



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108338895 A

(43)申请公布日 2018.07.31

(21)申请号 201711416270.0

(22)申请日 2017.12.25

(71)申请人 北方工业大学

地址 100144 北京市石景山区晋元庄路5号

(72)发明人 张从鹏 常睿 李小龙 解毅

(74)专利代理机构 北京挺立专利事务所(普通合伙) 11265

代理人 高福勇

(51)Int.Cl.

A61H 3/00(2006.01)

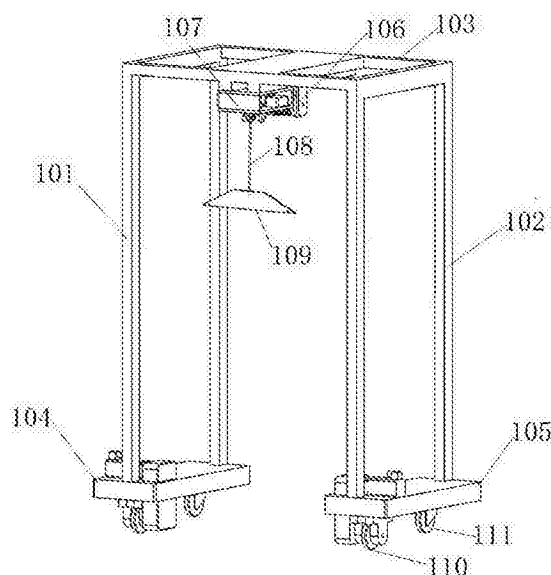
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

一种平面行走跟随支撑助力装置及方法

(57)摘要

本发明提出一种平面行走跟随支撑助力装置,包括同步移动跟随单元、支撑助力单元、实时传感监测单元及控制单元,同步移动跟随单元由框架主体及两个对称的移动平台组成;支撑助力单元固定在框架主体上,传感检测单元主要由两个编码器和一个压力传感器组成,用以监测安全绳角度以及安全绳拉力这两方面的数据。本发明还提供一种平面行走跟随支撑助力方法。本发明可大大扩展患者的训练范围,提升训练的复杂程度,同时可以大大扩展患者的训练时间,实现边生活边训练,同时儿童也可以通过本发明在没有成年人搀扶的条件下练习行走。



1. 一种平面行走跟随支撑助力装置,包括框架主体及移动平台,其特征在于:所述框架主体包括左框架、右框架及顶部框架,所述移动平台分别设置在左框架及右框架底部,移动平台下方设有同步跟随轮;所述顶部框架上设有与之相连的绕绳轴架及固定壳体,所述绕绳轴架之间设有绕绳轴,此绕绳轴通过联轴器与直驱伺服电机相连;所述固定壳体内设有控制器及驱动器,固定壳体底部设有贯穿槽,固定壳体下方还设有与之相固联的固定板,此固定板上固定有压力传感器,压力传感器顶部设有与之相连的倾斜固定架,此倾斜固定架从固定壳体下方穿过所述贯穿槽并延伸至固定壳体内部,倾斜固定架的顶部设有滑轮;所述贯穿槽下方两侧分别设有连接架,连接架之间设有与之相铰接的第一万向环,此第一万向环上设有与之相铰接的第二万向环,所述第一万向环为方形,连接架与第一万向环相铰接的轴线上设有第一编码器,所述第二万向环为半圆形,第二万向环与第一万向环相铰接的轴线上设有第二编码器,所述第二万向环中间设有透孔;所述绕绳轴上的安全绳绕过所述滑轮后,竖直向下穿过所述贯穿槽及透孔,且安全绳末端设有背带;所述直驱伺服电机与驱动器相连,所述驱动器、第一编码器、第二编码器及同步跟随轮的驱动电机分别与所述控制器相连。

2. 根据权利要求1所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:所述固定壳体包括顶板、底板、前板及后板,所述顶板与顶部框架相连,所述贯穿槽设置在底板上,所述后板上设有便于所述安全绳穿过的穿孔。

3. 根据权利要求1所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:所述倾斜固定架的倾斜角度为45度。

4. 根据权利要求1所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:所述背带通过保险钩与所述安全绳相连。

5. 根据权利要求1-4中任一项权利要求所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮和从动轮,主动轮位于移动平台底部前端,从动轮为万向轮且位于移动平台底部后端,所述主动轮的驱动电机与所述控制器相连。

6. 根据权利要求1-4中任一项权利要求所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮和从动轮,主动轮位于移动平台底部后端,从动轮为带有舵机的万向轮且位于移动平台底部前端,所述主动轮的驱动电机及所述舵机分别与所述控制器相连。

7. 根据权利要求1-4中任一项权利要求所述的一种平面行走跟随支撑助力装置,其特征在于:每个移动平台下方的同步跟随轮为四个,均为麦克纳姆轮,每个麦克纳姆轮由各自相对应的电机驱动。

8. 一种平面行走跟随支撑助力方法,其利用权利要求1所述平面行走跟随支撑助力装置为用户提供支撑助力同时跟随使用者前进,其特征在于,具体包含如下步骤:

S1:设置助力值(即安全绳拉力的设定值),同时设置安全绳的拉力安全阈值范围及安全绳的摆角安全阈值范围;

S2:使用者穿戴好与安全绳相连的背带,然后使用者可向任意方向行走;

S3:压力传感器实时监测使用者行走过程中安全绳的实时拉力值;

当实时拉力值超过所述拉力安全阈值范围时,直驱伺服电机锁死以使得安全绳固定在

原位置；

当实时拉力值处于所述拉力安全阈值范围内时，若实时拉力值小于设定值，则控制器控制驱动器，驱动器驱动直驱伺服电机正转以拉动安全绳向上移动；若实时拉力值大于设定值，则控制器控制驱动器，驱动器驱动直驱伺服电机反转以释放安全绳向下移动；

与此同时，第一编码器及第二编码器实时监测安全绳摆角方位数据，并将该数据传送至控制器；

当安全绳的摆角超过所述摆角安全阈值范围时，控制器控制同步跟随轮锁死以使得移动平台固定在原位置；

当安全绳的摆角在所述摆角安全阈值范围内时，控制器根据传回的数据计算所述同步跟随轮的驱动电机的转速并控制此驱动电机转动以实现同步跟随运动。

一种平面行走跟随支撑助力装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种助力装置,特别是一种平面行走跟随支撑助力装置及方法。

背景技术

[0002] 据统计,我国每年新发脑卒中患者约200万人,其中约80%遗留下肢运动功能障碍,70%以上可通过康复训练恢复步行能力。同时医学研究表明,部分因意外伤害造成运动障碍的患者同样可以通过康复性训练恢复和提高运动能力。

[0003] 目前,下肢功能障碍的人群主要通过轮椅、拐杖等工具并通过上肢力量的辅助完成在生活圈内的移动,这样不但局限了其行动范围,同时长期如此会导致上下肢力量不平衡,上肢力量越来越发达,而下肢力量逐渐退化,不利于下肢功能恢复。

[0004] 临床上常用的康复训练方法包括常规步态康复训练、减重步态康复训练、负重步态康复训练等等。减重步态康复训练是目前患者早期介入治疗最有效的方法之一,通过人力、静态器材或机器人辅助的方式可以承担一部分人体体重,从而可以使患者更长更持久的训练,在恢复行走能力、改善步态、改善平衡方面有很大的作用,同时降低了治疗师的工作强度,提高了治疗安全性。在康复初期,患者的下肢往往无法独自承担其自身的体重,需要外界力的辅助承担一部分体重。患者在减重步态康复训练的过程中通过重复性练习逐步恢复下肢机能和肌肉力量,并最终恢复行走能力。

[0005] 传统减重康复训练往往采用患者自行训练、治疗师人力辅助或静态器材辅助的方式,其存在人力成本高、安全性差、康复效果差等明显不足。现有的减重模式在临床有悬挂式减重模式、水池式减重模式、斜床减重模式及气囊式减重模式这四种。其中悬挂式减重康已成为国内外的主流减重康复训练方式。悬挂式减重康复装置分为以下两种方式:

[0006] (1) 固定位置对人体进行悬挂减重支撑,只能通过配合跑步机设备使人在固定位置进行康复训练。此种方式只能在原地进行简单的行走、跑步训练,不能进行转弯倾斜等复杂运动。

[0007] (2) 将悬挂设备安装在导轨上,人体及悬挂设备沿导轨路径进行康复训练。此种方式虽能进行部分转弯倾斜等复杂运动训练,但受到导轨局限只能在有限区域、有限路线范围内进行康复训练,对于训练场地很大的限制。

[0008] 同时,由于位置固定,以上两种方式均只能提供使用者有限的训练,并不能用于辅助生活,即下肢功能障碍的患者无法在除康复中心之外的地方行走,生活中移动需要轮椅拐杖等辅助工具,除了在康复中心有限的训练时间以外,均是坐卧姿态生活,不利于患者尽早康复。

[0009] 公布号为CN107149539A的专利文献公开了一种支持全向移动的下肢康复助行机器人,包括车体模块、升降模块、支持模块、拉力模块和快接模块,其主要存在如下问题:

[0010] (1) 结构柔性差,且采用沉重的导轨式机械结构,不易于移动,系统响应速度慢。

[0011] (2) 约束过多,不能给使用者提供俯仰角、侧偏角方向的自由度,同时运动行程小,难以完成深蹲、高抬腿、跑步等幅度较大、复杂程度较高的运动。

[0012] (3) 对使用者从腰部进行保护、抬高和减轻负载,舒适度差且保护效果欠佳,同时不利于使用者自主保持平衡。

[0013] (4) 结构过于复杂,不方便控制,动态响应特性差。

[0014] 公布号为CN106422169A的专利文献公开了一种随动式减重下肢康复训练移动平台,其包括减重系统、竖直支架、移动底盘和控制系统,其存在如下问题:

[0015] (1) 没有设计专门的位置检测机构,只是利用力的测量与对比来判断患者的前进速度和方向,这种方式仅是基于一种理想的患者行走状态,而在实际行走过程中尤其是在转向时患者肩部两侧的吊带拉力值会呈现较为复杂的变化现象,因此基于两侧力的对比来判断患者的行走速度和方向的准确性有待商榷,即此专利技术无法准确判断出使用者与装置的相对位置。

[0016] (2) 步进电机与s型传感器的组合形式动态性能差,动态响应时间较长,不能根据使用者的实时行走状态做出及时的动态调整。

[0017] (3) 受丝杠和力传感器安装方式限制,竖直方向可调整行程和幅度有限,使用者无法在竖直方向有较大幅度位移,不能有效满足下肢康复需要,可行性较差。

[0018] (4) 通过丝杠螺母机构承重,力学性能较差,无法提供足够的竖直方向支撑力,即无法满足承担较大助力的要求。

[0019] (5) 无法准确检测到使用者是否处于跌倒等应急状态,容易造成错误判断而使装置失控,进而对患者造成二次伤害。

[0020] 此外,儿童开始学习走路时通常需要成年人抱扶,这不仅耗费成人大量精力,而且稍不谨慎也会导致儿童跌倒摔伤甚至二次伤害的严重后果。

发明内容

[0021] 针对现有悬挂式减重康复装置的不足以及市场上对儿童行走训练机器的需求,本发明提出一种平面行走跟随支撑助力装置及方法,可大大扩展患者的训练范围,提升训练的复杂程度,同时可以大大扩展患者的训练时间,实现边生活边训练,同时儿童也可以通过本发明在没有成年人搀扶的条件下练习行走。

[0022] 本发明解决其技术问题所采用的技术方案是:

[0023] 本发明首先提供一种平面行走跟随支撑助力装置,包括框架主体及移动平台,所述框架主体包括左框架、右框架及顶部框架,所述移动平台分别设置在左框架及右框架底部,移动平台下方设有同步跟随轮;所述顶部框架上设有与之相连的绕绳轴架及固定壳体,所述绕绳轴架之间设有绕绳轴,此绕绳轴通过联轴器与直驱伺服电机相连;所述固定壳体内设有控制器及驱动器,固定壳体底部设有贯穿槽,固定壳体下方还设有与之相固联的固定板,此固定板上固定有压力传感器,压力传感器顶部设有与之相连的倾斜固定架,此倾斜固定架从固定壳体下方穿过所述贯穿槽并延伸至固定壳体内部,倾斜固定架的顶部设有滑轮;所述贯穿槽下方两侧分别设有连接架,连接架之间设有与之相铰接的第一万向环,此第一万向环上设有与之相铰接的第二万向环,所述第一万向环为方形,连接架与第一万向环相铰接的轴线上设有第一编码器,所述第二万向环为半圆形,第二万向环与第一万向环相铰接的轴线上设有第二编码器,所述第二万向环中间设有透孔;所述绕绳轴上的安全绳绕过所述滑轮后,竖直向下穿过所述贯穿槽及透孔,且安全绳末端设有背带;所述直驱伺服电

机与驱动器相连,所述驱动器、第一编码器、第二编码器及同步跟随轮的驱动电机分别与所述控制器相连。

[0024] 作为进一步的优选实施方案,所述固定壳体包括顶板、底板、前板及后板,所述顶板与顶部框架相连,所述贯穿槽设置在底板上,所述后板上设有便于所述安全绳穿过的穿孔。

[0025] 作为进一步的优选实施方案,所述倾斜固定架的倾斜角度为45度。

[0026] 作为进一步的优选实施方案,所述背带通过保险钩与所述安全绳相连。

[0027] 作为进一步的优选实施方案,每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮和从动轮,主动轮位于移动平台底部前端,从动轮为万向轮且位于移动平台底部后端,所述主动轮的驱动电机与所述控制器相连。

[0028] 作为进一步的优选实施方案,每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮和从动轮,主动轮位于移动平台底部后端,从动轮为带有舵机的万向轮且位于移动平台底部前端,所述主动轮的驱动电机及所述舵机分别与所述控制器相连。

[0029] 作为进一步的优选实施方案,每个移动平台下方的同步跟随轮为四个,均为麦克纳姆轮,每个麦克纳姆轮由各自相对应的电机驱动。

[0030] 本发明还提供一种平面行走跟随支撑助力方法,其利用上述所述平面行走跟随支撑助力装置为用户提供支撑助力同时跟随使用者前进,具体包含如下步骤:

[0031] S1:设置助力值(即安全绳拉力的设定值),同时设置安全绳的拉力安全阈值范围及安全绳的摆角安全阈值范围;

[0032] S2:使用者穿戴好与安全绳相连的背带,然后使用者可向任意方向行走;

[0033] S3:压力传感器实时监测使用者行走过程中安全绳的实时拉力值;

[0034] 当实时拉力值超过所述拉力安全阈值范围时,直驱伺服电机锁死以使得安全绳固定在原位置;

[0035] 当实时拉力值处于所述拉力安全阈值范围内时,若实时拉力值小于设定值,则控制器控制驱动器,驱动器驱动直驱伺服电机正转以拉动安全绳向上移动;若实时拉力值大于设定值,则控制器控制驱动器,驱动器驱动直驱伺服电机反转以释放安全绳向下移动;

[0036] 与此同时,第一编码器及第二编码器实时监测安全绳摆角方位数据,并将该数据传送至控制器;

[0037] 当安全绳的摆角超过所述摆角安全阈值范围时,控制器控制同步跟随轮锁死以使得移动平台固定在原位置;

[0038] 当安全绳的摆角在所述摆角安全阈值范围内时,控制器根据传回的数据计算所述同步跟随轮的驱动电机的转速并控制此驱动电机转动以实现同步跟随运动。

[0039] 本发明的积极效果:本发明由特有位置设置的位置检测机构(万向机构、编码器)及压力传感器实时监测使用者的位置信息及绳拉力,在安全绳为使用者的部分体重提供实时支撑助力的同时,同步跟随轮还能够驱动运动平台同步跟随患者行走移动,该方式可大大扩展患者的训练范围,提升训练的复杂程度,且能够实现边生活边训练。此外儿童也可以通过本发明在没有成年人搀扶的条件下练习行走,改善步态,改善平衡。即本发明至少具有如下优点:

[0040] 1、本发明自带同步移动跟随单元,使装置在为使用者提供支撑助力的同时还能够

跟随使用者同步前进。

[0041] 2、本发明所述支撑助力装置不需要导轨,突破了地点限制,使患者可以在任意平坦场所进行训练。

[0042] 3、本发明使患者的独立生活圈大大扩展,可以辅助患者在除康复中心外的其他场所(如患者家、普通病房、学校、公园、单位)训练甚至独立生活,同时训练时间也大大扩展,可以真正让患者边生活边训练。

[0043] 4、本发明还适合儿童在没有成人搀扶的情况下在室内外进行行走训练。

[0044] 5、本发明所述支撑助力装置占地面积小,结构简单,轻便,柔性好,控制方便,且行程大,成本低,具有广阔的市场前景。

[0045] 6、本发明能够实时准确检测使用者的位置信息及绳拉力,适用性好,安全性能高。

[0046] 7、本发明采用压力传感器与直驱伺服电机的组合,其动态性能好,动态响应时间可达到5毫秒,能够根据使用者的实时行走状态变化做出及时的动态调整,且直驱伺服电机可提供足够的扭矩以用于竖直方向助力。

[0047] 8、能够有效防范使用者跌倒等突发状况,防止对使用者造成二次伤害。

附图说明

[0048] 图1是实施例所述平面行走跟随支撑助力装置的结构示意图;

[0049] 图2是实施例所述支撑助力单元的结构示意图;

[0050] 图3是实施例所述固定壳体的结构示意图;

[0051] 图4是实施例所述安全绳的延伸方向示意图;

[0052] 图5是实施例所述传感检测单元的结构示意图。

具体实施方式

[0053] 下面结合附图对本发明的优选实施例进行详细说明。

[0054] 参照图1至图5,本发明优选实施例提供一种平面行走跟随支撑助力装置,包括同步移动跟随单元、支撑助力单元106、实时传感监测单元107及控制单元。

[0055] 所述同步移动跟随单元包括框架主体及移动平台104、105,所述框架主体包括左框架101、右框架102及顶部框架103,所述移动平台104、105分别设置在左框架101及右框架底部102,移动平台下方设有同步跟随轮;

[0056] 如图2及图5所示,所述支撑助力单元106主要由直驱伺服电机203、联轴器204、绕绳轴205、滑轮208组成,所述控制单元包括控制器202及驱动器201,各部分的具体设置方式为:所述顶部框架上设有与之相连的绕绳轴架206及固定壳体,所述绕绳轴架206之间设有绕绳轴205,此绕绳轴205通过联轴器204与直驱伺服电机203相连;所述控制器202及驱动器201设置在固定壳体内,固定壳体底部设有贯穿槽,固定壳体下方还设有与之相固联的固定板501,此固定板501上固定有压力传感器502,压力传感器502顶部设有与之相连的倾斜固定架207,此倾斜固定架207从固定壳体下方穿过所述贯穿槽并延伸至固定壳体内部,倾斜固定架207的顶部设有滑轮208。

[0057] 如图3所示,所述固定壳体包含顶板301、前板303、底板302、后板304。顶板与顶部框架相连并设置在顶部框架中间位置处,底板上固定有传感检测单元和控制器及驱动器,

后板中间开口便于安全绳从中穿过。

[0058] 如图5所示,所述传感检测单元主要由第一编码器507、第二编码器506、第一万向环503、第二万向环504及所述压力传感器502组成,用以检测安全绳的角度以及绳拉力这两方面的数据,各部分的具体设置方式为:所述贯穿槽下方两侧分别设有连接架505,连接架505之间设有与之相较接的第一万向环503,此第一万向环503上设有与之相较接的第二万向环504,所述第一万向环503为方形,连接架505与第一万向环503相较接的轴线上设有第一编码器507,所述第二万向环504为半圆形,第二万向环504与第一万向环503相较接的轴线上设有第二编码器506,所述第二万向环504中间设有透孔,所述绕绳轴上的安全绳108绕过所述滑轮208后,竖直向下穿过所述贯穿槽及透孔(如图4所示),且安全绳末端设有背带109;

[0059] 所述直驱伺服电机203与驱动器201相连,所述驱动器201、第一编码器507、第二编码器506及同步跟随轮的驱动电机分别与所述控制器201相连。

[0060] 所述框架主体可为一体成型,也可为相互组装型。

[0061] 所述倾斜固定架207的倾斜角度为45度。

[0062] 所述背带通过保险钩与所述安全绳相连,如果使用者身高差异较大可更换不同型号的背带。

[0063] 如图1所示,优选的,每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮110和从动轮111,主动轮110位于移动平台底部前端,从动轮111为万向轮且位于移动平台底部后端,所述主动轮110的驱动电机与所述控制器相连。左右两个主动轮可通过正反转速差实现转向。

[0064] 此外,同步跟随轮的设置方式还可以为:每个移动平台下方的同步跟随轮为两个,分别为主动轮和从动轮,主动轮位于移动平台底部后端,从动轮为带有舵机的万向轮且位于移动平台底部前端,所述主动轮的驱动电机及所述舵机分别与所述控制器相连;

[0065] 或是,每个移动平台下方的同步跟随轮为四个,均为麦克纳姆轮,每个麦克纳姆轮由各自相对应的电机驱动。

[0066] 所述框架主体作为主要承重结构,随运动平台移动,其用以固定支撑助力单元及承担人体的一部分重量。

[0067] 所述第一万向环503、第二万向环504和连接架505共同组成了一个万向机构,该万向机构可允许安全绳在其约束的一个半球面内自由摆动。第一编码器用于检测第一万向环相对于连接架的相对转角,第二编码器用于检测第二万向环相对于第一万向环的相对转角,根据两个编码器所检测的一组数据可以在万向机构约束的一个半球面内确定出安全绳所摆动的唯一方位,即根据此组数据可确定使用者相对装置的方位。编码器通过RS485接口实时将所检测到的数据组传回控制器,控制器内部集成PID算法,可根据传回的数据进行计算得到同步跟随轮的伺服电机的所需转速,以完成同步跟随运动(可以通过两个主动轮的正反转、差速实现转向)。

[0068] 本优选实施例还提供一种平面行走跟随支撑助力方法,其利用上述所述平面行走跟随支撑助力装置为使用者提供支撑助力同时跟随使用者前进,具体包含如下步骤:

[0069] S1:根据使用者身体情况由医生或专业人士设置助力值(即安全绳拉力的设定值),同时设置安全绳的拉力安全阈值范围及安全绳的摆角安全阈值范围;

[0070] S2:使用者穿戴好与安全绳相连的背带,助力值设置好后安全绳上的拉力值便设置好,使用者下肢只承担自己的部分体重,然后使用者可向任意方向行走;

[0071] S3:压力传感器实时监测使用者行走过程中安全绳的实时拉力值(在使用者行走的过程中安全绳上的拉力会由于使用者步态的变化而变化):

[0072] 当实时拉力值超过所述拉力安全阈值范围时,直驱伺服电机锁死以使得安全绳固定在原位置,以防止对使用者造成二次伤害;

[0073] 当实时拉力值处于所述拉力安全阈值范围内时,若实时拉力值小于设定值,则控制器控制驱动器,驱动器驱动直驱伺服电机正转以拉动安全绳向上移动;若实时拉力值大于设定值,则控制器控制驱动器,驱动器驱动直驱伺服电机反转以释放安全绳向下移动;

[0074] 与此同时,第一编码器及第二编码器实时监测安全绳摆角方位数据,并将该数据传送至控制器:

[0075] 当安全绳的摆角超过所述摆角安全阈值范围时,控制器控制同步跟随轮锁死以使得移动平台固定在原位置;

[0076] 当安全绳的摆角在所述摆角安全阈值范围内时,控制器根据传回的数据计算所述同步跟随轮的驱动电机的转速并控制此驱动电机转动以实现同步跟随运动(通过两个主动轮的正反转、差速实现转向)。

[0077] 以上所述的仅为本发明的优选实施例,所应理解的是,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想,并不用于限定本发明的保护范围,凡在本发明的思想和原则之内所做的任何修改、等同替换等等,均应包含在本发明的保护范围之内。

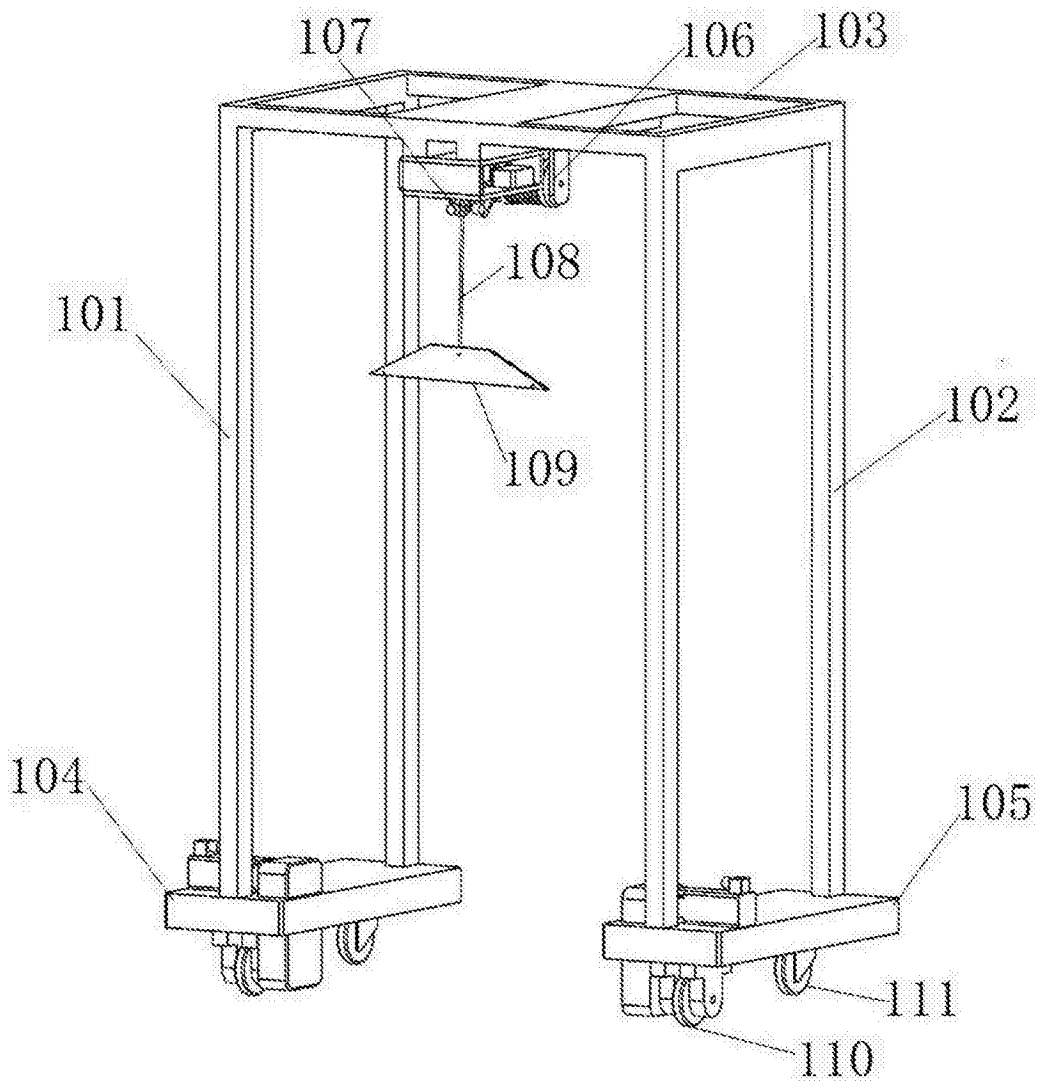


图1

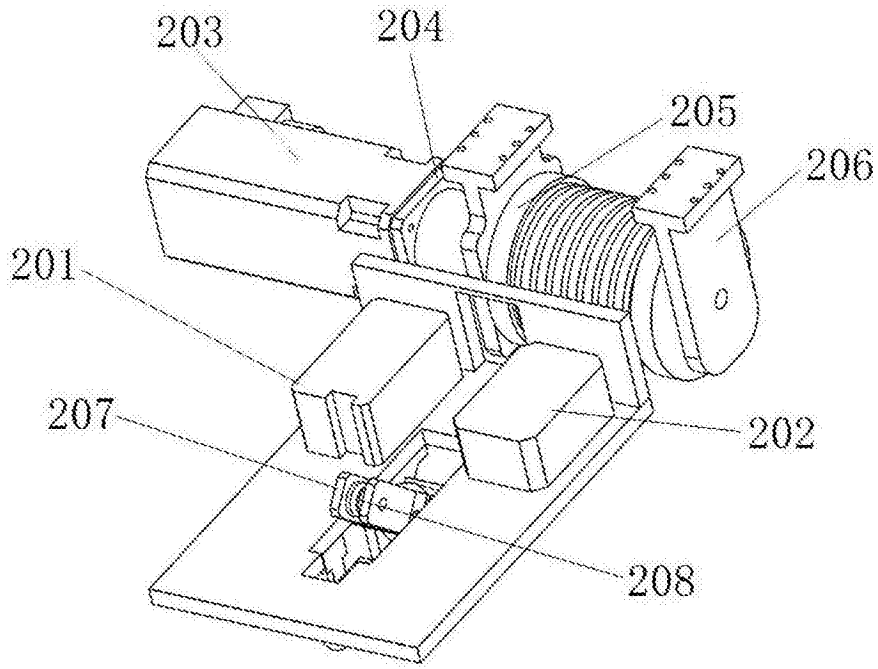


图2

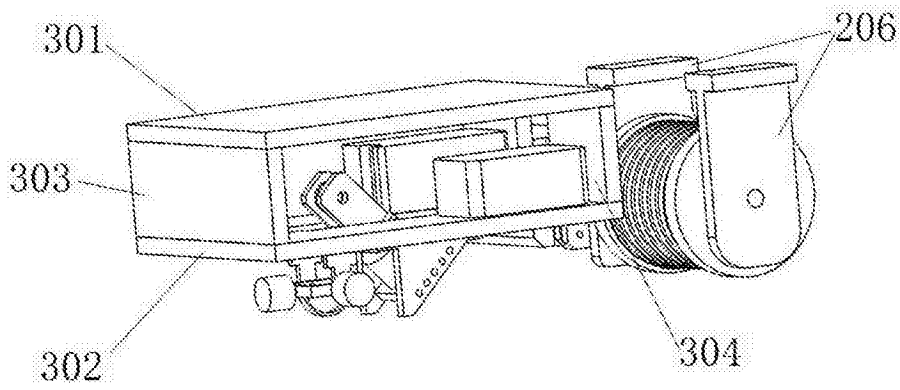


图3

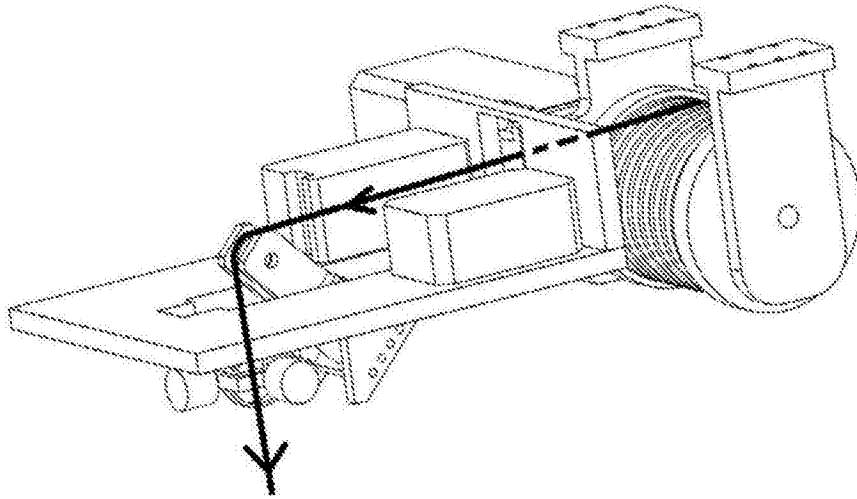


图4

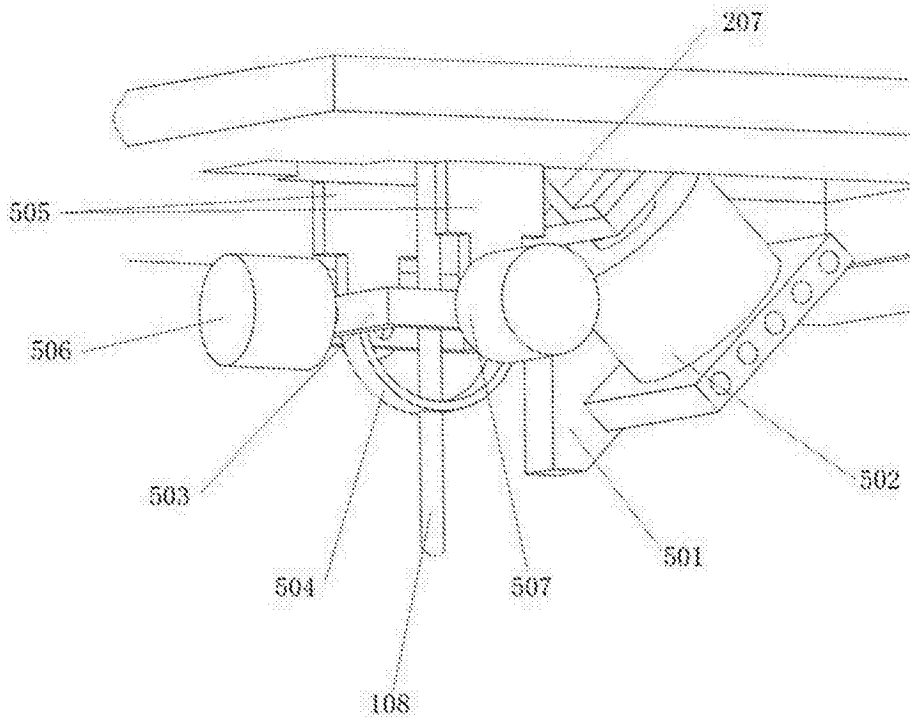


图5