



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106264987 B

(45)授权公告日 2018.11.27

(21)申请号 201610883774.2

A63B 21/005(2006.01)

(22)申请日 2016.10.10

A63B 21/065(2006.01)

A63B 23/12(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106264987 A

(43)申请公布日 2017.01.04

(73)专利权人 泰州市邦富环保科技有限公司

地址 225400 江苏省泰州市泰兴高新技术
产业开发区环溪路北侧

(56)对比文件

CN 102379793 A,2012.03.21,

KR 10-2015-0028536 A,2015.03.16,

CN 105150190 A,2015.12.16,

CN 105434144 A,2016.03.30,

审查员 甘露

(72)发明人 邹彤昕

(74)专利代理机构 北京华识知识产权代理有限

公司 11530

代理人 江婷

(51)Int.Cl.

A61H 1/02(2006.01)

A63B 21/00(2006.01)

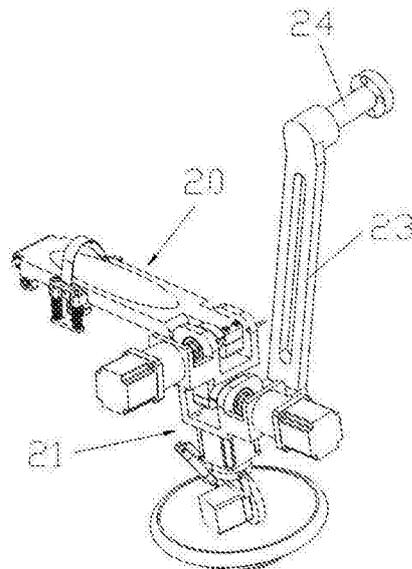
权利要求书2页 说明书8页 附图10页

(54)发明名称

一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置

(57)摘要

本发明公开了一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,包括支架和康复训练器,所述康复训练器包括手臂锻炼机构、肩关节锻炼机构、自主用力测量机构以及控制系统,所述支架与手臂锻炼机构之间通过万向连接结构连接;所述肩关节锻炼机构包括摆动方向控制机构、行走机构、绕转角度控制机构以具有球面凹槽的支撑底座,所述摆动方向控制机构包括摆动控制电机以及转动盘;所述行走机构包括行走电机、连接架以及设置在行走电机主轴上的弹性胶轮,所述连接架下端与行走电机固定连接,上端铰接在所述转动盘上;所述绕转角度控制机构由气缸构成。本发明的康复装置能够对肩关节进行训练,具有活动范围大、动作样式多等优点。



1. 一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,包括支架和康复训练器,其中,所述康复训练器包括用于锻炼手臂活动能力的手臂锻炼机构、用于锻炼肩关节活动能力的肩关节锻炼机构、自主用力测量机构以及控制系统,其中,所述支架与手臂锻炼机构之间通过万向连接结构连接,所述肩关节锻炼机构连接在手臂锻炼机构的底部;

所述万向连接结构包括连接杆和万向接头,其中,所述连接杆的一端固定在手臂锻炼机构上,另一端通过所述万向接头与支架连接,所述万向接头包括设在连接杆的球面凹窝以及设在支架上端的球面接头;

所述肩关节锻炼机构包括摆动方向控制机构、行走机构、绕转角度控制机构以及具有球面凹槽的支撑底座,其中,所述摆动方向控制机构包括摆动控制电机以及与摆动控制电机主轴连接的转动盘,所述摆动控制电机连接在手臂锻炼机构的底部;所述行走机构包括行走电机、连接架以及设置在行走电机主轴上的弹性胶轮,其中,所述连接架下端与行走电机固定连接,上端铰接在所述转动盘上,所述弹性胶轮压紧在支撑底座的球面凹槽内,该弹性胶轮在与球面凹槽接触的部位被压缩;所述绕转角度控制机构由气缸构成,该气缸的缸体的上端铰接在所述转动盘上,该气缸的伸缩杆铰接在所述连接架上;

所述手臂锻炼机构包括基座、手臂固定板、设在手臂固定板上的手臂固定绑带、驱动手臂固定板作弯曲与伸直运动的弯曲驱动机构以及驱动手臂固定板作往复转动的转动驱动机构,其中:

所述弯曲驱动机构包括弯曲驱动固定座、弯曲驱动电机以及弯曲驱动传动机构,其中,所述手臂固定板的一端通过第一转轴连接在弯曲驱动固定座上,所述弯曲驱动电机固定在弯曲驱动固定座上,所述弯曲驱动传动机构连接在弯曲驱动电机的主轴与手臂固定板的第一转轴之间;

所述转动驱动机构包括转动驱动电机和转动驱动传动机构,其中,所述转动驱动电机固定在基座上,所述弯曲驱动固定座通过第二转轴连接在基座上,所述转动驱动传动机构连接在转动驱动电机的主轴与弯曲驱动固定座的第二转轴之间;

所述自主用力测量机构包括手臂固定绑带、光电传感器、感应片、弹簧以及导向机构,其中,所述导向机构包括设在手臂固定板侧面上的导向座和匹配于导向座的导向孔中的导向杆,所述导向杆的上端设有上连接板,下端设有下连接板;所述手臂固定绑带的一端连接在所述上连接板上,另一端设有挂环,所述手臂固定板在与导向机构相对的一侧上设有挂钩,工作时所述挂环勾挂在所述挂钩上;所述光电传感器为多个,沿着竖向排列,该光电传感器设置在手臂固定板中与导向机构相同的一侧上;所述感应片连接在所述下连接板上,且位于所述光电传感器的感应通道对应处;所述弹簧套在导向杆上,该弹簧的上下两端分别作用在导向座和下连接板上;

所述控制系统包括中央处理器,该中央处理器的信号输入端与所述光电传感器连接,信号输出端与所述弯曲驱动电机和转动驱动电机连接。

2. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述弯曲驱动传动机构由第一部分齿轮传动机构构成,该第一部分齿轮传动机构包括连接在弯曲驱动电机主轴上的第一主动部分齿轮和连接在第一转轴上的第一从动部分齿轮;所述转动驱动传动机构由第二部分齿轮传动机构构成,该第二部分齿轮传动机构包括连接在转动驱动电机主轴上的第二主动部分齿轮和连接在第二转轴上的第二从动部

分齿轮。

3. 根据权利要求2所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述第一从动部分齿轮和第二从动部分齿轮为内齿轮,这使得结构更加紧凑,并让主动部分齿轮和从动部分齿轮可以同向转动。

4. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述光电传感器为三个,当感应片位于最下方的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加正向辅助驱动力,当感应片位于中间的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加的辅助驱动力为零,当感应片位于最上方的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加反向辅助驱动力。

5. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述导向杆为两个,每个导向杆上设有一个弹簧。

6. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述自主用力测量机构的数量为两个或者多个,这些自主用力测量机构沿着手臂固定板的长度方向排列。

7. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述手臂固定板上设有与小臂形状相匹配的定位槽。

8. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述气缸的缸体通过连接件与所述转动盘连接,所述连接件的一端固定在转动盘上,另一端向转动盘的径向延伸后再斜向上延伸,并铰接在所述缸体上。

9. 根据权利要求1所述的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,其特征在于,所述支架的上端设有球面连接件,该球面连接件的一端与支架固定连接,另一端设置所述的球面接头的;所述连接杆在与球面凹窝对应处设有锁紧螺钉,该锁紧压紧在球面接头上。

一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置

技术领域

[0001] 本发明涉及人体康复训练设备,具体涉及一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置。

背景技术

[0002] 对于肢体瘫痪的患者,通过康复训练有利于辅助患者重获瘫痪肢体的运动功能。传统方法是医师对患者进行手把手的训练,这存在效率低、患者不能自主安排训练时间、成本高、训练效果依赖于医师的经验水平等不足,采用肢体康复设备则能很好地解决该问题。

[0003] 现有的肢体康复设备通常通过关节结构为肢体提供相关的动作训练,例如,对于手臂的训练,利用转动关节带动小臂绕肘关节转动,以训练小臂的弯曲和伸直的功能。现有的肢体康复设备有申请公布号CN 102727360 A的发明专利申请公开的“人体上肢康复机器人”、申请公布号为CN104352335 A的发明专利申请公开的“一种偏瘫康复理疗仪”以及申请公布号为CN 104983549 A的发明专利申请公开的“一种智能型上肢康复训练器”等。现有的肢体康复设备存在的不足在于:

[0004] 1、不能很好地训练肩关节的活动机能。

[0005] 2、人体肢体都是在外力的协助下进行运动训练,是一种被动式训练过程,患者不能根据自身的康复情况在康复的不同阶段不同程度地主动参与康复训练,从而不利于患者机能的快速恢复。

发明内容

[0006] 为了克服现有技术的上述不足,本发明的目的在于提供一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,该康复装置能够对肩关节进行训练,具有活动范围大、动作样式多等优点。

[0007] 本发明实现上述目的技术方案为:

[0008] 一种可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置,包括支架和康复训练器,其中,所述康复训练器包括用于锻炼手臂活动能力的手臂锻炼机构、用于锻炼肩关节活动能力的肩关节锻炼机构、自主用力测量机构以及控制系统,其中,所述支架与手臂锻炼机构之间通过万向连接结构连接,所述肩关节锻炼机构连接在手臂锻炼机构的底部;

[0009] 所述万向连接结构包括连接杆和万向接头,其中,所述连接杆的一端固定在手臂锻炼机构上,另一端通过所述万向接头与支架连接,所述万向接头包括设在连接杆的球面凹窝以及设在支架上端的球面接头;

[0010] 所述肩关节锻炼机构包括摆动方向控制机构、行走机构、绕转角度控制机构以及具有球面凹槽的支撑底座,其中,所述摆动方向控制机构包括摆动控制电机以及与摆动控制电机主轴连接的转动盘,所述摆动控制电机连接在手臂锻炼机构的底部;所述行走机构包括行走电机、连接架以及设置在行走电机主轴上的弹性胶轮,其中,所述连接架下端与行走电机固定连接,上端铰接在所述转动盘上,所述弹性胶轮压紧在支撑底座的球面凹槽内,

该弹性胶轮在与球面凹槽接触的部位被压缩；所述绕转角度控制机构由气缸构成，该气缸的缸体的上端铰接在所述转动盘上，该气缸的伸缩杆铰接在所述连接架上；

[0011] 所述手臂锻炼机构包括基座、手臂固定板、设在手臂固定板上的手臂固定绑带、驱动手臂固定板作弯曲与伸直运动的弯曲驱动机构以及驱动手臂固定板作往复转动的转动驱动机构，其中：

[0012] 所述弯曲驱动机构包括弯曲驱动固定座、弯曲驱动电机以及弯曲驱动传动机构，其中，所述手臂固定板的一端通过第一转轴连接在弯曲驱动固定座上，所述弯曲驱动电机固定在弯曲驱动固定座上，所述弯曲驱动传动机构连接在弯曲驱动电机的主轴与手臂固定板的第一转轴之间；

[0013] 所述转动驱动机构包括转动驱动电机和转动驱动传动机构，其中，所述转动驱动电机固定在基座上，所述弯曲驱动固定座通过第二转轴连接在基座上，所述转动驱动传动机构连接在转动驱动电机的主轴与弯曲驱动固定座的第二转轴之间；

[0014] 所述自主用力测量机构包括手臂固定绑带、光电传感器、感应片、弹簧以及导向机构，其中，所述导向机构包括设在手臂固定板侧面上的导向座和匹配于导向座的导向孔中的导向杆，所述导向杆的上端设有上连接板，下端设有下连接板；所述手臂固定绑带的一端连接在所述上连接板上，另一端设有挂环，所述手臂固定板在与导向机构相对的一侧上设有挂钩，工作时所述挂环勾挂在所述挂钩上；所述光电传感器为多个，沿着竖向排列，该光电传感器设置在手臂固定板中与导向机构相同的一侧上；所述感应片连接在所述下连接板上，且位于所述光电传感器的感应通道对应处；所述弹簧套在导向杆上，该弹簧的上下两端分别作用在导向座和下连接板上；

[0015] 所述控制系统包括中央处理器，该中央处理器的信号输入端与所述光电传感器连接，信号输出端与所述弯曲驱动电机和转动驱动电机连接。

[0016] 上述可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置的工作原理是：

[0017] 使用时，手臂固定在手臂锻炼机构上，由该手臂锻炼机构锻炼手臂的活动能力，并由肩关节锻炼机构以及万向连接结构结合在一起锻炼肩关节的活动能力。具体地，在进行肩关节活动能力锻炼时，分成两个动作，第一个动作是训练肩关节摆动的能力，第二个动作是训练肩关节绕转的能力。第一个动作的训练过程为：在进行第一个动作训练时，所述弹性胶轮呈直立状态，亦即弹性胶轮所在平面经过球面凹槽的底部；工作时，行走机构中的行走电机带动弹性胶轮转动，由于弹性胶轮弹性压紧在支撑底座的球面凹槽内，因此弹性胶轮在球面凹槽内沿着某个平面作圆弧轨迹的行走（也就是沿着纬度方向行走），在万向连接结构的配合下，整个手臂锻炼机构作单方向的摆动，从而实现对肩关节的摆动训练，摆动的幅度由行走电机控制；当需要改变摆动的方向时，所述摆动方向控制机构中的摆动控制电机带动转动盘转动，从而带动整个行走机构转动，改变弹性胶轮所在平面，进而改变摆动的方向。第二个动作的训练过程为：绕转角度控制机构中的气缸通过伸缩运动，带动行走机构相对于转动盘转动一定角度，使得弹性胶轮呈倾斜状，此时弹性胶轮压紧在球面凹槽的某一纬度上（弹性胶轮的变形量应当保证当弹性胶轮进行摆转到任何位置均能与球面凹槽接触），随后弹性胶轮转动，在球面凹槽内沿着经度方向行走，在万向连接结构的配合下，整个手臂锻炼机构作绕转运动，从而实现对肩关节的绕转训练，上臂的轨迹呈锥形，锥角的大小由绕转角度控制机构来控制。

[0018] 在训练手臂的活动能力时,所述弯曲驱动机构的作用在于驱动手臂固定板作弯曲与伸直运动,从而训练小臂弯曲与伸直的能力,具体是通过弯曲驱动电机以及弯曲驱动传动机构带动手臂固定板绕第一转轴转动;所述转动驱动机构用于驱动手臂固定板绕其长度方向的轴线转动,从而训练小臂转动的能力,具体是通过转动驱动电机以及转动驱动传动机构带动手臂固定板绕第二转轴转动。

[0019] 在进行小臂弯曲与伸直能力的训练时,患者可根据自己的能力自主施加一定的作用力,由自主用力测量机构和中央处理器共同检测和计算出自主作用力的大小,进而由中央处理器控制弯曲驱动电机输出的辅助驱动力,该辅助驱动力随患者自主用力的变化而变化,自主作用力越大,辅助驱动力就越小,从而尽可能地发挥患者的自主锻炼能力。具体地,当患者的小臂自主施加作用力使小臂弯曲时,手臂固定绑带会带动上连接板、导向杆、下连接板以及感应片一起运动,上连接板和下连接板对弹簧进行压缩,所述感应片进入到光电传感器的感应通道中,所述自主作用力越大,感应片的移动距离就越大,且两者呈线性关系(因为弹簧的变形符合胡克定律);由于设置有多个光电传感器,感应片移动距离的大小由光电传感器检测,感应片到达不同的光电传感器处,相应地能确定感应片的移动距离;光电传感器将感应片的实时位置信号传送给中央处理器,中央处理器将该位置信号换算成所述自主力的大小,从而计算出弯曲驱动电机输出的辅助驱动力,通过控制弯曲驱动电机的输出功率的方式实现辅助驱动力的调节。在训练过程中,患者的自主力可以根据自身的能力随时施加、随时撤销以及随意增大和减小,不管患者的自主力如何变化,中央处理器都能实时计算自主力的大小,从而确定弯曲驱动电机输出的辅助驱动力,患者的主动训练和被动训练有机地结合在一起。当患者的自主力恢复到较好水平后,所述弯曲驱动电机还可以输出反向作用力,使得患者的自主力除了需要带动自身小臂以及手臂固定板的重力进行弯曲,还需要克服弯曲驱动电机的反向作用下,从而更有效地锻炼的患者的自主用力能力。

[0020] 本发明的一个优选方案,其中,所述弯曲驱动传动机构由第一部分齿轮传动机构构成,该第一部分齿轮传动机构包括连接在弯曲驱动电机主轴上的第一主动部分齿轮和连接在第一转轴上的第一从动部分齿轮;所述转动驱动传动机构由第二部分齿轮传动机构构成,该第二部分齿轮传动机构包括连接在转动驱动电机主轴上的第二主动部分齿轮和连接在第二转轴上的第二从动部分齿轮。采用上述方案的的好处在于:所述齿轮传动机构采用部分齿轮的形式能够更好地确保训练过程中患者的安全;训练过程中,弯曲驱动电机和转动驱动电机作往复转动,其转动的行程应当限定在设定的范围内,否则如果转动范围超过设定行程,就可能对患者手臂产生扭伤,甚至出现严重的安全事故;两个电机的转动行程通常由中央处理器来控制;而采用上述部分齿轮传动机构后,如果转动行程因意外超过设定范围,该部分齿轮传动机构就会失去动力传递效果,从而切断动力,确保患者手臂安全。

[0021] 优选地,所述第一从动部分齿轮和第二从动部分齿轮为内齿轮,这使得结构更加紧凑,并让主动部分齿轮和从动部分齿轮可以同向转动。

[0022] 本发明的一个优选方案,其中,所述光电传感器为三个,当感应片位于最下方的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加正向辅助驱动力,当感应片位于中间的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加的辅助驱动力为零,当感应片位于最上方的光电传感器处时,所述弯曲驱动电机施加反向辅助驱动力。该优选方案从结构上看,光电传感器数量较少,结构简单,从控制上来看,数据处理量少,便于控制。

[0023] 本发明的一个优选方案,其中,所述导向杆为两个,每个导向杆上设有一个弹簧,使得受力均衡,自主力的测量结果更加准确。

[0024] 本发明的一个优选方案,其中,所述自主用力测量机构的数量为两个或者多个,这些自主用力测量机构沿着手臂固定板的长度方向排列。其目的在于,根据杠杆原理,自主用力测量机构距离第一转轴的距离不同,患者要带动手臂固定板向上弯曲转动所需的力也不同,距离越近,所需的力越大,通过设置两个以上的自主用力测量机构,可以根据患者的自主力的大小选择合适的自主用力测量机构进行工作,适用性更好。

[0025] 本发明的一个优选方案,其中,所述手臂固定板上设有与小臂形状相匹配的定位槽,以便于小臂的固定。

[0026] 本发明的一个优选方案,其中,所述气缸的缸体通过连接件与所述转动盘连接,所述连接件的一端固定在转动盘上,另一端向转动盘的径向延伸后再斜向上延伸,并铰接在所述缸体上。

[0027] 本发明的一个优选方案,其中,所述支架的上端设有球面连接件,该球面连接件的一端与支架固定连接,另一端设置所述的球面接头上;所述连接杆在与球面凹窝对应处设有锁紧螺钉,该锁紧压紧在球面接头上。

[0028] 本发明与现有技术相比具有以下有益效果:

[0029] 1、实现了对肩关节的摆动训练和绕转训练,辅助患者肩关节活动能力的恢复。

[0030] 2、肩关节的摆动幅度以及绕转的锥角均可以调节,活动范围大、动作样式多,从而适应于不同患者在不同的康复阶段的训练。

[0031] 3、不但能够实现普通的被动式训练,而且还能够配合患者的主动性训练,根据患者的主动性参与程度确定对患者的协助程度,从而充分发挥患者的主动性,提高患者恢复机能的速度和效果。

[0032] 4、训练过程中患者的自主力可以根据自身的能力随时施加、随时撤销以及随意增大和减小,不管患者的自主力如何变化,中央处理器都能实时计算自主力的大小,从而确定弯曲驱动电机输出的辅助驱动力,患者的主动训练和被动训练有机地结合在一起。

[0033] 5、当患者的自主力恢复到较好水平后,所述弯曲驱动电机还可以输出反向作用力,使得患者的自主力除了需要带动自身小臂以及手臂固定板的重力进行弯曲,还需要克服弯曲驱动电机的反向作用下,从而更有效地锻炼的患者的自主用力能力。

附图说明

[0034] 图1-图3为本发明的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置的一个具体实施方式的立体结构示意图。

[0035] 图4为图1-图3所示实施方式中肩关节锻炼机构部分的立体结构示意图。

[0036] 图5为图1-图3所示实施方式中万向连接结构部分的结构示意图(剖面图)。

[0037] 图6和图7为图1-图3所示实施方式中手臂锻炼机构的立体结构示意图。

[0038] 图8和图9为图6和图7所示手臂锻炼机构中弯曲驱动机构和转动驱动机构的爆炸图,其中,图8的爆炸部位为第一部分齿轮传动机构对应处,图9的爆炸部位为第二部分齿轮传动机构对应处。

[0039] 图10为7中自主用力测量机构部分的局部放大图。

[0040] 图11为本发明的康复装置中控制系统的原理框图。

[0041] 图12为本发明的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置的第二个具体实施方式中手臂锻炼机构的立体结构示意图。

[0042] 图13为本发明的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置的第三个具体实施方式中万向连接结构部分的结构示意图(剖面图)。

具体实施方式

[0043] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步的详细说明。

[0044] 实施例1

[0045] 如图1-图3所示,本发明的可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置包括支架22和康复训练器,其中,所述康复训练器包括用于锻炼手臂活动能力的手臂锻炼机构20、用于锻炼肩关节活动能力的肩关节锻炼机构21、自主用力测量机构以及控制系统,其中,所述支架22与手臂锻炼机构20之间通过万向连接结构连接,所述肩关节锻炼机构21连接在手臂锻炼机构20的底部。

[0046] 如图5所示,所述万向连接结构包括连接杆23和万向接头,其中,所述连接杆23的一端固定在手臂锻炼机构20上,另一端通过所述万向接头与支架22的上端连接,所述万向接头包括设在连接杆23上的球面凹窝23-1以及设在支架22上端的球面接头24-1。所述支架22的上端设有球面连接件24,该球面连接件24的一端与支架22固定连接,另一端设置所述的球面接头24-1。

[0047] 参见图1-图4,所述肩关节锻炼机构21包括摆动方向控制机构、行走机构、绕转角度控制机构以及具有球面凹槽30-1的支撑底座30,其中,所述摆动方向控制机构包括摆动控制电机25以及与摆动控制电机25主轴连接的转动盘26,所述摆动控制电机25连接在手臂锻炼机构20的底部;所述行走机构包括行走电机28、连接架27以及设置在行走电机28主轴上的弹性胶轮29,其中,所述连接架27下端与行走电机28固定连接,上端铰接在所述转动盘26上,所述弹性胶轮29压紧在支撑底座30的球面凹槽30-1内,该弹性胶轮29在与球面凹槽30-1接触的部位被压缩;所述绕转角度控制机构由气缸31构成,该气缸31的缸体的上端铰接在所述转动盘26上,该气缸31的伸缩杆铰接在所述连接架27上。

[0048] 如图6-图9所示,所述手臂锻炼机构20包括基座8、手臂固定板1、设在手臂固定板1上的手臂固定绑带9、驱动手臂固定板1作弯曲与伸直运动的弯曲驱动机构以及驱动手臂固定板1作往复转动的转动驱动机构。

[0049] 如图6-图9所示,所述弯曲驱动机构包括弯曲驱动固定座5、弯曲驱动电机2以及弯曲驱动传动机构,其中,所述手臂固定板1的一端通过第一转轴4连接在弯曲驱动固定座5上,所述弯曲驱动电机2固定在弯曲驱动固定座5上,所述弯曲驱动传动机构连接在弯曲驱动电机2的主轴与手臂固定板1的第一转轴4之间。

[0050] 如图6-图9所示,所述转动驱动机构包括转动驱动电机6和转动驱动传动机构,其中,所述转动驱动电机6固定在基座8上,所述弯曲驱动固定座5通过第二转轴10连接在基座8上,所述转动驱动传动机构连接在转动驱动电机6的主轴与弯曲驱动固定座5的第二转轴10之间。

[0051] 如图6-图11所示,所述自主用力测量机构包括手臂固定绑带9、光电传感器12、感

应片13、弹簧18以及导向机构,其中,所述导向机构包括设在手臂固定板1侧面上的导向座15和匹配于导向座15的导向孔中的导向杆14,所述导向杆14的上端设有上连接板16,下端设有下连接板17;所述手臂固定绑带9的一端连接在所述上连接板16上,另一端设有挂环11,所述手臂固定板1在与导向机构相对的一侧上设有挂钩19,工作时所述挂环11勾挂在所述挂钩19上;所述光电传感器12为多个,沿着竖向排列,该光电传感器12设置在手臂固定板1中与导向机构相同的一侧上;所述感应片13连接在所述下连接板17上,且位于所述光电传感器12的感应通道12-1对应处;所述弹簧18套在导向杆14上,该弹簧18的上下两端分别作用在上连接板16和下连接板17上。

[0052] 如图11所示,所述控制系统包括中央处理器、存储器以及驱动电路,该中央处理器的信号输入端与所述光电传感器12连接,信号输出端通过驱动电路与所述弯曲驱动电机2和转动驱动电机6连接。

[0053] 如图6-图9所示,所述弯曲驱动传动机构由第一部分齿轮传动机构3构成,该第一部分齿轮传动机构3包括连接在弯曲驱动电机2主轴上的第一主动部分齿轮3-1和连接在第一转轴4上的第一从动部分齿轮3-2;所述转动驱动传动机构由第二部分齿轮传动机构7构成,该第二部分齿轮传动机构7包括连接在转动驱动电机6主轴上的第二主动部分齿轮7-1和连接在第二转轴10上的第二从动部分齿轮7-2。所述第一从动部分齿轮3-2和第二从动部分齿轮7-2为内齿轮。采用上述结构的好处在于:所述齿轮传动机构采用部分齿轮的形式能够更好地确保训练过程中患者的安全;训练过程中,弯曲驱动电机2和转动驱动电机6作往复转动,其转动的行程应当限定在设定的范围内,否则如果转动范围超过设定行程,就可能对患者手臂产生扭伤,甚至出现严重的安全事故;两个电机的转动行程通常由中央处理器来控制;而采用上述部分齿轮传动机构后,如果转动行程因意外超过设定范围,该部分齿轮传动机构就会失去动力传递效果,从而切断动力,确保患者手臂安全。

[0054] 如图6-图9所示,所述手臂固定板1上设有与小臂形状相匹配的定位槽1-1,以便于小臂的固定。

[0055] 如图1-图4所示,所述气缸31的缸体通过连接件25与所述转动盘26连接,所述连接件25的一端固定在转动盘26上,另一端向转动盘26的径向延伸后再斜向上延伸,并铰接在所述缸体上。

[0056] 下面结合附图对上述可锻炼肩关节活动能力以及手臂自主用力的康复装置的工作原理作进一步的描述:

[0057] 如图1-图11所示,使用时,手臂固定在手臂锻炼机构20上,由该手臂锻炼机构20锻炼手臂的活动能力,并由肩关节锻炼机构21以及万向连接结构结合在一起锻炼肩关节的活动能力。具体地,在进行肩关节活动能力锻炼时,分成两个动作,第一个动作是训练肩关节摆动的能力,第二个动作是训练肩关节绕转的能力。第一个动作的训练过程为:在进行第一个动作训练时,所述弹性胶轮29呈直立状态,亦即弹性胶轮29所在平面经过球面凹槽30-1的底部;工作时,行走机构中的行走电机28带动弹性胶轮29转动,由于弹性胶轮29弹性压紧在支撑底座30的球面凹槽30-1内,因此弹性胶轮29在球面凹槽30-1内沿着某个平面作圆弧轨迹的行走(也就是沿着纬度方向行走,如图1中箭头所示),在万向连接结构的配合下,整个手臂锻炼机构20作单方向的摆动,从而实现对肩关节的摆动训练,摆动的幅度由行走电机28控制;当需要改变摆动的方向时,所述摆动方向控制机构中的摆动控制电机25带动转

动盘26转动,从而带动整个行走机构转动,改变弹性胶轮29所在平面,进而改变摆动的方向。第二个动作的训练过程为:绕转角度控制机构中的气缸31通过伸缩运动,带动行走机构相对于转动盘26转动一定角度,使得弹性胶轮29呈倾斜状,此时弹性胶轮29压紧在球面凹槽30-1的某一纬度上(弹性胶轮29的变形量应当保证当弹性胶轮29进行摆转到任何位置均能与球面凹槽30-1接触),随后弹性胶轮29转动,在球面凹槽30-1内沿着经度方向行走(如图3箭头所示),在万向连接结构的配合下,整个手臂锻炼机构20作绕转运动,从而实现对接肩关节的绕转训练,上臂的轨迹呈锥形,锥角的大小由绕转角度控制机构来控制。

[0058] 在训练手臂的活动能力时,所述弯曲驱动机构的作用在于驱动手臂固定板1作弯曲与伸直运动,从而训练小臂弯曲与伸直的能力,具体是通过弯曲驱动电机2以及弯曲驱动传动机构带动手臂固定板1绕第一转轴4转动;所述转动驱动机构用于驱动手臂固定板1绕其长度方向的轴线转动,从而训练小臂转动的能力,具体是通过转动驱动电机6以及转动驱动传动机构带动手臂固定板1绕第二转轴10转动。

[0059] 在进行小臂弯曲与伸直能力的训练时,患者可根据自己的能力自主施加一定的作用力,由自主用力测量机构和中央处理器共同检测和计算出自主作用力的大小,进而由中央处理器控制弯曲驱动电机2输出的辅助驱动力,该辅助驱动力随患者自主用力的变化而变化,自主作用力越大,辅助驱动力就越小,从而尽可能地发挥患者的自主锻炼能力。具体地,当患者的小臂自主施加作用力使小臂弯曲时,手臂固定绑带9会带动上连接板16、导向杆14、下连接板17以及感应片13一起运动,上连接板16和下连接板17对弹簧18进行压缩,所述感应片13进入到光电传感器12的感应通道12-1中,所述自主作用力越大,感应片13的移动距离就越大,且两者呈线性关系(因为弹簧18的变形符合胡克定律);由于设置有多个光电传感器12,感应片13移动距离的大小由光电传感器12检测,感应片13到达不同的光电传感器12处,相应地能确定感应片13的移动距离;光电传感器12将感应片13的实时位置信号传送给中央处理器,中央处理器将该位置信号换算成所述自主力的大小,从而计算出弯曲驱动电机2输出的辅助驱动力,通过控制弯曲驱动电机2的输出功率的方式实现辅助驱动力的调节。在训练过程中,患者的自主力可以根据自身的能力随时施加、随时撤销以及随意增大和减小,不管患者的自主力如何变化,中央处理器都能实时计算自主力的大小,从而确定弯曲驱动电机2输出的辅助驱动力,患者的主动训练和被动训练有机地结合在一起。当患者的自主力恢复到较好水平后,所述弯曲驱动电机2还可以输出反向作用力,使得患者的自主力除了需要带动自身小臂以及手臂固定板1的重力进行弯曲,还需要克服弯曲驱动电机2的反向作用下,从而更有效地锻炼的患者的自主用力能力。

[0060] 实施例2

[0061] 如图12所示,本实施例与实施例1相比的不同之处在于,本实施例中,所述自主用力测量机构的数量为三个,这些自主用力测量机构沿着手臂固定板1的长度方向排列。其目的在于,根据杠杆原理,自主用力测量机构距离第一转轴4的距离不同,患者要带动手臂固定板1向上弯曲转动所需的力也不同,距离越近,所需的力越大,通过设置两个以上的自主用力测量机构,可以根据患者的自主力的大小选择合适的自主用力测量机构进行工作,适用性更好。

[0062] 实施例3

[0063] 如图13所示,本实施例与实施例1相比的不同之处在于,本实施例中,所述连接杆

23在与球面凹窝23-1对应处设有锁紧螺钉33,该锁紧螺钉33压紧在球面接头的24-1上。其目的在于,让球面凹窝23-1和球面接头的24-1之间的锁紧更加牢固;使用时,如果要调节康复训练器20的位置,松开所述锁紧螺钉33,当康复训练器20的位置调节好后,再锁紧所述锁紧螺钉33即可。

[0064] 本发明的实施方式不限于此,按照本发明的上述内容,利用本领域的普通技术知识和惯用手段,在不脱离本发明上述基本技术思想前提下,本发明还可以做出其它多种形式的修改、替换或变更,均落在本发明权利保护范围之内。

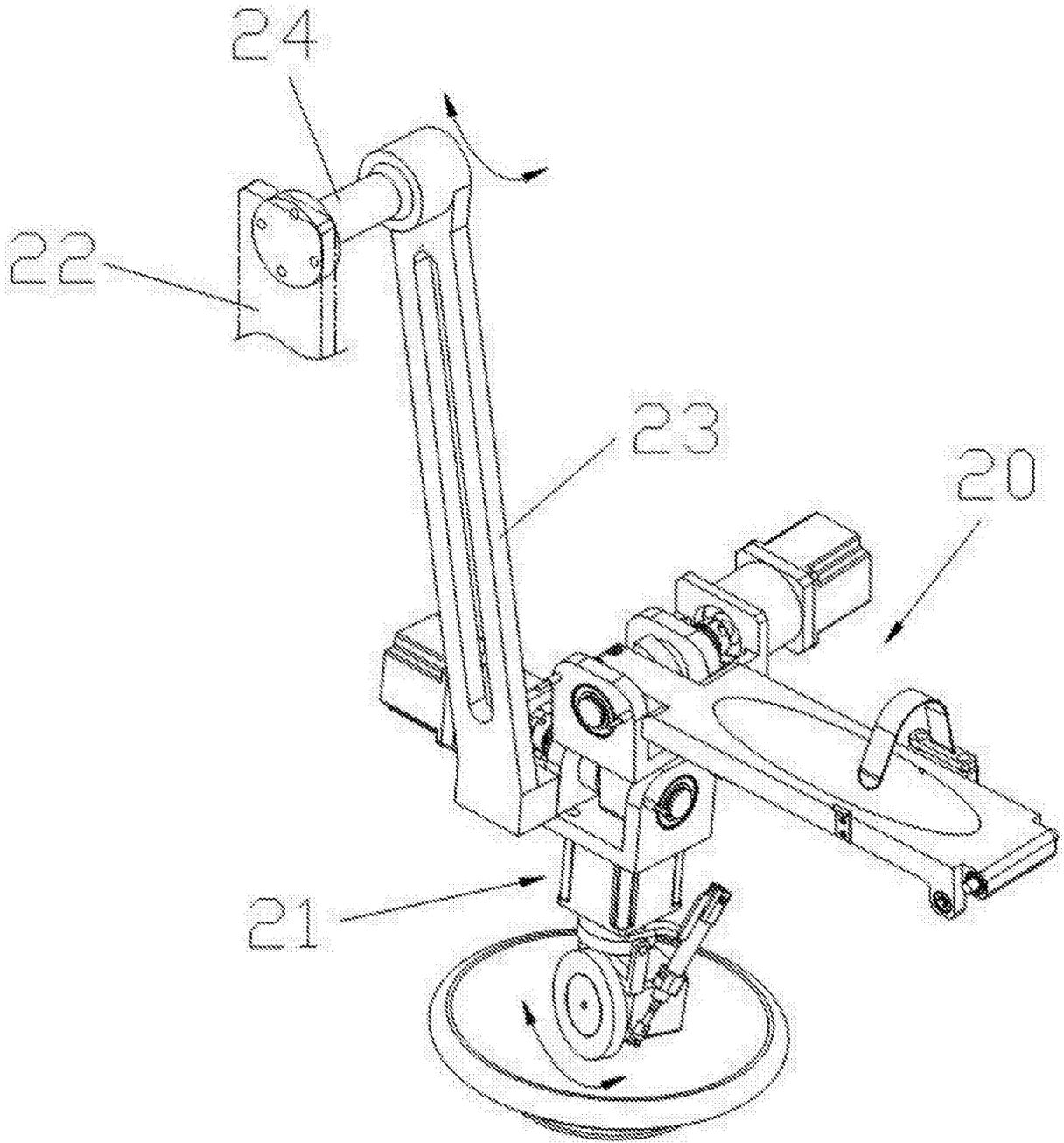


图1

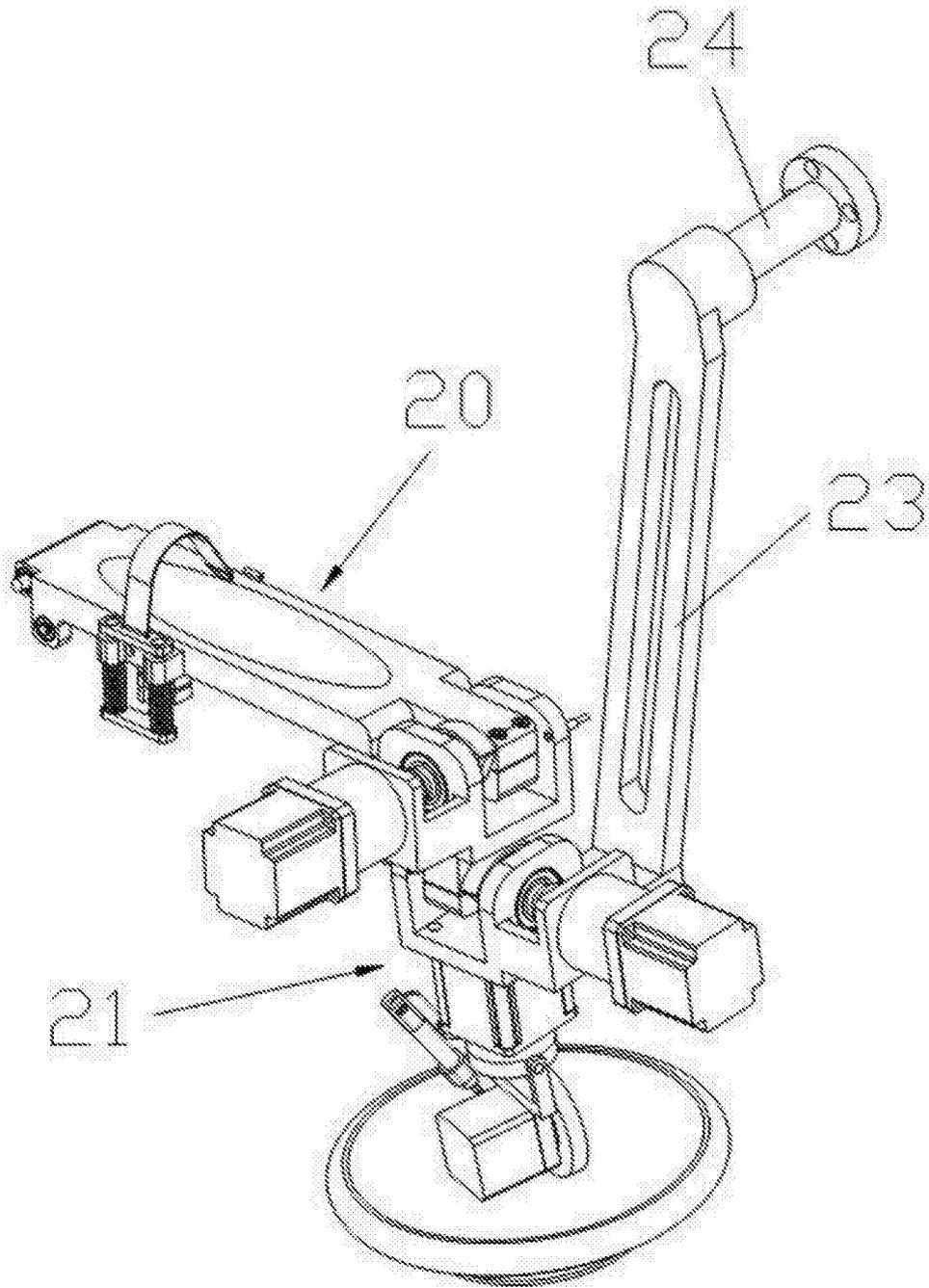


图2

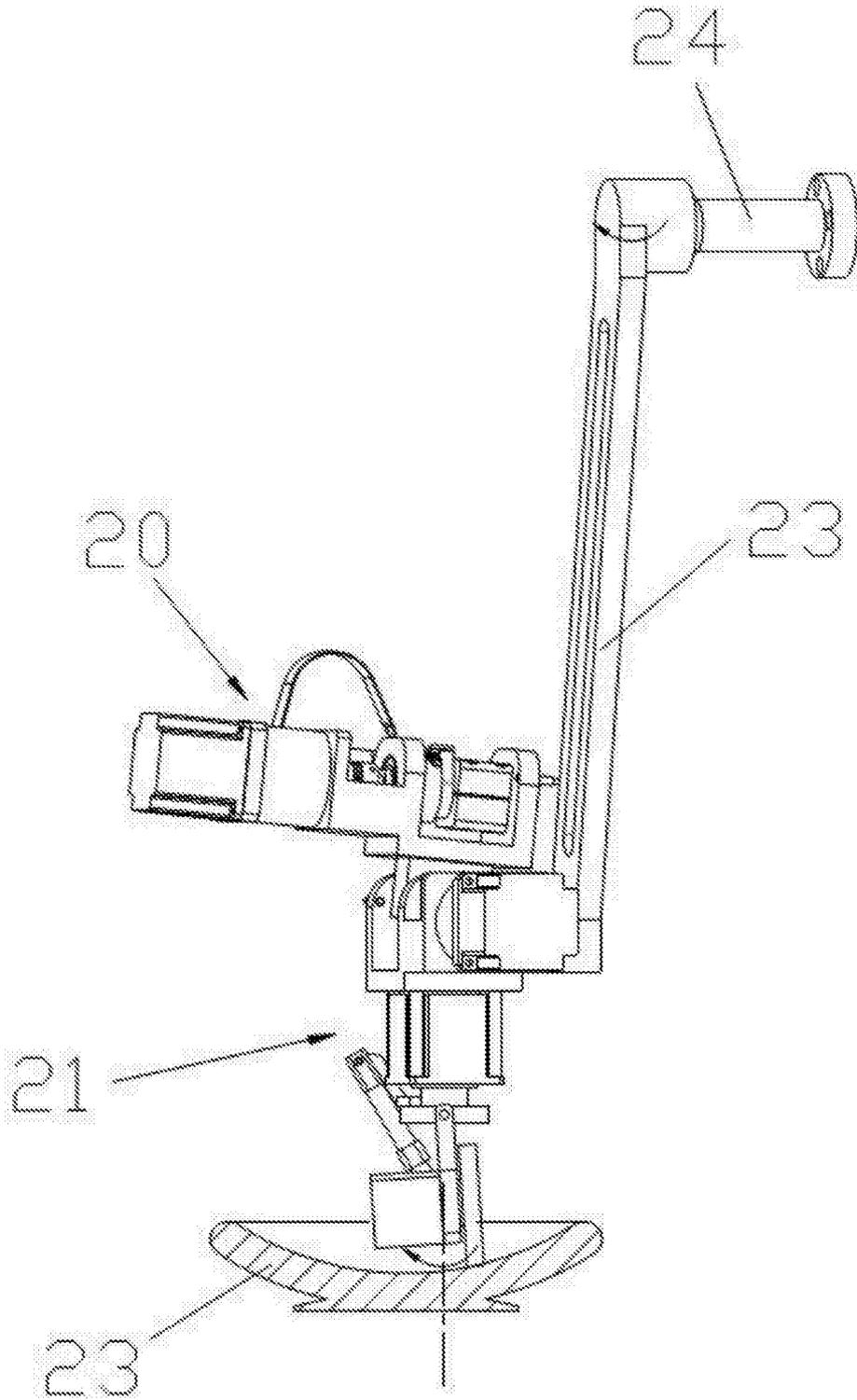


图3

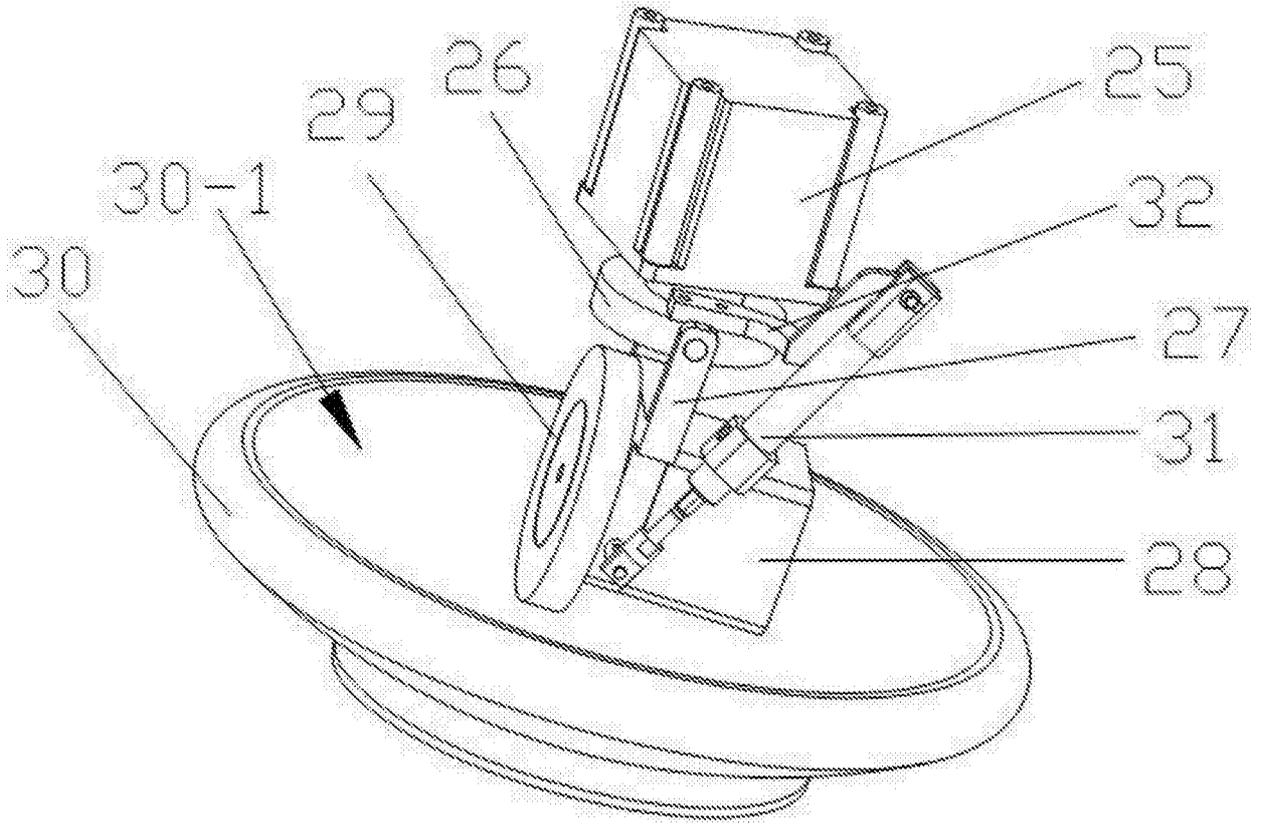


图4

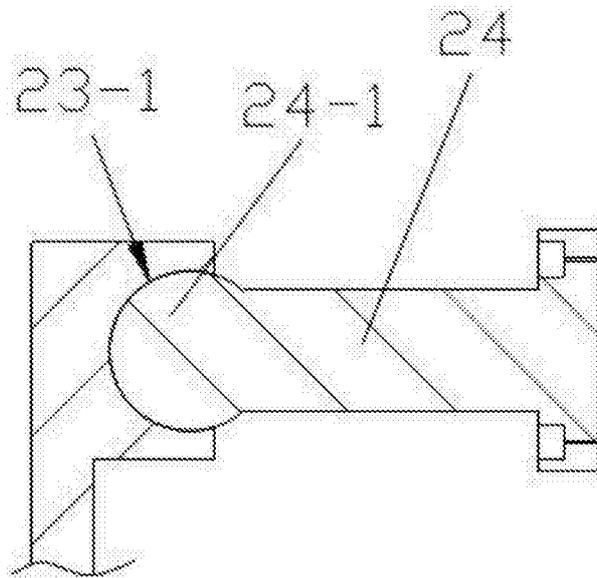


图5

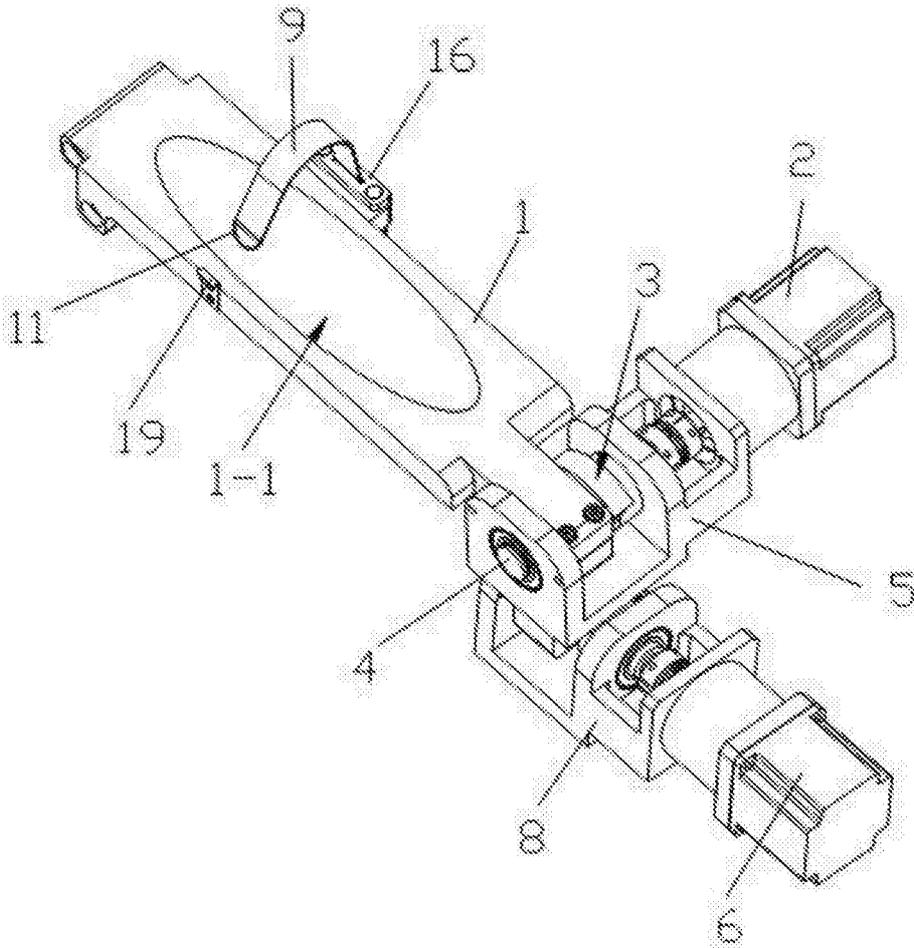


图6

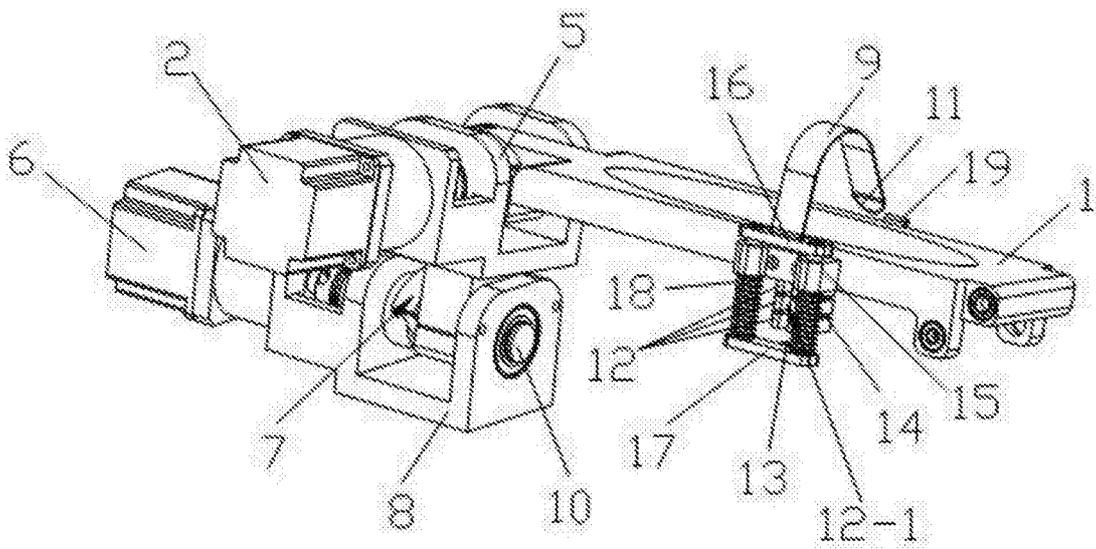


图7

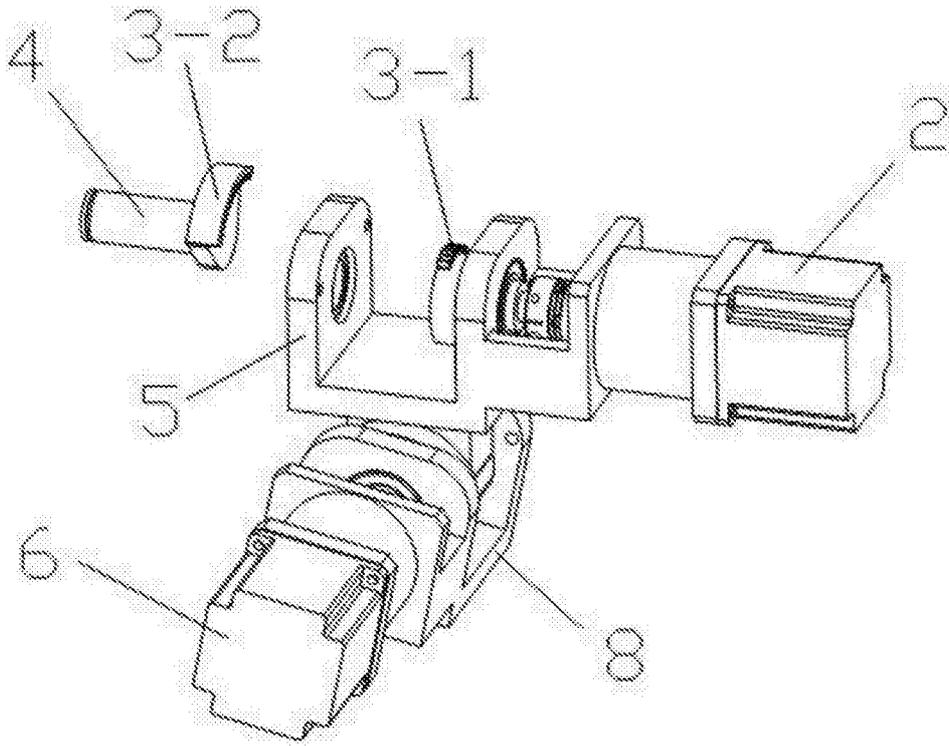


图8

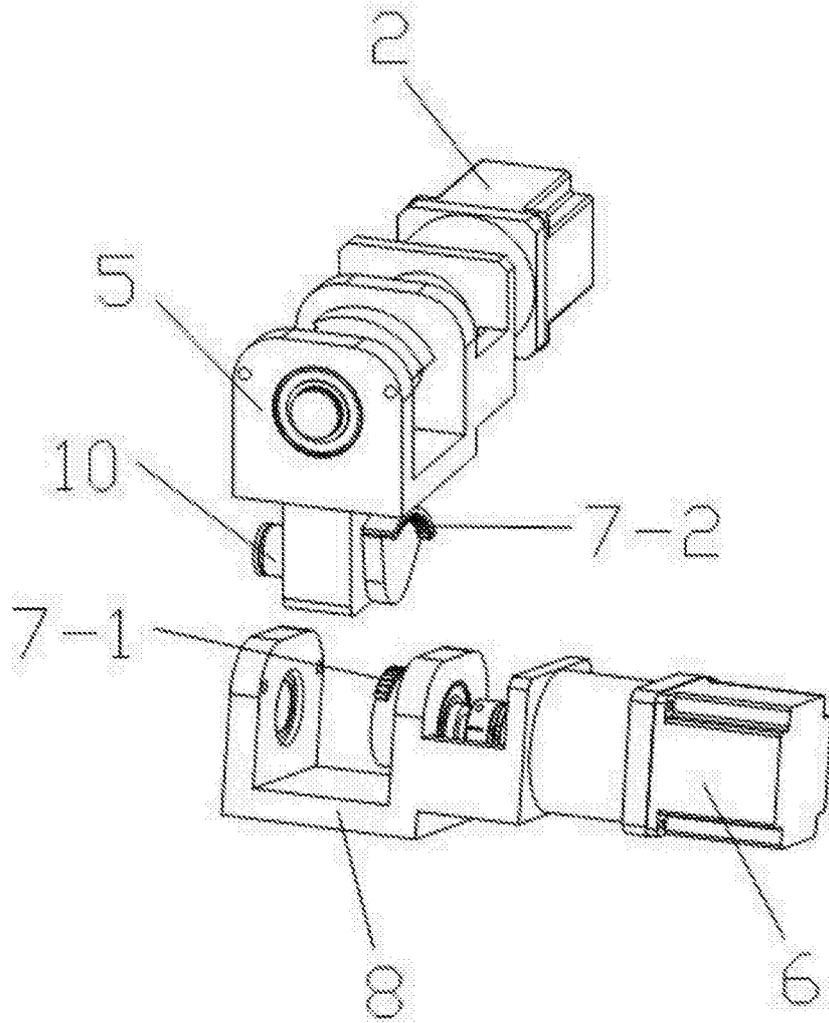


图9

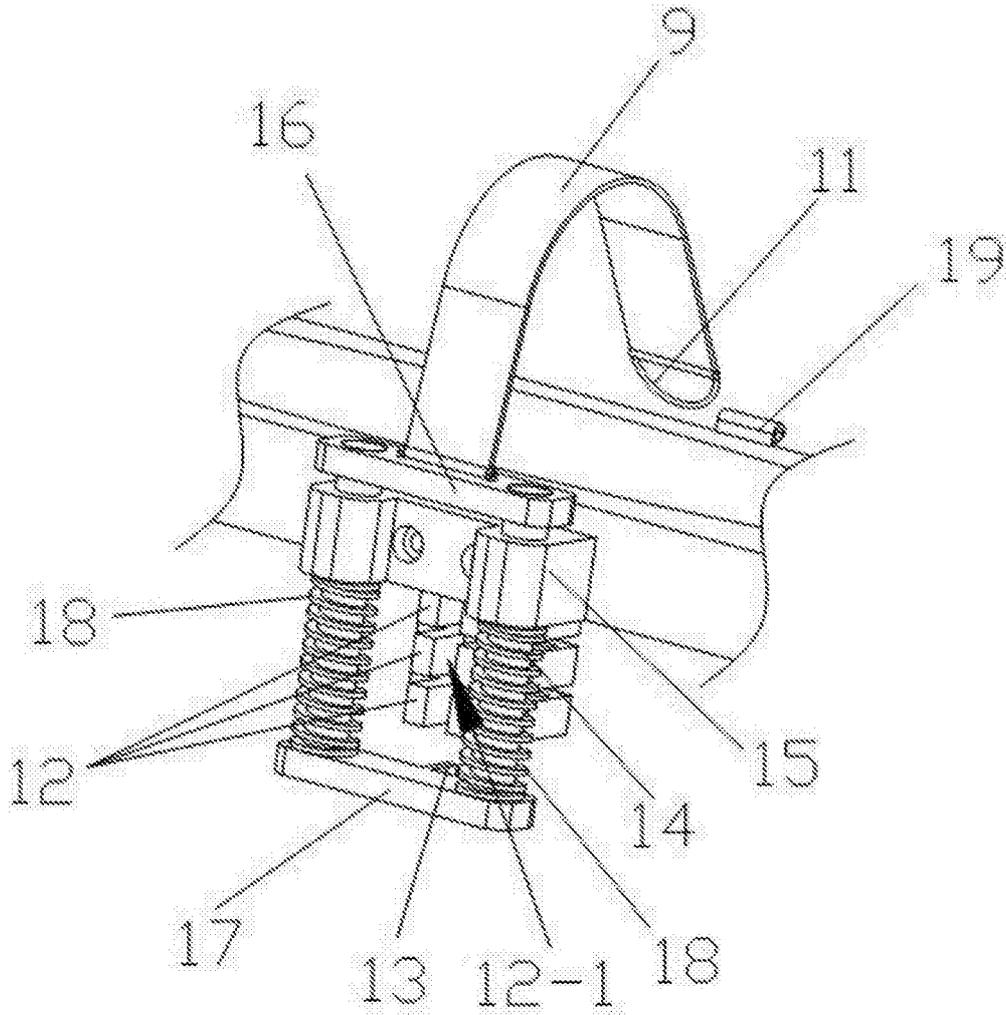


图10

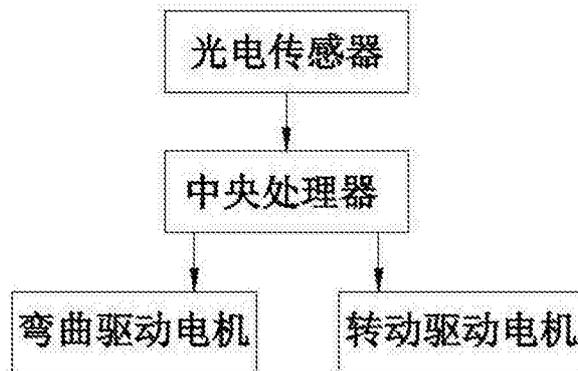


图11

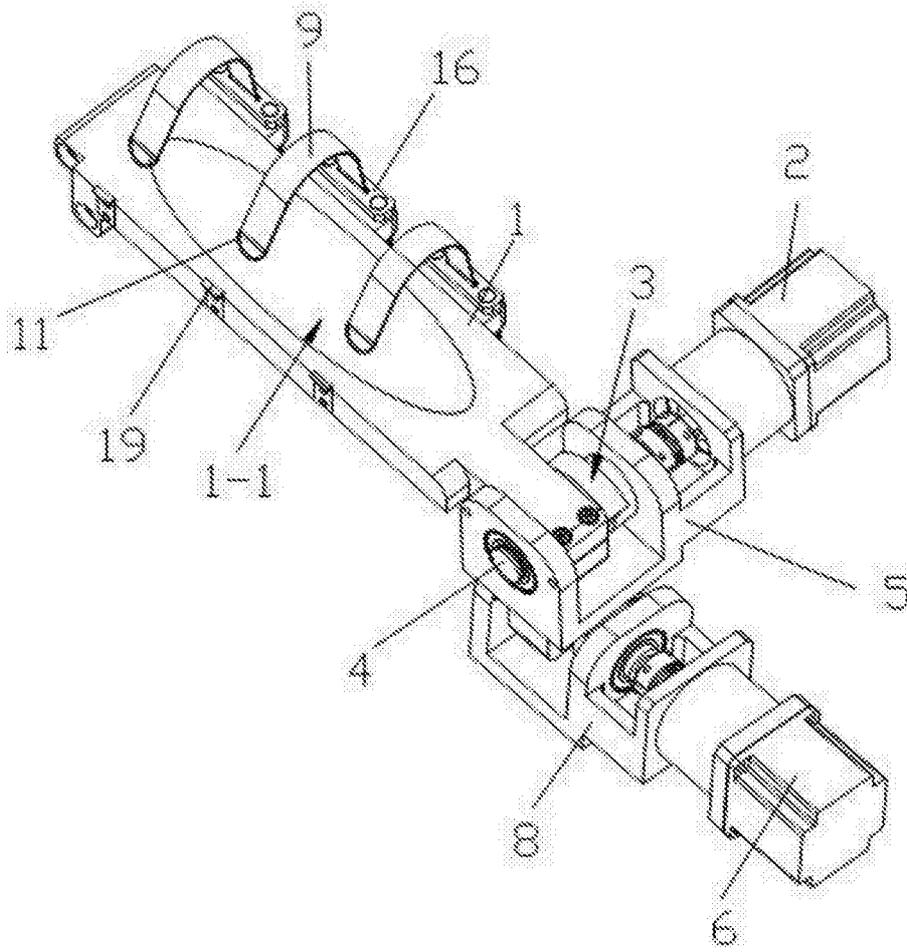


图12

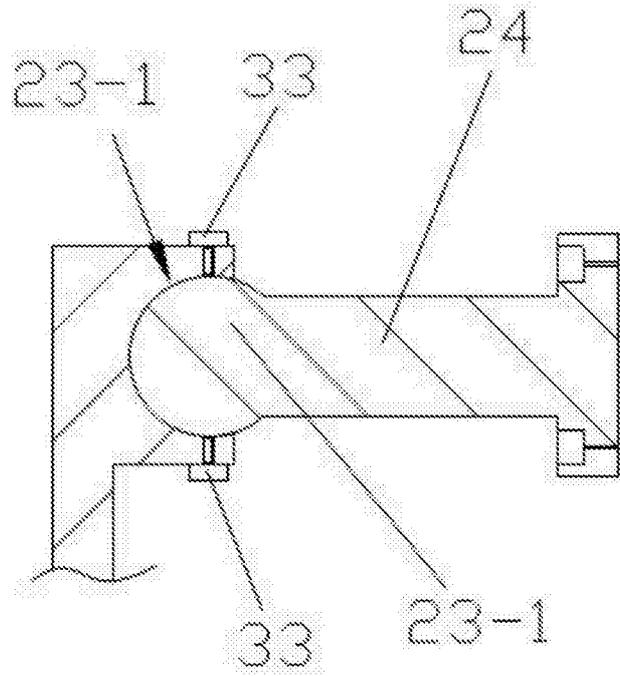


图13