



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109276407 B

(45) 授权公告日 2023. 09. 15

(21) 申请号 201811151887.9

(22) 申请日 2018.09.29

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109276407 A

(43) 申请公布日 2019.01.29

(66) 本国优先权数据
201810382788.5 2018.04.25 CN

(73) 专利权人 杭州极智医疗科技有限公司
地址 310030 浙江省杭州市西湖区金蓬街
368号6幢四楼

专利权人 北京力泰克科技有限公司
北京力泰克医疗科技有限公司

(72) 发明人 任宇鹏 王卫卫 余杰华 赵笃

(74) 专利代理机构 北京睿邦知识产权代理事务
所(普通合伙) 11481
专利代理师 徐丁峰 付伟佳

(51) Int.Cl.
A61H 1/02 (2006.01)

A63B 23/12 (2006.01)

A63B 21/005 (2006.01)

A63B 21/00 (2006.01)

A63B 24/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 102614066 A, 2012.08.01

CN 101766889 A, 2010.07.07

CN 104434469 A, 2015.03.25

CN 105597280 A, 2016.05.25

CN 107224385 A, 2017.10.03

EP 1371396 A1, 2003.12.17

KR 20150049848 A, 2015.05.08

US 2012101419 A1, 2012.04.26

US 4619250 A, 1986.10.28

US 9782285 B1, 2017.10.10

JP 2012061262 A, 2012.03.29

审查员 武江瑜

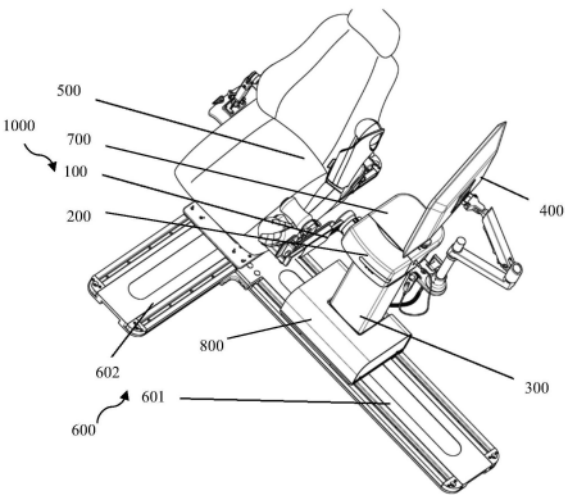
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54) 发明名称

肘关节训练适配件及康复训练设备

(57) 摘要

本发明公开一种肘关节训练适配件及肘关节康复训练设备,肘关节训练适配件包括肘关节适配器及运动控制主机。肘关节适配器包括调节器、位置调节机构和关节固定件,所述关节固定件通过所述位置调节机构能够调整地连接在所述调节器上。运动控制主机包括驱动电机和控制模块,所述调节器与所述驱动电机连接相对所述驱动电机的输出轴能够转动,所述控制模块与所述驱动电机连接。控制模块包括角位置变化检测模块、电机电流变化检测模块和模式选择模块。本发明能有效辅助患者进行关节锻炼,提升肌肉力量,改善关节活动度,牵伸放松僵硬关节。



1. 一种肘关节训练适配件,其特征在于,包括:

肘关节适配器,所述肘关节适配器包括调节器、位置调节机构和关节固定件,所述位置调节机构包括滑块和滑轨,所述滑轨与所述调节器固定连接,所述滑块与所述滑轨滑动配合,所述关节固定件与所述滑块相连接;以及

运动控制主机,所述运动控制主机包括驱动电机和控制模块,所述调节器与所述驱动电机连接相对所述驱动电机的输出轴能够转动,所述控制模块与所述驱动电机连接;

其中,所述关节固定件包括调整板、前臂约束部件以及手掌约束部件,所述调整板与所述滑块连接,所述前臂约束部件能够上下夹持前臂,所述前臂约束部件安装在所述调整板上,所述前臂约束部件包括纵向安装板和两个横向约束柱,所述纵向安装板与所述调整板连接,两个所述横向约束柱能够调整地安装在所述纵向安装板上,且两个横向约束柱之间具有能约束前臂的纵向间距,所述手掌约束部件能够供手抓握,所述手掌约束部件安装在所述调整板上且与所述前臂约束部件相对所述调整板前后设置;

所述控制模块包括:

角位置变化检测模块,用于检测患肢的主动运动带动所述调节器同步运动而产生的角位置变化;

电机电流变化检测模块,用于检测患肢对所述调节器施加力矩而产生的电机驱动中的电流变化;以及

模式选择模块,与所述角位置变化检测模块及所述电机电流变化检测模块分别连接,以根据所述角位置变化及/或所述电流变化选择采用固有阻力模式、拉伸模式、辅助和阻力模式、或诱发主动运动模式。

2. 根据权利要求1所述的肘关节训练适配件,其特征在于,所述纵向安装板上设置有纵向滑槽,所述横向约束柱包括中间柱体和套设在所述中间柱体上的软柱体,所述中间柱体的一端连接有调整滑块,所述调整滑块与所述纵向滑槽相配合。

3. 根据权利要求1所述的肘关节训练适配件,其特征在于,所述手掌约束部件包括:

侧板,所述侧板通过一安装板与所述调整板连接;以及

抓握球,所述抓握球通过一横向架与所述安装板连接;

其中,所述抓握球与所述侧板之间具有能够供手掌插入的横向间距。

4. 根据权利要求1所述的肘关节训练适配件,其特征在于,所述调节器包括限位组件和限位销,所述限位组件与所述驱动电机的输出轴相连接,且所述限位组件包括有限位槽,所述滑轨通过所述限位销与所述限位槽的配合可调整地连接于所述限位组件。

5. 一种肘关节康复训练设备,其特征在于,包括:

带导轨的滑动底座;

高度调节机构,所述高度调节机构安装在所述滑动底座上;

如权利要求1-4中任意一项所述的肘关节训练适配件,所述肘关节训练适配件安装在所述高度调节机构上;

显示装置,所述显示装置通过屏幕支架可调支撑于所述运动控制主机的上方;以及

旋转式训练座椅,设置在所述导轨上相对所述肘关节训练适配件位置可调节。

6. 根据权利要求5所述的肘关节康复训练设备,其特征在于,旋转式训练座椅上设置有上臂约束部件,所述上臂约束部件包括伸缩杆及与上臂相适配的半开口的上臂适配件,所

述上臂适配件通过所述伸缩杆可调整的连接在所述旋转式训练座椅上。

肘关节训练适配件及康复训练设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,尤其涉及一种肘关节训练适配件及肘关节康复训练设备。

背景技术

[0002] 在大众运动康复训练领域,脑卒中、多发性硬化、脊髓损伤、脑瘫影响数百万人的生活。对于大多数的神经功能受损的患者,运动障碍常与肢体痉挛增高有关,物理治疗是现阶段康复训练过程的主要手段,但是现有训练技术的现状有很多局限。

[0003] 在传统的拉伸治疗中,物理治疗师可采用拉伸、辅助和其他物理介入手法来减轻病人肢体的痉挛和挛缩,恢复患者的平衡性、协调性以及关节和肢体的运动功能。然而,传统借助物理手法的拉伸是十分费力的,通常治疗师需要用手费力地拉伸病人痉挛的四肢;同时,手工拉伸的强度取决于治疗师的经验和主观上的感觉。

[0004] 在诱发主动运动训练中,如果没有物理治疗师或设备的辅助,患者由于不能产生连续稳定的主动肢体运动,所以很难通过自身的运动尝试来达到完全恢复肢体运动功能的目的。此外,由于缺乏康复知识或过度训练,患者在试图进行自主肢体运动的过程中可能会潜在地加剧损伤程度。

[0005] 由于治疗师资源的短缺,患者得不到足够量的运动康复训练,从而导致短期的康复训练功效不能维持很长的时间。

[0006] 传统的被动牵拉训练装置(CPM,continuous passive motion)被广泛应用在医院和病人的家中。CPM主要提供在预先制定的固定范围内的关节慢速运动,以防止关节术后粘连,减少关节僵硬。其技术局限在于CPM机是在两个预设的关节活动位置之间以较慢的恒定速度移动肢体或关节。虽然系统可以提供很大的拉伸力矩,但在整个的拉伸过程中,由于其机械结构的局限性,不能检测患肢由于痉挛产生的阻力,所以预设的运动范围通常小于关节灵活运动的范围,否则关节受损的危险会增加。在这种功能限制下,被动牵拉功能通常不能拉伸至有限的肌张力较高的位置,而这个生理位置恰恰是挛缩和痉挛最明显的位置,也是真正需要实施安全并有效拉伸的生理位置。由于缺乏对人体关节阻力的探测,所以传统的连续被动牵拉训练器不能用于由于神经损伤所引起的运动功能障碍的康复治疗。

[0007] 近些年,另一类主动辅助类训练设备以多自由度机器人产品为主,用于帮助提高脑卒中和其他神经损伤后患者对肢体的主动运动的控制和神经康复。但是,从临床角度上看,对于具有高肌张力/肢体痉挛的患者(例如脑卒中,脑瘫等),必须考虑肌张力变化或肌群痉挛问题,才能实施合适的自主辅助运动训练,但现有的辅助类训练设备往往忽视此类病理特征,对病人直接实施辅助训练,没有解决肌张力变化或肌群痉挛的先决功能,此种模式可能会造成患者在辅助训练过程中,高肌张力/肢体痉挛的问题更加恶化。

[0008] 此外,一些训练实验平台机器人,可以准确的测量由患肢痉挛产生的阻力或主动运动趋势,但其技术的局限性在于整个功能和控制的实现依赖于对额外精密力/力矩传感器的使用。所以,其结构决定了整个系统的造价增加,价格过于昂贵,不适合在基层社区和

家庭广泛的使用。并且由于结构组成的不同,装置只能提供主动辅助运动训练功能,在同一装置上,不能同时实现具有较大输出力矩的被动拉伸功能,忽视了主动/被动训练结合的治疗方式和训练后的评估。

[0009] 智能康复训练系统配有保护措施,患者使用过程中一旦发生痉挛,机器会启动智能反向运动模式,来缓解痉挛症状。虽然具有主动和被动模式,但由于机械结构设计和运动控制技术的局限性,仅能生成重复性的联合肢体运动;对脑损伤患者的肢体痉挛问题,不能提供有针对性的关节柔性牵伸。此类产品所提供的训练模式局限于基本的健身自行车运动模式,适合改善心肺能力和保持基本运动能力,但对于缓解改善肢体痉挛问题,非常有限。同时国内已上市产品,主要包括行走式训练床、脚踏自行车式训练器和CPM仪(连续性被动运动康复器)等形式,针对肘关节的训练产品很少,针对脑卒中、脑瘫脊髓损伤、等会患者的产品就更少。

发明内容

[0010] 考虑到现有技术中存在的问题,本发明首先提供一种肘关节训练适配件,以至少部分地解决现有技术中存在的不足。

[0011] 本发明提供的肘关节训练适配件,包括:

[0012] 肘关节适配器,所述肘关节适配器包括调节器、位置调节机构和关节固定件,所述关节固定件通过所述位置调节机构能够调整地连接在所述调节器上;以及

[0013] 运动控制主机,所述运动控制主机包括驱动电机和控制模块,所述调节器与所述驱动电机连接相对所述驱动电机的输出轴能够转动,所述控制模块与所述驱动电机连接;

[0014] 其中,所述控制模块包括:

[0015] 角位置变化检测模块,用于检测患肢的主动运动带动所述调节器同步运动而产生的角位置变化;

[0016] 电机电流变化检测模块,用于检测患肢对所述调节器施加力矩而产生的电机驱动中的电流变化;以及

[0017] 模式选择模块,与所述角位置变化检测模块及所述电机电流变化检测模块分别连接,以根据所述角位置变化及/或所述电流变化选择采用固有阻力模式、拉伸模式、辅助和阻力模式、或诱发主动运动模式。

[0018] 优选地,所述位置调节机构包括滑块和滑轨,所述滑轨与所述调节器固定连接,所述滑块与所述滑轨滑动配合,所述关节固定件与所述滑块相连接。

[0019] 优选地,所述关节固定件包括:

[0020] 调整板,所述调整板与所述滑块连接;

[0021] 能够上下夹持前臂的前臂约束部件,所述前臂约束部件安装在所述调整板上;以及

[0022] 能够供手抓握的手掌约束部件,所述手掌约束部件安装在所述调整板上且与所述前臂约束部件相对所述调整板前后设置。

[0023] 优选地,所述前臂约束部件包括纵向安装板和两个横向约束柱,所述纵向安装板与所述调整板连接,两个所述横向约束柱能够调整地安装在所述纵向安装板上,且两个横向约束柱之间具有能约束前臂的纵向间距。

[0024] 优选地,所述纵向安装板上设置有纵向滑槽,所述横向约束柱包括中间柱体和套设在所述中间柱体上的软柱体,所述中间柱体的一端连接有调整滑块,所述调整滑块与所述纵向滑槽相配合。

[0025] 优选地,所述手掌约束部件包括:

[0026] 侧板,所述侧板通过一安装板与所述调整板连接;以及

[0027] 抓握球,所述抓握球通过一横向架与所述安装板连接;

[0028] 其中,所述抓握球与所述侧板之间具有能够供手掌插入的横向间距。

[0029] 优选地,所述调节器包括限位组件和限位销,所述限位组件与所述驱动电机的输出轴相连接,且所述限位组件包括有限位槽,所述滑轨通过所述限位销与所述限位槽的配合可调整地连接于所述限位组件。

[0030] 本发明进一步提供一种肘关节康复训练设备,包括带导轨的滑动底座,高度调节机构,上述的肘关节训练适配件,显示装置以及旋转式训练座椅。高度调节机构安装在所述滑动底座上。肘关节训练适配件安装在所述高度调节机构上。显示装置通过屏幕支架可调节支撑于所述运动控制主机的上方。旋转式训练座椅设置在所述导轨上相对所述肘关节训练适配件位置可调节。

[0031] 优选地,旋转式训练座椅上设置有上臂约束部件,所述上臂约束部件包括伸缩杆及与上臂相适配的半开口的上臂适配件,所述上臂适配件通过所述伸缩杆可调整的连接在所述旋转式训练座椅上。

[0032] 本发明进一步提供一种采用上述的肘关节康复训练设备进行肘关节康复训练的控制方法,包括:

[0033] 固有阻力模式控制:所述角位置变化检测模块检测患肢的主动运动带动所述肘关节适配器同步运动而产生的角位置变化,所述模式选择模块根据单位时间内所述角位置变化,控制电机驱动产生沿着与所述角位置变化方向相同的电流控制量,克服机械阻力驱动电机带动所述肘关节适配器沿着与患肢运动方向相同的方向运动;

[0034] 拉伸模式控制:所述电机电流变化检测模块检测由于患肢对所述肘关节适配器施加力矩而产生的电机驱动中的电流变化,所述模式选择模块根据电流变化调节电机转动速度和范围以调节所述患肢的转动速度和范围用于拉伸患肢肌肉;

[0035] 辅助和阻力模式控制:所述角位置变化检测模块检测所述肘关节适配器的角位置变化,所述模式选择模块根据所述角位置变化,计算出所需的与患肢运动方向相同的辅助力或者与患肢运动方向相反的阻力的大小,以控制所述电机对所述肘关节适配器施加所述辅助力或阻力,以便所述患肢进行辅助训练或阻力训练;

[0036] 诱发主动运动模式控制:所述角位置变化检测模块检测由于患肢对所述肘关节适配器施加力矩而产生的电流变化,所述模式选择模块由所检测出的所述电流变化计算出因患肢的自主运动而产生的力矩变化,在所述的力矩变化小于一特定值时控制所述电机驱动以带动患肢做示范性的被动运动,并把肢体的运动以视觉或听觉的方式反馈给患者,随后让患者做自主运动,并将改变比例后的力矩变化反馈给患者。

[0037] 本发明结合肘关节适配器以及运动控制主机的设计,能有效辅助患者进行关节锻炼,肌肉力量,改善关节活动度,牵伸放松僵硬关节;另外,由于根据角位置变化和电流变化监测肌张力的变化,实施柔性自适应牵伸治疗,即,动态监测关节运动参数,在保证安全性

和有效性的基础上,能最大限度精确调整速度和牵伸关节活动度的力量,经济实用、结构简单。能方便患者在自己家舒适地使用,增加训练治疗频率,缩短康复周期。相比于以前的训练设备,本发明可以大大削减康复训练系统的体积、重量和制造成本,患者可以在家中和当地诊所使用低成本的训练设备;对于急性期病人,患者还可以在早期卧床康复期间,得到必要的方便的康复训练。

附图说明

[0038] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本发明的进一步理解,本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明,并不构成对本发明的不当限定。

[0039] 图1a为本发明一实施例的肘关节康复训练设备的整体示意图(从一方向上看);

[0040] 图1b为本发明一实施例的肘关节康复训练设备的整体示意图(从另一方向上看);

[0041] 图2为本发明肘臂关节训练适配件的控制模块的结构框图;

[0042] 图3为图1中的肘关节适配器的结构示意图(从一方向上看);

[0043] 图4为图1中的肘关节适配器的结构示意图(从另一方向上看);

[0044] 图5为图1中的肘关节适配器的结构示意图(从另一方向上看);

[0045] 图6为图1中的肘关节适配器的俯视图;

[0046] 图7为图1中的肘关节适配器的分解示意图(从一方向上看);

[0047] 图8为图1中的肘关节适配器的分解示意图(从另一方向上看);

[0048] 图9为图1中的肘关节适配器的分解示意图(去掉关节固定件)。

具体实施方式

[0049] 为了使得本发明的目的、技术方案和优点更为明显,下面将参照附图详细描述根据本发明的示例实施例。显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,而不是本发明的全部实施例,应理解,本发明不受这里描述的示例实施例的限制。基于本发明中描述的本发明实施例,本领域技术人员在没有付出创造性劳动的情况下所得到的所有其它实施例都应落入本发明的保护范围之内。

[0050] 在本发明的描述中,需要说明的是,术语“中心”、“上”、“下”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“内”、“外”、“前”和“后”等指示的方位或位置关系的术语均是相对于站立在该肘关节康复训练设备的周围观察者或患者而言的,仅是为了便于描述本发明和简化描述,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发明的限制。

[0051] 在本发明的描述中,需要说明的是,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。对于电和通信领域而言,可以有有线连接,也可以是无连接。对于本领域的普通技术人员而言,可以具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0052] 如图1a所示,本发明提供了一种肘关节康复训练设备,包括带导轨的滑动底座800,高度调节机构300,肘臂关节训练适配件1000,显示装置400以及旋转式训练座椅500。高度调节机构300安装在滑动底座800上。肘关节训练适配件1000安装在高度调节机构300

上。显示装置400通过屏幕支架可调支撑于肘关节训练适配件的运动控制主机(下文中会做介绍)的上方。旋转式训练座椅500设置在导轨600上相对肘关节训练适配件位置可调节。滑动底座800锁定在导轨600上,相对导轨600位置可调整。导轨600包括第一导轨601和第二导轨602,第一导轨601和第二导轨602对接成T型滑轨,滑动底座800与第一导轨601滑动配合,旋转式训练座椅500与第二导轨602滑动配合。

[0053] 示例性地,参阅图1b,旋转式训练座椅500上设置有上臂约束部件900,上臂约束部件900包括伸缩杆910及与上臂相适配的半开口的上臂适配件920,上臂适配件920通过伸缩杆910可调整的连接在旋转式训练座椅500上。伸缩杆910枢接在旋转式训练座椅500上,从而相对旋转式训练座椅500可转动。上臂适配件920可配合绑带使用,在进行康复训练时,可使用绑带将上臂固定在上臂适配件920上。

[0054] 具体地,再一次参见图1a,肘关节训练适配件1000包括肘关节适配器100和运动控制主机。运动控制主机包括驱动电机200和控制模块700。

[0055] 结合参阅2,控制模块700包括角位置变化检测模块710,电机电流变化检测模块720以及模式选择模块730,角位置变化检测模块710用于检测患肢的主动运动带动所述调节器同步运动而产生的角位置变化;电机电流变化检测模块720用于检测患肢对调节器施加力矩而产生的电机驱动中的电流变化;模式选择模块730与角位置变化检测模块710及电机电流变化检测模块720分别连接,以根据所述角位置变化及/或所述电流变化选择采用固有阻力模式、拉伸模式、辅助和阻力模式、或诱发主动运动模式。

[0056] 具体地,再一次参见图1a和图1b,在被动训练模式下,所述驱动电机200带动所述肘关节适配器100运动,进而带动患者的前臂对肘关节进行训练;在主动训练模式下,所述驱动电机200不工作,依靠患者的自主运动带动所述肘关节适配器100运动,从而使患者肘关节获得训练。优选地,在患者经过一段时间被动训练后,检测达到要求后可以再次选择主动训练。

[0057] 如图3至图6所示,为本发明实施例的肘关节适配器100的结构图,肘关节适配器100包括调节器110、位置调节机构120和关节固定件130,关节固定件130通过位置调节机构120能够调整地连接在调节器110上,调节器110与驱动电机200连接相对驱动电机的输出轴能够转动。

[0058] 示例性地,结合参阅图7至图8,调节器110包括限位组件1110和限位销112,限位组件1110与驱动电机200的输出轴202相连接,且限位组件1110包括有限位槽11111。位置调节机构120包括滑轨121,滑轨121通过限位销112与限位槽11111的配合可调整地连接于限位组件1110。

[0059] 具体来说,限位组件1110包括连接套1111、操纵杆连接件1112、免键轴衬1113和端盖11114,连接套1111与驱动电机200的法兰201连接,限位槽11111设置在连接套1111上,操纵杆连接件1112上设置有方便位置调整的操纵杆1116,免键轴衬1113一端的连接轴1115与滑轨121固定连接,另一端的轴衬1117与操纵杆连接件1112配合,操纵杆连接件1112上设置有通孔,限位销112一端与免键轴衬1113连接、另一端穿过操纵杆连接件1112上的通孔与限位槽11111配合,滑轨121与连接轴1115连接后通过端盖11114遮盖。基于限位组件1110的该种结构设置,滑轨121相对驱动电机200的输出轴202的初始角度可调节。

[0060] 结合参阅图9,位置调节机构120包括滑轨121和多个滑块,多个滑块与滑轨121滑

动配合。关节固定件130通过其调整板131与滑块相连接。示例性地,滑块有四个,其中两个滑块与调整板131固定连接,另两个滑块与过渡安装板124连接,为了以示区分,与调整板131连接的滑块也叫活动滑块1221,与过渡安装板124连接的滑块也叫固定滑块1222。具体来说,关节固定件130设置在调整板131上,过渡安装板124上设置有开孔1241,活动滑块1221透过开孔1241与调整板131连接,从而关节固定件130相对滑轨121位置也可微调节;过渡安装板124与固定滑块1222连接,这样,当锁定活动滑块1221,调节调整板131,从而能调节关节固定件130相对调节器110的前后位置。示例性地,过渡安装板124连接有盖板123,以将多个滑块遮盖于过渡安装板124与盖板123组成的空腔内。

[0061] 结合参阅图3、图4、图5、图6、图7和图8,关节固定件130包括调整板131、前臂约束部件1320和手掌约束部件1330。调整板131与滑块连接,具体连接方式上文中已介绍。

[0062] 前臂约束部件1320用于上下夹持前臂,前臂约束部件1320安装在调整板131上,前臂约束部件1320包括纵向安装板1321和两个横向约束柱1322,纵向安装板1321与调整板131连接,两个横向约束柱1322能够调整地安装在纵向安装板1321上,且两个横向约束柱1322之间具有能约束前臂的纵向间距M。纵向安装板1321上设置有纵向滑槽,横向约束柱1322包括中间柱体13221和套设在中间柱体13221上的软柱体13222,中间柱体13221的一端连接有调整滑块1324,调整滑块1324与纵向安装板1321上的纵向滑槽相配合,从而横向约束柱1322相对纵向安装板1321上下位置可调整,中间柱体13221的另一端连接有盖体13223,以避免软柱体13222从中间柱体13221上脱落。

[0063] 手掌约束部件1330用于供手抓握以约束手掌,手掌约束部件1330安装在调整板131上且与前臂约束部件1320相对调整板131前后设置,手掌约束部件包括侧板1331和抓握球1332,侧板1331通过一安装板1334与调整板131连接,抓握球1332通过一横向架1333与安装板1334连接,抓握球1332与侧板1331之间具有能够供手掌插入的横向间距d。抓握球1332通过一连接轴1335设置在横向架1333上且通过一锁紧件13331固定,较佳地,横向架1333与安装板1334之间通过一连接轴相连接,从而抓握球1332相对调整板131角度可调整。

[0064] 本发明在控制模式下,其活动角度可以设定,分别可以设定3个位置参数:肘关节活动零点,最大伸展,最大屈曲。牵伸强度可以根据患者肘关节的实际情况设置牵伸肘关节的最大伸展与最大屈曲数据。训练装置针对肘关节的最大伸展能力的屈曲角度设定范围为 $5^{\circ} \sim 95^{\circ}$,最大屈曲能力的屈曲角度设定范围为 $5^{\circ} \sim 95^{\circ}$ 。

[0065] 需要说明的是,本发明中的伸展指的是:运动小臂使得小臂,大臂接近一条直线上的动作;本发明中的屈曲指的是:活动肘关节,使小臂与大臂成夹角的动作。

[0066] 本发明的控制模块通过监测肢体阻力或肌张力变化,可以柔性调节牵拉强度、速度和运动范围,从而安全有效的降低肌张力、缓解和抑制痉挛。可以提供有效肘关节背屈/屈曲运动引导,诱发肘关节自主运动,强化肌肉力量。

[0067] 本发明还提供一种利用上述装置进行肘关节康复训练的方法,所述方法包括以下步骤:根据患肢训练需要执行下述一种或多种模式:1)抵消系统的固有阻力模式。在该模式中,所述角位置变化检测模块检测患肢的主动运动带动所述肘关节适配器同步运动而产生的角位置变化,所述模式选择模块根据单位时间内所述角位置变化,控制电机驱动产生沿着与所述角位置变化方向相同的电流控制量,克服机械阻力驱动电机带动所述肘关节适配器沿着与患肢运动方向相同的方向运动,以便患肢进行自由运动。2)拉伸模式。在该模式

中,所述电机电流变化检测模块检测由于患肢对所述肘关节适配器施加力矩而产生的电机驱动中的电流变化,将检测到的电流变化通过低通滤波以得到平滑的数值,所述模式选择模块根据电流变化调节电机转动速度和范围以调节所述患肢的转动速度和范围用于拉伸患肢肌肉。3)辅助和阻力控制模式。在该模式中,所述角位置变化检测模块检测所述肘关节适配器的角位置变化,所述模式选择模块根据所述角位置变化,计算出所需的与患肢运动方向相同的辅助力或者与患肢运动方向相反的阻力的大小,以控制所述电机对所述肘关节适配器施加所述辅助力或阻力,以便所述患肢进行辅助训练或阻力训练。4)诱发主动运动模式。在该模式中,所述角位置变化检测模块检测由于患肢对所述肘关节适配器施加力矩而产生的电流变化,所述模式选择模块由所检测出的所述电流变化计算出因患肢的自主运动而产生的力矩变化,在所述的力矩变化小于一特定值时控制所述电机驱动以带动患肢做示范性的被动运动,并把肢体的运动以视觉或听觉的方式反馈给患者,随后让患者做自主运动,并将改变比例后的力矩变化反馈给患者。

[0068] 本发明的有益效果如下:

[0069] 1.通过监测肢体阻力或肌张力变化,本产品可以柔性调节牵拉强度、速度和运动范围,从而安全有效的降低肌张力、缓解和抑制痉挛。

[0070] 2.在保证肢体安全的前提下,实现肘关节伸展极限位置柔性等张牵拉,增大关节活动范围。

[0071] 3.本产品注重康复中临床问题,提供有效肘关节伸展屈曲运动引导,诱发肘关节自主运动,强化肌肉力量。

[0072] 4.可同时实现多种肘关节强化模式训练:自由无阻力运动、辅助和抗阻力运动、柔性牵伸、互动游戏诱发主动运动模式。

[0073] 5.侧重主动运动的诱发和感知的新方式,提供智能语音引导和交互,趣味肢体感知游戏交互。

[0074] 6.利用新的控制系统专利技术,大幅降低核心组件成本,为未来家用和社区康复提供可行的设备解决方案。

[0075] 7.方便快捷的关节固定件固定,位置调节,机械限位切换,保证安全的情况下,减少理疗师的工作,操作简单,不易出错,降低对理疗师的要求。

[0076] 尽管这里已经参考附图描述了示例实施例,应理解上述示例实施例仅仅是示例性的,并且不意图将本发明的范围限制于此。本领域普通技术人员可以在其中进行各种改变和修改,而不偏离本发明的范围和精神。所有这些改变和修改意在包括在所附权利要求所要求的本发明的范围之内。

[0077] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0078] 类似地,应当理解,为了精简本发明并帮助理解各个发明方面中的一个或至少两个,在对本发明的示例性实施例的描述中,本发明的各个特征有时被一起分组到单个实施例、图、或者对其的描述中。然而,并不应将该本发明的方法解释成反映如下意图:即所要求保护的本发明要求比在每个权利要求中所明确记载的特征更多的特征。更确切地说,如相应的权利要求书所反映的那样,其发明点在于可以用少于某个公开的单个实施例的所有特

征的特征来解决相应的技术问题。因此,遵循具体实施方式的权利要求书由此明确地并入该具体实施方式,其中每个权利要求本身都作为本发明的单独实施例。

[0079] 本领域的技术人员可以理解,除了特征之间相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或装置进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。

[0080] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本发明的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中,所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0081] 应该注意的是上述实施例对本发明进行说明而不是对本发明进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。在权利要求中,不应将位于括号之间的任何参考符号构造成对权利要求的限制。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在至少两个这样的元件。本发明可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的装置权利要求中,这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。

[0082] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式或对具体实施方式的说明,本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。本发明的保护范围应以权利要求的保护范围为准。

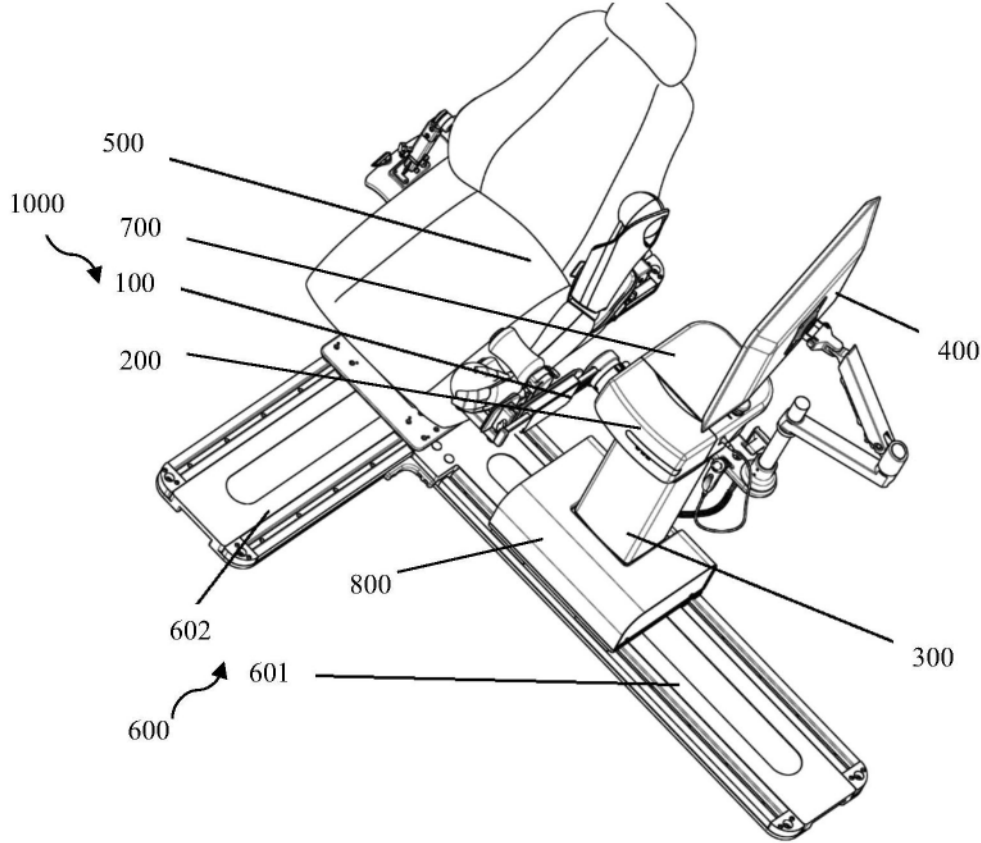


图1a

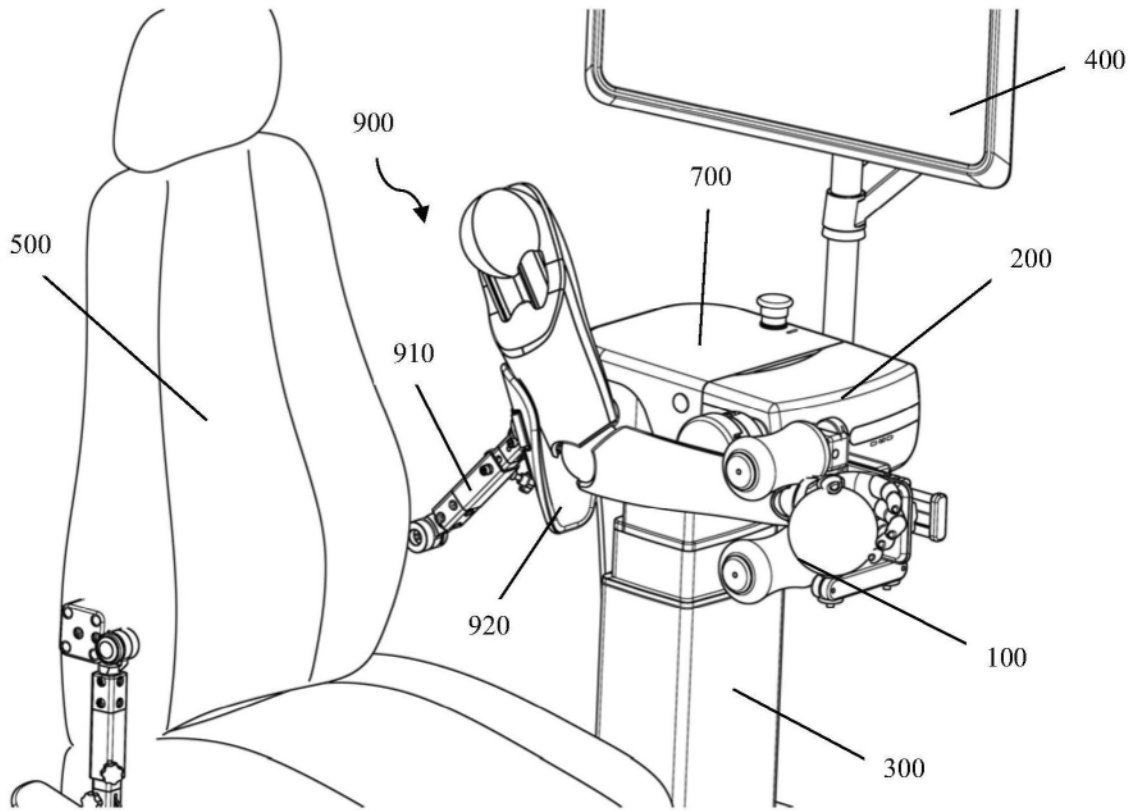


图1b

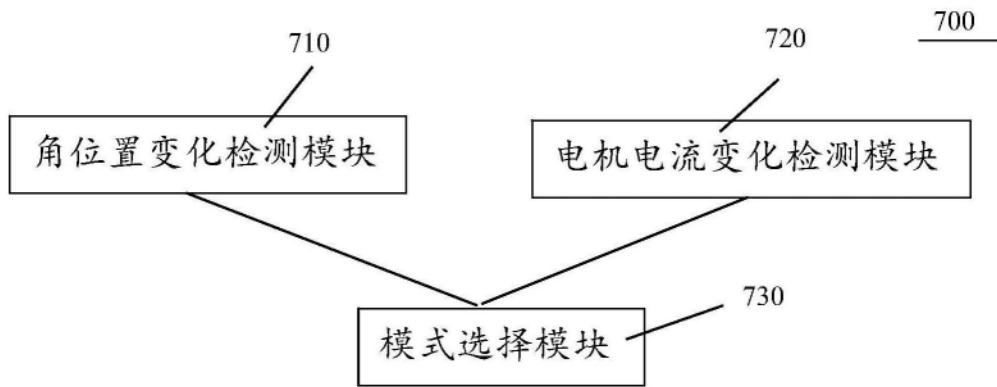


图2

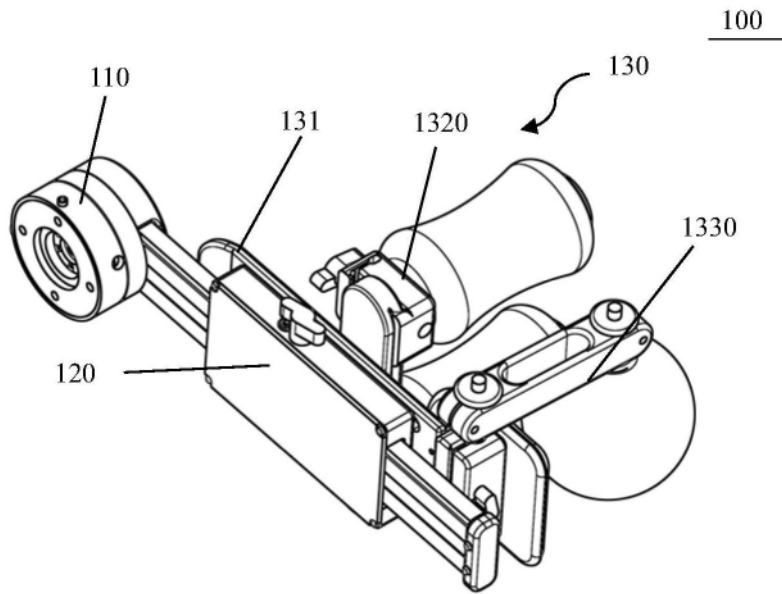


图3

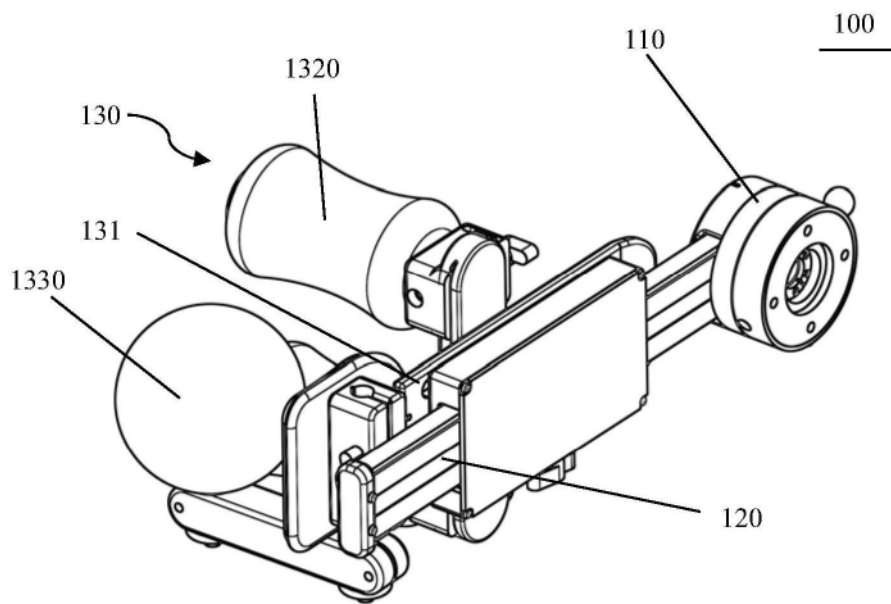


图4

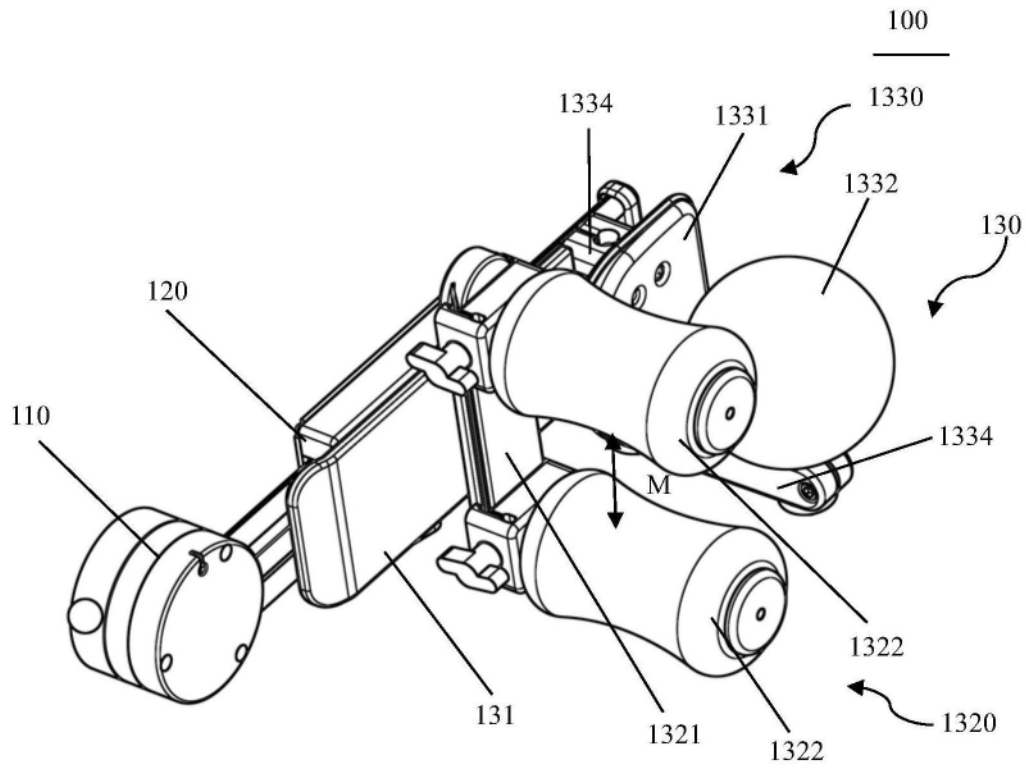


图5

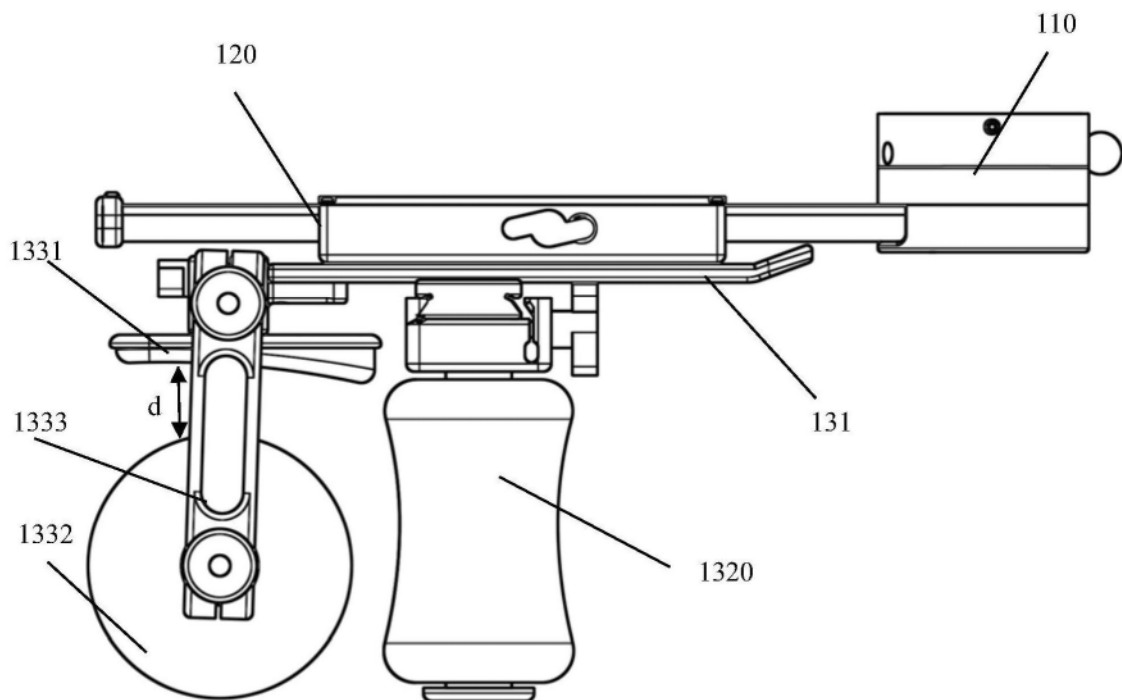


图6

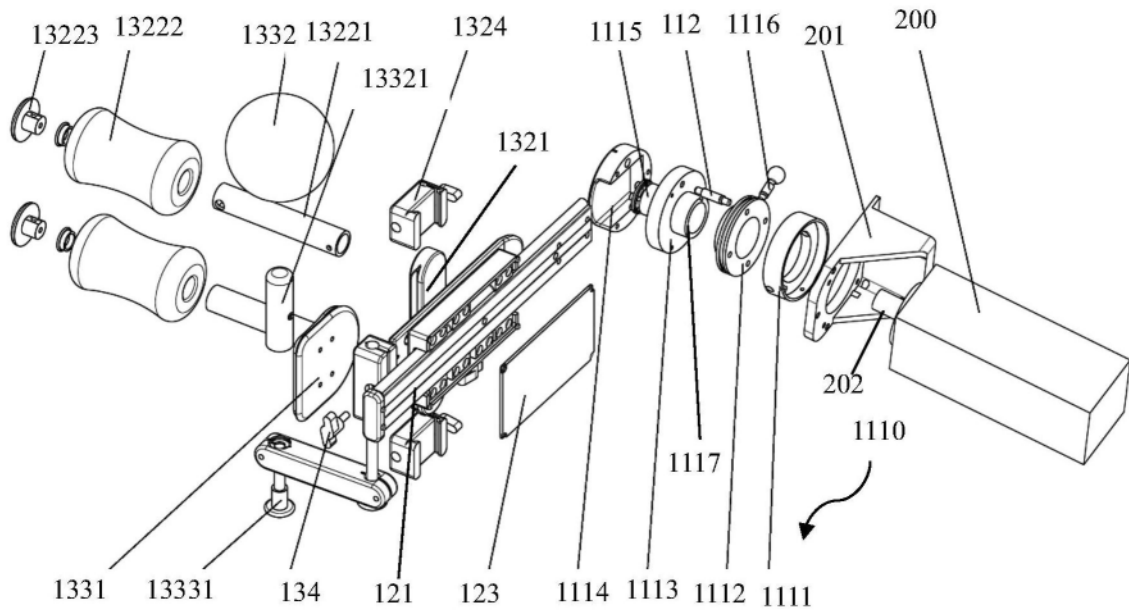


图7

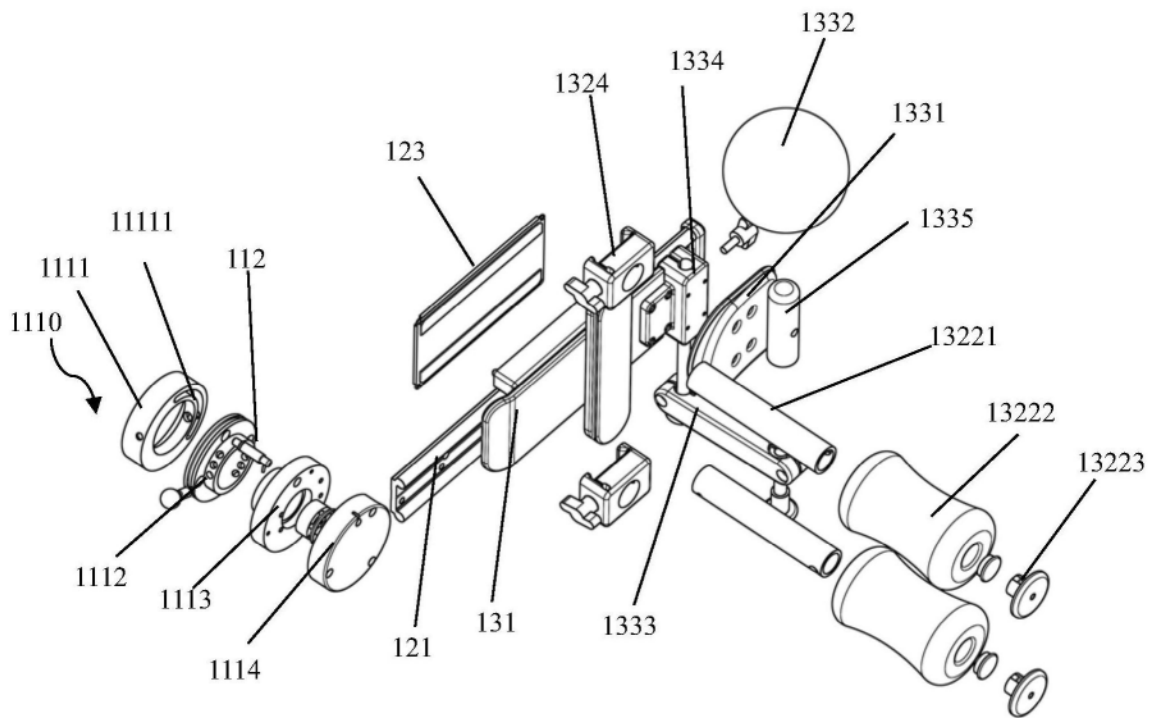


图8

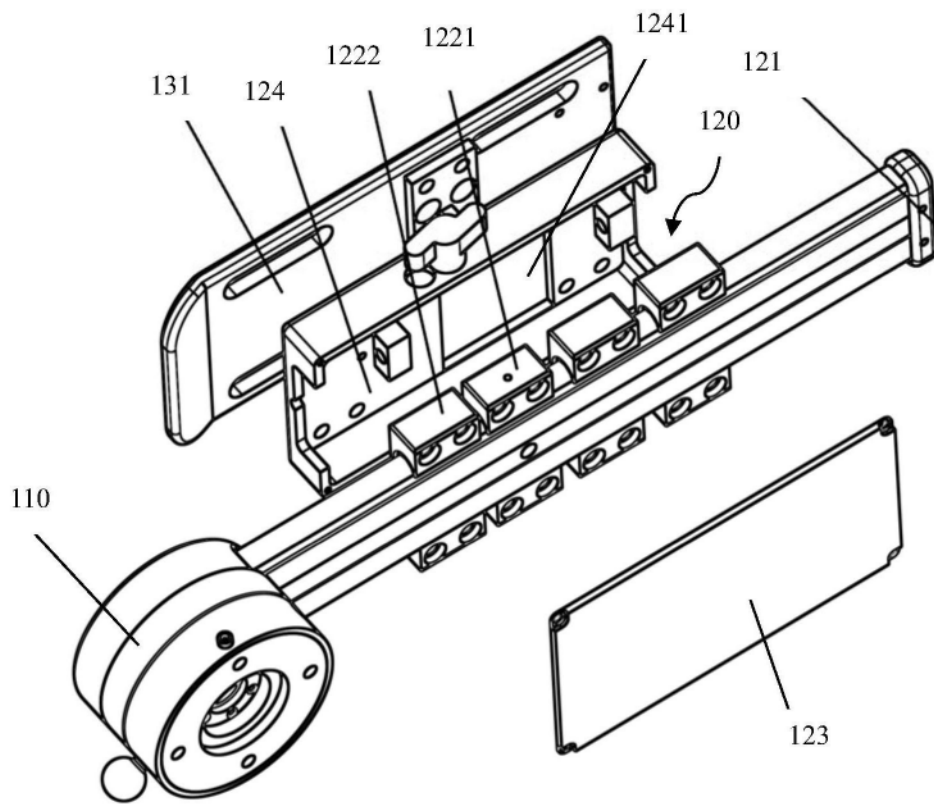


图9