



## (12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209286071 U

(45)授权公告日 2019.08.23

(21)申请号 201821576617.8

(22)申请日 2018.09.25

(73)专利权人 深圳市丞辉威世智能科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽街  
道科技园北区清华信息港科研楼807  
室

(72)发明人 马舜 陈海平 谭高辉

(74)专利代理机构 深圳市世纪恒程知识产权代  
理事务所 44287

代理人 胡海国

(51)Int.Cl.

A61H 1/02(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

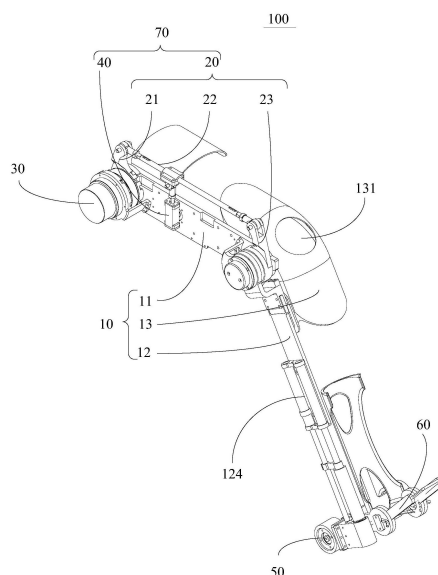
权利要求书1页 说明书11页 附图9页

### (54)实用新型名称

传动装置、下肢康复外骨骼和外骨骼机器人

### (57)摘要

本实用新型公开一种传动装置、下肢康复外骨骼和外骨骼机器人,其中传动装置,应用于外骨骼,所述外骨骼包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂,所述传动装置包括:传动机构,所述传动机构包括相对设置的两端,所述传动机构的一端设于所述第一连接臂远离所述第二连接臂的一端,所述传动机构的另一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接,并与所述第二连接臂连接;和阻尼机构,所述阻尼组件连接所述第一连接臂和传动机构,并跟随所述传动机构运动。本实用新型技术方案能够便于调节外骨骼的第一连接臂和第二连接臂相对转动的速度。



1. 一种传动装置,应用于外骨骼,所述外骨骼包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂,其特征在于,所述传动装置包括:

传动机构,所述传动机构包括相对设置的两端,所述传动机构的一端设于所述第一连接臂远离所述第二连接臂的一端,所述传动机构的另一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接,并与所述第二连接臂连接;和

阻尼机构,所述阻尼机构连接所述第一连接臂和传动机构,并跟随所述传动机构运动。

2. 如权利要求1所述的传动装置,其特征在于,所述传动机构包括依次铰接的第一连杆、第二连杆和第三连杆,所述第一连杆远离所述第二连杆的一端与所述第一连接臂背离所述第二连接臂的一端铰接,所述第三连杆背离所述第二连杆的一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接,并与所述第二连接臂连接,所述阻尼机构与所述第二连杆连接,并跟随所述第二连杆运动。

3. 如权利要求2所述的传动装置,其特征在于,所述第一连杆、第二连杆、第三连杆和第一连接臂组合形成一平行四边形机构。

4. 如权利要求3所述的传动装置,其特征在于,所述第一连杆的长度与所述第二连杆的长度比值为A,  $1:4 \leq A \leq 2:5$ 。

5. 如权利要求2至4中任一所述的传动装置,其特征在于,所述阻尼机构弹性连接所述第一连接臂与所述第二连杆,所述传动机构可带动所述阻尼机构相对所述第一连接臂转动。

6. 如权利要求5所述的传动装置,其特征在于,沿所述第二连杆的传动方向,所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为锐角时,所述阻尼机构提供的阻尼为负阻尼,所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为直角时,所述阻尼机构提供的阻尼为0,所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为钝角时,所述阻尼机构提供的阻尼为正阻尼。

7. 如权利要求5所述的传动装置,其特征在于,所述阻尼机构包括阻尼本体,所述阻尼本体设有间隔设置的第一连接端和第二连接端,所述第一连接端与所述第一连接臂转动连接,所述第二连接端与所述阻尼本体转动连接,并与第二连杆固定连接,所述阻尼本体弹性连接于所述第一连接端与所述第二连接端之间。

8. 如权利要求7所述的传动装置,其特征在于,所述阻尼本体包括外壳、阻尼杆和弹性件,所述外壳的中部设有容置腔,所述外壳的外表面设有与所述容置腔连通的开口,所述阻尼杆的第一端设于所述容置腔内,所述弹性件套设于所述阻尼杆并抵接于所述阻尼杆的第一端和容置腔的内壁之间,所述阻尼杆的第二端与所述第二连接端铰接,所述第一连接端设于所述外壳。

9. 一种下肢康复外骨骼,其特征在于,包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂,以及如权利要求1至8中任一所述的传动装置。

10. 一种外骨骼机器人,其特征在于,包括如权利要求9中所述的下肢康复外骨骼。

## 传动装置、下肢康复外骨骼和外骨骼机器人

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及外骨骼技术领域，特别涉及一种传动装置、下肢康复外骨骼和外骨骼机器人。

### 背景技术

[0002] 康复临床中，在中风、脑瘫等病患的康复早期和急性期，常需要通过关节活动唤醒、重塑因脑组织损伤中断和紊乱的脑神经系统，同时还可以通过关节活动提高肌力、避免肌肉萎缩、肢体产生压疮等其他病症。

[0003] 现有临床的康复科室中，大都是康复师人为地帮助患者进行相应的康复动作。因为在患者软瘫期，无法提供运动的主动动力，所以此时完全需要依靠康复师出力来帮助患者进行训练，如此极大地浪费了人力和时间成本。由于每位康复师每天的康复量有限，所以无法满足脑组织损伤患者和骨科伤病患者快速增长的需求。并且通过人为地进行急性期地康复训练，不能很好地控制康复模式，如进行被动、主动、阻抗模式的有效切换，导致康复效果并不理想。

### 实用新型内容

[0004] 本实用新型的主要目的是提供一种传动装置，旨在便于调节外骨骼的第一连接臂和第二连接臂相对转动的速度。

[0005] 为实现上述目的，本实用新型提出的一种传动装置，应用于外骨骼，所述外骨骼包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂，所述传动装置包括：

[0006] 传动机构，所述传动机构包括相对设置的两端，所述传动机构的一端设于所述第一连接臂远离所述第二连接臂的一端，所述传动机构的另一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接，并与所述第二连接臂连接；和

[0007] 阻尼机构，所述阻尼组件连接所述第一连接臂和传动机构，并跟随所述传动机构运动。

[0008] 可选地，所述传动机构包括依次铰接的第一连杆、第二连杆和第三连杆，所述第一连杆远离所述第二连杆的一端与所述第一连接臂背离所述第二连接臂的一端铰接，所述第三连杆背离所述第二连杆的一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接，并与所述第二连接臂连接，所述阻尼组件与所述第二连杆连接，并跟随所述第二连杆运动。

[0009] 可选地，所述第一连杆、第二连杆、第三连杆和第一连接臂组合形成一平行四边形机构。

[0010] 可选地，所述第一连杆的长度与所述第二连杆的长度比值为A， $1:4 \leq A \leq 2:5$ 。

[0011] 可选地，所述阻尼机构弹性连接所述第一连接臂与所述第二连杆，所述传动机构可带动所述阻尼组件相对所述第一连接臂转动。

[0012] 可选地，沿所述第二连杆的传动方向，所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为锐角时，所述阻尼机构提供的阻尼为负阻尼，所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为直角时，

所述阻尼机构提供的阻尼为0,所述所述第一连杆与所述第二连杆的夹角为钝角时,所述阻尼机构提供的阻尼为正阻尼。

[0013] 可选地,所述阻尼机构包括阻尼本体,所述阻尼本体设有间隔设置的第一连接端和第二连接端,所述第一连接端与所述第一连接臂转动连接,所述第二连接端与所述阻尼本体转动连接,并与第二连杆固定连接,所述阻尼本体弹性连接于所述第一连接端与所述第二连接端之间。

[0014] 可选地,所述阻尼本体包括外壳、阻尼杆和弹性件,所述外壳的中部设有容置腔,所述外壳的外表面设有与所述容置腔连通的开口,所述阻尼杆的第一端设于所述容置腔内,所述弹性件套设于所述阻尼杆并抵接于所述阻尼杆的第一端和容置腔的内壁之间,所述阻尼杆的第二端与所述第二连接端铰接,所述第一连接端设于所述外壳。

[0015] 本实用新型还提出一种下肢康复外骨骼,包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂,以及传动装置。其中,该传动装置,包括:

[0016] 传动机构,所述传动机构包括相对设置的两端,所述传动机构的一端设于所述第一连接臂远离所述第二连接臂的一端,所述传动机构的另一端与所述第一连接臂靠近所述第二连接臂的一端铰接,并与所述第二连接臂连接;和

[0017] 阻尼机构,所述阻尼组件连接所述第一连接臂和传动机构,并跟随所述传动机构运动。

[0018] 本实用新型还提出一种外骨骼机器人,包括下肢康复外骨骼。该下肢康复外骨骼包括转动连接的第一连接臂和第二连接臂,以及传动装置。

[0019] 本实用新型技术方案通过采用传动机构与阻尼机构结合的方案,在传动机构运动的过程中,带动阻尼机构运动,利用阻尼机构的阻尼特性辅助调节传动机构的运动速度,使得传动机构带动第一连接臂和第二连接臂的相对运动速度更贴合人体的生理特性。

[0020] 使用时,以外骨骼的第一连接臂和第二连接臂分别通过捆绑件与人体的大腿和小腿连接为例,传动装置与动力装置连接,即可带动第二连接臂相对第一连接臂转动,进而带动小腿相对大腿运动,实现下肢的康复运动。由于人体的下肢在处于不同的状态时,其运动速度也是不一样的,因此为了便于调节第二连接臂相对第一连接臂的运动速度,采用第一连接臂和传动机构之间设置阻尼机构的方案,以调节传动机构运动过程中的阻尼,进而辅助调节第一连接臂和第二连接臂相对运动的速度,使得传动装置带动的第一连接臂和第二连接臂的运动速度更符合人体的生理特性,以更好的辅助人体康复。

## 附图说明

[0021] 为了更清楚地说明本实用新型实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本实用新型的一些实施例,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示出的结构获得其他的附图。

[0022] 图1为本实用新型下肢康复外骨骼一实施例的结构示意图;

[0023] 图2为本实用新型下肢康复外骨骼一实施例又一视角的结构示意图;

[0024] 图3为本实用新型下肢康复外骨骼一实施例再一视角的结构示意图;

[0025] 图4为本实用新型下肢康复外骨骼一实施例中第一连接臂与动力装置和传动机构

的结构示意图；

[0026] 图5为图4的分解示意图；

[0027] 图6为本实用新型下肢康复外骨骼一实施例中第一连接臂和第二连接臂呈夹角设置的结构示意图；

[0028] 图7为本实用新型第二连接臂与导向装置和踝关节调节装置的连接结构示意图；

[0029] 图8为本实用新型中长度调节装置的分解示意图；

[0030] 图9为本实用新型中踝关节调节装置的结构示意图；

[0031] 图10为图9的分解示意图；

[0032] 图11为阻尼机构的分解示意图。

[0033] 附图标号说明：

[0034]

标号	名称	标号	名称
100	下肢康复外骨骼	10	关节组件
11	第一连接臂	111	连接槽
12	第二连接臂	121	第一分体段
1211	插接槽	122	第二分体段
1221	凹槽	123	第三分体段
124	长度调节装置	1241	螺杆
1242	调节螺纹管	1243	套筒
1244	导杆	13	固定件
131	固定孔	20	传动机构
21	第一连杆	22	第二连杆
23	第三连杆	30	动力装置
31	电机	32	电机支架
40	阻尼机构	41	阻尼本体
411	外壳	412	阻尼杆
4121	挡头	413	弹簧
414	端盖	42	第一连接端

[0035]

43	第二连接端	50	导向装置
51	导轮	52	连接板
60	踝关节调节装置	61	支撑板
611	连接孔	62	角度调节板
621	脚部固定板	622	调节板
6221	角度调节孔	63	紧固件
64	小腿固定件	641	让位口
70	传动装置		

[0036] 本实用新型目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

### 具体实施方式

[0037] 下面将结合本实用新型实施例中的附图,对本实用新型实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本实用新型的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本实用新型中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本实用新型保护的范围。

[0038] 需要说明,本实用新型实施例中所有方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后……)仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系、运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。

[0039] 在本实用新型中,除非另有明确的规定和限定,术语“连接”、“固定”等应做广义理解,例如,“固定”可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或成一体;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或两个元件的相互作用关系,除非另有明确的限定。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本实用新型中的具体含义。

[0040] 另外,在本实用新型中如涉及“第一”、“第二”等的描述仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示其相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。另外,各个实施例之间的技术方案可以相互结合,但是必须是以本领域普通技术人员能够实现为基础,当技术方案的结合出现相互矛盾或无法实现时应当认为这种技术方案的结合不存在,也不在本实用新型要求的保护范围之内。

[0041] 本实用新型提出一种下肢康复外骨骼100,旨在便于实现患者的下肢康复。

[0042] 在本实用新型实施例中,该下肢康复外骨骼100,如图1至图11所示,包括:关节组件10,关节组件10包括相对设置的第一连接臂11和第二连接臂12,第一连接臂11或者第一连接臂11和第二连接臂12设有固定件13;传动机构20,传动机构20包括相对设置的两端,传动机构20的一端设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,传动机构20的另一端与第一连接臂11靠近第二连接臂12的一端铰接,并与第二连接臂12连接;和动力装置30,动力装置

30设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,并与传动机构20的端部连接,动力装置30通过传动机构20驱动第二连接臂12相对第一连接臂11转动。

[0043] 本实施例中,第一连接臂11和第二连接臂12均可以为杆状或者是平板状等结构,为了减轻第一连接臂11和第二连接臂12的重量,可以在第一连接臂11和第二连接臂12上设置镂空结构。而第一连接臂11和第二连接臂12的材质可以选用碳纤维、铝合金、不锈钢等。

[0044] 本实用新型技术方案通过采用动力装置30设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,避免了动力装置30克服自身重力做功,减少能源的浪费。

[0045] 使用时,以第一连接臂11通过固定件13与人体的大腿连接,或者第二连接臂12通过固定件13与人体的小腿连接为例,动力装置30设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,也即,动力装置30设于人体的髋关节处。动力装置30在通过传动装置驱动第二连接臂12转动时,第二连接臂12带动小腿运动,使人体完成屈膝、伸直等动作,在完成这些动作时,动力装置30的位置变化幅度是很小的,因此能够减小甚至避免动力装置30克服自身重力做功。也避免了因关节组件10重力分布不均匀导致的腿部旋转、关节不对齐的问题,以更好的辅助用户康复。为了便于患者穿戴外骨骼,本实施例中,采用动力装置30与第一连接臂11可拆卸连接的方案,在给患者穿戴外骨骼时,可以先将动力装置30拆下,以减轻穿戴时外骨骼的重量,在关节组件10穿戴好之后,再将动力装置30安装在第一连接臂11上。在本实用新型的其他实施例中,也可采用动力装置30与第一连接臂11固定连接的方案,以减少穿戴外骨骼时的工序。或者是将动力装置30设于其他便于辅助康复的位置。

[0046] 本实施例中,固定件13设于第一连接臂11和第二连接臂12的上侧,如图1至图3所示,在下肢康复外骨骼100与人体连接时,固定件13对应设于大腿前侧和关节前侧,在穿戴外骨骼时,患者可以处于卧姿或者是坐姿的状态,外骨骼可以从患者的前侧将外骨骼穿戴于患者的腿部,后续通过绑带将患者的下肢与外骨骼固定在一起即可,便于患者穿戴。为了防止关节窜动以及扭转,在第一连接臂11和第二连接臂12靠近的一端连接有用于固定关节的固定件13,该固定件13一端与第一连接臂11连接,另一端与第二连接臂12连接,且该固定件13对应膝关节设有固定孔131。使用时,患者的关节与该固定孔131配合设置,以使关节组件10与人体关节最大程度的贴合,有效提高关节组件10的阻力效率,同时也使患者的康复效果更好。其中,固定件13的材质可以为橡胶、乳胶等弹性材料,也可以由多层布料和/或棉纱制成,以增加其透气性,方便患者使用。

[0047] 进一步地,本实施例中,传动机构20包括首尾依次铰接的第一连杆21、第二连杆22和第三连杆23,第一连杆21远离第二连杆22的一端与动力装置30连接,第三连杆23背离第二连杆22的一端与第一连接臂11靠近第二连接臂12的一端铰接,并与第二连接臂12连接。其中,动力装置30为电机31,电机31通过电机支架32与第一连接臂11连接,电机31的输出端与第一连杆21的端部连接。为了减小下肢康复外骨骼100的宽度,电机31的输出端朝向第一连接臂11设置,第一连杆21设于电机31与第一连接臂11之间。电机31的输出端与第一连杆21连接的形式可以为电机31的输出轴与第一连杆21连接,输出轴转动以带动第一连杆21运动,同时,第一连接臂11上对应设于转轴孔,电机31的输出轴与转轴孔转动连接,以使增加输出轴的连接刚度。或者是电机31的输出端设有法兰盘,法兰盘与第一连杆21连接,法兰盘在电机31的作用下运动,同时带动第一连杆21运动。

[0048] 为了便于外骨骼的组装,本实施例中,电机支架32与第一连接臂11之间通过螺钉

连接。电机支架32为圆筒状,电机31连接在电机支架32的底部,电机支架32的底部设有安装固定电机31的安装孔,在电机支架32的侧壁设有贯穿的缺口,且该缺口贯穿该电机支架32的端面,第一连杆21设于该缺口内,以便于被电机31驱动。为了减小电机支架32的重量,可以在电机支架32的侧壁上设置多个贯穿的缺口,只需保证电机支架32的支撑刚度即可。同时在电机支架32的端部设置翻边,翻边上设有通孔,第一连接臂11上设置与翻边对应的连接槽111,在连接槽111的槽底设有贯穿第一连接臂11厚度方向的通孔。电机支架32与第一连接臂11连接时,电机支架32的翻边插接于连接槽111内,之后采用螺栓与通孔的配合实现电机支架32与第一连接臂11的连接。

[0049] 在应用中,动力装置30优选为伺服电机31,以便于控制第一连接臂11和第二连接臂12在不同夹角时相对转动的速度,使其更符合人体运动的生理特性,进而更好的辅助用户康复。当然动力装置30也可选用液压马达等动力装置30。且本实施例中的第一连杆21、第二连杆22和第三连杆23的结构并不限定为直杆状,其结构根据应用中的具体要求设定。第一连杆21、第二连杆22和第三连杆23的材质可以选用碳纤维、铝合金、不锈钢等。

[0050] 为了更好的辅助用户康复,同时便于控制和调节第二连接臂12的运动效果,本实施例中,第一连杆21、第二连杆22、第三连杆23和第一连接臂11组合形成一平行四边形机构。即,第一连杆21和第三连杆23的长度相同,第二连杆22和第一连接臂11的长度相同,上述的长度相同是指各个连杆在四杆机构中的理论长度,而不是各个连杆的实际长度。由于四杆机构适用于传递较大的动力,能够实现确定的运动轨迹,以及便于制造和能够实现远距离传递的优点,因此,本实施例中选用四杆机构。同时,由于平行四边形机构中第一连杆21和第三连杆23的运动是同步的,因此,可以通过动力装置30设定第一连杆21的运动,即可确定第三连杆23的运动,进而可以确定第二连接臂12的运动,以便于用户使用,也便于生产加工。在本实用新型的其他实施例中,传动机构20也可以采用带轮传动装置或者是齿轮传动装置,设于第一连接臂11靠近第二连接臂12一端的带轮或者齿轮与第二连接臂12连接。

[0051] 在做康复运动时,为了保证传动机构20在不出现干涉的情况下运动幅度最小,本实施例中,第一连杆21的长度与第二连杆22的长度之间的比值为 $A$ ,  $1:4 \leq A \leq 2:5$ 。即,第一连杆21的长度与第二连杆22的长度之间的比值范围为0.25至0.4,在实际应用中,第一连杆21的长度与第二连杆22的长度之间的比值可以选用0.25、0.28、0.3、0.32、0.35、0.37或者0.4等。

[0052] 本实施例中,传动机构20与阻尼机构40连接形成传动装置70。具体为阻尼机构40连接第一连接臂11和传动机构,并跟随传动机构20运动。在传动机构20运动的过程中,带动阻尼机构40运动,利用阻尼机构40的阻尼特性辅助调节传动机构20的运动速度,使得传动机构20带动第一连接臂11和第二连接臂12的相对运动速度更贴合人体的生理特性。

[0053] 进一步地,沿第二连杆22的传动方向,第一连杆21与第二连杆22的夹角为锐角时,阻尼机构40提供的阻尼为负阻尼,第一连杆21与第二连杆22的夹角为直角时,阻尼机构40提供的阻尼为0,第一连杆21与第二连杆22的夹角为钝角时,阻尼机构40提供的阻尼为正阻尼。使用时,以外骨骼的第一连接臂11和第二连接臂12分别通过捆绑件与人体的大腿和小腿连接为例,传动装置70与动力装置连接,即可带动第二连接臂12相对第一连接臂11转动,进而带动小腿相对大腿运动,实现下肢的康复运动。由于人体的下肢在处于不同的状态时,其运动速度也是不一样的,因此为了便于调节第二连接臂12相对第一连接臂11的运动速



度,采用第一连接臂11和传动机构20之间设置阻尼机构40的方案,以调节传动机构20运动过程中的阻尼,进而辅助调节第一连接臂11和第二连接臂12相对运动的速度,使得传动装置70带动的第一连接臂11和第二连接臂12的运动速度更符合人体的生理特性,以更好的辅助人体康复。在应用中,传动装置70也可用于辅助上肢的康复运动。本实施例中,沿第二连杆22的传动方向,第一连杆21与第二连杆22的夹角为 $0^{\circ}$ 至 $30^{\circ}$ 时,阻尼机构40提供的阻尼为负阻尼,相当于对第二连杆22施加沿其运动方向的力,第一连杆21与第二连杆22的夹角为 $30^{\circ}$ 至 $90^{\circ}$ 时,阻尼机构40提供的阻尼为0,不对第二连杆施加外力,第一连杆21与第二连杆22的夹角为 $90^{\circ}$ 至 $120^{\circ}$ 时,阻尼机构40提供的阻尼为正阻尼,相当于对第二连杆22施加与其运动方向相反的力,以减缓第二连杆22的运动速度。在实际应用中,可以根据实际的需求,设定其他便于调节的角度。

[0054] 由于四连杆机构在运动到极限位置时,会出现第一连接臂11与第二连杆22之间距离最小的现象,甚至是第一连接臂11与第二连杆22抵接,导致运动死点的出现,若没有外力的辅助,四连杆机构很难运动,为此,本实施例中,在第一连接臂11与第二连杆22之间连接有阻尼机构40,如图1至图6所示,阻尼机构40弹性抵持于第一连接臂11与第二连杆22之间。当四连杆机构运动至机构死点的位置时,阻尼机构40对第二连杆22施加的负阻尼,相当于对第二连杆22施加的拉力,当动力装置30驱动第一连杆21运动时,第二连杆22不止受到第一连杆21沿第二连杆22延伸方向的驱动力,同时受到阻尼机构40与第二连杆22呈夹角设置的拉力,则第二连杆22的综合受力方向与其延伸方向不一致,因此第二连杆22可在第一连杆21的驱动下运动,避免了运动死点的存在。

[0055] 同时,由于阻尼机构40对第二连杆22施加的拉力可以部分抵消第二连杆22在运动过程中需要克服的人体的重力、关节组件10的重量以及脚部与床面或者地面之间的摩擦等,因此能够减少动力装置30的能量消耗。本实施例中,阻尼机构40包括阻尼本体41,在阻尼本体41上设有两间隔设置的第一连接端42和第二连接端43,第一连接端42与第一连接臂11转动连接,第二连接端43与阻尼本体41转动连接并与第二连杆22固定连接。第二连杆22在动力装置30的作用下运动时,同时带动第二连接端43运动,第二连接端43可带动阻尼本体41相对第一连接臂11转动。由于第二连杆22在运动的过程中与第一连接臂11之间的间距是变化的,因此阻尼机构40可以在第二连杆22和第一连接臂11的作用下出现伸长或者缩短的现象。在应用中可以设计第一连接臂11与第二连杆22之间的间距最大时,阻尼机构40的阻尼为零,之后在随着第一连接臂11与第二连杆22之间间距的减小,阻尼机构40的阻尼逐渐增大。

[0056] 请参照图11,阻尼本体41包括外壳411,第一连接端42设于外壳411的外表面,外壳411的中部设有容置腔,在外壳411的外表面设有一与容置腔连通的开口,阻尼本体41还包括阻尼杆412,阻尼杆412的一端设于容置腔内,另一端与第二连接端43铰接,阻尼杆412上套设有弹簧413,在阻尼杆412位于容置腔内的一端设有挡头4121,挡头4121用于阻挡弹簧413,防止弹簧413从阻尼杆412上脱落,当然也可以采用弹簧413直接与阻尼杆412连接的方案,而弹簧413可以采用弹性套筒1243或者碟簧等弹性件代替。在外壳411的开口处设有端盖414,端盖414用于封盖开口,同时在端盖414上设有让位口641,阻尼杆412从让位口641处伸出,当第二连接端43在第二连杆22的作用下,拉动阻尼杆412向外壳411的外侧移动时,弹簧413在挡头4121的作用下跟随阻尼杆412运动,同时在端盖414的作用下抵接于端盖414与

挡头4121之间,以增加阻尼杆412的阻尼力。为了便于在传动机构20上连接阻尼机构40,同时也便于传动装置的折叠,本实施例中,阻尼杆412与第二连接端43螺纹连接,比如阻尼杆412设有外螺纹,第二连接端43设有与之配合的螺纹孔,或者是阻尼杆412设有螺纹孔,第二连接端43设有与之配合的外螺纹。当不需要使用下肢康复外骨骼100时,可以转动阻尼杆412,使其与第二连接端43分离,进而能够去掉施加在第二连杆22上的外力,以便于调节下肢外骨骼的状态。当然,也可以通过旋转阻尼杆412,进而调节阻尼机构40的阻尼力,以便于适用于不同重量的患者。

[0057] 由于需要下肢康复的用户或者患者的腿部力量是很弱的,因此在动力装置30驱动关节组件10带动下肢运动时,下肢会出现髌外旋、踝外摆等等其他自由度的运动,但是在脑卒中患者卧床康复治疗期间,是要通过支具来防止患者发生髌外旋、踝外摆、足下垂等姿势的,如果一旦肢体在急性期定型,将会对后期患者站立行走及其他正常活动,造成极其严重的影响。所以在急性期的康复期间,做好相关关节的自由度约束是十分必要的。为此,本实施例中,增加了导向装置50,导向装置50连接于第二连接臂12背离第一连接臂11的一端。在第二连接臂12运动时,导向装置50起到导向的作用,同时对关节组件10起到限位的作用,避免关节组件10出现旋转的现象,以保证患者的康复效果。

[0058] 进一步地,如图7所示,导向装置50包括设于第二连接臂12背离第一连接臂11的一端的导轮51。导轮51可通过其中部的转轴直接连接在第二连接臂12上,也可在第二连接臂12背离第一连接臂11的一端设置连接板52,导轮51与连接板52连接,同时,患者还可以将脚部放置于连接板52上,以更好的辅助患者。本实施中,连接板52与第二连接臂12垂直设置,且向第二连接臂12与用户连接的一侧延伸,以便于用户将脚部放置于连接板52上。导轮51设置在连接板52的两侧,或者是设置在连接板52的下方。由于导轮51的结构相对简单且占用的空间少,因此,本实施例中的外骨骼方便用于患者处于卧床状态时,在病床上进行康复运动。在本实用新型的其他实施例中,导向装置50也可为设于第二连接臂12背离第一连接臂11的端部的导轨或者是丝杠机构等等,导轨或者丝杠机构占用的空间较大,但其运动的轨迹确定,能够减少患者出现髌外旋的现象。

[0059] 为了便于外骨骼的组装以及运输,本实施例中第二连接臂12包括可拆卸连接的第一分体段121和第二分体段122,第一分体段121的一端与传动机构20连接,另一端与第二分体段122的一端连接,第二分体段122的另一端设有导向装置50。在对患者穿戴外骨骼时,可以先穿戴第一连接臂11和第一分体段121,之后穿戴第二分体段122,能够便于患者穿戴。而第一分体段121和第二分体段122采用可拆卸连接的方案,也能够便于第一分体段121和第二分体段122的连接。

[0060] 由于患者的身高不一致,为了增加采用本实用新型技术方案生产的产品的通用性,以便于导向装置50对患者起到辅助的作用,本实施例中,第二连接臂12包括依次连接的第一分体段121、第二分体段122和第三分体段123,第一分体段121的一端与传动机构20连接,第一分体段121的另一端与第二分体段122可拆卸连接,第二分体段122的另一端与第三分体段123的一端之间连接有长度调节装置124。第二分体段122与第三分体段123之间采用长度调节装置124连接,因此,第二分体段122与第三分体段123之间的间距可通过长度调节装置124调节,进而延长第二连接臂12的长度,以便于患者使用时,导向装置50始终与床面或者地面保持接触。

[0061] 本实施例中,如图8所示,长度调节装置124为设于第二分体段122与第三分体段123之间的螺杆1241,在第二分体段122上设有调节螺纹管1242,调节螺纹管1242与螺杆1241的一端连接,螺杆1241的另一端与第三分体段123连接,转动调节螺纹管1242即可带动螺杆1241移动,进而调节第二分体段122与第三分体段123之间的距离,即调节第二连接臂12的长度。为了便于调节第二连接臂12长度时,第二连接臂12平稳移动且受力均衡,在第二分体段122与第三分体段123之间还设有导杆1244,第二分体段122上还设有套筒1243,导杆1244的一端设于套筒1243内,导杆1244的另一端与第三分体段123连接,以在调节第二连接臂12长度时,起到导向的作用。在本实用新型的其他实施例中,长度调节装置124还可以为设于第二分体段122与第三分体段123之间的齿轮齿条机构。

[0062] 在本实用新型的另一实施例中,第二连接臂12包括第一分体段121可拆卸连接的第二分体段122,在第二分体段122背离对分体段的一端设有长度调节装置124,长度调节装置124直接与导向装置50连接。以简化第二连接臂12的结构,同时能够节省原材料的使用量。

[0063] 同时,本实施例中,第一分体段121和第二分体段122采用可拆卸连接的方案,在下肢康复外骨骼100不使用时,可以将从第一分体段121和第二分体段122的连接处将部分第二连接臂12和下方的导向装置50一同从第一分体段121处拆卸下来,以便于存放和运输。其中,第一分体段121和第二分体段122的可拆卸连接的方案可以为第一分体段121与第二分体段122通过螺钉连接的方案,插接连接的方案或者是螺纹连接的方案等等。

[0064] 为了便于第一分体段121与第二分体段122的连接,如图4、图5和图7所示,第一分体段121朝向第二分体段122的一表面设有插接槽1211,插接槽1211相对的两侧壁上设有贯穿的通孔,第二分体段122与第一分体段121连接时,第二分体段122背离第三分体段123的端部插接于插接槽1211内,同时,第二分体段122上对应通孔设有连接孔611,之后第一分体段121和第二分体段122通过螺栓与通孔和连接孔611的配合实现连接。为了便于第一分体段121与第二分体段122的配合,本实施例中,第二分体段122与第一分体段121连接的一端相对的两表面均设有凹槽1221,凹槽1221贯穿第二分体段122的端面设置,第二分体段122的端部插接于插接槽1211内时,第一分体段121的端部伸入到凹槽1221内,第一分体段121的侧表面与凹槽1221的侧壁抵接,之后只需将第二分体段122的端面推动至与插接槽1211的底壁抵接,即实现了通孔与连接孔611的对应设置,之后只需在通孔设置螺栓实现第一分体段121和第二分体段122的连接即可。

[0065] 由于患者在康复时也需要对踝关节的肌肉进行恢复训练,以便于恢复肌肉的肌力,为此,本实施例中,在第二连接臂12背离第一连接臂11的一端还设有踝关节角度调节装置,踝关节角度调节装置设于导向装置50。踝关节角度调节装置用于调节小腿与脚部之间的夹角,以便于调节踝关节及脚部不同位置的肌力。如图1、图7、图9和图10所示,踝关节角度调节装置包括设于导向装置50的支撑板61,支撑板61上转动连接有角度调节板62,角度调节板62用于支撑患者的脚部,为了保持患者的脚部与角度调节板62保持接触,将角度调节板62与患者的脚部通过绷带固定连接。支撑板61与角度调节板62的其中之一设有角度调节孔6221,其中之另一设有与角度调节孔6221对应的连接孔611,支撑板61与角度调节板62通过紧固件63连接。本实施例中,支撑板61上设有一与紧固件63连接的圆形通孔,角度调节板62上设有多个以支撑板61与角度调节板62转动连接处为中心且间隔设置的角度调节孔

6221,为了便于均匀调节踝关节处的肌肉力量,相邻角度调节孔6221分别与支撑板61与角度调节板62转动连接处所形成的连线之间的夹角为 $10^{\circ}$ 。如多个角度调节孔6221分别对应脚部的背曲角度为 $20^{\circ}$ 、 $10^{\circ}$ ,以及趾曲角度为 $0^{\circ}$ 、 $-10^{\circ}$ 、 $-20^{\circ}$ 和 $-30^{\circ}$ 。在实际应用中,也可以设置相邻角度调节孔6221分别与支撑板61与角度调节板62转动连接处所形成的连线之间的夹角为 $5^{\circ}$ 或者其他便于调节踝关节脚部肌肉的角度。在本实用新型的其他实施例中角度调节槽为条形孔,该条形孔最好是以支撑板61与角度调节板62转动连接处为中心的弧状条形孔,连接孔611可以为圆形通孔,也可以设置为与角度调节孔6221形状相同的结构。其中,紧固件63可以为柱销、螺钉或者是螺栓,本实施例中紧固件63选用蝶形螺栓,以便于手动调节。

[0066] 本实施例中,角度调节板62包括脚部固定板621以及设于脚部固定板621相对两侧的调节板622,调节板622上设有多个角度调节孔6221,导向装置50上设有两相对设置的支撑板61,两支撑板61分别与两调节板622连接。其中,支撑板61设于导向装置50的连接板52的上表面。为了便于踝关节调节装置60更好的调节踝关节,在连接板52上还设有小腿固定件6413,小腿固定件6413用于与小腿连接,以固定小腿,避免其出现扭转的现象。为了使小腿捆绑固定时更舒适,可以在小腿固定件6413上开设有与小腿肚凸出部对应的让位口641,使小腿固定件6413与小腿的贴合度更好,同时还能够提高小腿固定件6413的通用性。本实施例中,小腿固定件6413为扁平状,同时成与小腿贴合的弧状设置。在本实用新型的其他实施例中,小腿固定件6413也可以采用弹性材质制作而成。

[0067] 本实施例中设置踝关节角度调节装置实现了对踝关节的固定约束。医生或者家属可根据患者的实际肌力情况手动快速调节踝关节角度,实现踝关节的相应康复和保护。避免了额外采用动力机构的复杂,可有效防止足下垂、足内翻、足外翻等疾病的发生。通过简单的结构实现踝关节角度的固定,可以有效改善踝关节周围肌肉的肌力,有助于脑神经重塑。且不需要在踝关节处引入动力源,减少系统复杂程度,减小系统重量。

[0068] 本实用新型还提出一种外骨骼机器人(未图示),该外骨骼机器人包括下肢康复外骨骼100,该下肢康复外骨骼100的具体结构参照上述实施例,由于本外骨骼机器人采用了上述所有实施例的全部技术方案,因此至少具有上述实施例的技术方案所带来的所有有益效果,在此不再一一赘述。其中,一种下肢康复外骨骼100,其特征在于,包括:

[0069] 关节组件10,关节组件10包括相对设置的第一连接臂11和第二连接臂12,第一连接臂11或者第一连接臂11和第二连接臂12设有固定件13;

[0070] 传动机构20,传动机构20包括相对设置的两端,传动机构20的一端设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,传动机构20的另一端与第一连接臂11靠近第二连接臂12的一端铰接,并与第二连接臂12连接;和

[0071] 动力装置30,动力装置30设于第一连接臂11远离第二连接臂12的一端,并与传动机构20的端部连接,动力装置30通过传动机构20驱动第二连接臂12相对第一连接臂11转动。

[0072] 在应用中,外骨骼机器人可以包括两下肢康复外骨骼100以及其他与下肢康复外骨骼100连接的机构,以便于同时对患者的两下肢同时进行康复。

[0073] 以上所述仅为本实用新型的优选实施例,并非因此限制本实用新型的专利范围,凡是在本实用新型的实用新型构思下,利用本实用新型说明书及附图内容所作的等效结构

变换,或直接/间接运用在其他相关的技术领域均包括在本实用新型的专利保护范围内。

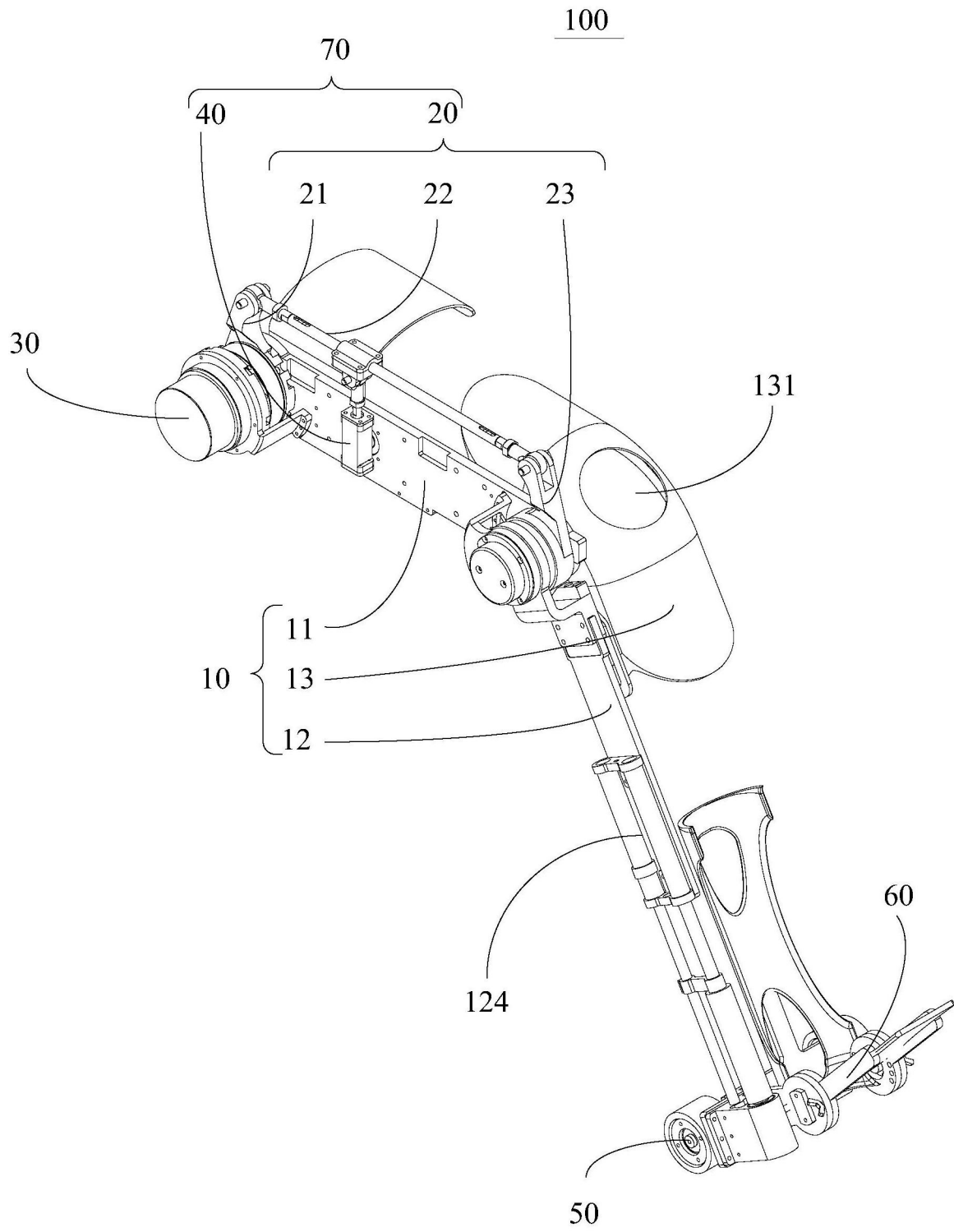


图1

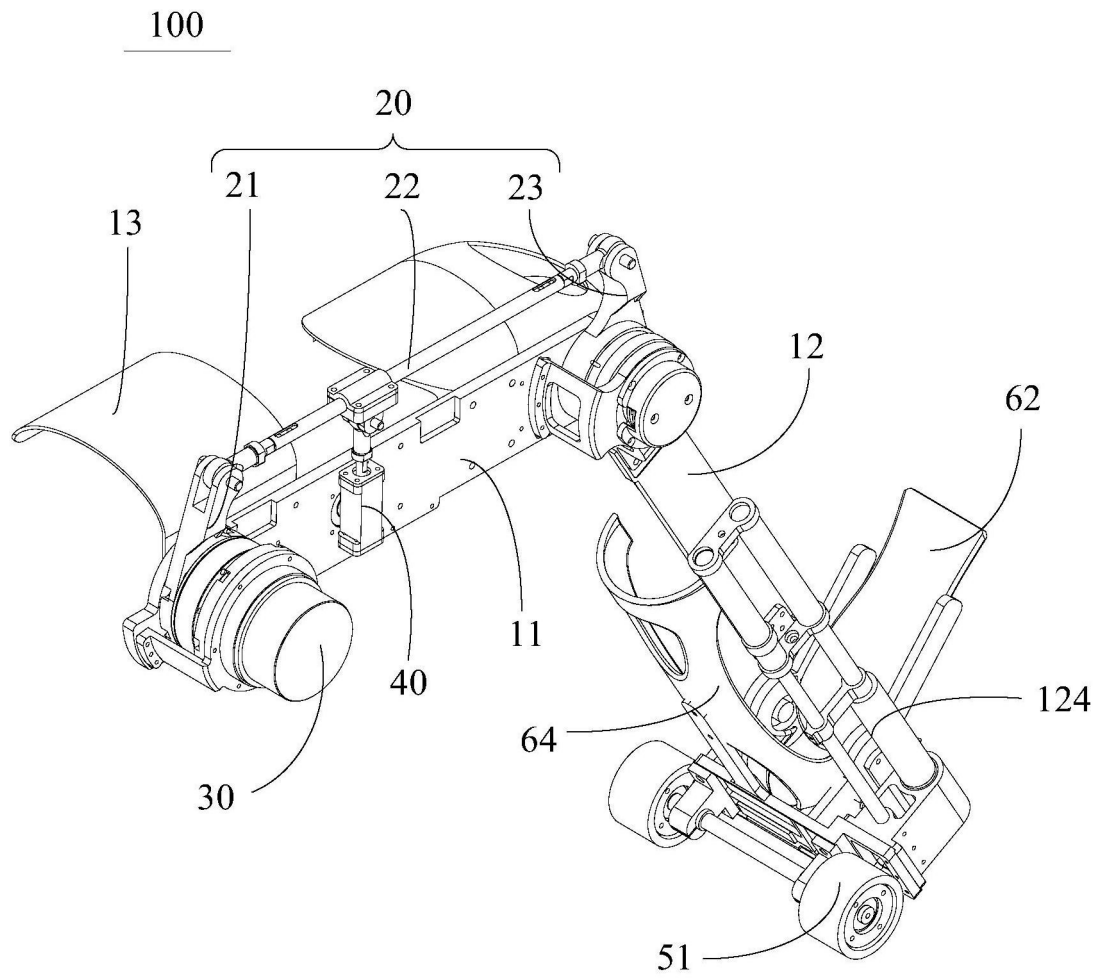


图2

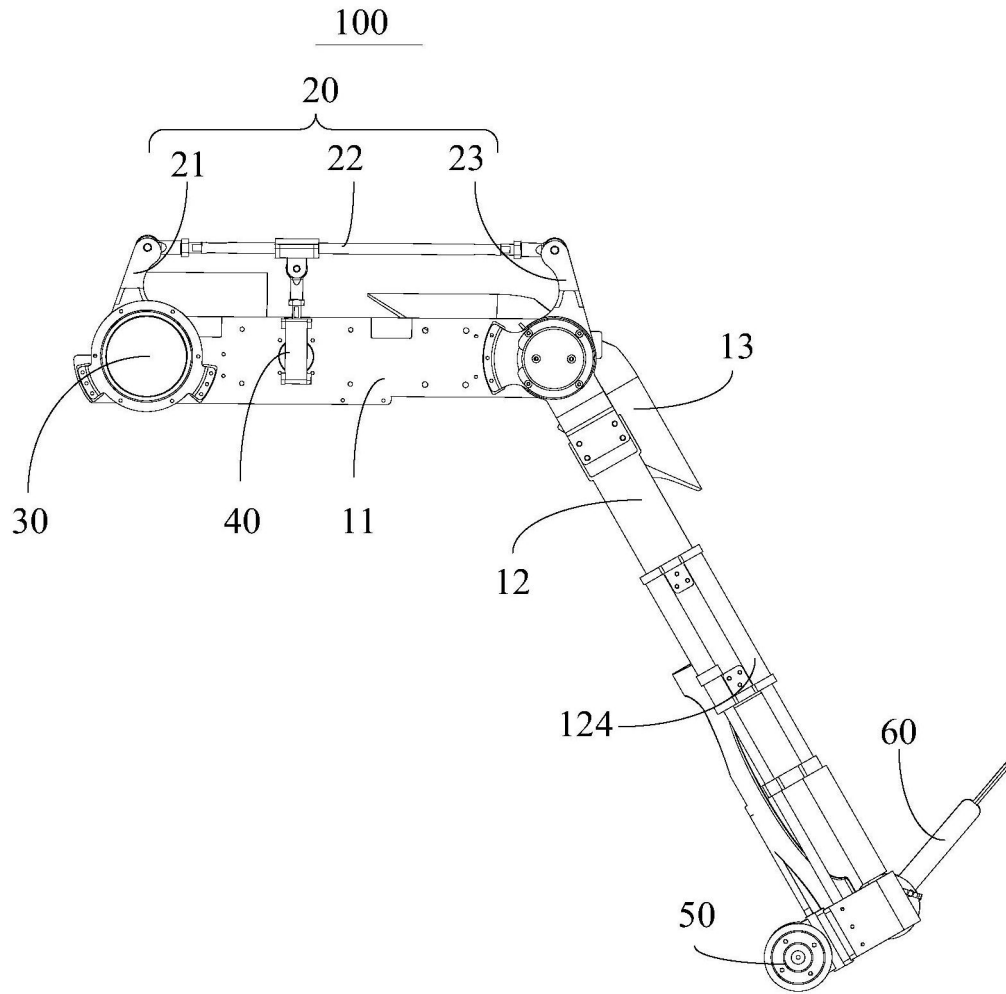


图3



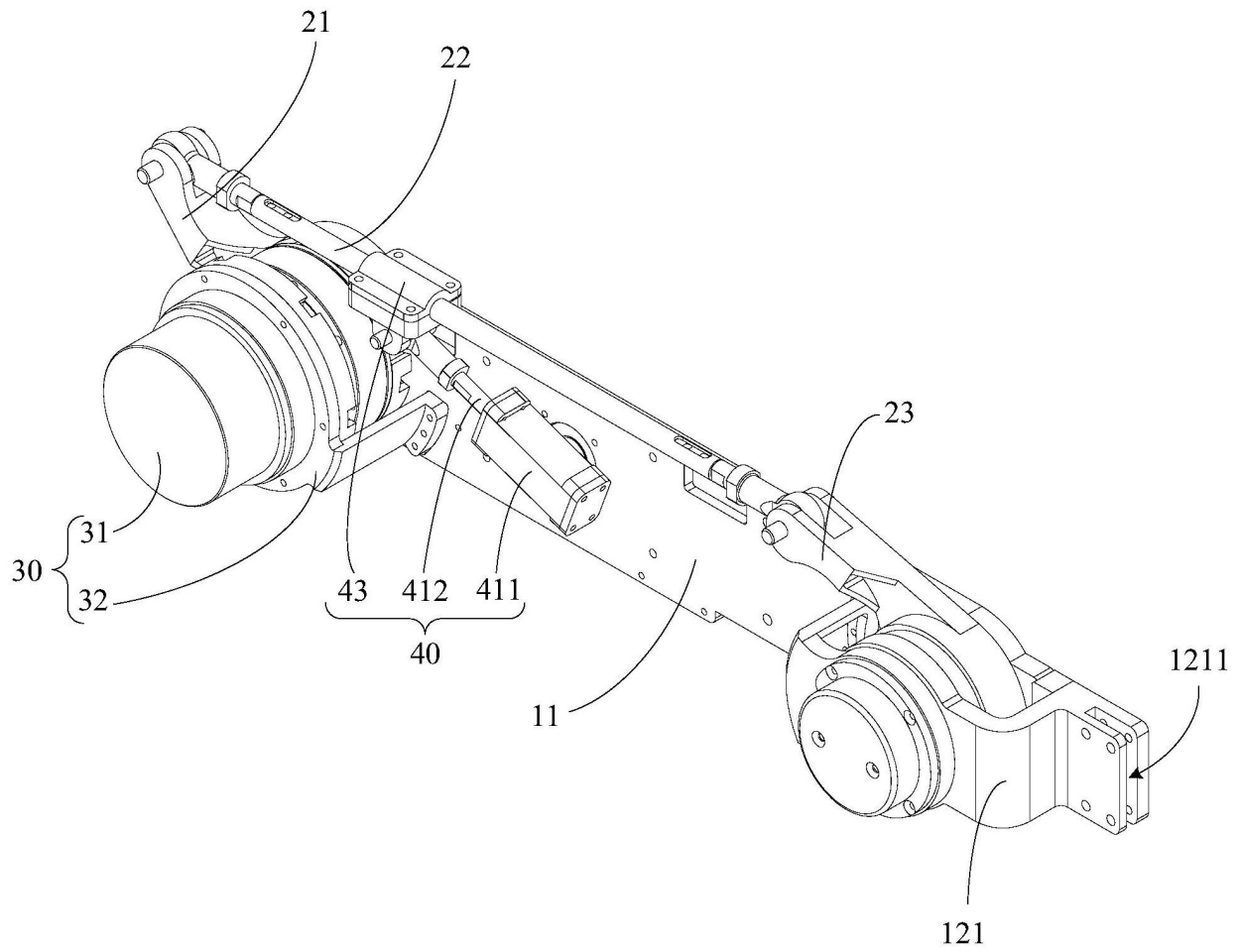


图4

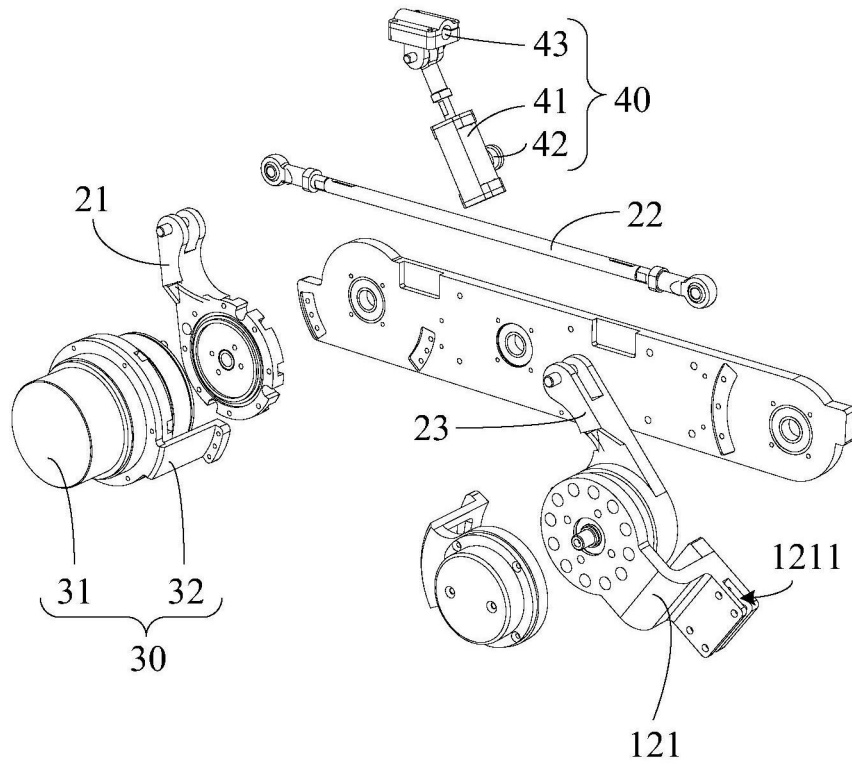


图5

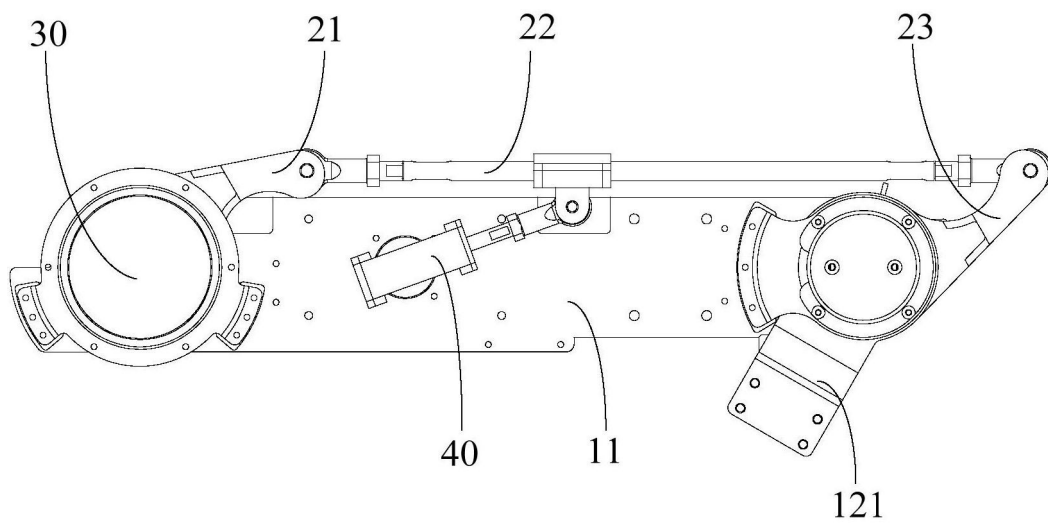


图6

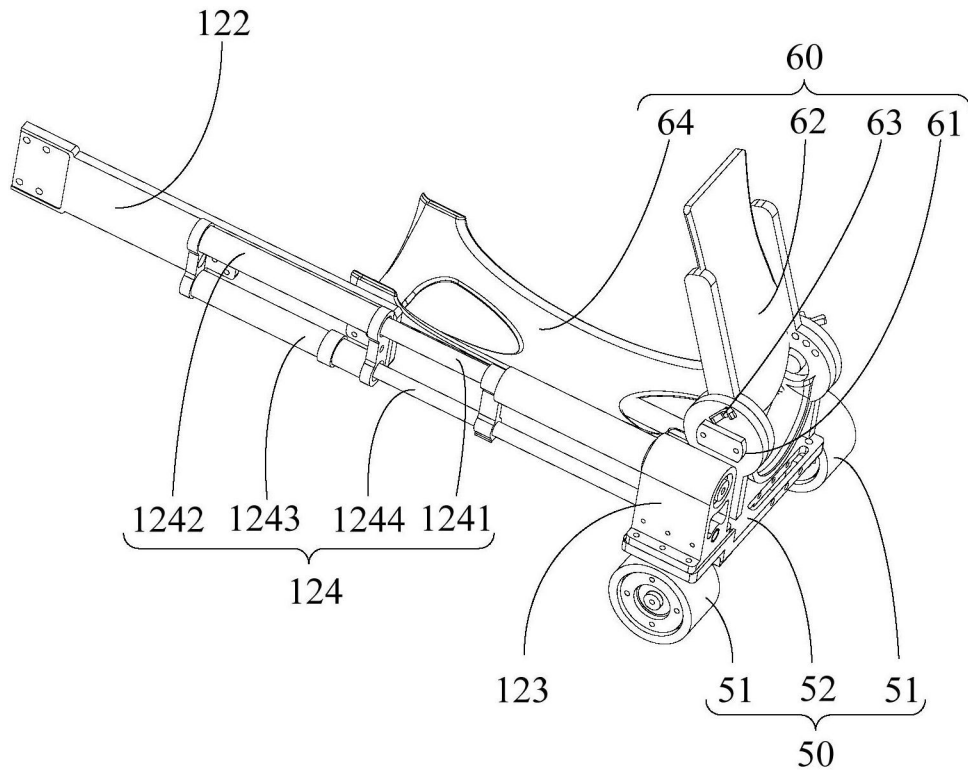


图7

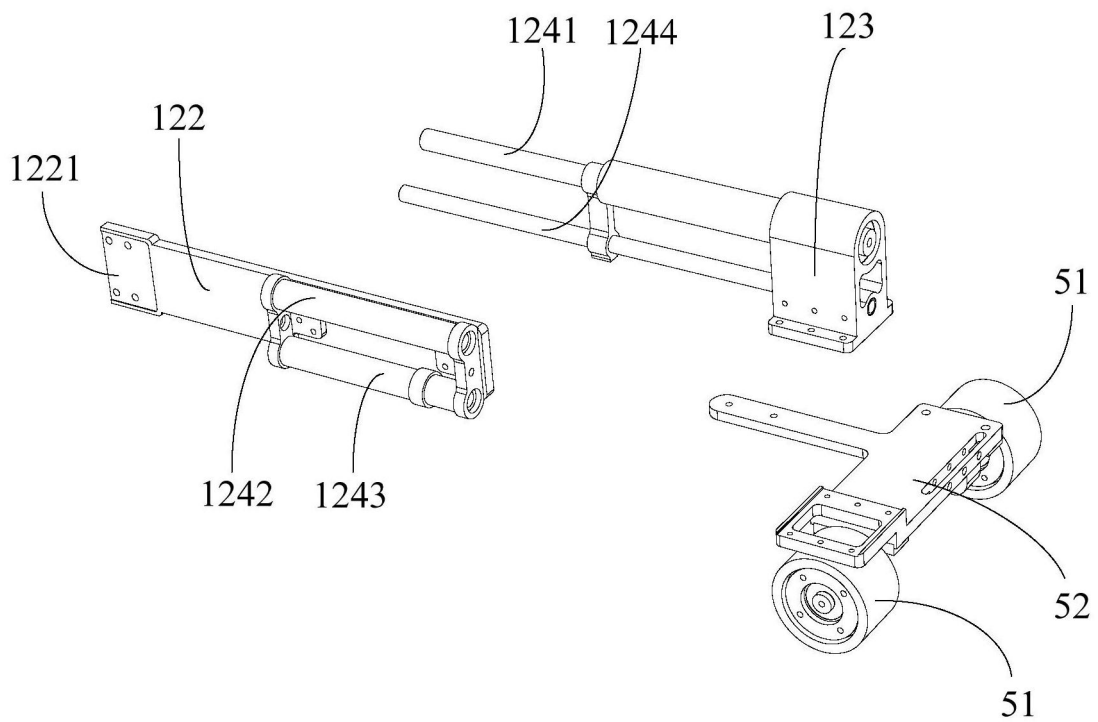


图8

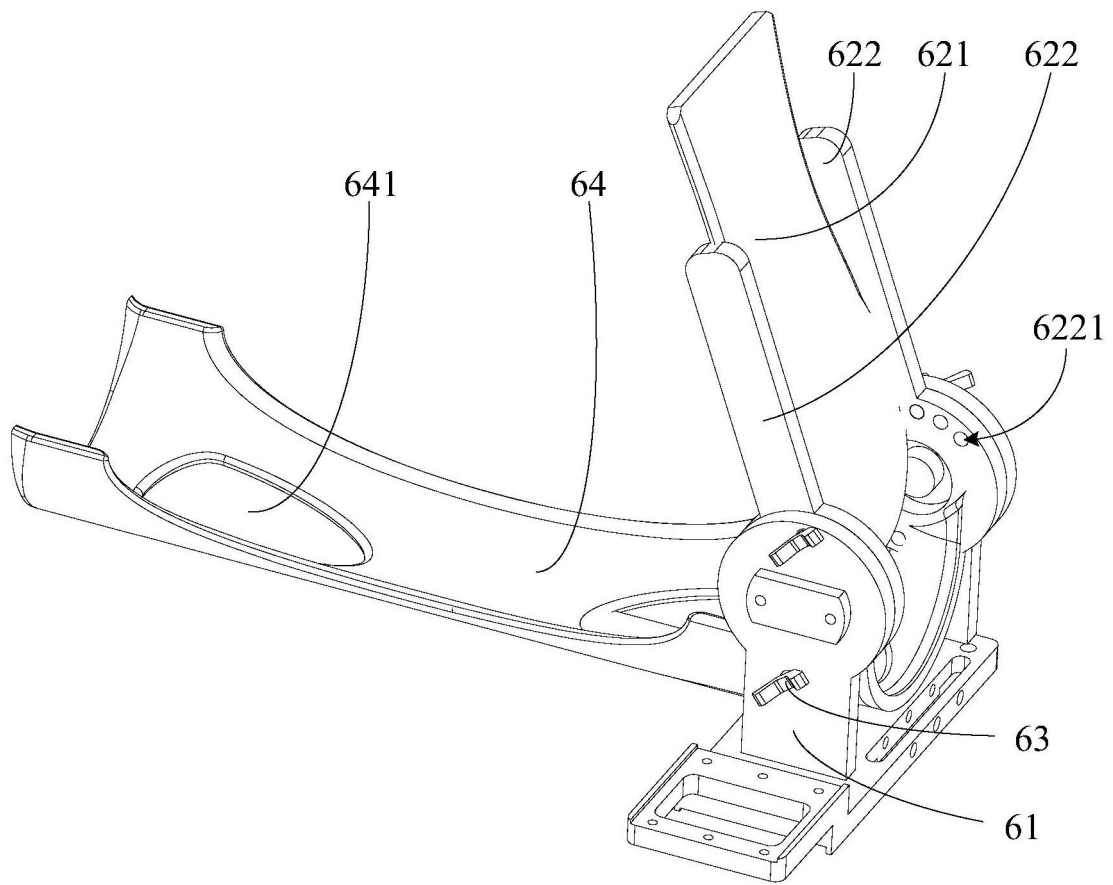
60

图9

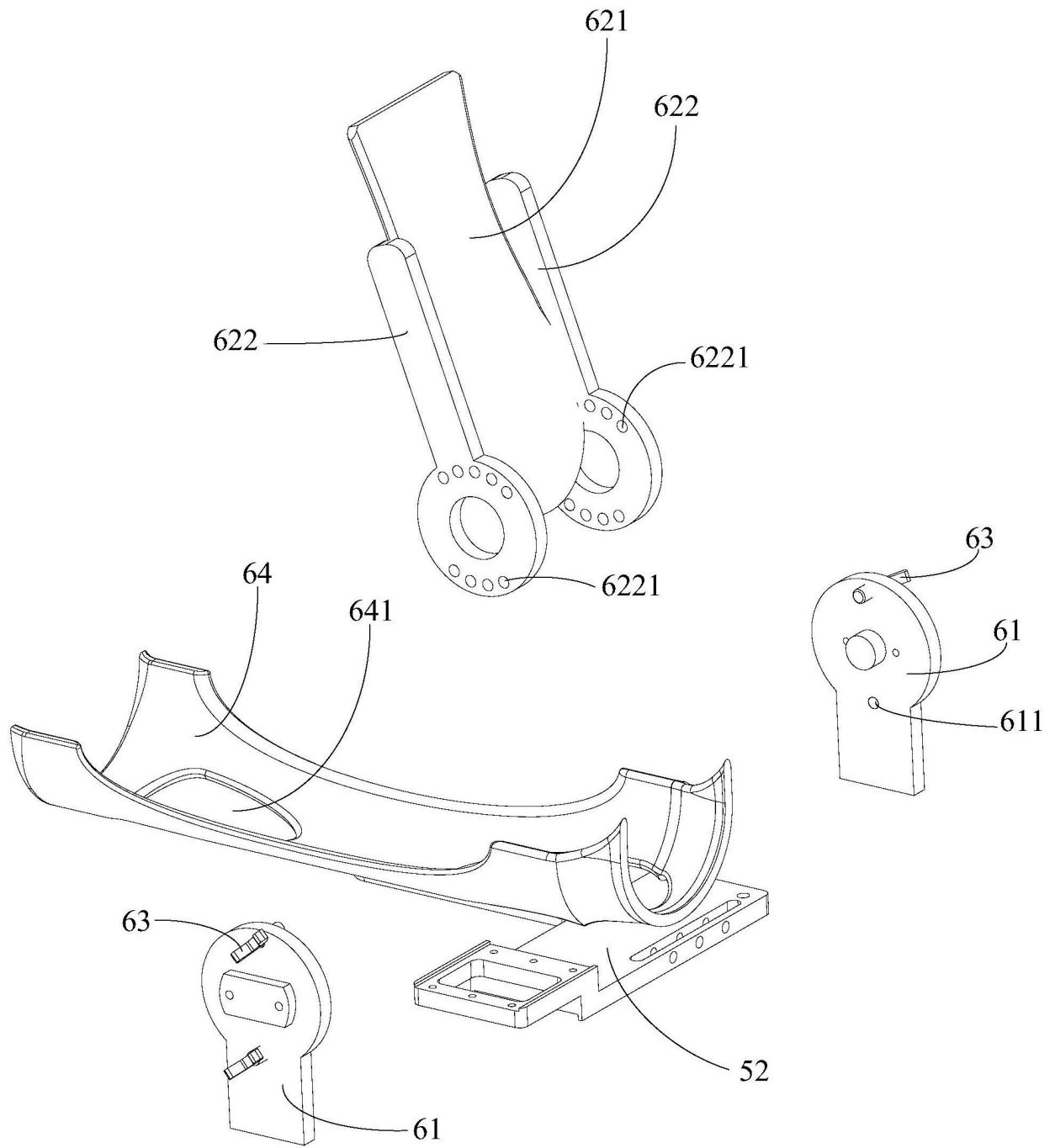


图10

40

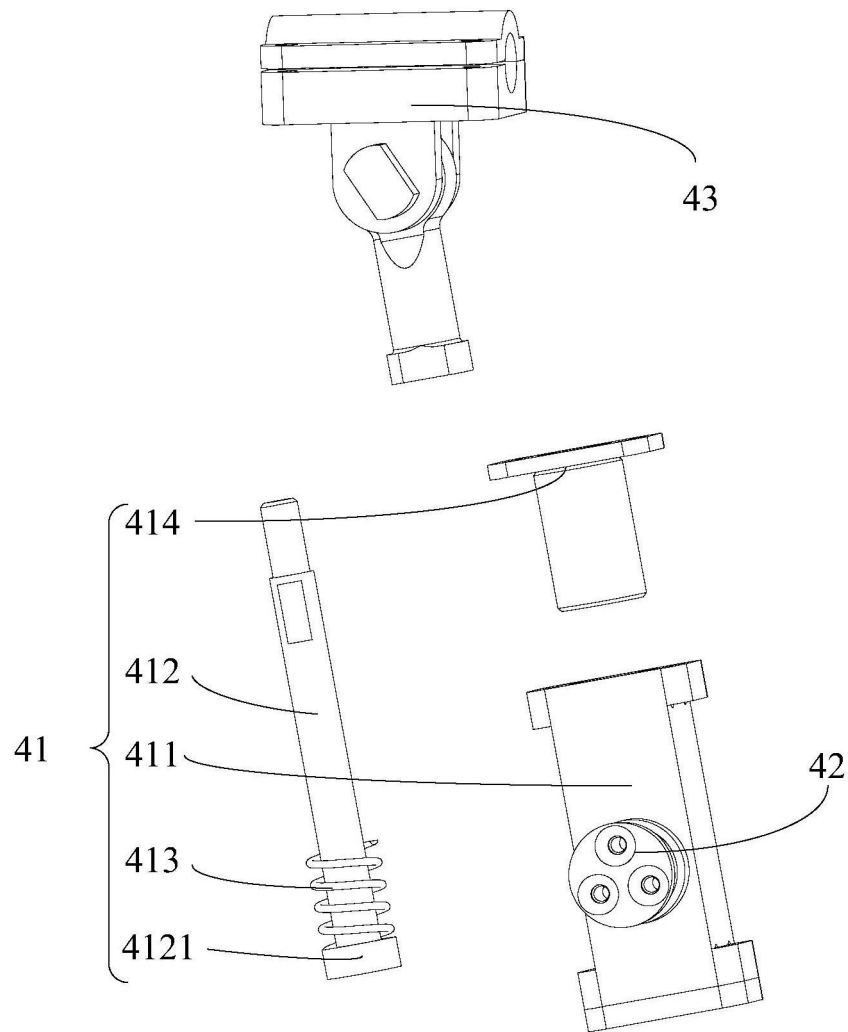


图11