



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112025681 B

(45) 授权公告日 2021. 11. 16

(21) 申请号 202010910730.0

(22) 申请日 2020.09.02

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112025681 A

(43) 申请公布日 2020.12.04

(73) 专利权人 中国科学技术大学
地址 230041 安徽省合肥市金寨路96号

(72) 发明人 李智军 李想 皮明 高洪波

(74) 专利代理机构 上海段和段律师事务所
31334

代理人 李佳俊 郭国中

(51) Int. Cl.

B25J 9/00 (2006.01)

B25J 17/02 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 110842896 A, 2020.02.28

US 2019380903 A1, 2019.12.19

CN 110695959 A, 2020.01.17

CN 109044742 A, 2018.12.21

US 2014100493 A1, 2014.04.10

CN 106078702 A, 2016.11.09

CN 107126344 A, 2017.09.05

CN 105105973 A, 2015.12.02

审查员 沈珍

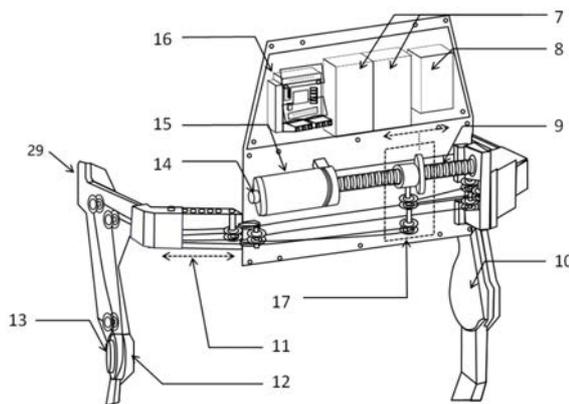
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

电动腰部辅助外骨骼

(57) 摘要

本发明提供了一种电动腰部辅助外骨骼,包括背板(1)、肩部背带(2)、驱动致动装置(3)、大腿套(4)、左大腿连接杆(5)以及右大腿连接杆(6);所述背板(1)上端连接肩部背带(2),背板(1)下端连接驱动致动装置(3),驱动致动装置(3)的两侧分别连接左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6),左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6)上均设置有大腿套(4)。本发明结构简单合理,小巧轻便,通过肩部背带和大腿套穿戴,穿戴后驱动致动装置位于腰部并能够辅助腰部进行弯腰和伸展动作;采用滑动器、髋部屈曲线以及髋部伸展线,通过串联弹性致动的方法执行辅助力的控制,支持穿戴者的弯腰和蹲起动作。



1. 一种电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,包括背板(1)、肩部背带(2)、驱动致动装置(3)、大腿套(4)、左大腿连接杆(5)以及右大腿连接杆(6);

所述背板(1)上端连接肩部背带(2),背板(1)下端连接驱动致动装置(3),驱动致动装置(3)的两侧分别连接左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6),左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6)上均设置有大腿套(4);

所述驱动致动装置(3)包括左髌连接件(29)、右髌连接件(28)、左髌轴(12)、右髌轴(10)、弹性致动装置以及电力控制系统;

所述左髌连接件(29)、右髌连接件(28)分别连接背板(1)的两侧,左髌连接件(29)通过左髌轴(12)连接左大腿连接杆(5),右髌连接件(28)通过右髌轴(10)连接右大腿连接杆(6);

所述电力控制系统设置在背板(1)上,电力控制系统连接弹性致动装置,弹性致动装置设置在背板(1)、左髌连接件(29)以及右髌连接件(28)上并连接左髌轴(12)、右髌轴(10);

所述弹性致动装置包括电机(15)、滚珠丝杠(9)、滑动器(17)、走线定滑轮、换向定滑轮、髌部屈曲线(18)以及髌部伸展线(19),所述滑动器(17)包括滑动装置、动滑轮P7、动滑轮P8;

所述电机(15)安装在背板(1)上并连接电力控制系统,电机(15)的转轴连接滚珠丝杠(9),滑动装置套设在滚珠丝杠(9)上并能够在电机(15)的作用下沿着滚珠丝杠(9)左右运动,滑动装置上设置有动滑轮P7、动滑轮P8,动滑轮P7、动滑轮P8的轴向位于同一直线上;

所述髌部屈曲线(18)缠绕在动滑轮P7上,髌部屈曲线(18)的一端通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件(28)内部绕过右髌轴(10)前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定,髌部屈曲线(18)的另一端绕过动滑轮P7右侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件(29)内部绕过左髌轴(12)前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定;

所述髌部伸展线(19)缠绕在动滑轮P8上,髌部伸展线(19)的一端通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件(29)内部绕过左髌轴(12)后半周后通过髌部伸展线固定装置固定,髌部伸展线(19)的另一端绕过动滑轮P8左侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件(28)内部绕过右髌轴(10)后半周后通过髌部伸展线固定装置固定。

2. 根据权利要求1所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述电力控制系统包括电池(7)、IMU传感器(8)以及控制驱动器(16),所述电池(7)分别连接IMU传感器(8)、控制驱动器(16)以及弹性致动装置;所述IMU传感器(8)连接控制驱动器(16),控制驱动器(16)连接弹性致动装置。

3. 根据权利要求1所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述左髌连接件(29)、右髌连接件(28)为折形,左髌连接件(29)折形的一端连接背板(1),左髌连接件(29)折形的另一端连接左髌轴(12),右髌连接件(28)折形的一端连接背板(1),右髌连接件(28)折形的另一端连接右髌轴(10)。

4. 根据权利要求1所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述驱动致动装置(3)还包括盆骨连接杆(11),背板(1)与左髌连接件(29)之间、背板(1)与右髌连接件(28)之间均设置有盆骨连接杆(11)。

5. 根据权利要求4所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述盆骨连接杆(11)包括伸缩杆装置,所述伸缩杆装置能够调节盆骨连接杆(11)的长度;

通过调节盆骨连接杆(11)与背板(1)的连接角度,能够调节盆骨连接杆(11)长度变化时对应的宽度与深度变化的比例。

6.根据权利要求5所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述电机(15)上设置有差分编码器(14),所述左髋轴(12)、右髋轴(10)上分别设置有绝对磁编码器(13);

所述滑动器(17)左右运动的范围在动滑轮P8左侧的换向定滑轮与动滑轮P7右侧的换向定滑轮之间。

7.根据权利要求5所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述髋部屈曲线固定装置包括线导向器(20)、髋部屈曲弹簧(21)以及屈曲线固定件(23),

所述髋部屈曲线(18)的两端分别通过左髋轴(12)、右髋轴(10)下部的线导向器(20)导向后贯穿髋部屈曲弹簧(21)并通过屈曲线固定件(23)固定在髋部屈曲弹簧(21)的端部;

所述髋部伸展线固定装置包括线导向器(20)、髋部伸展弹簧(22)以及伸展线固定件(24),

所述髋部伸展线(19)的两端分别通过左髋轴(12)、右髋轴(10)下部的线导向器(20)导向后贯穿髋部伸展弹簧(22)并通过伸展线固定件(24)固定在髋部伸展弹簧(22)的端部。

8.根据权利要求1所述的电动腰部辅助外骨骼,其特征在于,所述左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6)采用伸缩杆,所述大腿套(4)能够相对于左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6)在前后方向旋转,所述左大腿连接杆(5)、右大腿连接杆(6)能够相对于驱动致动装置(3)在左右方向旋转。

电动腰部辅助外骨骼

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体地,涉及一种电动腰部辅助外骨骼。

背景技术

[0002] 目前,许多工人正遭受重复运动的工业任务引起的肌肉骨骼疾病,这些疾病会对工人的日常生活产生负面影响,代表性症状之一是下腰痛,尤其是在建筑,运输,储存,人类健康和社会工作活动领域,背部疾病的发生率更高。外骨骼技术被认为是预防肌肉骨骼疾病的有效解决方案,但传统的腰部辅助外骨骼由于太重和扭矩传递不足导致穿着不舒服,并且大多腰部辅助外骨骼背部较长、材料过硬,会干扰穿戴者的自然腰部运动。

[0003] 传统有源腰部助力外骨骼常采用的驱动方式主要有电机、液压、电推杆、气动肌肉等,无源系统则多采用弹簧作为储能形式,或者通过钢丝绳,转轮相组合的形式,实现长距离力或力矩的传递。利用弹簧在人体弯腰时的拉伸来存储人体重力势能,然后在人体伸展过程中提供助力。传统的腰部辅助外骨骼结构复杂、功能单一,对穿戴者关节限制较大。

[0004] 公开号为CN207930662U的专利文献公开了一种被动型腰部辅助外骨骼,采用气弹簧驱动,结构简单,重量较轻,便于使用者的活动,继而增强辅助效果。但是气弹簧驱动机构速度易变动,难于精确控制,低温特性差,由于系统缺少外部能量,系统输出的助力相对较小,且无法根据外在负载变化进行实时调节。

发明内容

[0005] 针对现有技术中的缺陷,本发明的目的是提供一种电动腰部辅助外骨骼。

[0006] 根据本发明提供的一种电动腰部辅助外骨骼,包括背板、肩部背带、驱动致动装置、大腿套、左大腿连接杆以及右大腿连接杆;

[0007] 所述背板上端连接肩部背带,背板下端连接驱动致动装置,驱动致动装置的两侧分别连接左大腿连接杆、右大腿连接杆,左大腿连接杆、右大腿连接杆上均设置有大腿套。

[0008] 优选地,所述驱动致动装置包括左髋连接件、右髋连接件、左髋轴、右髋轴、弹性致动装置以及电力控制系统;

[0009] 所述左髋连接件、右髋连接件分别连接背板的两侧,左髋连接件通过左髋轴连接左大腿连接杆,右髋连接件通过右髋轴连接右大腿连接杆;

[0010] 所述电力控制系统设置在背板上,电力控制系统连接弹性致动装置,弹性致动装置设置在背板、左髋连接件以及右髋连接件上并连接左髋轴、右髋轴。

[0011] 优选地,所述电力控制系统包括电池、IMU传感器以及控制驱动器,所述电池分别连接IMU传感器、控制驱动器以及弹性致动装置;所述IMU传感器连接控制驱动器,控制驱动器连接弹性致动装置。

[0012] 优选地,所述左髋连接件、右髋连接件为折形,左髋连接件折形的一端连接背板,左髋连接件折形的另一端连接左髋轴,右髋连接件折形的一端连接背板,右髋连接件折形的另一端连接右髋轴。

[0013] 优选地,所述驱动致动装置还包括盆骨连接杆,背板与左髌连接件之间、背板与右髌连接件之间均设置有盆骨连接杆。

[0014] 优选地,所述盆骨连接杆包括伸缩杆装置,所述伸缩杆装置能够调节盆骨连接杆的长度;

[0015] 通过调节盆骨连接杆与背板的连接角度,能够调节盆骨连接杆长度变化时对应的宽度与深度变化的比例。

[0016] 优选地,所述弹性致动装置包括电机、滚珠丝杠、滑动器、走线定滑轮、换向定滑轮、髌部屈曲线以及髌部伸展线,所述滑动器包括滑动装置、动滑轮P7、动滑轮P8;

[0017] 所述电机安装在背板上并连接电力控制系统,电机的转轴连接滚珠丝杠,滑动装置套设在滚珠丝杠上并能够在电机的作用下沿着滚珠丝杠左右运动,滑动装置上设置有动滑轮P7、动滑轮P8,动滑轮P7、动滑轮P8的轴向位于同一直线上;

[0018] 所述髌部屈曲线缠绕在动滑轮P7上,髌部屈曲线的一端通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件内部绕过右髌轴前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定,髌部屈曲线的另一端绕过动滑轮P7右侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件内部绕过左髌轴前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定;

[0019] 所述髌部伸展线缠绕在动滑轮P8上,髌部伸展线的一端通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件内部绕过左髌轴后半周后通过髌部伸展线固定装置固定,髌部伸展线的另一端绕过动滑轮P8左侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件内部绕过右髌轴后半周后通过髌部伸展线固定装置固定。

[0020] 优选地,所述电机上设置有差分编码器,所述左髌轴、右髌轴上分别设置有绝对磁编码器;

[0021] 所述滑动器左右运动的范围在动滑轮P8左侧的换向定滑轮与动滑轮P7右侧的换向定滑轮之间。

[0022] 优选地,所述髌部屈曲线固定装置包括线导向器、髌部屈曲弹簧以及屈曲线固定件,

[0023] 所述髌部屈曲线的两端分别通过左髌轴、右髌轴下部的线导向器导向后贯穿髌部屈曲弹簧并通过屈曲线固定件固定在髌部屈曲弹簧的端部;

[0024] 所述髌部伸展线固定装置包括线导向器、髌部伸展弹簧以及伸展线固定件,

[0025] 所述髌部伸展线的两端分别通过左髌轴、右髌轴下部的线导向器导向后贯穿髌部伸展弹簧并通过伸展线固定件固定在髌部伸展弹簧的端部。

[0026] 优选地,所述左大腿连接杆、右大腿连接杆采用伸缩杆,所述大腿套能够相对于左大腿连接杆、右大腿连接杆在前后方向旋转,所述左大腿连接杆、右大腿连接杆能够相对于驱动致动装置在左右方向旋转。

[0027] 与现有技术相比,本发明具有如下的有益效果:

[0028] 1、本发明结构简单合理,小巧轻便,穿戴舒适,通过肩部背带和大腿套穿戴,穿戴后驱动致动装置位于腰部并能够辅助腰部进行弯腰和伸展动作。

[0029] 2、本发明通过采用滑动器在滚珠丝杠上左右滑动带动髌部屈曲线、髌部伸展线做相反的运动(一个伸长,则另一个收缩),从而带动左髌轴和右髌轴产生旋转力矩,通过串联弹性致动的方法执行辅助力的控制,支持穿戴者的弯腰和蹲起动作。

[0030] 3、本发明采用走线定滑轮将滑动器动滑轮上缠绕的髋部屈曲线、髋部伸展线的两端引导到左髋轴和右髋轴，并通过换向定滑轮实现双向同步传输，即髋部屈曲线在左髋轴、右髋轴的运动相同(同为收缩或同为伸长)，髋部伸展线在左髋轴、右髋轴的运动相同(同为收缩或同为伸长)，从而实现左髋轴、右髋轴产生的旋转力矩作用方向相同。

[0031] 4、本发明采用导向线+滚珠丝杠驱动机构，由单个执行器进行导向线驱动，与传统的差分机构相比，更加经济轻便，并且它允许双向功率传输，可以通过串联弹性致动(SEA)的方法执行精细的力控制。

[0032] 5、本发明通过骨盆连接杆可以很轻松的进行宽度/深度调节(宽度对应于人体左右尺寸，深度对应于人体前后尺寸)，大腿杆采用伸缩杆，大腿套能够相对于大腿杆在前后方向旋转，大腿杆能够相对于驱动致动装置在左右方向旋转，具备两个用于髋关节屈伸的前驱动自由度、两个大腿外展/内收的被动自由度和两个大腿套的被动自由度，充分贴合穿戴者的大腿形状，以及穿戴者的髋部的身材，提高穿着舒适感。

[0033] 6、本发明采用IMU传感器测量估计穿戴者躯干的方向，判断穿戴者腰部的运动趋势，再通过控制驱动器换算需要补偿的力，然后通过电机控制滑动器滑动的方向和距离输出需要补充的力，对穿戴者腰部的运动进行辅助补偿。

附图说明

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

[0035] 图1为本发明的结构示意图。

[0036] 图2为本发明除肩部背带外的结构示意图。

[0037] 图3为本发明驱动致动装置及背板的结构示意图。

[0038] 图4为本发明弹性致动装置的左侧安装结构是有意图。

[0039] 图5为本发明弹性致动装置的右侧安装结构是有意图。

[0040] 图6为本发明髋部屈曲线、髋部伸展线的走线示意图。

[0041] 图7为本发明左髋连接件、左髋轴与髋部屈曲线、髋部伸展线的连接结构示意图。

[0042] 图8为本发明弹性致动装置的原理图。

[0043] 图9为本发明盆骨连接杆的结构示意图。

[0044] 图10为腰部运动的解剖学分析图。

[0045] 图11为简化人体模型动作描述图。

[0046] 图中示出：

- | | | |
|--------|----------|------------|
| [0047] | 1-背板 | 18-髋部屈曲线 |
| [0048] | 2-肩部背带 | 19-髋部伸展线 |
| [0049] | 3-驱动制动装置 | 20-线导向器 |
| [0050] | 4-大腿套 | 21-髋部屈曲弹簧 |
| [0051] | 5-左大腿连接杆 | 22-髋部伸展弹簧 |
| [0052] | 6-右大腿连接杆 | 23-屈曲线固定件 |
| [0053] | 7-电池 | 24-伸展线固定件 |
| [0054] | 8-IMU传感器 | 25-髋部屈伸自由度 |

[0055]	9-滚珠丝杠	26-大腿外展/内收自由度
[0056]	10-右髌轴	27-大腿套被动自由度
[0057]	11-骨盆连接杆	28-右髌连接件
[0058]	12-左髌轴	29-左髌连接件
[0059]	13-绝对磁编码器	P1-P5、P9、P10、P12-P16为走线定滑轮
[0060]	14-差分编码器	P6、P11为换向定滑轮
[0061]	15-电机	P7、P8为动滑轮
[0062]	16-控制驱动器	拐角滑轮1-4为走线定滑轮
[0063]	17-滑动器	

具体实施方式

[0064] 下面结合具体实施例对本发明进行详细说明。以下实施例将有助于本领域的技术人员进一步理解本发明,但不以任何形式限制本发明。应当指出的是,对本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变化和改进。这些都属于本发明的保护范围。

[0065] 在本申请的描述中,需要理解的是,术语“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本申请和简化描述,而不是指示或暗示所指的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申请的限制。

[0066] 本发明提出了一种电动腰部辅助外骨骼,以减轻背部肌肉疲劳并防止穿戴者背部受伤。本发明采用短而刚性的背板式安全带连接驱动致动装置,通过肩部背带及绑带固定于穿戴者身上,驱动致动装置左右两侧下方各连接有大腿连接杆,两个大腿连接杆分别连接了大腿套。电动腰部辅助外骨骼共有六个自由度,其中包括两个用于髌部屈伸的双向欠驱动自由度25,每个腿外展/内收的两个被动自由度26,以及每个大腿套的两个被动自由度27,从而使大腿套沿侧倾方向自由旋转,以适应穿戴者的大腿形状,可以减少穿着不适。

[0067] 背部受伤主要是由于作业人员反复提起物体,将重物保持在静止姿势并因重物而向后扭动。为了减少这些伤害,应用有助于腰部朝反重力方向运动的系统很有帮助。通常此系统配置为通过分配在两个髌关节处的致动器将辅助扭矩传递到穿戴者的躯干。这种配置非常简单,但是需要大型电机和高减速比的减速器才能满足腰部辅助任务的扭矩-速度规范。因此,该配置经常导致系统总重量的增加。为了克服该限制,本发明采用了导向线+滚珠丝杠驱动机构,仅通过单个执行器就可为穿戴者的工业任务传递大的腰部辅助扭矩,并且开发成本较低、重量较轻;当穿戴者正常行走时,即使不利用致动器的操作,在双髌上施加的机械阻抗几乎为零。本发明通过采用导向线+滚珠丝杠驱动机构(髌部屈曲线18、髌部伸展线19即导向线),由单个执行器(滑动器)进行导向线驱动,可为穿戴者传递大的腰部辅助扭矩,与传统的差分机构相比,更加经济轻便,并且它允许双向功率传输,可以通过串联弹性致动(SEA)的方法执行精细的力控制,支持穿戴者的弯腰和蹲起动作。本发明参照基于生物力学模型的动力学/运动学分析确定了弹性致动装置的扭矩/速度规格,旨在最大程度地提供所需全部腰部扭矩的大约一半;经过实验验证,穿戴本发明产品后,受试者弯腰姿势的竖脊肌和臀大肌的肌肉强度分别降低了40.7%和41.1%,半蹲姿势分别降低了35.0%和

29.6%。

[0068] 根据本发明提供一种电动腰部辅助外骨骼,如图1-9所示,包括背板1、肩部背带2、驱动致动装置3、大腿套4、左大腿连接杆5以及右大腿连接杆6;所述背板1上端连接肩部背带2,背板1下端连接驱动致动装置3,驱动致动装置3的两侧分别连接左大腿连接杆5、右大腿连接杆6,左大腿连接杆5、右大腿连接杆6上均设置有大腿套4。所述背板1采用短而刚性的板式安全带代替了传统的僵硬的长背板,以使其不会接近穿戴者的脖子而导致背部僵硬,不会干扰穿戴者的自然腰部运动。

[0069] 如图3-7所示,所述驱动致动装置3包括左髌连接件29、右髌连接件28、左髌轴12、右髌轴10、弹性致动装置以及电力控制系统;所述左髌连接件29、右髌连接件28分别连接背板1的两侧,左髌连接件29通过左髌轴12连接左大腿连接杆5,右髌连接件28通过右髌轴10连接右大腿连接杆6;所述电力控制系统设置在背板1上,电力控制系统连接弹性致动装置,弹性致动装置设置在背板1、左髌连接件29以及右髌连接件28上并连接左髌轴12、右髌轴10。所述电力控制系统包括电池7、IMU传感器8以及控制驱动器16,所述电池7分别连接IMU传感器8、控制驱动器16以及弹性致动装置;所述IMU传感器8连接控制驱动器16,控制驱动器16连接弹性致动装置。所述左髌连接件29、右髌连接件28为折形,左髌连接件29折形的一端连接背板1,左髌连接件29折形的另一端连接左髌轴12,右髌连接件28折形的一端连接背板1,右髌连接件28折形的另一端连接右髌轴10。所述驱动致动装置3还包括盆骨连接杆11,背板1与左髌连接件29之间、背板1与右髌连接件28之间均设置有盆骨连接杆11。如图9所示,所述盆骨连接杆11包括伸缩杆装置,所述伸缩杆装置能够调节盆骨连接杆11的长度;通过调节盆骨连接杆11与背板1的连接角度,能够调节盆骨连接杆11长度变化时对应的宽度与深度变化的比例。

[0070] IMU传感器8即惯性测量单元(Inertial measurement unit,简称IMU),是测量物体三轴姿态角(或角速率)以及加速度的装置是测量物体三轴姿态角(或角速率)以及加速度的装置。本发明采用导向线+滚珠丝杠驱动机构,允许双向功率传输,可以通过串联弹性致动(SEA)的方法执行精细的力控制,支持穿戴者的弯腰和蹲起动作。所述电力控制系统用于实现控制算法;IMU传感器8采集穿戴者躯干运动数据,用以估计穿戴者躯干的方向,优选地,采样的速率设置为1KHz,IMU传感器8采集的数据传送到控制驱动器16(采用嵌入式微控制器作为主控制器),控制驱动器16控制器根据躯干运动数据计算辅助补偿力并转化成电流信号驱动电机15旋转,进而带动滑动器17在滚珠丝杠9上运动,通过弹性致动产生使左髌轴12、右髌轴10旋转的力矩,进而辅助穿戴者腰部的运动。优选地,控制驱动器16根据控制器局域网(CAN)协议与电机15进行通信,以传输当前命令并接收电机15的霍尔传感器数据;IMU传感器8通过通用异步收发器(UART)协议将穿戴者上半身的绝对倾斜度数据发送到控制驱动器16;所述电池采用40V锂电池。

[0071] 当穿戴者在站立状态下有弯腰的趋势时,位于背部的IMU传感器8会检测这种趋势,并且将这种趋势传递给控制驱动器16,控制驱动器16会控制电机15旋转,带动滑动器17向左运动使髌屈曲(弯腰速度是经过多次测试后设置的,符合人正常弯腰的速度),同时控制驱动器16会根据弯腰的角度计算穿戴者站起时需要提供的辅助力的大小;当穿戴者在弯腰状态下,有站起的趋势(背板设计较短,不会完全限制背部上方的运动,因此穿戴者背部可以进行小幅度的上抬和下放动作),位于背部的IMU传感器8会检测这种趋势,并根据弯腰

时计算的力的大小计算需要给电机15提供电流的大小,然后控制电机15沿着相反的方向旋转,带动滑动器17向右运动使得髌伸展以达到站起的目的。

[0072] 优选地,骨盆连接杆11是一个宽度/深度调节装置(宽度对应于人体左右尺寸,深度对应于人体前后尺寸),通过套筒式伸缩结构的推拉和锁定机制可以进行宽度与深度的调节,用于适应不同穿戴者的身材。当需要将宽度调大时,先按下按钮,再将骨盆连接杆往外抽出即可(两侧抽出相同长度),反之不需要按钮,直接将骨盆连接杆11往内侧推(当然深度也会随之变化),经过很多组各种身材的穿戴者测试,我们将宽度与深度调节变化之比设置为1.34:1。

[0073] 如图3-6所示,所述弹性致动装置包括电机15、滚珠丝杠9、滑动器17、走线定滑轮、换向定滑轮、髌部屈曲线18以及髌部伸展线19,所述滑动器17包括滑动装置、动滑轮P7、动滑轮P8;所述电机15安装在背板1上并连接电力控制系统,电机15的转轴连接滚珠丝杠9,滑动装置套设在滚珠丝杠9上并能够在电机15的作用下沿着滚珠丝杠9左右运动,滑动装置上设置有动滑轮P7、动滑轮P8,动滑轮P7、动滑轮P8的轴向位于同一直线上;所述髌部屈曲线18缠绕在动滑轮P7上,髌部屈曲线18的一端通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件28内部绕过右髌轴10前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定,髌部屈曲线18的另一端绕过动滑轮P7右侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件29内部绕过左髌轴12前半周后通过髌部屈曲线固定装置固定;所述髌部伸展线19缠绕在动滑轮P8上,髌部伸展线19的一端通过多个走线定滑轮穿过左髌连接件29内部绕过左髌轴12后半周后通过髌部伸展线固定装置固定,髌部伸展线19的另一端绕过动滑轮P8左侧的换向定滑轮换向后通过多个走线定滑轮穿过右髌连接件28内部绕过右髌轴10后半周后通过髌部伸展线固定装置固定。所述电机15上设置有差分编码器14,所述左髌轴12、右髌轴10上分别设置有绝对磁编码器13;所述滑动器17左右运动的范围在动滑轮P8左侧的换向定滑轮与动滑轮P7右侧的换向定滑轮之间。如图7所示,所述髌部屈曲线固定装置包括线导向器20、髌部屈曲弹簧21以及屈曲线固定件23,所述髌部屈曲线18的两端分别通过左髌轴12、右髌轴10下部的线导向器20导向后贯穿髌部屈曲弹簧21并通过屈曲线固定件23固定在髌部屈曲弹簧21的端部;所述髌部伸展线固定装置包括线导向器20、髌部伸展弹簧22以及伸展线固定件24,所述髌部伸展线19的两端分别通过左髌轴12、右髌轴10下部的线导向器20导向后贯穿髌部伸展弹簧22并通过伸展线固定件24固定在髌部伸展弹簧22的端部。

[0074] 为了建立反馈控制,在左髌轴12、右髌轴10上安装了用于测量髌屈曲/伸展角度的绝对磁性编码器13,并安装了IMU传感器8以估计穿戴者躯干的方向,通过电机15上安装的差分编码器14计算滑动器17的位置。为了校准滑动器17的中性位置,当穿戴者最初以中性站立姿势且没有任何交互作用力时,将使用安装在两个髌关节上的绝对磁编码器13。

[0075] 所述髌部屈曲线18和髌部伸展线19延伸到大腿部分,并分别与髌部屈曲弹簧21、髌部伸展弹簧22固定在一起,以构成用于力控制的串联弹性致动。优选地,如图4-5所示,编号P1-P16为滑轮,只有滑动器17上的两个滑轮P7、P8是动滑轮,其余滑轮均是定滑轮,其中P1、P2、P3安装于左髌连接件29内部供走线用为走线定滑轮,P4、P5安装于骨盆连接杆11内部供走线用为走线定滑轮,P9、P10、P12、P13为右髌的拐角滑轮,起线导向的作用为走线定滑轮,左髌也有四个拐角滑轮1、2、3、4,分别安装于左髌连接件29与骨盆连接杆11相接处和骨盆连接杆11与背板1相接处,右髌的滑轮P12-P16与左髌滑轮P1-P3和拐角滑轮1、2对称;

P6、P11为换向定滑轮，分别安装在背板1与左侧骨盆连接杆11连接处、背板1与右侧骨盆连接杆11连接处。

[0076] 如图10所示，考虑到人体解剖学，与腰部和臀部运动相关的主要肌肉是位于两髋的臀大肌，在腰部弯曲和伸展期间，这两种肌肉同步地像一条联动的肌肉一样工作，因为臀部的两个关节旋转方向是相同的，这表明仅通过类似于该联动肌肉的单个致动器就可以辅助腰部运动。然后，外骨骼实际上是一种动力传输系统，该动力传输系统通过一个执行器将产生的扭矩传递到两个髋关节。此外，对于正常的步行，两条臀部关节的运动方向是相反的，因为在特定的步态阶段（称为“双姿态”），两条肌肉被独立激活。因此，动力传输系统必须允许两个髋关节以最小的机械阻抗沿相反的方向运动，以进行正常的行走。通过该分析开发了由单个电机和滚珠丝杠系统组成的欠驱动系统。将执行器（滑动器17）模块放置在臀部背面附近，接近相应的肌肉位置。为了提高舒适性，机械连杆的设计重点是减轻重量和最大化接触表面的辅助力。

[0077] 滑动器17的工作原理，如图6所示：

[0078] 左髋：当滑动器17向左移动距离 x (mm)时，髋部屈曲线18①拉长 x (mm)，通过换向定滑轮P11使得线②向右移动 x (mm)，带动线③向上移动 x (mm)；同时因为滑动器17向左移动，使得髋部伸展线19④缩短 x (mm)，从而使得线⑤向下移动 x (mm)；由于线③向上移动，线⑤向下移动使得左髋轴12顺时针转动（如果双腿悬空，左髋轴12的顺时针转动会使得大腿上抬，而双脚着地时，自然就会使人弯腰）。

[0079] 右髋：当滑动器17向左移动距离 x (mm)时，髋部屈曲线18⑥向左移动 x (mm)，从而带动线⑨向上移动 x (mm)；同时由于滑动器17的向左移动，使得髋部伸展线19⑦缩短 x (mm)，线⑧向右移动 x (mm)，从而使得线⑩向下移动 x (mm)；由于线⑨向上移动，线⑩向下移动使得右髋轴10逆时针转动（如果双腿悬空，右髋轴10的逆时针转动会使得大腿上抬，而双脚着地时，自然就会使人弯腰）。

[0080] 需要注意的是，左髋轴12的顺时针转动和右髋轴10的逆时针转动是在两个相反的方向观察的，所以两髋的运动方向是相同的，即滑动器17向左移动为髋屈曲，向右移动为髋伸展。

[0081] 将滑动装置和换向定滑轮抽象成如图8所示，滑动器17的运动导致滑动器17与左/右固定滑轮之间的相对距离以相反的方向变化，这些相对距离表示为 $\tilde{L}_{\text{伸展}}$ 和 $\tilde{L}_{\text{屈曲}}$ ，滑动器17向左移动以进行动力髋关节的屈曲（ $\tilde{L}_{\text{屈曲}} < \tilde{L}_{\text{伸展}}$ ），向右运动以进行动力髋关节的伸展（ $\tilde{L}_{\text{屈曲}} > \tilde{L}_{\text{伸展}}$ ）。通过拉动髋部屈曲线18并同时释放髋部伸展线19来传递弹性致动器中产生的力，以推动髋关节屈曲，反之亦然，相对距离的构成关系用公式(1)表示：

$$[0082] \quad \Delta \tilde{L}_{\text{extension}} = -\Delta \tilde{L}_{\text{flexion}} \quad (1)$$

[0083] 公式(1)可以这样解释，即机器人的左髋关节屈伸角度（ θ_{LH} ）在运动学上被约束为右髋关节屈伸角度（ θ_{RH} ），

$$[0084] \quad \theta_{\text{LH}} + \theta_{\text{RH}} = \theta_{\text{H}} \quad (2)$$

[0085] 在此约束下，两个髋角的总和（ θ_{H} ）可以通过所提出的带有串联弹性致动机构的奇

异驱动系统来控制,两个髋部角度的平均值 $\frac{\theta_H}{2}$ 定义为等式(8)中的 θ_h ,对于正常的步行,已经观察到每个髋关节的运动方向与另一髋关节的运动方向相反,除了特定步态阶段(称为双姿势)外。因此,在约束下(即,几乎固定 θ_{LH}),当以正常步态行走时,两个髋关节可以以最小的阻抗沿相反的方向相互移动。当需要辅助扭矩来抬起穿戴者的躯干时,控制单个执行器以产生可减小 θ_{LH} 方向的扭矩。

[0086] 髋部屈曲线18、髋部伸展线19延伸到大腿部分,并与弹性组件(髋部屈曲弹簧21、髋部伸展弹簧22)固定在一起,以构成用于力控制的串联弹性致动机构,优选地,两个弹簧刚度常数 K_s 为36.21N/mm。施加在每条线上的拉力 F 会根据公式(3)中的胡克定律使相应的弹簧位移 ΔX 变形。

$$[0087] \quad \Delta X = \frac{F}{K_s} \quad (3)$$

[0088] 假设该静态力关系可以描述传递到人体的相互作用力,则可以通过调节髋部屈曲弹簧21(ΔX_{flex})和髋部伸展弹簧22(ΔX_{ext})的总变形和来执行力控制。在髋部屈曲线18、髋部伸展线19上施加力,通过使用左髋轴12和右髋轴10上的绝对磁性编码器13和电机15上的差分编码器14,可以计算出总变形 ΔX 。调节张力的方向通过图7中的线导向器20改变,线导向器20上的反作用力 \vec{F} (等于施加的控制力 F)导致在左髋轴12(或右髋轴10)上施加的扭矩 $\vec{\tau} = \vec{R} \times \vec{F}$,其中图7中的 \vec{R} 是矢量,其大小是左髋轴12(或右髋轴10)的半径。因此,由于线导向器20的运动学位置,其具有平行于 \vec{R} 方向的分量,因此一部分张力会导致损失,但这对于串联弹性致动机构弹性元件的安装是不可避免的。因此, \vec{F} 和 $\vec{\tau}$ 之间的大小关系可以描述为:

$$[0089] \quad |\vec{\tau}| = \eta |\vec{R}| |\vec{F}| = \frac{1}{\xi} |\vec{F}| \quad (4)$$

[0090] 其中, η 是力传递速率, ξ 是力传递效率,优选地,力传递速率 $\eta=0.87$,计算出的力传递率 ξ 为34.37 m^{-1} 。

[0091] 控制驱动器16通过串联弹性致动装置来调节施加的力,如公式(5)所示:

$$[0092] \quad F = F_d + K_p(F_d - F) + K_d(\dot{F}_d - \dot{F}) \quad (5)$$

[0093] 其中, F_d 为所需的力(穿戴者当前弯腰角度对应站起来需要多大的力), F 为控制驱动器16施加的力(通过公式计算控制器需要施加多大的辅助力,只起到辅助作用,不控制人的行为), \dot{F} 和 \dot{F}_d 为对应导数, K_p 和 K_d 为调节系数(能够经过多次试验调节确定),通过公式(4)、(5)确定电机15电流的指令值 I_{cur} :

$$[0094] \quad I_{cur} = \frac{(F_d + K_p(F_d - k_s \Delta X) + K_d(\dot{F}_d - k_s \Delta \dot{X}))}{\xi G k_t} \quad (6)$$

[0095] 其中, k_t 是选定电机的扭矩常数; G 是齿轮比,表示电机15产生的扭矩与施加到左髋轴12、右髋轴10的扭矩之间的关系。当确定了所需的 F_d 时,控制驱动器16会根据公式(6)中的 I_{cur} 值控制电机15的电流。

[0096] 为了帮助目标姿势进行腰部运动,本发明提供腰部屈曲/伸展力,以实现虚拟的弹性约束,而不会出现导向线松弛的问题。如图11所示,为了完成腰部辅助并减小竖脊肌的负

荷,控制驱动器16生成与确定的辅助转矩 τ_{tot} 相对应的电机电流值,转矩 $\vec{\tau}$ 是辅助转矩的总和,辅助转矩由公式(7)中所示的四个控制动作得出:

$$[0097] \quad \tau_{tot} = \tau_{GT} + \tau_{NT} + \tau_{SH} + \tau_{NH} \quad (7)$$

[0098] • τ_{GT} :重力补偿转矩,用于减少重力对穿戴者躯干的影响;

[0099] • τ_{NT} :负速度反馈控制转矩,具有随角度变化的增益;

[0100] • τ_{NH} :虚拟大腿段角速度的负速度反馈控制转矩,具有随角度变化的增益;

[0101] • τ_{SH} :根据虚拟大腿段上的虚拟约束条件产生所需弹性刚度所需的转矩;

[0102] 在图11中, θ_t 表示相对于垂直方向的估计的躯干顺时针角度, $\dot{\theta}_t$ 表示 θ_t 的时间导数,本发明基于感知躯干和虚拟大腿部分之间的角度,将左髋轴12、右髋轴10的角度都视为可一起控制;大腿假肢段定义为两个大腿连杆相对于垂直方向的平均角度姿势,如公式(8)所示, θ_h 是相对于竖直方向的两个髋关节(即左髋轴12或右髋轴10)逆时针角度的平均值,即 θ_{RH} 或 θ_{LH} 的平均值:

$$[0103] \quad \theta_h = \frac{\theta_{RH} + \theta_{LH}}{2} \quad (8)$$

[0104] 由控制动作给出的合成转矩的每个值在数学上表示为:

$$[0105] \quad \tau_{GT} = \begin{cases} G_{ratio} L_{tot} m_{tot} g \sin \theta_t, & \theta_t > 0 \\ L_{tot} m_{tot} g \sin \theta_t, & \text{其它} \end{cases} \quad (9)$$

$$[0106] \quad \tau_{NT} = \begin{cases} k_{td} \tilde{f}_{tv} \dot{\theta}_t, & \dot{\theta}_t < 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$$

$$[0107] \quad \tau_{SH} = G_{ratio} k_{sp} \theta_h$$

$$[0108] \quad \tau_{NH} = \begin{cases} k_{hd} \tilde{f}_{hv} \dot{\theta}_h, & \dot{\theta}_h < 0 \\ 0, & \text{其它} \end{cases}$$

[0109] 其中, G_{ratio} 是一个比例系数, $G_{ratio} \in [0.1, 1]$,用来调整重力补偿 τ_{GT} 和虚拟弹性约束 τ_{SH} 的强度, L_{tot} 是髋关节与穿戴者躯干的质心之间的距离, m_{tot} 是躯干质量, g 是重力常数, k_{td} 、 k_{hd} 是负速度反馈控制恒定的反馈增益, \tilde{f}_{tv} 、 \tilde{f}_{hv} 是与躯干角度相关的调制因子, k_{sp} 是虚拟大腿段上可编程虚拟刚度的值。在实际中,可以选择 m_{tot} 作为指示要辅助的躯干质量的控制变量,在公式(9)中这些切换动作没有间断,因为在壳体结构中每个转矩相对应的两个功能相对于其输入是相互连续的,例如,即使 τ_{GT} 在 $\theta_t = 0$ 处具有不连续性,但无论哪种情况,无论 G_{ratio} 如何,两种情况实际上在 $\theta_t = 0$ 时都具有零输出,因此,不需要用连续性的切换处理;

$$[0110] \quad \tilde{f}_{tv \text{ or } hv} = \begin{cases} 1, & \theta_t > \frac{\pi}{4} \\ \sin(2\theta_t) \text{ or } \sin(2\theta_h), & \text{其它} \end{cases} \quad (10)$$

[0111] \tilde{f}_{tv} 、 \tilde{f}_{hv} 旨在当穿戴者的姿势接近腰部完全伸展时用于衰减 τ_{NT} 和 τ_{NH} ,这样也会导致辅助转矩在过度伸展的角度范围内方向相反。因此,可用于防止穿戴者因过度伸展而产生阻碍的感觉。同样,在正常行走时,由于负反馈作用引起的噪声致动也会由于其衰减作用而消失。类似地,重力补偿转矩 τ_{GT} 和虚拟弹性约束转矩 τ_{SH} 是通过乘以 G_{ratio} 产生的。可以通

过选择 $G_{\text{ratio}} \in [0.1, 1]$ 的值来调整重力补偿和虚拟弹性约束的强度。当躯干过度伸展时,由于 θ_t 为负值, τ_{GT} 起到使躯干返回垂直方向的作用。

[0112] 如图2所示,所述左大腿连接杆5、右大腿连接杆6采用伸缩杆,所述大腿套4能够相对于左大腿连接杆5、右大腿连接杆6在前后方向旋转,所述左大腿连接杆5、右大腿连接杆6能够相对于驱动致动装置3在左右方向旋转。所述左大腿连接杆5与右大腿连接杆6上有两个所述大腿外展/内收的被动自由度26,用于大腿的外展和内收,由穿戴者自行控制;所述大腿套4上也有两个被动自由度(即大腿套被动自由度27),可上下旋转,为了更好地贴合不同穿戴者的大腿形状,所述大腿套4内部为网状纯棉材料,即使穿戴时间较长也不会有束缚感;两个所述髋部屈伸的双向欠驱动自由度(即髋部屈伸自由度25)由所述电机15控制,所述电机15的转动带动所述滚珠丝杠9的转动,进而带动所述滑动器17的左右滑动,引起髋关节的屈曲与伸展。

[0113] 以上对本发明的具体实施例进行了描述。需要理解的是,本发明并不局限于上述特定实施方式,本领域技术人员可以在权利要求的范围内做出各种变化或修改,这并不影响本发明的实质内容。在不冲突的情况下,本申请的实施例和实施例中的特征可以任意相互组合。

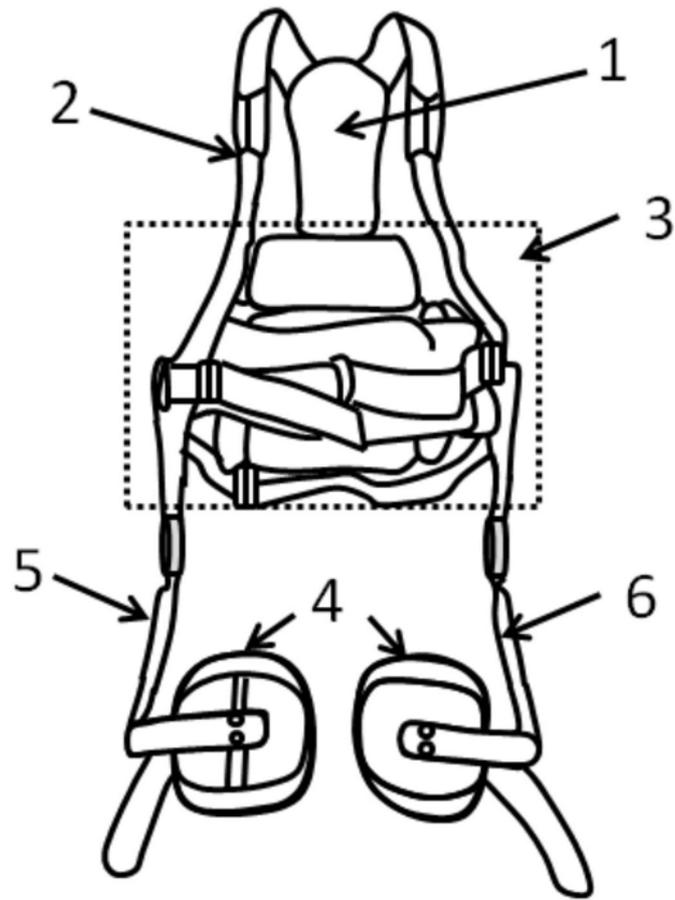


图1

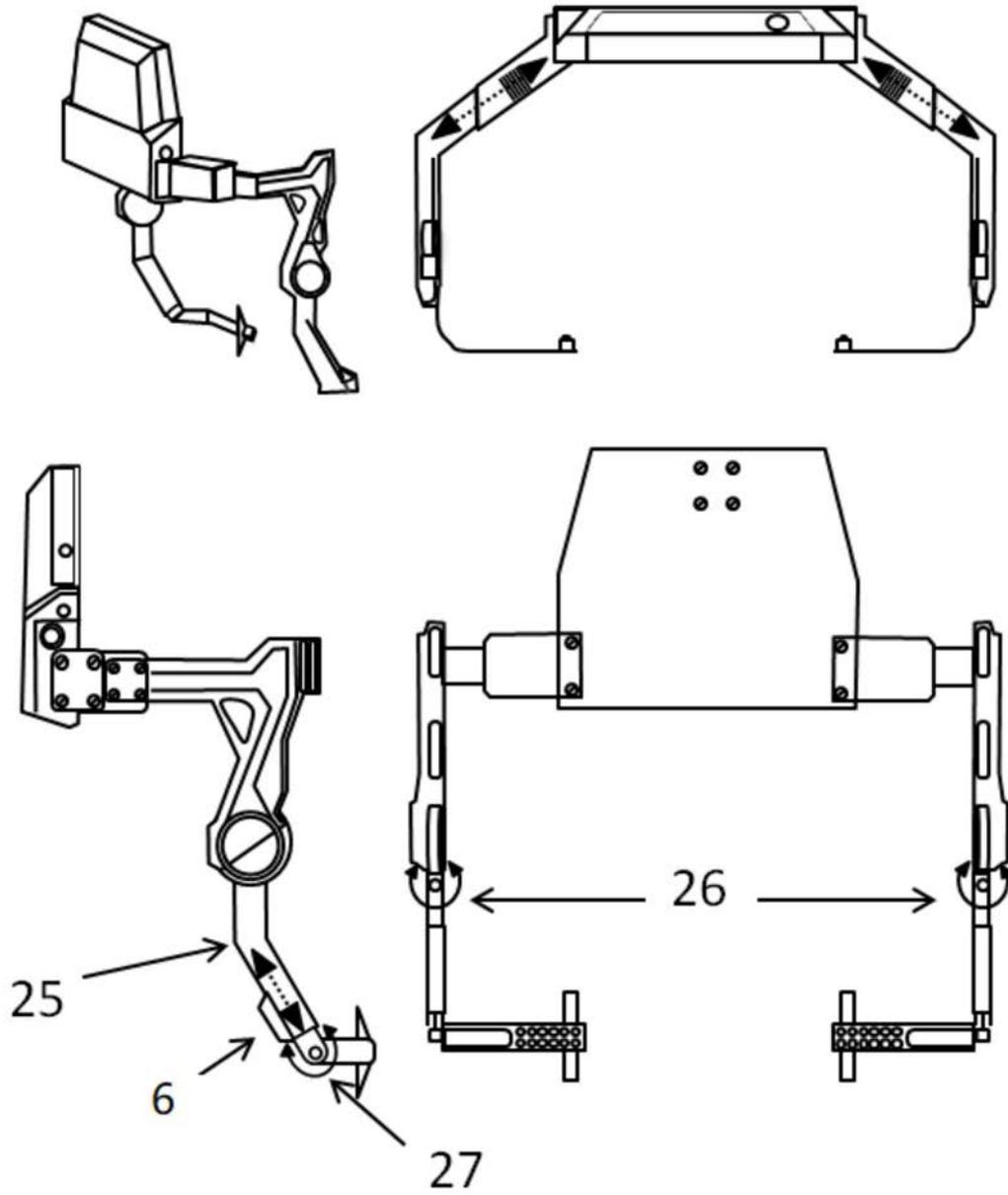


图2

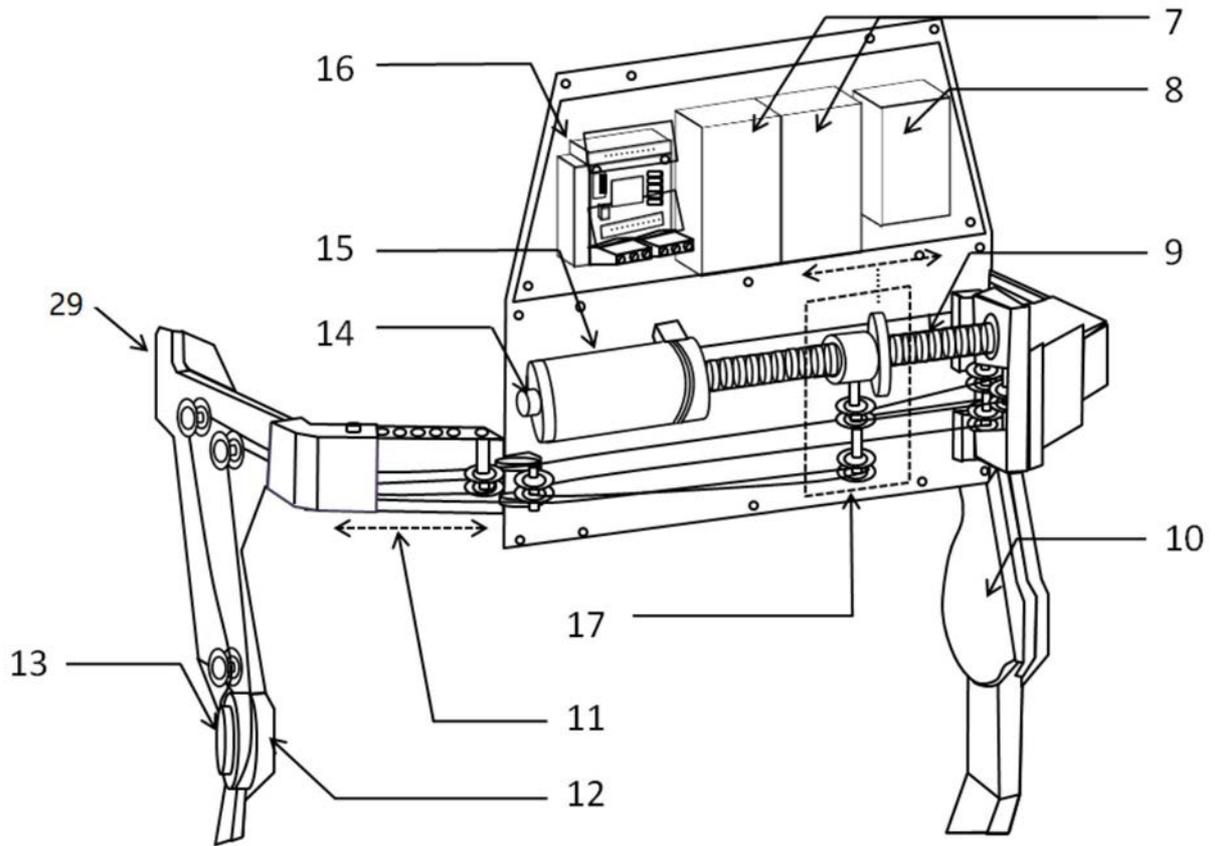


图3

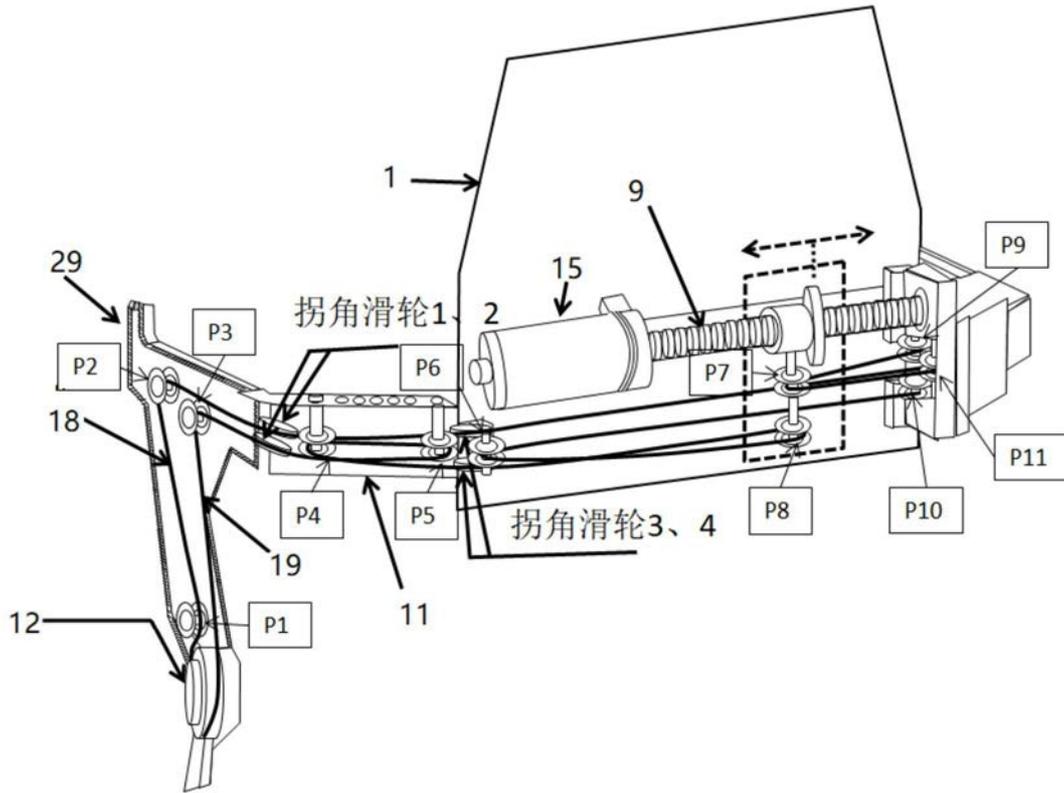


图4

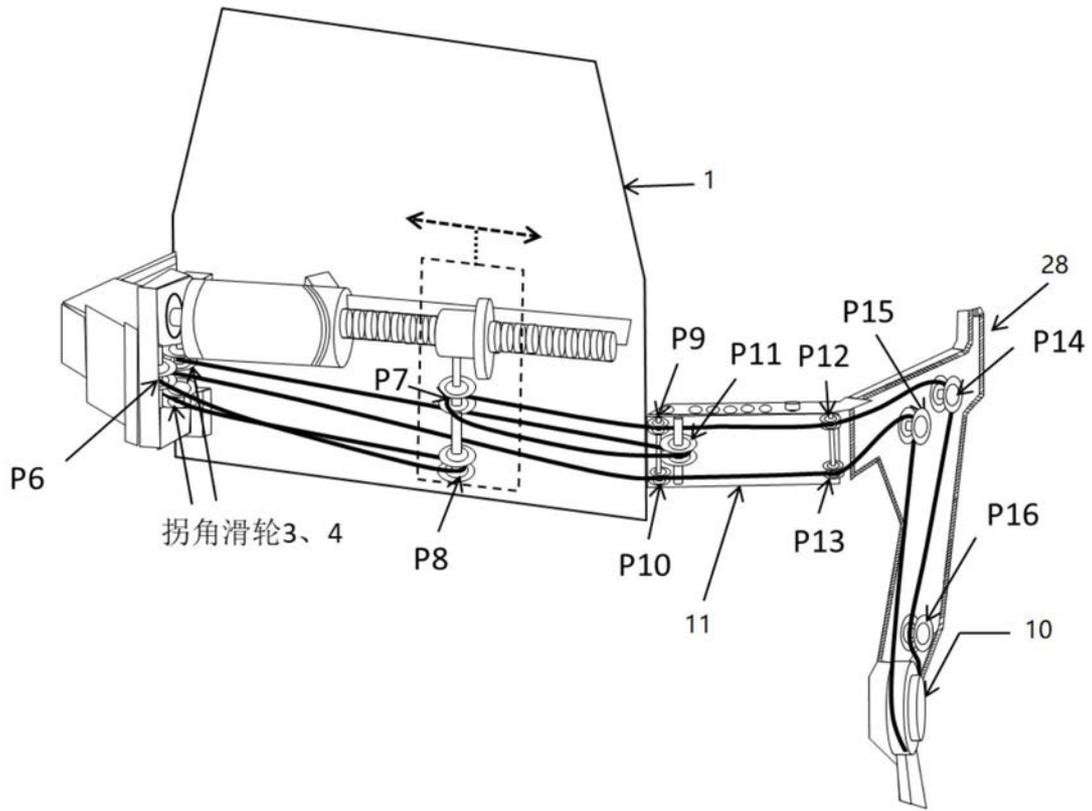


图5

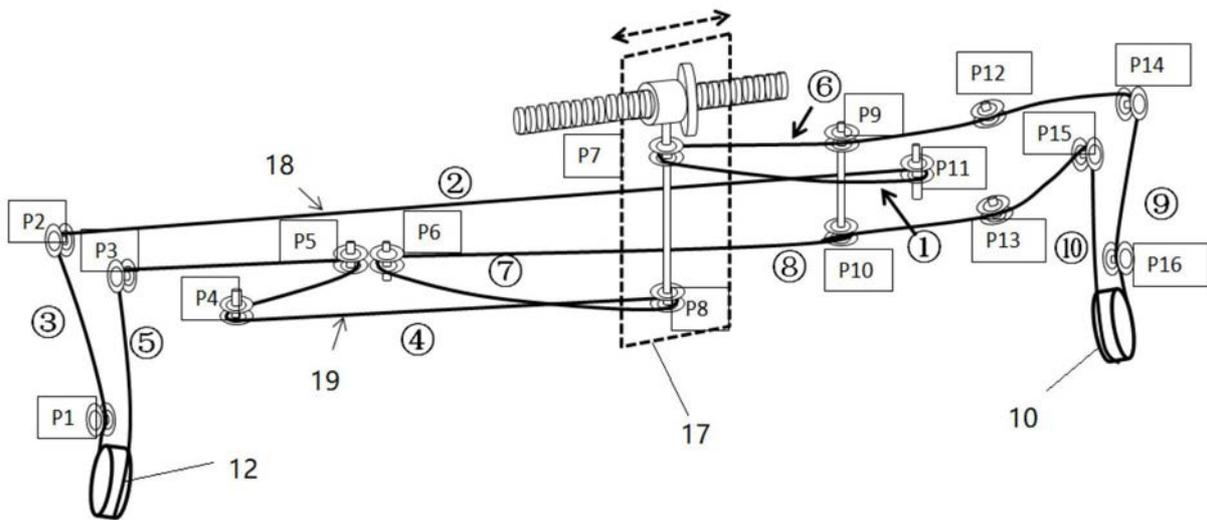


图6

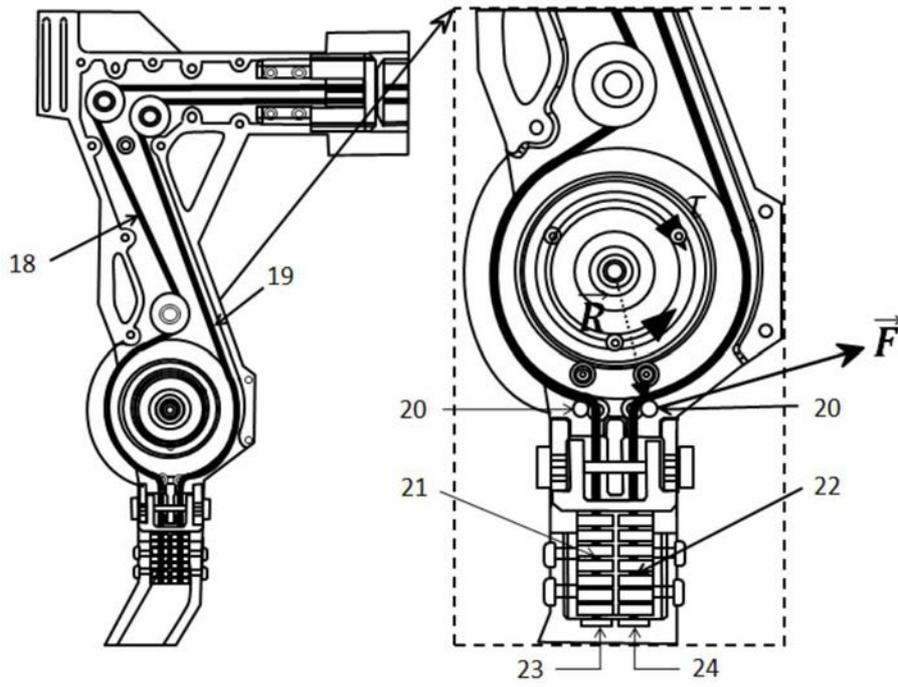


图7

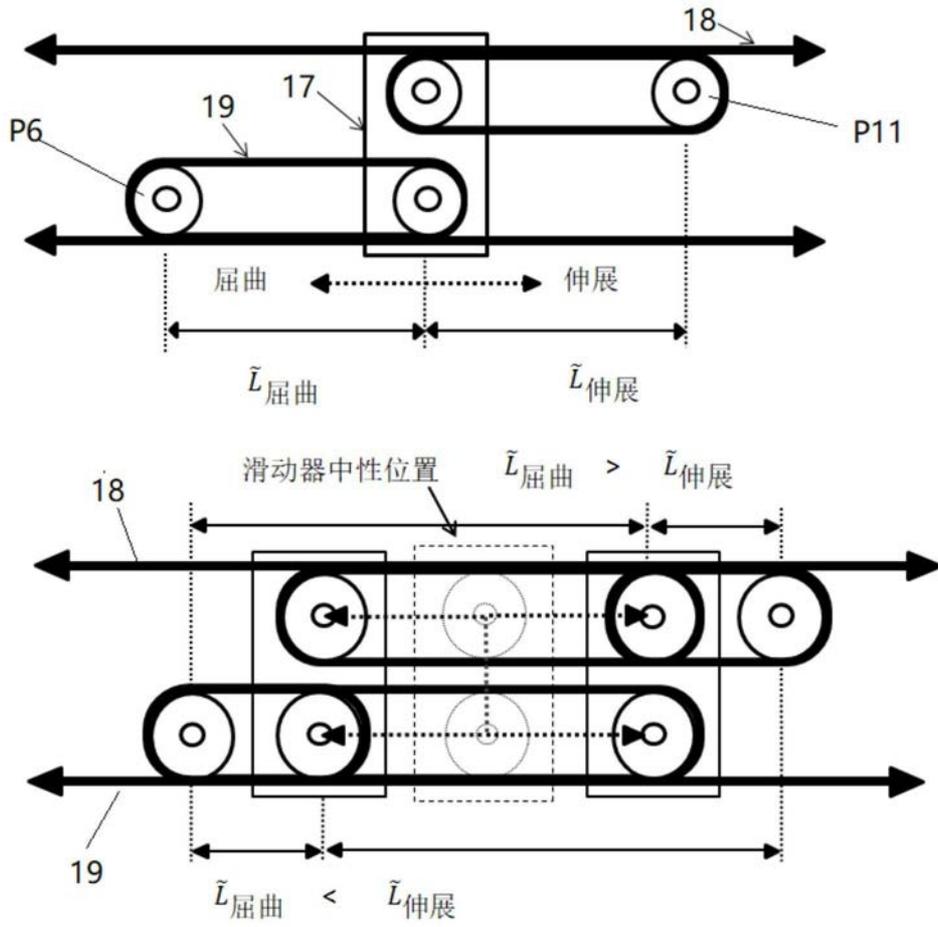


图8

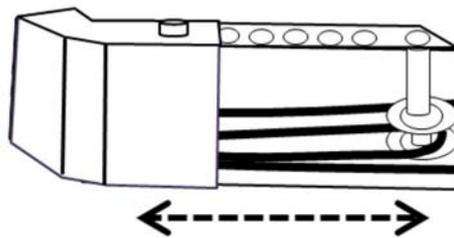


图9

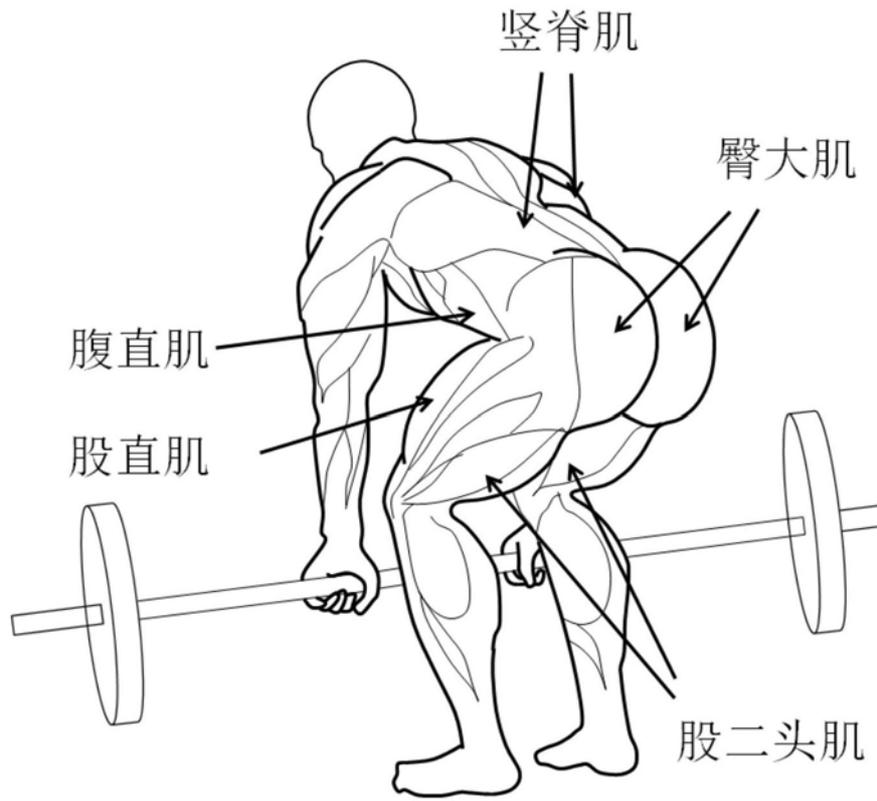


图10

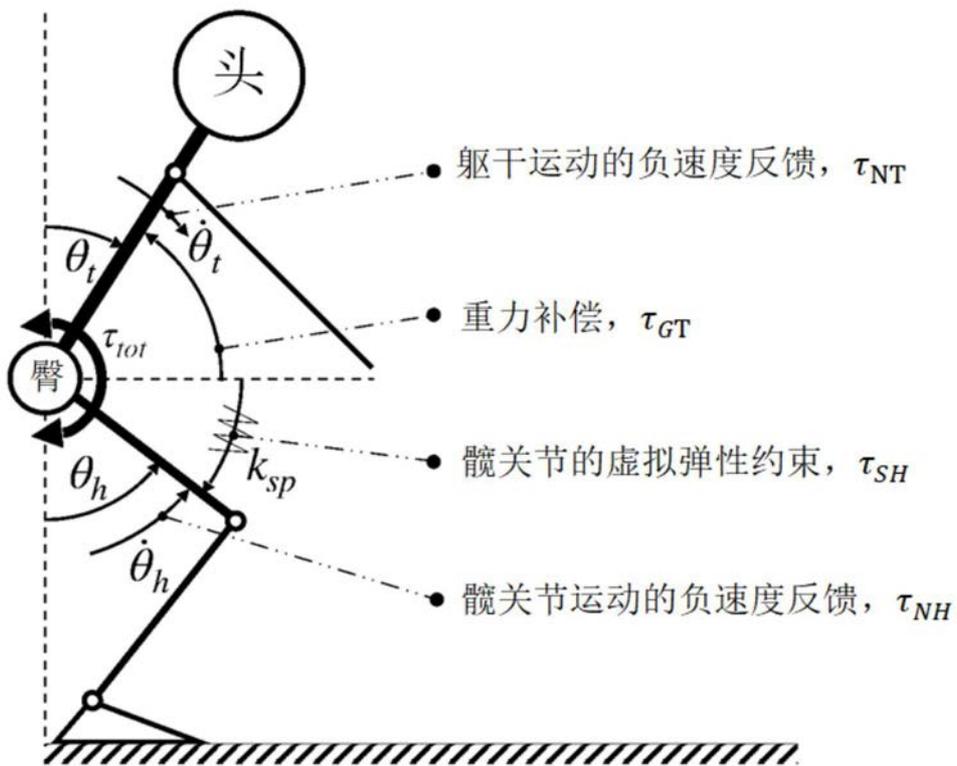


图11