矩轨迹和踝关节的角度轨迹,基于预设的控制规则生成足下垂康复外骨骼机器人的控制信号,并依据该信号调整足下垂康复外骨骼

机器人以控制使用者的踝关节扭矩和/或踝关节转动角度;预设的控制规则为步态相位与康复训练方法的映射关系。具体而言,根据使用者的模拟健康步态相位轨迹参数,控制外骨骼康复机器人,同时通过外骨骼康复机器人自带的足底压力传感器和踝关节角度检测传感器作为反馈回路。需要说明的是,本申请的足下垂康复外骨骼机器人自适应步态辅助控制方法主要适用于外骨骼穿戴式足下垂康复外骨骼机器人。

[0092] 具体而言,本申请的控制方法需要建立个性化标准步态预测模型。以下列事实方式为例,并不能限定本发明全部内容。在实际应用中:通过事先采集的健康被试的步态运动数据(髌、膝、踝三个关节的角度,足底压力变化,重心高度变化)和8个与个体步态相关性强的个体参数(年龄、体重、性别、大腿长度、小腿长度、双股宽度、双髌宽度、髌前上棘宽度),构建个性化标准步态预测模型。具体方法为:每名被试均在同一跑步机上进行相同时间的匀速行走运动,行走的同时记录运动数据。数据经过滤波、分割、标准化和平均后,得到个性化标准步态并进一步提取标准步态特征。进一步地,设计以8个人体参数为输入的高斯过程回归模型,对步态特征分别进行预测。训练后的模型能够仅凭借新被试的人体参数,准确预测其步态特征,进而还原出对应的标准步态。可以理解的是,本申请的个性化标准步态预测模型可以基于时序模型、支持向量机、人工神经网络、决策树、随机森林中的任一方法进行构建。

[0093] 进一步地,在足下垂患者穿戴本申请足下垂康复外骨骼机器人前,需要首先测量上述的8个人体参数,将穿戴者的8个人体参数输入至个性化标准步态预测模型,输出获取穿戴者对应的标准步态的相关参数。具体地,穿戴者标注步态相关参数包括标准踝关节角度轨迹、标准踝关节扭矩轨迹和标准重心高度轨迹,其中,踝关节角度轨迹和踝关节扭矩轨迹用于控制足下垂康复外骨骼机器人,重心高度轨迹用于与步态相位一一对应。在实际检测中,穿戴者的实际踝关节扭矩轨迹通过足底压力变化轨迹计算得到,即可通过足下垂外骨骼机器人的足底压力传感器获取;穿戴者的实际踝关节角度轨迹通过惯性传感器或加速度传感器获取;穿戴者的实际重心高度轨迹可通过设置于穿戴者腰部的传感器获取。可以理解的是,穿戴者的实际重心高度获取方法可通过运动捕捉系统获取,也可采用公知技术进行。由于人体在行走过程中,重心高度的周期稳定性强,误差小。因此本申请优选建立标准重心高度轨迹与步态相位的对应关系,即可通过使用当前时刻的中心高度轨迹获取当前时刻的步态相位,进而获取下一时刻的步态相位。具体地,在外骨骼辅助过程中,利用安置在腰部的传感器记录的使用者实时重心高度、足底压力传感器数据进行范围选择,可确定使用者当前时刻处于标准重心高度轨迹的位置,进一步推测出具体的步态相位,进而确定对应的踝关节扭矩和角度。如图8所示。对于不同阶段的步态相位,根据标准踝关节扭矩轨迹和角度轨迹可设定对应的控制目标,进一步,在对应的相位阶段,踝关节扭矩传感器或加速度计测量得到的实际扭矩值或实际角度值作为反馈,与控制目标一同构成控制闭环(如图9所示),实现不同相位阶段的踝关节外骨骼控制方法,使使用者的辅助行走过程更加安全舒适。

[0094] 需要说明的是,人体步态相位轨迹参数还包括髌关节、膝关节等关节的运动参数,由于患者的髌关节和膝关节作为计算数据误差相对较大,因为本申请通过人体重心高度映射步态相位,进而通过踝关节扭矩轨迹和踝关节角度轨迹作为控制目标进行控制。

[0095] 具体地,不同相位阶段的踝关节外骨骼控制方法不同,优选地,1-4阶段采用(扭

矩)力矩控制,使用者能够在支撑相得到可靠的助力;5-8阶段采用(角度)位置控制,能够为使用者设定合适的训练目标,达到最佳训练效果。可以理解的是,1-4阶段采用(扭矩)力矩控制、5-8阶段采用(角度)位置控制帮助使用者患足完成背屈,实现正常行走功能。力矩(扭矩)控制具体方式如下:通过使用者实际重心高度和足底压力确定步态相位,进一步确定当前相位下的踝关节扭矩并输入给足下垂康复外骨骼机器人的主控模块作为控制目标。同时,足底压力传感器采集的实时数据经过计算转换为实时的踝关节扭矩,作为反馈输入控制器构成闭环。位置(角度)控制具体方式如下:通过使用者实际重心高度和足底压力确定步态相位,进一步确定当前相位下的踝关节角度并输入给足下垂康复外骨骼机器人的主控模块作为控制目标。同时,安置在踝关节处的加速度计实时采集患者踝关节角度,作为反馈输入控制器构成闭环。

[0096] 上述本申请实施例中的技术方案中,至少具有如下的技术效果及优点:

[0097] 本发明的足下垂康复外骨骼机器人结构简单,可以灵活穿戴,为足下垂患者提供行走助力,辅助进行足部康复训练。足部固定组件相对于腿部固定构件转动速度、角度可控,从而可根据每个患者的足下垂病情不同而制定个性化的康复训练方案,保证康复训练效果。

[0098] 本发明的足下垂康复外骨骼机器人能够通过感应模块记录患者运动学和动力学数据,并在主控模块中实时识别人体运动意图,在动力装置无框电机的传动下模仿健康人正常步态,实现患侧足部主动康复训练。相比电刺激方法,采用电机辅助患者运动能够使患侧足部达到更加精细的角度位置,同时也更加安全。

[0099] 需要说明的是,在本发明的描述中,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”等指示方向或位置关系的术语是基于附图所示的方向或位置关系,这仅仅是为了便于描述,而不是指示或暗示所述装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”、“第三”仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0100] 此外,还需要说明的是,在本发明的描述中,除非另有明确的规定和限定,术语“安装”、“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通。对于本领域技术人员而言,可根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0101] 术语“包括”或者任何其它类似用语旨在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、物品或者设备/装置不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其它要素,或者还包括这些过程、物品或者设备/装置所固有的要素。

[0102] 至此,已经结合附图所示的优选实施方式描述了本发明的技术方案,但是,本领域技术人员容易理解的是,本发明的保护范围显然不局限于这些具体实施方式。在不偏离本发明的原理的前提下,本领域技术人员可以对相关技术特征做出等同的更改或替换,这些更改或替换之后的技术方案都将落入本发明的保护范围之内。

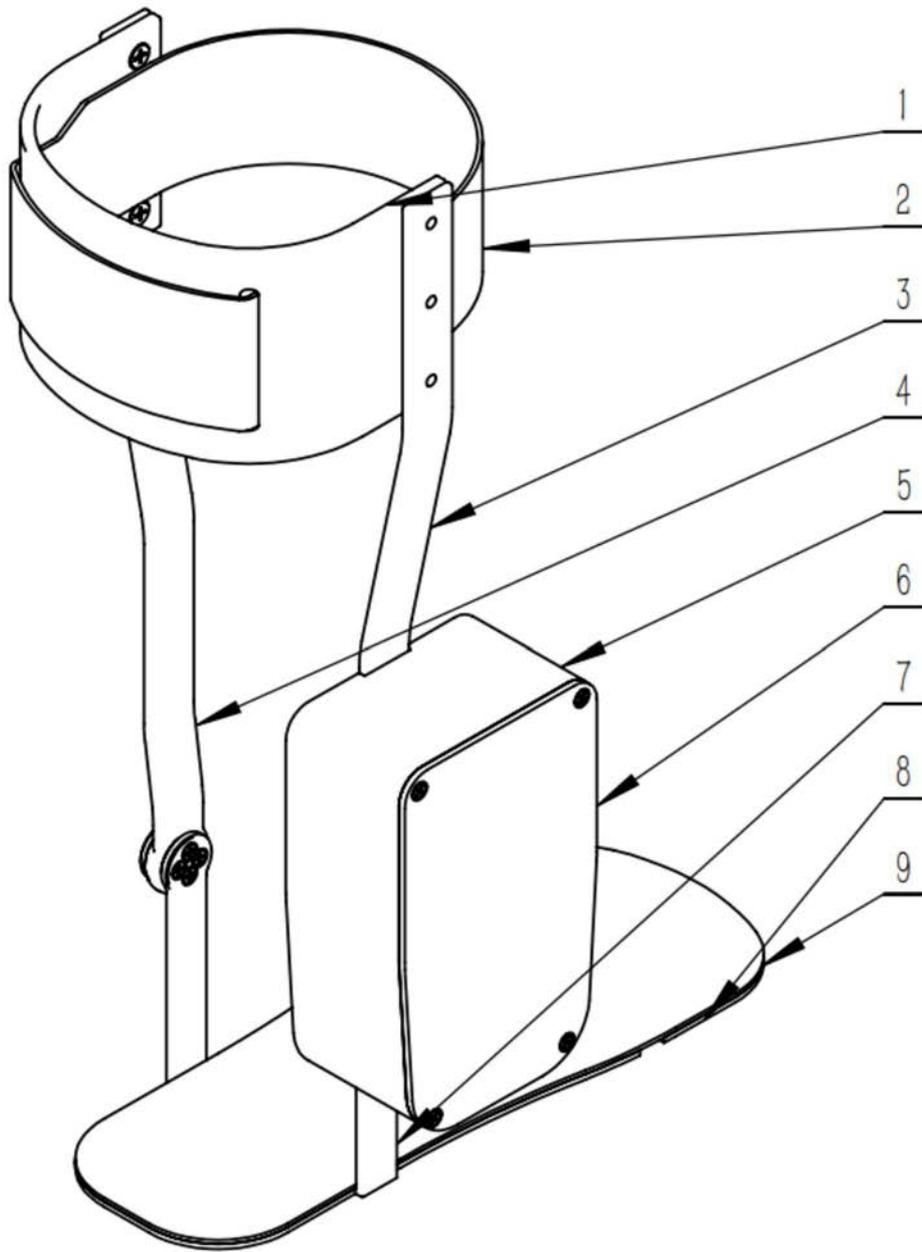


图1

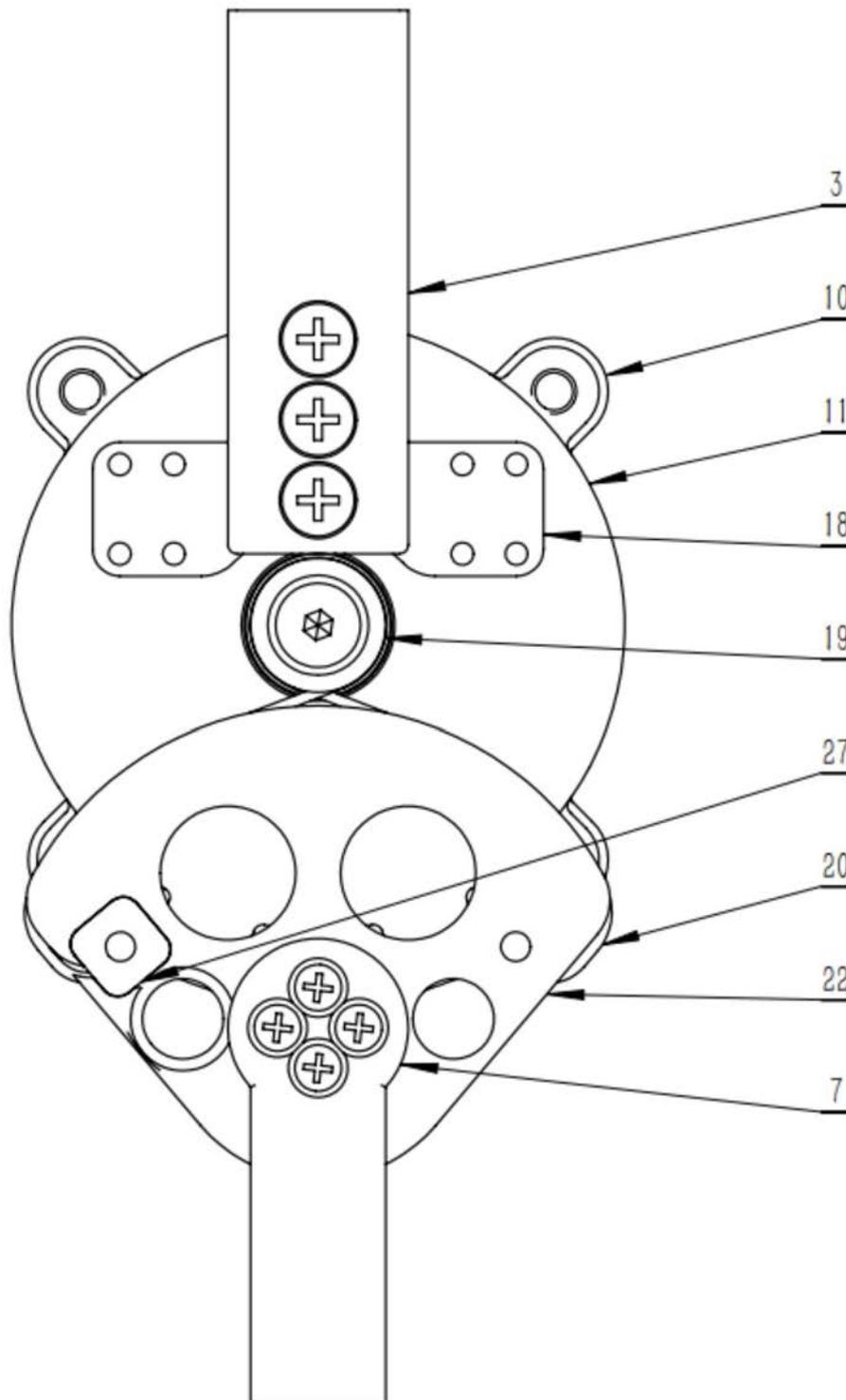


图2

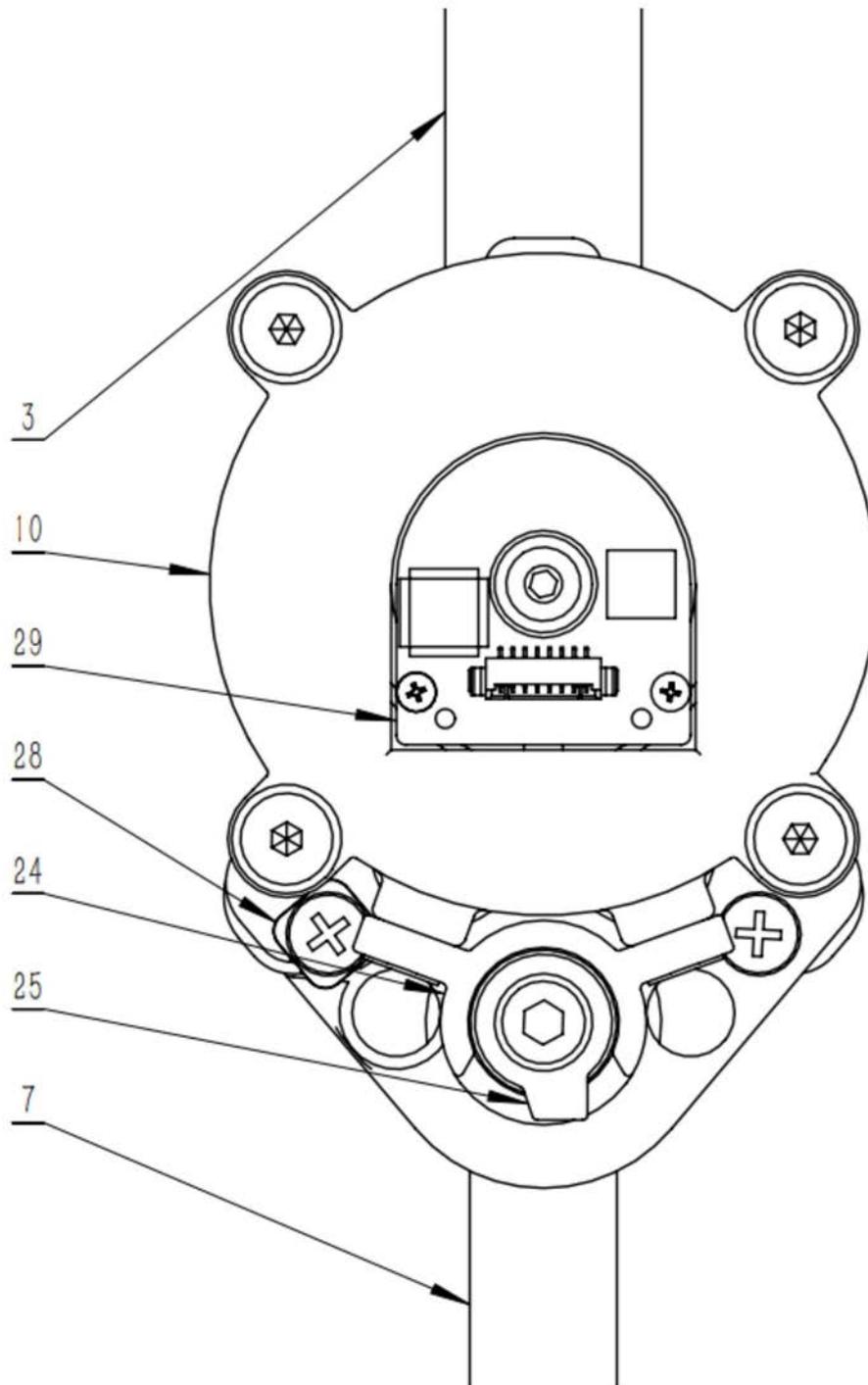


图3

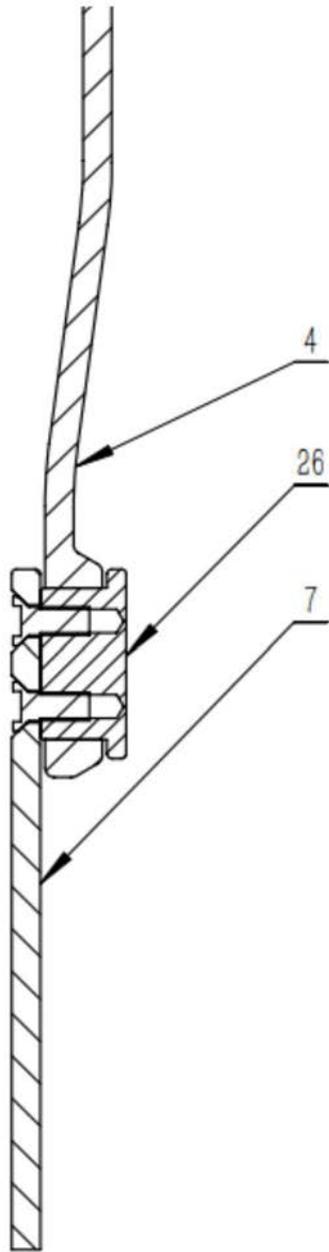


图4

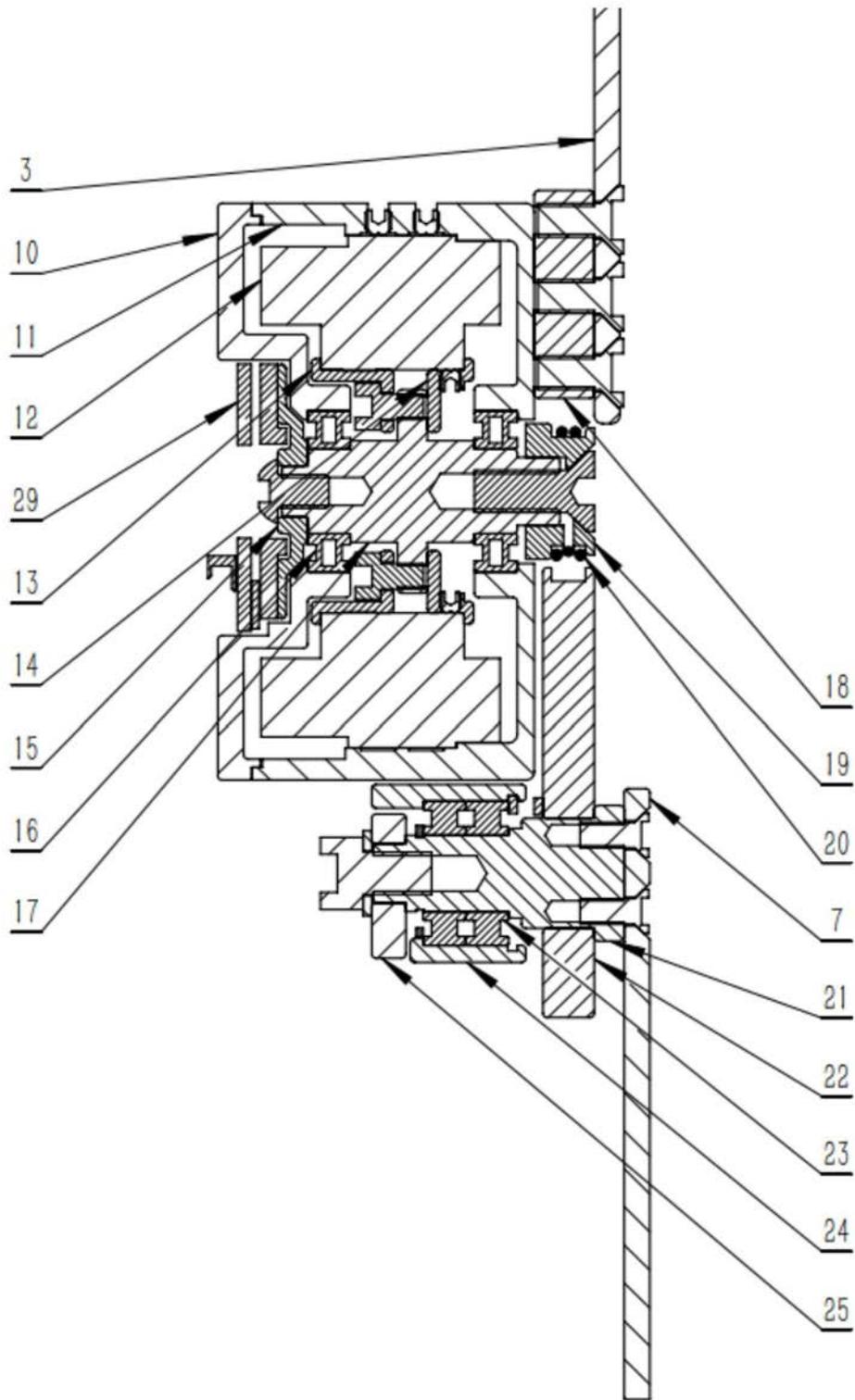


图5

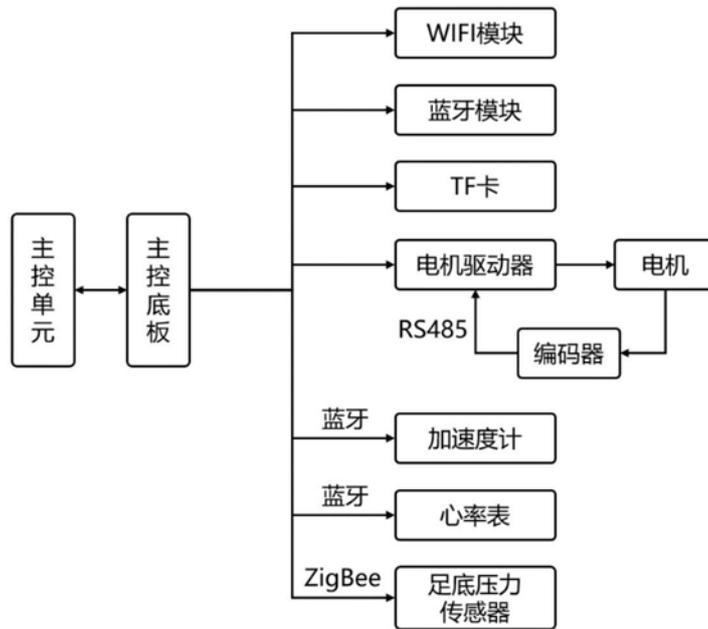


图6

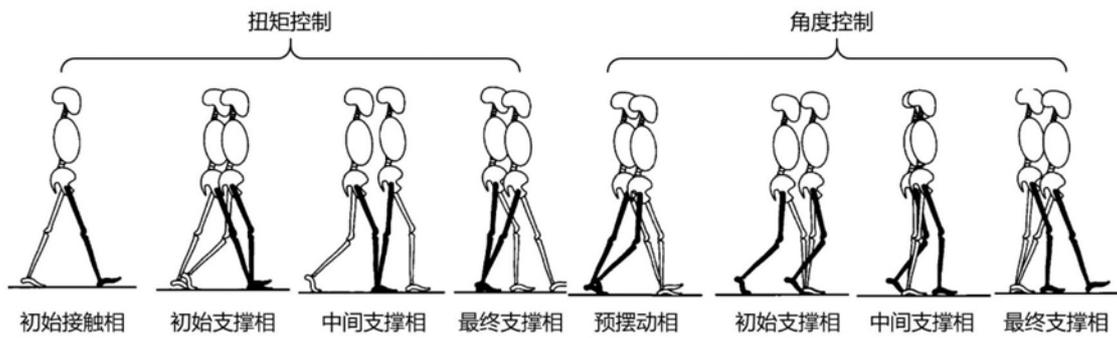


图7

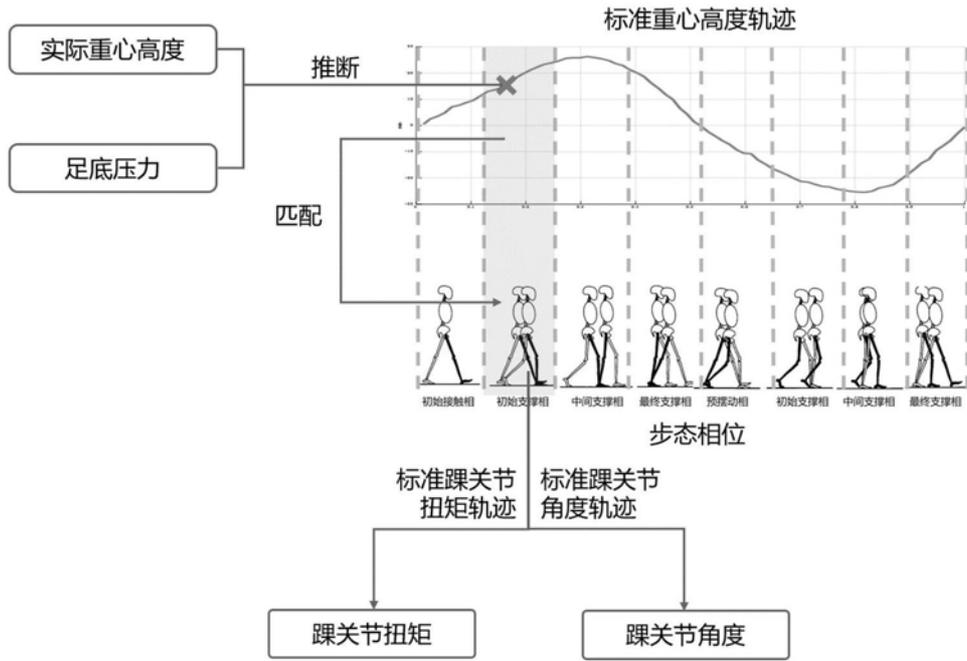


图8

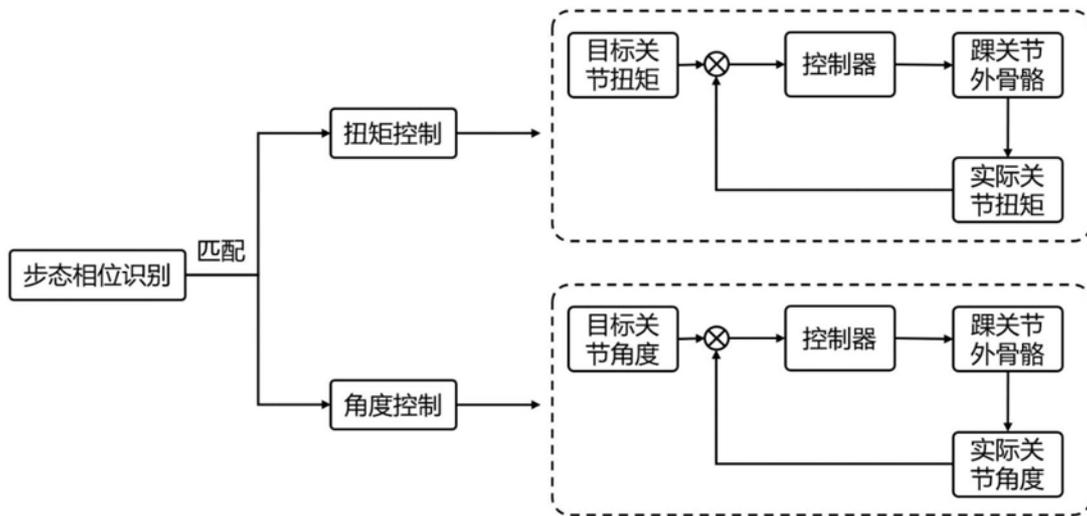


图9

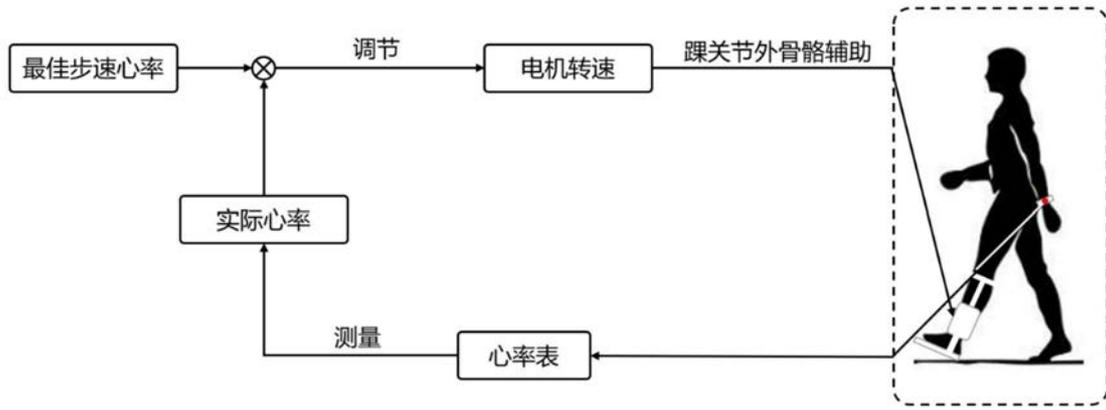


图10