



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106137489 B

(45)授权公告日 2018.05.08

(21)申请号 201510386178.9

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.06.30

A61F 4/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106137489 A

(56)对比文件

(43)申请公布日 2016.11.23

CN 103260576 A,2013.08.21,
US 2009/0265018 A1,2009.10.22,
CN 101589983 A,2009.12.02,
CN 103356363 A,2013.10.23,
CN 102574285 A,2012.07.11,
WO 2012/177125 A1,2012.12.27,
CN 103006362 A,2013.04.03,

(30)优先权数据

62/159,951 2015.05.11 US

14/745,462 2015.06.21 US

(73)专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

审查员 黄文惠

(72)发明人 汤启宇 欧凯丽 杨凌锋 何思杰

卫汉华 彭民杰

(74)专利代理机构 深圳市瑞方达知识产权事务

所(普通合伙) 44314

代理人 张约宗 张秋红

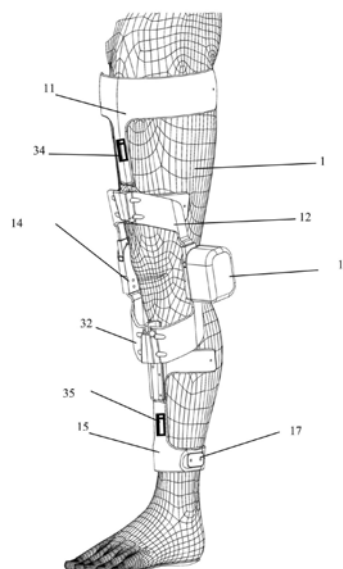
权利要求书2页 说明书5页 附图12页

(54)发明名称

交互式外骨骼膝关节机器系统

(57)摘要

本发明公开了一种交互式外骨骼膝关节机器系统用于行走辅助和步态训练。该系统包括附置于使用者大腿和小腿部位的一个外骨骼框架；电动机；机械锁；安装于下肢的运动传感器和一个控制箱。该系统用于为膝关节提供伸展和弯曲运动。



1. 一种用于对使用者进行步态训练的交互式外骨骼膝关节机器系统包括：
一个在单侧与大腿和小腿连接的外骨骼框架；
一个传感系统，所述传感系统包括至少一个附置于该外骨骼框架的大腿和/或小腿位置的运动传感器，用于提供倾斜角、角速度和线性加速度的反馈；
至少一个力传感器；
一个电动机；
一个机械式锁禁系统；
一个控制箱；和
用于整合电动机和同步机械式锁禁系统的控制算法，所述控制算法配置为利用从运动传感器和力传感器收集的数据探测行走意向和/或确定至少一种基于步态分析的行走环境。
2. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该电动机是一个扭矩控制的伺服电动机。
3. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该电动机在使用者腿部外侧或内侧与膝关节中心对齐，有效连接至该外骨骼框架的小腿支架和大腿支架。
4. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该机械式锁禁系统是一个机电式锁禁系统。
5. 根据权利要求4所述的系统，其特征在于，该机电式锁禁系统在使用者腿部外侧或内侧与膝关节中心对齐，有效连接至小腿支架和大腿支架。
6. 根据权利要求1所述的系统，还包括一个具有电动机控制软件模块的控制箱，用于自动调节电动机速度和角位置至使用者的行走速度和行走环境，包括地面行走、上楼梯、下楼梯、上坡、下坡、以及起立。
7. 根据权利要求1所述的系统，还包括一个安置于控制箱内的外部或内部电源。
8. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该力传感器附置于一个独立的或相连接的底垫上，用于检测步态周期的脚部接触模式。
9. 根据权利要求1所述的系统，还包括一个无线控制系统。
10. 根据权利要求1所述的系统，还包括一个长度调节机构，可以对使用者腿部的外骨骼框架之大腿段和小腿段进行单独调整。
11. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该运动传感器为关节角传感器、陀螺仪或加速计。
12. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该力传感器安置于脚后跟区域，用于检测初始接触时间，或安置于前脚区域，用于检测足尖离地时间。
13. 根据权利要求1所述的系统，其特征在于，该行走环境包括地面行走、上楼梯、下楼梯、上坡、下坡或起立。
14. 一种采用权利要求1所限定的交互式外骨骼膝关节机器系统对使用者进行步态训练的方法，包括：
当该力传感器的荷载力低于压力阈值，该运动传感器所检测的角速度大于角速度阈值，且该运动传感器所检测到的加速度大于加速度阈值，使用该控制算法确定行走速度；
划分行走环境类型，包括地面行走，上楼梯或下楼梯；和
在已确定的行走速度基础上生成电动机控制曲线。

15.一种采用权利要求1所限定的交互式外骨骼膝关节机器系统对使用者进行步态训练的方法,包括:

如果该力传感器受到荷载,启动膝关节锁并执行膝关节电动机伸展;这样使该使用者站起来,和该机械式锁禁系统被动地支持膝伸展;

相反则停用该膝关节锁并执行膝关节电动机控制以辅助行走。

交互式外骨骼膝关节机器系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可穿戴的交互装置,用于通过移动膝关节或在膝关节提供助力对使用者的移动提供动力辅助。尤其是,本发明涉及一种步态辅助训练装置和方法。

背景技术

[0002] 驱动型外骨骼康复装置通过在膝关节提供助力(如承重)对使用者的移动提供动力辅助。但是,当前大多数这类装置在设计上都很笨重和体积大,使用者和装置之间缺乏积极互动,以及缺乏对环境和预定程序的行走轨迹进行直观的调节。

[0003] 膝关节上的步态异常在年长者和中风后遗症病人中非常普遍。中风是长期残疾的主要原因之一,这会影响他们的独立性和行走能力。中风可能导致膝部不稳定并伴随过伸性损伤。其特点在于膝关节越过中立位置伸展过长,可能在步态周期中快速且突然发生或缓慢发生。患有过伸性损伤的病人具有异常的步态模式,这可能会增加能量消耗,降低平衡能力,并可能导致疼痛、荚膜和韧带松弛以及/或骨骼变形。

[0004] 另一影响在于步态适应期造成的内翻力矩,这会增加内侧胫股上的横向牵张力。这可能导致内侧胫股和/或后外侧软组织疼痛以及/或可能导致胫股畸形,例如内翻畸形或前后胫骨后倾。膝反屈的其它二次医疗问题:关节挛缩、骨质疏松症以及压力性溃疡。

[0005] 正常步态模式需要腓肠肌和比目鱼肌的充分推进力,在站立中间期需要四头肌的充分收缩,在迈步期需要臀部和膝关节的弯曲,以及很好的平衡和姿势。因此,有效的步态恢复应结合这些具体要求,从而避免出现异常的步态模式或过伸性步态机制。

[0006] 步态恢复可以通过几种康复方法实现。在矫形法下,中风病人可以使用轻质膝-踝-足矫形器(KAFO)使膝盖和踝关节保持稳定。尽管如此,KAFO的训练效果是有限的。另一方面,物理疗法(PT)和职业疗法(OT)是常见的干预性措施,用以提高运动机能和减缓运动损伤的出现。传统的治疗技巧包括步态训练,例如地面训练、跑步机、运动再学习训练、本体感觉神经肌肉促进法以及玻巴斯法。据以往的研究显示,尽管这些康复方法能够降低神经肌肉损伤的严重程度,但并没有特别的效果,只限于目标区域,因此病人常常采取补偿性策略。

[0007] 另一方面,下肢外骨骼机器装置在过去数年里越来越受欢迎。这些机器装置被设计用于提供行走辅助以及体重支撑,其中结合了PT、OT疗法。以往的研究记录了对中风病人在机器辅助步态训练下的积极治疗作用,例如提高行走独立性、功能性行走能力、肌肉激活、行走速度、肌肉张力和活动范围。

[0008] 尽管已有研究显示使用机器训练系统能够提高病人的移动能力和促进康复过程,目前大多数装置主要设计用于移动双腿,限于跑步机使用,缺乏积极的人-机器互动,限于预定程序的行走轨迹,缺少对行走环境的直观性调节,且在這些系统中很少涉及剩余的自主运动意向。

[0009] 但是,中风病人和有膝关节问题的人只有一只脚受到影响,他们仍然有剩余的运动机能,而未受到影响的另一只脚支持体重并帮助保持平衡。中风病人的主要问题在于步

态周期缺乏对膝关节的控制,这是由于四头肌和腿后肌群无力以及膝关节的过伸性损伤。外骨骼膝关节机器系统具有轻质设计,能够适用于单侧而且可以完全使装置的运行适合病人的活动(爬楼梯、起立)。

发明内容

[0010] 该交互式外骨骼膝关节机器系统能够调整不同的行走条件,例如:地面行走、上楼梯、下楼梯、起立、上坡、下坡以及不同的行走速度。该系统的设计和配置是作为一个外骨骼框架用于使用者下肢的患侧。该外骨骼装置的驱动力是由一台伺服电动机提供的,并通过机械式膝盖锁保持稳定性。所述系统能够:(1)使用患腿上的传感器感知使用者的运动和运动学步态模式;(2)使用基于步态分析的控制算法探测使用者的行走意向和环境条件;(3)根据精心调整的步态模式和位置控制驱动和锁禁膝关节,确保在不同的行走条件下的行走方便。

[0011] 根据本发明的一个实施例,用于对使用者进行步态训练的交互式外骨骼膝关节机器系统包括:一个在单侧与大腿和小腿连接的外骨骼框架;一个传感系统;至少一个力传感器;一个电动机;一个机械式锁禁系统;一个控制箱;用于整合电动机和同步锁禁的控制算法。

[0012] 优选地,该电动机是一个扭矩控制的伺服电动机。该电动机在使用者腿部外侧或内侧与膝关节中心对齐,有效连接至该外骨骼框架的小腿段部件和大腿段部件。

[0013] 优选地,该机械式锁禁系统是一个机电式锁禁系统。该机电式锁禁系统在使用者腿部外侧或内侧与膝关节中心对齐,有效连接至小腿段部件和大腿段部件。

[0014] 优选地,该系统还包括一个具有电动机控制软件模块的控制箱,用于自动调节电动机速度和角位置至使用者的行走速度和行走环境,包括地面行走、上楼梯、下楼梯、上坡、下坡、以及起立。

[0015] 优选地,该系统还包括至少一个附置于该外骨骼框架的大腿和/或小腿位置的运动传感器,用于测量倾斜角和线性加速度。该力传感器附置于一个独立的或相连接的底垫上,用于检测步态周期的脚部接触模式。

[0016] 优选地,该系统还包括一个长度调节机构,可以对使用者腿部的外骨骼框架之大腿段和小腿段进行单独调整。

[0017] 根据本发明的一个实施例,一种交互式外骨骼膝关节机器系统包括:一个外骨骼框架具有一个大腿支架,一个小腿支架,一个机械式大腿支架和一个机械式小腿支架;至少一个安装于该外骨骼框架上的运动传感器;至少一个附置于底垫上的力传感器;一个用于从该机械式大腿支架开始旋转该机械式小腿支架的电动机,从而生成对膝关节的辅助力;一个机械式锁禁系统连接至该机械式大腿支架和该机械式小腿支架,以提供机械支持;一个控制箱连接至该运动传感器和该力传感器,用于提供能量和信号通信以及向该电动机和该机械式锁禁系统发送控制指令;由控制箱执行的控制算法,利用从运动传感器和该力传感器收集的数据用于探测行走意向和确定至少一种基于步态分析的行走环境,并根据步态模式通过该电动机驱动膝关节运动,通过机械式锁禁系统锁禁该膝关节。

[0018] 根据本发明的一个实施例,本发明的系统针对使用者所采用的步态训练方法包括:当该力传感器的荷载力低于压力阈值,该运动传感器所检测的角速度大于角速度阈值,

且该运动传感器所检测到的加速度大于加速度阈值,使用控制算法确定行走速度;划分行走环境类型,如地面行走,上楼梯或下楼梯;在已确定的行走速度基础上生成电动机控制曲线。

[0019] 根据本发明的一个实施例,本发明的系统针对使用者所采用的步态训练方法包括:如果该力传感器受到荷载,启动膝关节锁并执行膝关节电动机伸展,这样使该使用者站起来,和该机械式锁禁系统被动地支持膝伸展;相反则停用该膝关节锁并执行膝关节电动机控制以辅助行走。

附图说明

[0020] 通过下面的附图,本领域技术人员将对本发明有更好的理解,并且更能清楚地体现出本发明的优点。这里描述的附图仅为了所选实施例的说明目的,而不是全部可能的实施方式并且旨在不限定本发明的范围。

[0021] 本发明的实施例参照下列附图进行了更加详细的描述,包括:

[0022] 图1是本发明一个优选实施例中该外骨骼装置安装于一只腿上的侧视图;

[0023] 图2是本发明一个优选实施例中该外骨骼装置的前视图;

[0024] 图3是图1的外骨骼装置的侧视图,显示了该电动机、锁禁系统和底垫的位置;

[0025] 图4是图1的外骨骼装置的后视图;

[0026] 图5是连接小腿和大腿的连接系统的部件分解图;

[0027] 图6是该外骨骼装置的电动机控制箱盖的部件分解图;

[0028] 图7是该外骨骼膝关节系统中连接系统和大腿段部件的分解侧视图;

[0029] 图8显示对大腿段在不同长度的调整;

[0030] 图9显示图1的外骨骼装置的部件分解图;

[0031] 图10是确定不同行走环境的控制算法流程图;

[0032] 图11是用于控制起立动作的控制算法流程图;

[0033] 图12是一个步态周期的锁禁和动作控制图。

具体实施方式

[0034] 首先,用于使用者下肢步态训练的该康复系统包括:

[0035] 一个支架结构,例如外骨骼框架,能够附置于使用者的患病下肢。支架结构与身体结构(例如小腿和大腿段)进行匹配,以可移动的方式安装在使用者腿部。该系统可以通过调整外骨骼框架的连接部件和/或附属的捆带进行调节,以适应不同的腿部周长和长度。

[0036] 该关节装置的驱动结构可能为一个电动机(按照使用者膝关节情况进行固定)。该电动机形成的回转运动可以沿关节轴在行走期间支持移动。可选地,可以使用齿轮传动装置实现预期的移动。

[0037] 机械锁确保了移动的稳定性和效率。该机械锁可以通过电子信号进行驱动,可以直接或间接匹配电动机安装在该外骨骼框架上(例如目标关节的内侧或外侧)。该系统可以在该装置的内侧或外侧连接大腿部分和小腿部分。

[0038] 第二,用于步态训练的该康复系统提供传感器确定不同的行走环境,包括:

[0039] 运动传感器可以安置于该外骨骼机构的大腿段、小腿段或足部段,用于确定步态

模式的特点。传感器可以为关节角传感器、陀螺仪或加速计。数据将在步态周期中进行收集。

[0040] 力传感器可以安置于一个独立的足部底垫或安置于使用者的鞋内。其中一个传感器可以安置于脚后跟区域,用于检测初始接触时间,另一传感器可以安置于前脚区域,用于检测足尖离地时间。

[0041] 第三,用于步态训练的该康复系统提供了一种控制算法,用于使该电动机和机械式锁禁系统同步运行并确定不同的行走条件。

[0042] 该控制算法利用从陀螺仪和加速计收集的数据预测行走速度、步幅长度、起立和每个新的步态周期的行走意向。

[0043] 控制算法用于确定不同的环境(地面行走、上楼梯、下楼梯)。图10详细描述了该控制算法的实例:使用者必须从地面抬起该机器腿部,即将体重转移至对侧腿部。当力传感器的荷载力低于特定的阈值,则意味着预迈步阶段的开始。行走速度将由从传感器和膝关节机器系统获得的运动和运动学步态模式决定的。例如,如果向前的角速度和加速度超过了阈值,迈步期将会被触发。该迈步期包括两项主要活动:(1)膝弯曲;(2)膝伸展。电动机驱动的扭矩水平和时间设定将由从迈步期膝关节角的校准模板所获得的最大关节扭矩和时空特征决定。最后,如果力传感器受到荷载,则出现荷载相应和迈步期的结束。该控制算法之后将重复运行,直至使用者在预迈步期停止迈出腿部,即腿部角速度低于阈值。如果使用者处于坐立姿势,使用者不得不将体重转移至膝关节机器系统并将荷载力保持在力传感器之上。传感器将获得荷载模式,站立姿势将被检测出来。之后膝关节将在站立动作期间逐步伸展,该膝关节锁将通过防止膝弯曲来支持站姿。在任何时间,只要该膝关节机器系统受到荷载,膝关节将被锁禁,即使用者正在站立或在站立期。

[0044] 该机械锁通过支撑体重和防止膝关节的过伸性损伤确保站立时和该站立期膝关节的稳定性。膝关节将在初始接触时和整个荷载响应期被锁禁,直至站立期结束。如果从地面抬起脚,该机械锁将解锁以确保进入迈步期。机械式膝关节锁禁系统的激活原理在图12进行了说明。

[0045] 对于起立模式,图11显示了该控制算法的演示例。使用者不得不转移整只脚上的体重,这将激活膝关节锁。膝关节锁的设计为一个渐进式锁禁系统,直至膝关节完全伸展。一旦病人到达最终位置(站立),该锁将被激活,直至病人到达最终的迈步期(脚跟离地)。如果病人处于站立期的开始(初始接触)或是正好站立,膝关节锁将再次被激活。

[0046] 用于调节支撑等级的控制算法可以在该装置的整个使用过程为使用者提供个性化辅助。辅助等级范围为0-100%,0%等同于没有动力辅助,相反100%意味着伺服电动机提供的最大辅助(可能为60Nm)以及使用者最小的自主意向。

[0047] 参照图1至图12,所提供的该交互式外骨骼膝关节机器系统10的实施例是由使用者的自主意向所驱动。适宜人群包括下肢具有运动性残疾的神经系统病人,具有膝关节问题和肌肉无力的病人。

[0048] 现在将根据相关图表对本发明之优选实施例进行详细讨论。图表中的原理图可能未按照规定比例,熟练技师将参照随图描述文字将其完全理解。

[0049] 本发明之实施例是一个交互式外骨骼膝关节机器系统10,其具有简洁而轻质的结构。碳纤维复合材料、高密度聚碳酸酯等纤维增强热固性塑料、铝合金和钛合金等轻质金属

都是用于制作该交互式外骨骼膝关节机器系统10的非限制性备选材料。

[0050] 该交互式外骨骼膝关节机器系统10附置于使用者腿部1的患侧,有大腿支架11和远侧小腿支架15。可调节捆带17附置于大腿支架11和远侧小腿支架15,从而确保该交互式膝关节机器系统10在腿部1之上,并以机械式锁禁系统14的旋转轴和电动机19校准膝关节中心。机械式大腿支架12和机械式小腿支架32连接至机械式锁禁系统14和电动机19,以提供机械支持。

[0051] 大腿34上的运动传感器安装在大腿支架11之上,小腿35上的运动传感器安装在远侧小腿支架15之上。大腿34上和小腿35上的运动传感器用一条接线电缆38从传感器连接至控制箱37,用于提供能量和信号通信。用于前脚20的力传感器和用于脚后部21的力传感器,附置于底垫16之上,用一条足部接线电缆40从力传感器连接至控制箱37,用于提供能量和信号通信。控制箱37之上的无线通信单元41能向其它电子装置发送和接收指令,用于数据收集和控制。

[0052] 该电动机机座至大腿旋转底座22的机械式连接器与该电动机机座23连接,用于将该电动机19安装至大腿旋转底座26之上。该电动机19固定于该电动机机座23之上,连接至该电动机连接栏25,从该机械式大腿支架12开始旋转该机械式小腿支架32,从而生成对膝关节的辅助力。控制箱37向该电动机19和该机械式锁禁系统14发送控制指令。使用安装条24将该电动机19连接该电动机机座24和电动机控制箱盖13。

[0053] 该大腿支架11的一个近端连接头28用大腿螺钉系统30连接于远端连接头29,用于大腿部位长度调节。远端小腿支架15的一个调节条31连接于机械式小腿支架32,该小腿部位长度由长度调节机构33进行调节。

[0054] 电源36为控制箱37、机械式锁禁系统14和电动机19提供电源。它们分别连接至电源电缆44、机械锁电源和控制电缆45、以及控制箱电源和控制信号电缆46。稳定器27用于保护该电动机19和该控制箱37,安置于该电动机控制箱盖13之内。

[0055] 该控制箱37执行控制曲线,用于在一个步态周期52内的行走50,以及执行基于传感信号的起立控制曲线51。

[0056] 本发明适用于促进步态恢复、中风康复、膝关节损伤后康复、老年膝关节反屈康复和防治、体重支撑、肌肉强化训练以及室内外适应性训练。本发明也能够能够在医院、康复诊所和老年中心进行应用。

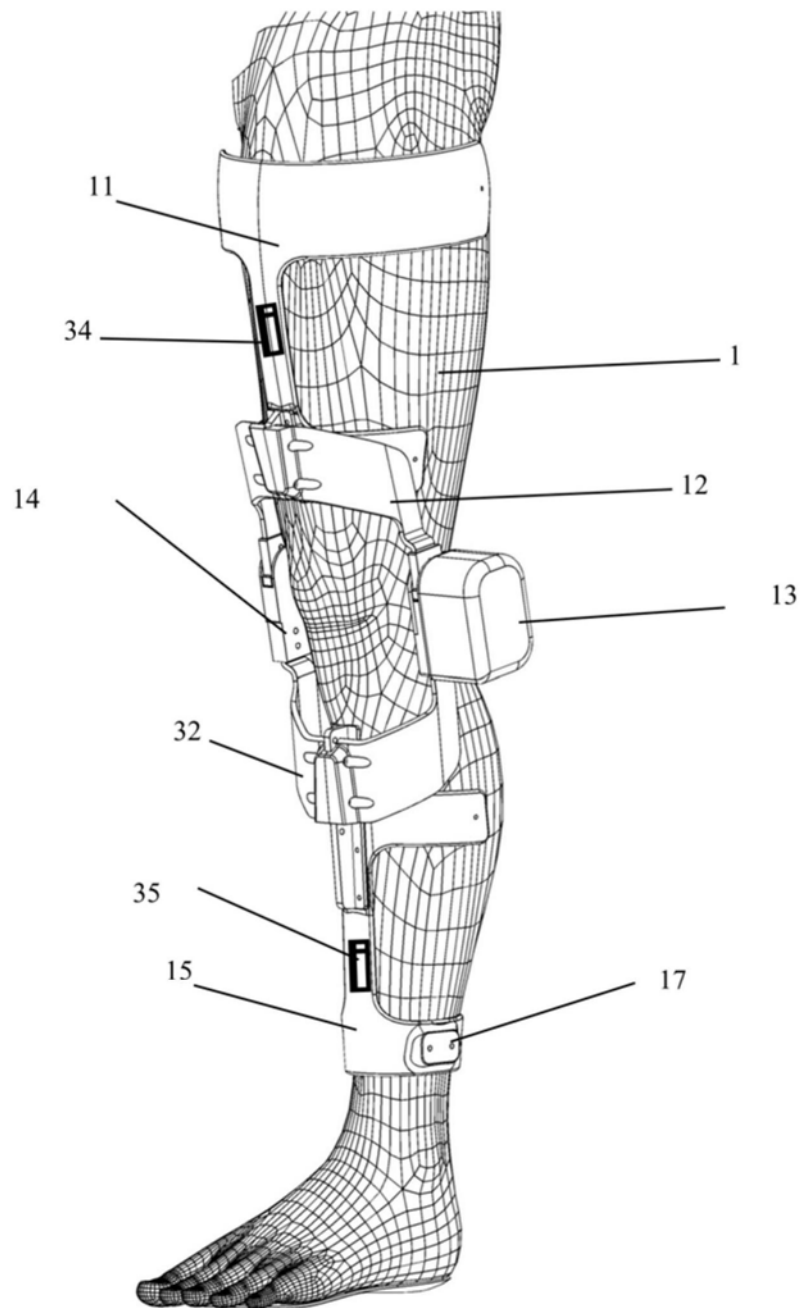


图1

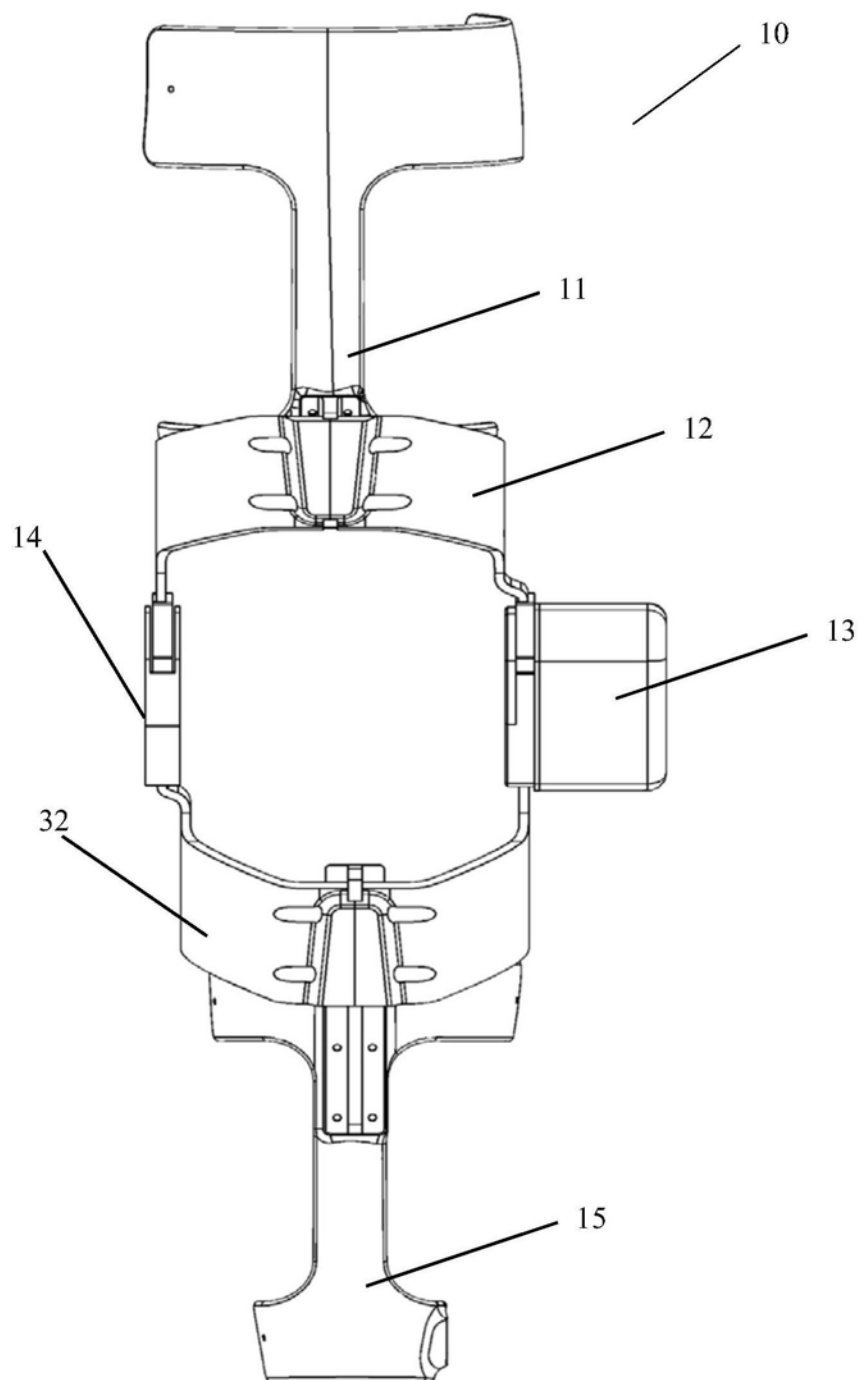


图2

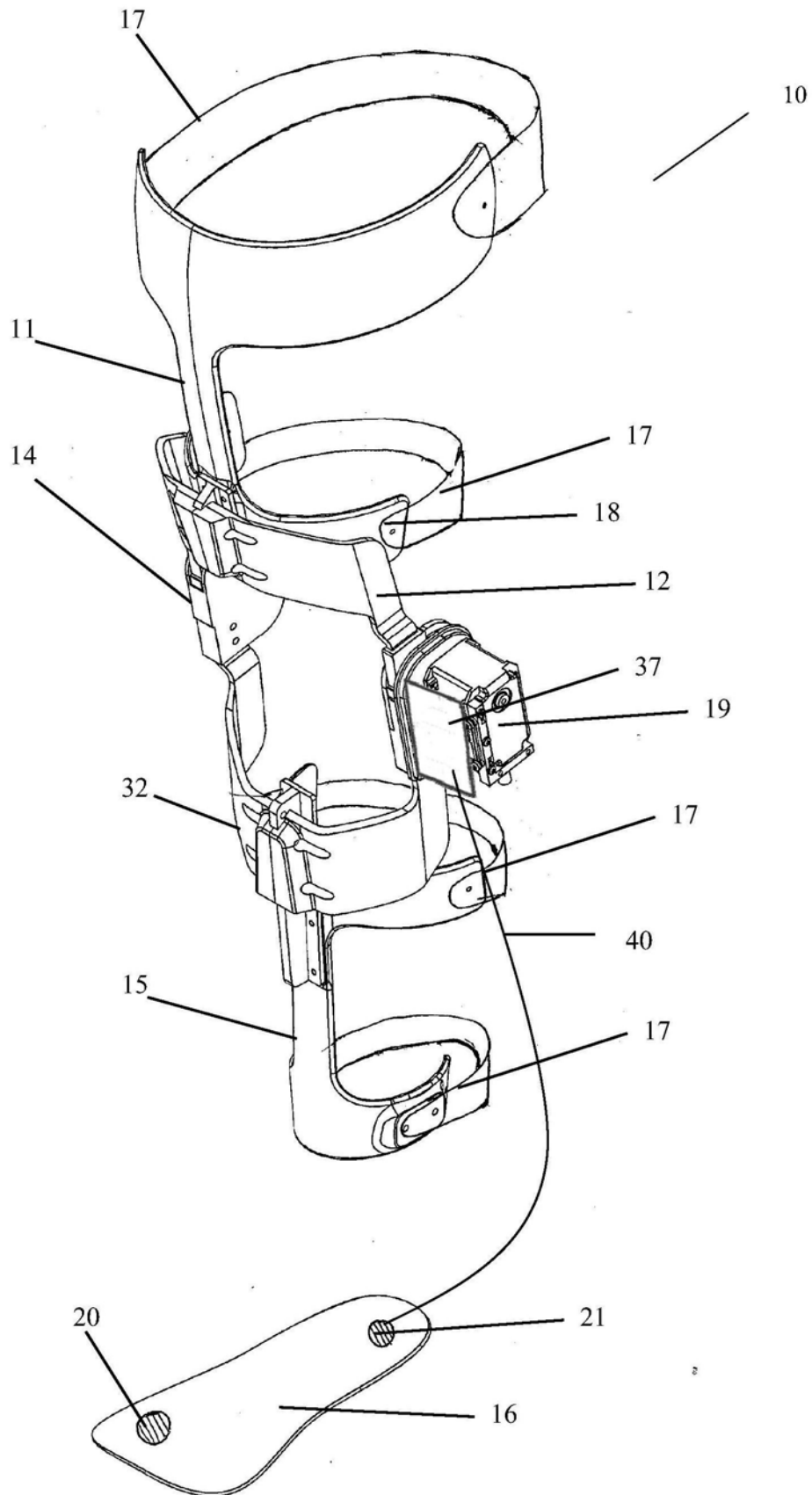


图3

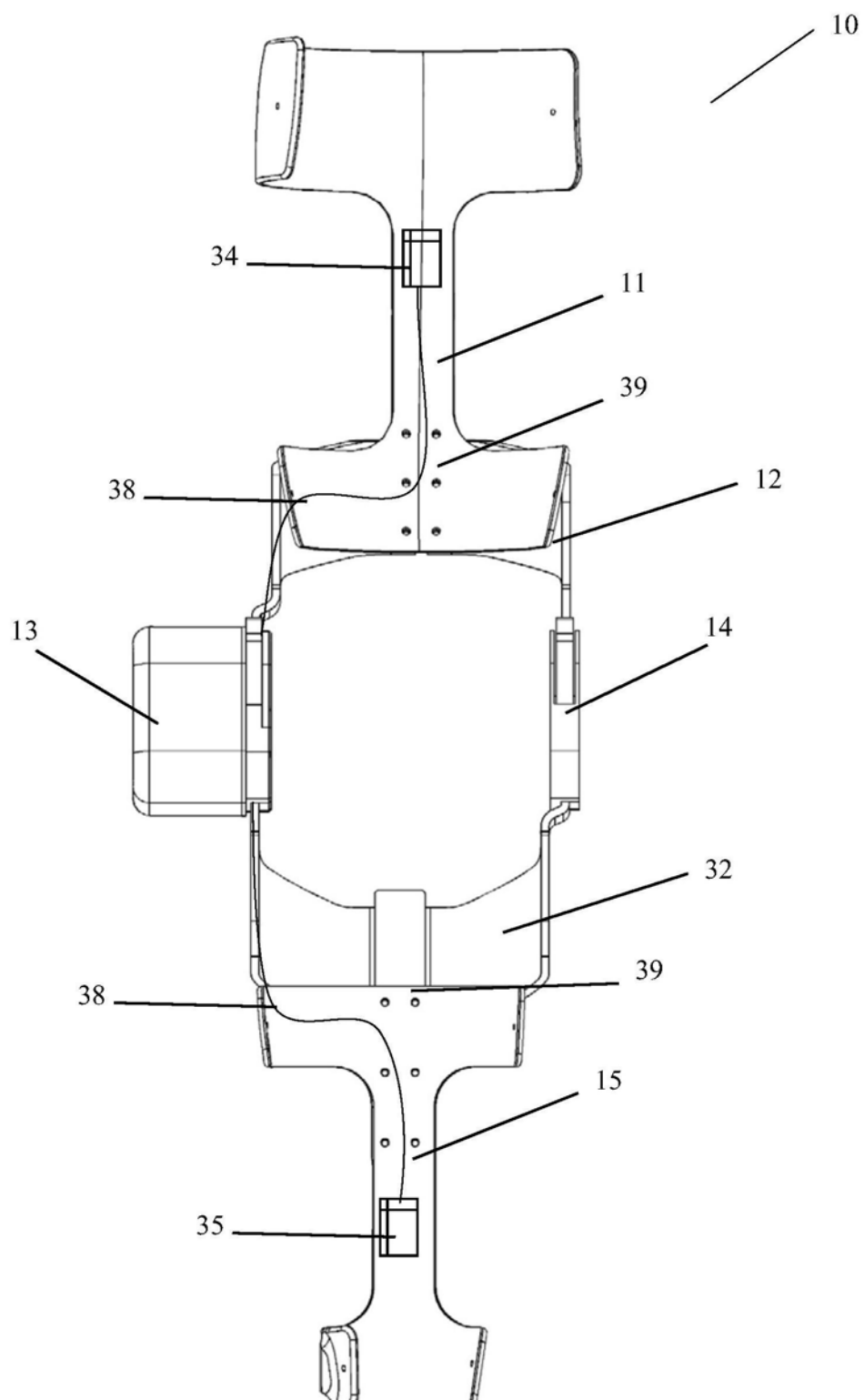


图4

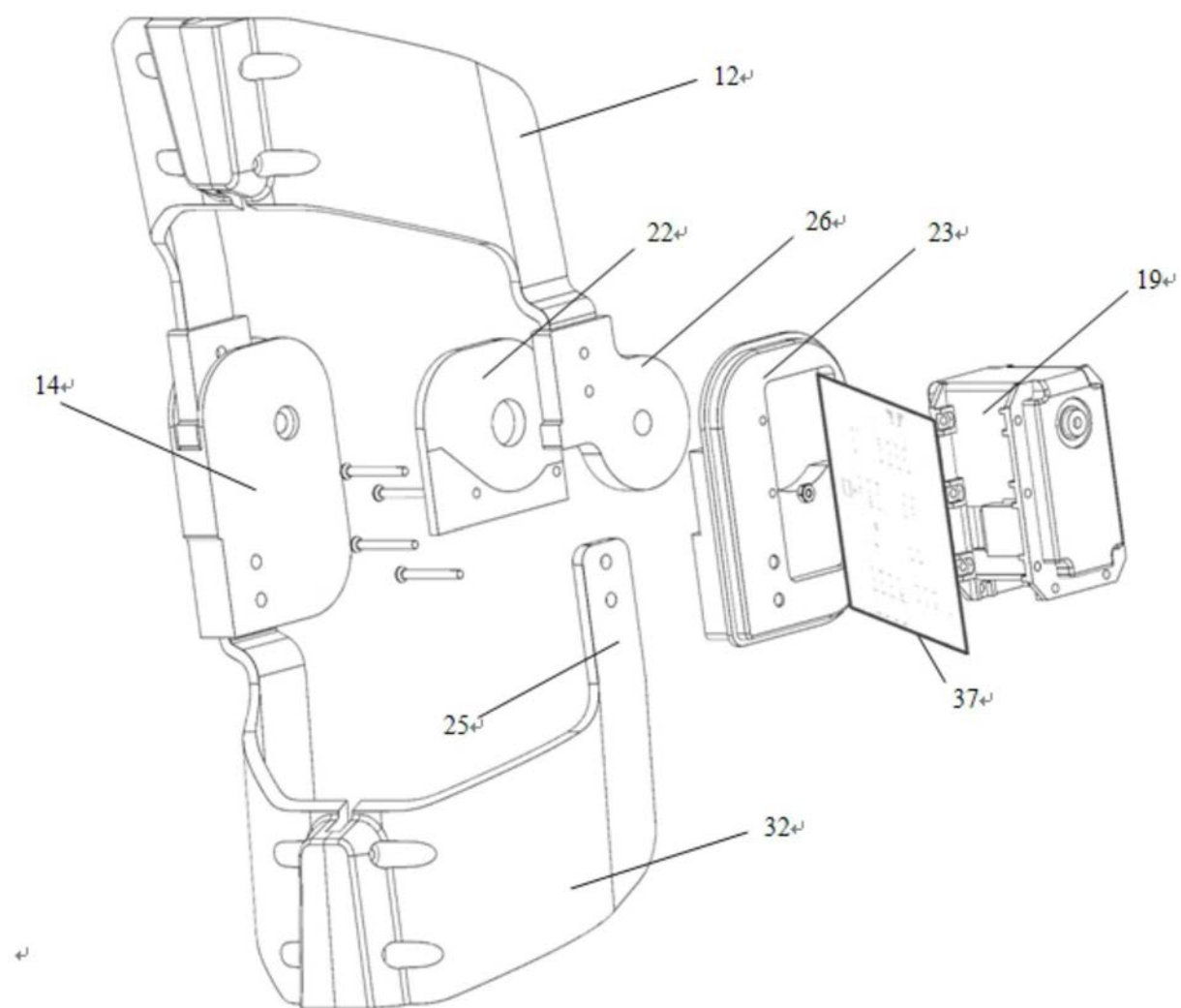


图5

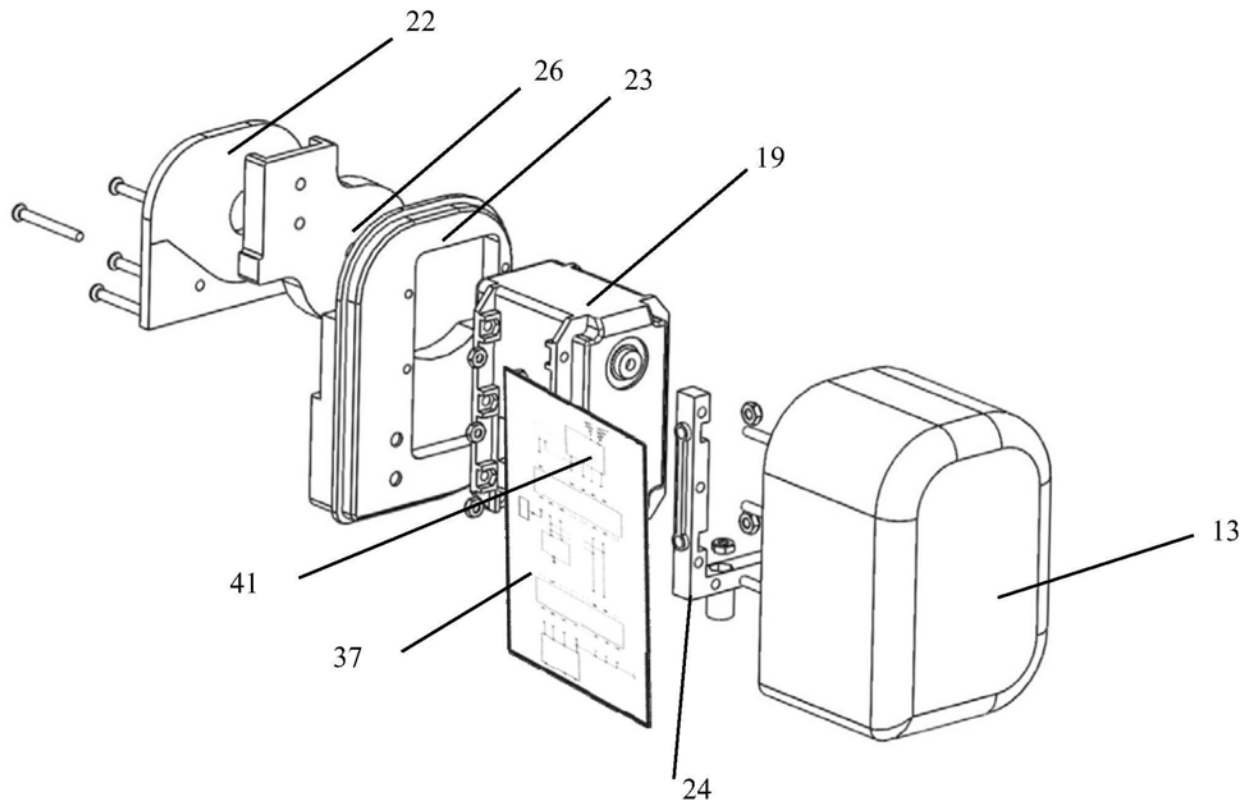


图6

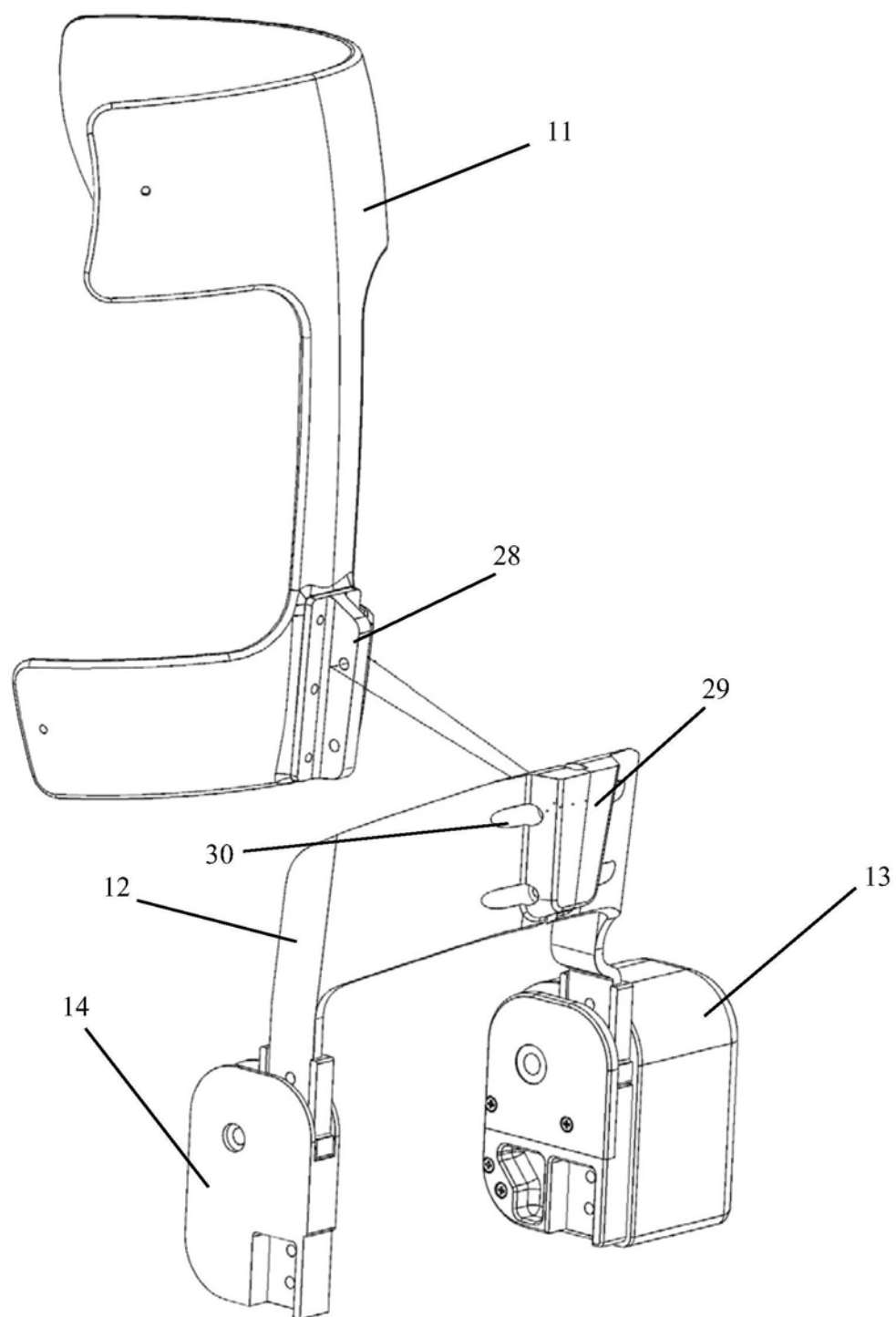


图7

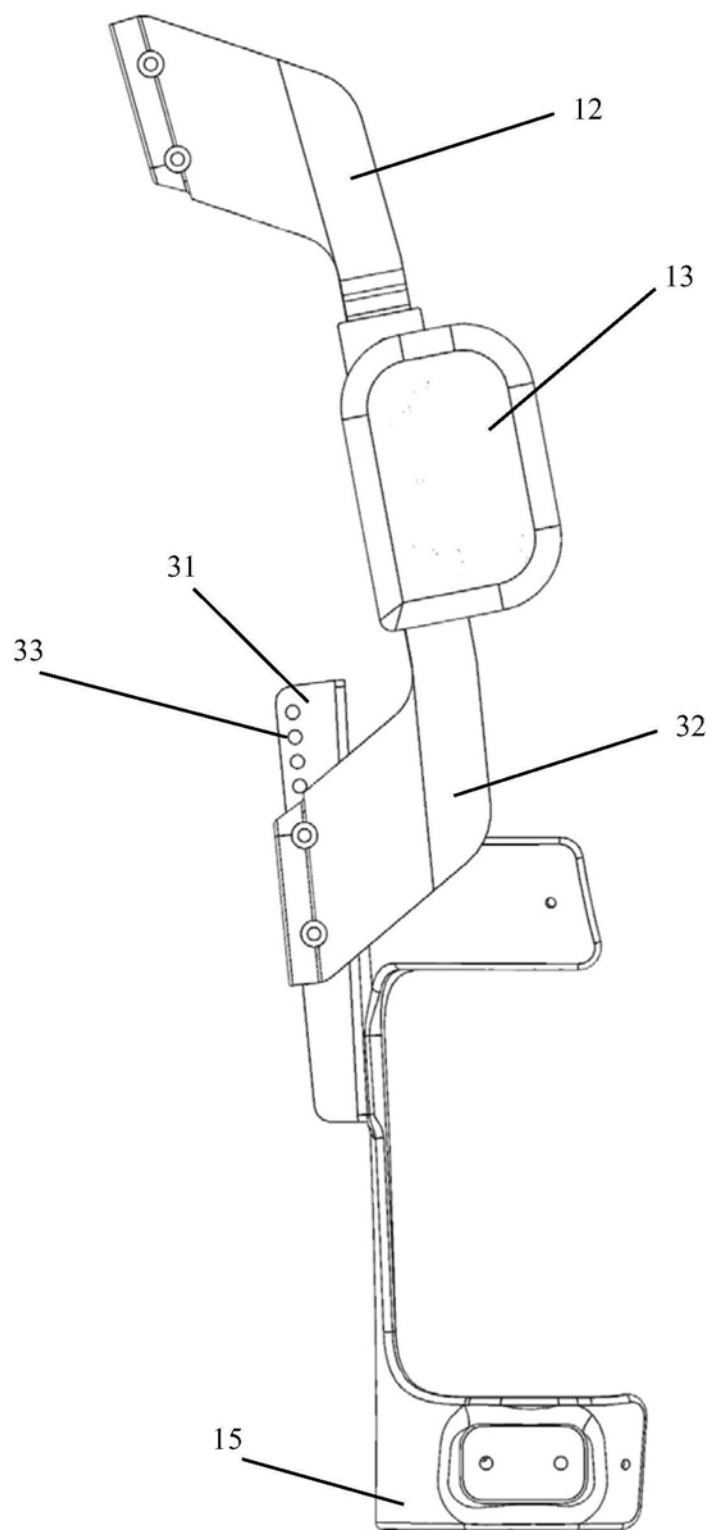


图8

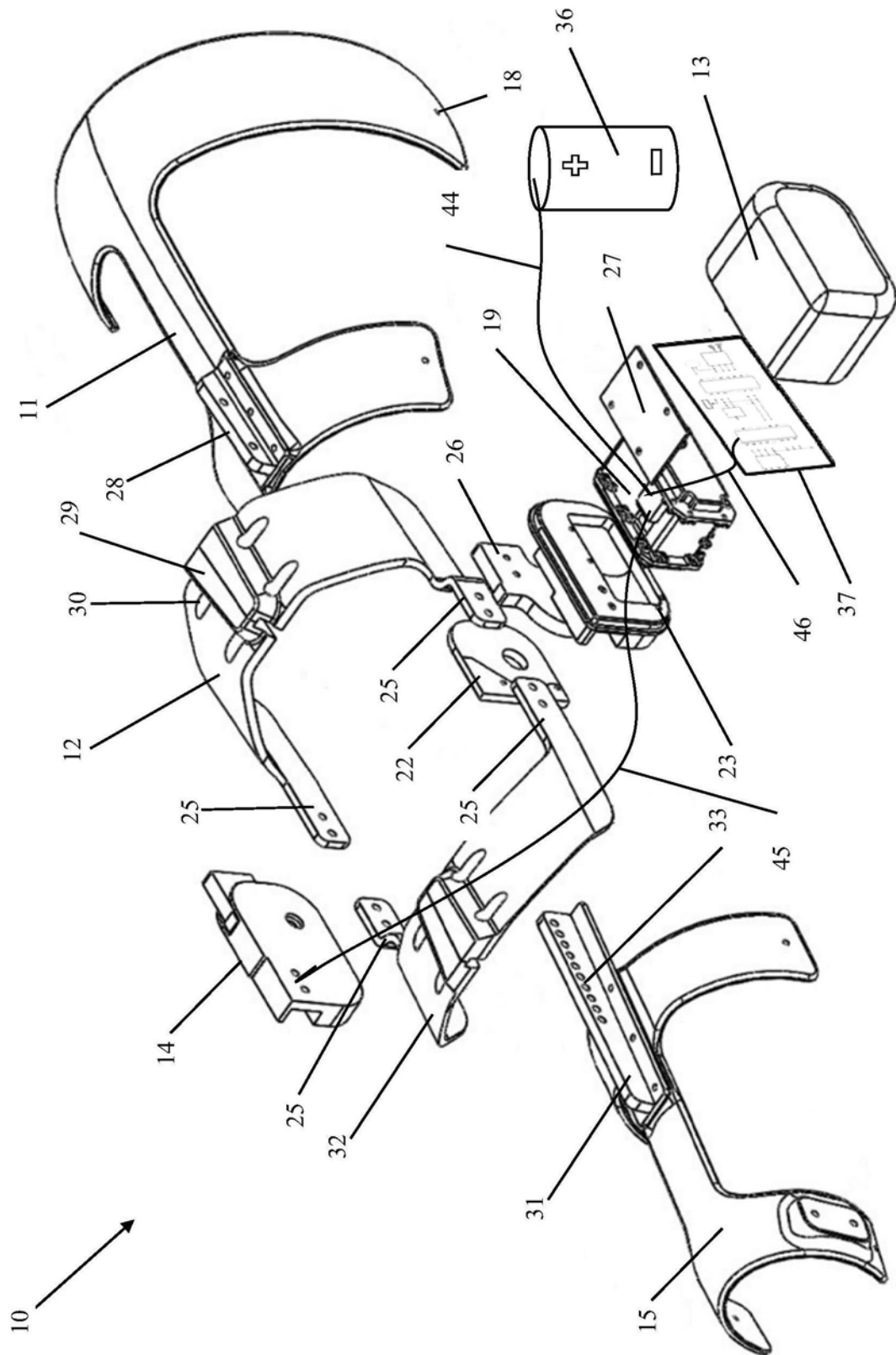


图9

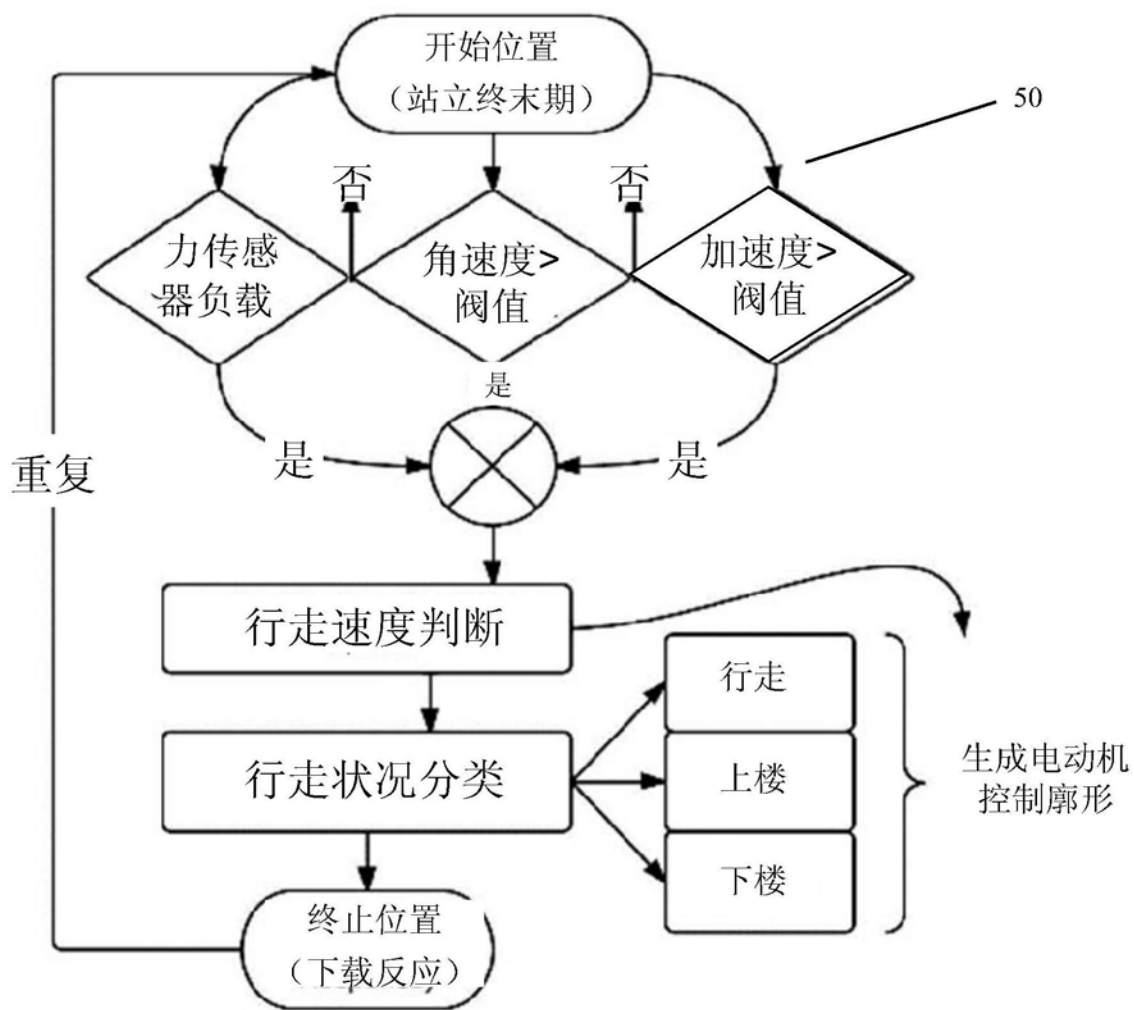


图10

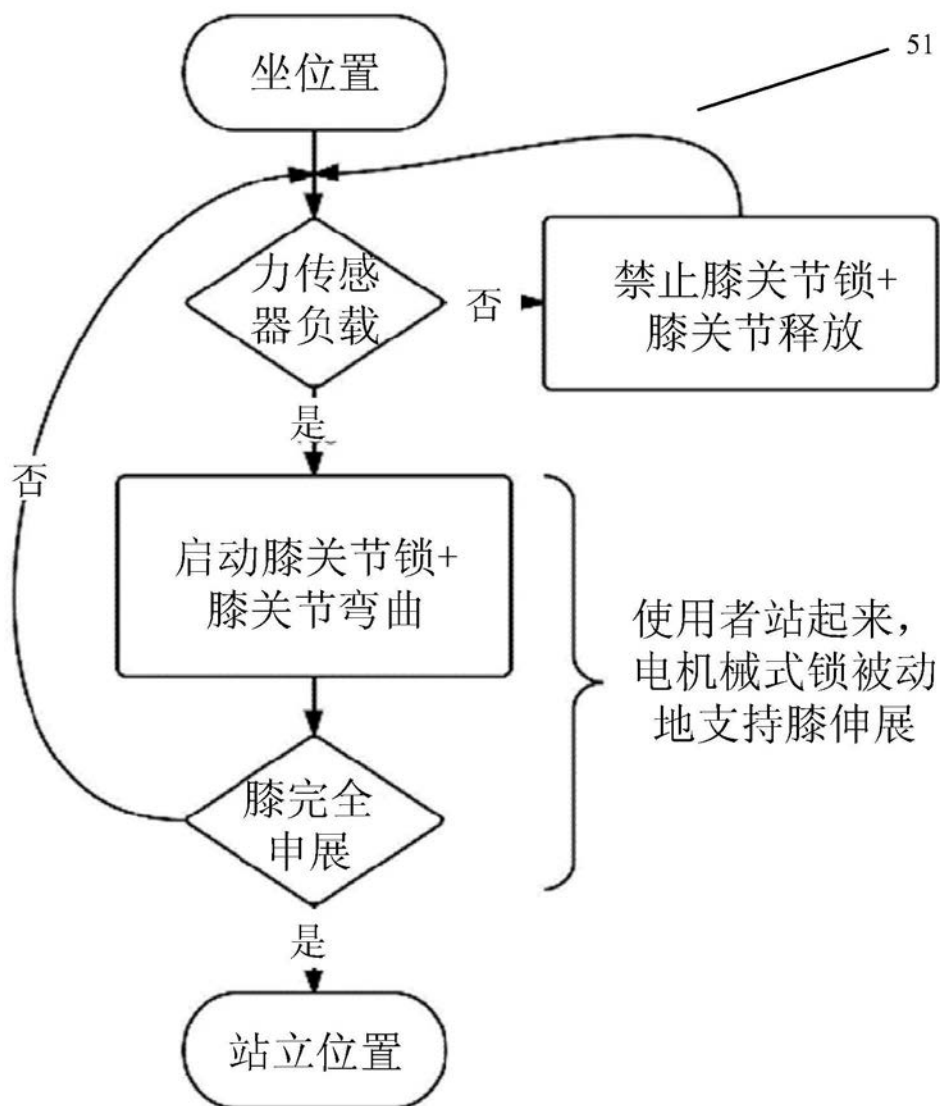


图11

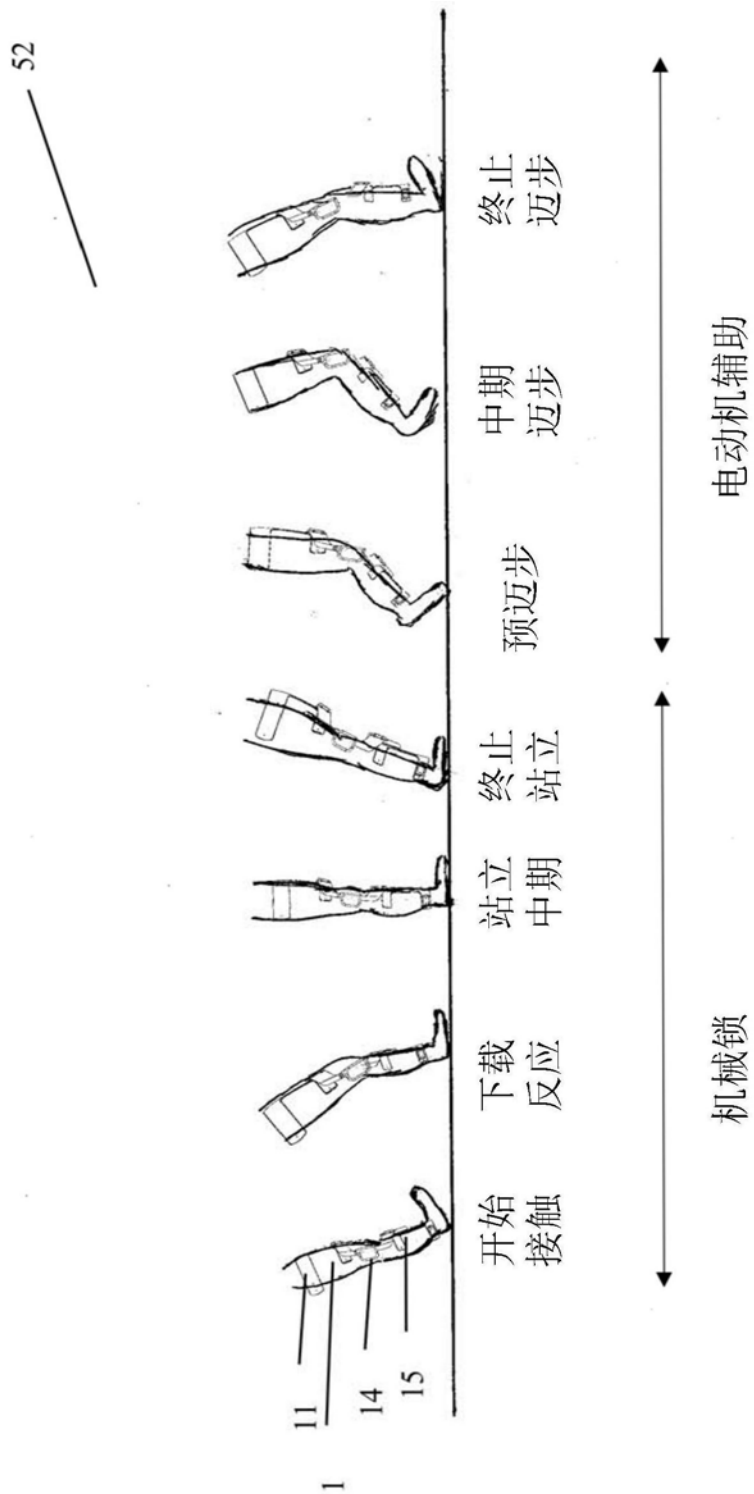


图12