



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106264988 B

(45)授权公告日 2019.12.27

(21)申请号 201510390592.7

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2015.06.30

A61H 3/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106264988 A

(56)对比文件

CN 103610569 A,2014.03.05,

US 2014/0276264 A1,2014.09.18,

US 2013/0296741 A1,2013.11.07,

(43)申请公布日 2017.01.04

(30)优先权数据

62/159,955 2015.05.11 US

14/745,460 2015.06.21 US

审查员 张瑞娟

(73)专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡

(72)发明人 汤启宇 杨凌锋 欧凯丽 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

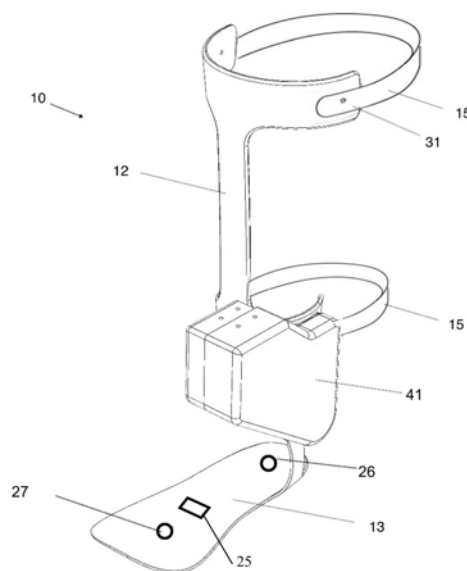
权利要求书1页 说明书7页 附图17页

(54)发明名称

外骨骼踝关节机器装置

(57)摘要

本发明是一种包括齿轮传动和控制系统的便携式电动机驱动外骨骼踝关节机器装置,旨在为存在行走困难、肌肉无力或有关节问题的使用者在不同的速度和行走环境类型下提供步态辅助。



1. 一种外骨骼踝关节机器装置，包括：
一个腿支架；
一个底垫，所述底垫枢转的耦合至所述腿支架的踝关节或近端踝关节位置；
驱动器，所述驱动器通过一个活节接头连接所述腿支架和所述底垫，所述驱动器从电源获得动力，产生扭矩驱动所述活节接头，从而在所述腿支架和所述底垫之间产生相对旋转运动；
齿轮传动系统，所述齿轮传动系统与所述驱动器和所述活节接头连接，用于传动所述驱动器的旋转轴，使该装置移动；
至少一个力传感器，用于测量施加于所述底垫的力；
多个运动传感器，包括加速计和陀螺仪，所述加速计用于测量使用者的小腿的线性加速度，所述陀螺仪用于测量所述小腿的角速度；以及
一个控制器用于：
接收所述施加于底垫的力以确定使用者的步态相位；
接收在所述步态相位为迈步期或预迈步期所测量的线性加速度和角速度；
将所接收的线性加速度和角速度与一组预设阈值比较从而使用控制算法来划分使用者的行走环境，所述一组预设阈值在不同的行走环境下被确定；并且
基于所述行走环境发送指令以控制所述驱动器，为该使用者提供积极的步态辅助。
2. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述齿轮传动系统至少包括一对齿轮，而所述齿轮将所述旋转轴转动至远离所述踝关节或近端踝关节位置的一个位置。
3. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述位置在使用者小腿位置之前。
4. 根据权利要求2所述的装置，其特征在于，所述一对齿轮有齿数比，而所述齿数比增大或减小传动所述齿轮传动系统的扭矩。
5. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述驱动器包括一个伺服电动机，用以提供对所述活节接头的扭矩控制或位置控制。
6. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述驱动器的动力来自于电池。
7. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述腿支架和所述底垫由坚硬而轻质的材料制作，所选材料包括碳纤维、碳复合材料、轻金属和塑料。
8. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述控制器由一个微处理器和存储器组成。
9. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述控制器通过一个无线通信网络与一个外部计算装置进行通信。
10. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述至少一个力传感器包括力敏电阻器、测力传感器或应变仪。
11. 根据权利要求1所述的装置，其特征在于，所述多个运动传感器还包括角度编码器、电位计或弯曲感测器。

外骨骼踝关节机器装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种便携式电动机驱动的外骨骼踝关节机器装置。特别地，本发明涉及的便携式电动机驱动的外骨骼踝关节机器装置具有齿轮装置，用以在不同速度和行走环境类型下提供行走辅助。

背景技术

[0002] 由于人口老龄化的原因，老年人口每年将逐步增长，越来越多的人将出现行走困难、肌肉无力或关节问题。中风是一种脑血管病变，常见于老年人口中。中风后的幸存者通常出现偏瘫，伴随症状为身体的一侧严重虚软和失去控制，大大降低了其移动性和功能的独立性。独立行走是高品质生活的一项重要功能。但是，踝关节肌肉的无力和损伤可能会大大改变步态模式和影响下肢的功能。因此，步态恢复通常是中风康复中的第一要务。

[0003] 足下垂是踝关节的一种常见的步态异常症状，这是由神经损伤或神经障碍造成的，例如中风或多发性硬化症。病人会在踝关节内翻练习时表现出肌肉无力，经常在足底屈肌伴随有痉挛状态。异常步态模式将在行走时增加能量消耗和降低平衡能力。病人将更容易跌倒、疲劳或四肢关节疼痛。

[0004] 正常步态是一种循环模式，涉及下肢的各段与各关节之间的相互联动，从而改变行走者一步一步向前行走的质量中心。在正常步态期间，踝关节在移动过程的所有环节中发挥了重要作用，包括移动控制、减震、站姿稳定性、省力和推进力。一个步态周期由两大部分组成：步态站立期和迈步期。这一周期开始于最初脚底接触之时。脚跟着地时受到控制的负载响应吸收了震动力并在脚底完全落地时进行减速。其在步态站立期提供步态稳定性，此时踝关节运动推动身体质量中心向前移动。在站立终末期，踝关节释放存储于跖屈肌肌腱和韧带中的能量，从而提供向前走的推进力。在迈步期，踝关节背屈肌收缩以抬起前脚。这一环节提供了脚间距，防止该脚被地上的障碍物所绊倒。

[0005] 足下垂病人在行走期间，无力的背屈肌不能提供受到控制的负载响应以及在脚跟着地时吸收震动力。这导致在最初脚底接触之时形成可听得见的脚掌拍打地面声音。足底屈肌无力和踝足联动机构不稳定降低了步态站立期的稳定性。步态站立期的缩短和推进力的减少导致行走速度变慢。在迈步期，踝关节不能提供足够的背屈力矩抬起脚，以致该脚在地面被拖住。步进步态、髌上提和向外摆腿是足下垂的补偿机制。病人常在迈步期增加膝盖和髋关节弯曲度以形成更大的脚间距。然而中风幸存者通常有膝肌肉无力症状，结果是步态不稳和无效。

[0006] 能实现良好治疗效果的有效步态训练必须满足这些要求：高强度，高重复性，长期坚持，任务多样化。应鼓励中风病人多做行走训练，特别是在户外环境下，因为行走环境可能有较大差别。有一些步态辅助器具，如美国专利号为7,628,766的“下肢增强器”和美国专利号为8,591,438的“规定步幅的步行辅助仪”。这些仪器旨在提供两侧的步态辅助，更加适用于脊髓损伤的瘫痪病人，不适用于只需要单侧步态辅助的中风幸存者。

[0007] 步态恢复通常需要为中风幸存者提供踝足矫形器(AFO)。有三种类型的踝足矫形

器：被动型，半主动型和主动型。被动型踝足矫形器能用于在迈步期支撑下垂足。通常为硬质塑料，用于对踝关节中间90度处进行限制以防止跖屈。尽管如此，这种踝足矫形器造成对踝关节运动的不良限制，因此属于不自然步态。还有一些包括弹簧和减震器的铰接式踝足矫形器（美国专利号为2,516,872A的“踝矫形器”，美国专利号为3,064,644A的“膝-踝-足矫形器”，美国专利号为5,176,623A的“多功能固定式踝部矫形器”，美国专利号为6,171,272B1的“短腿矫形器”，美国专利号为6,350,246B1的“踝足治疗仪”，美国专利号为7,691,076的“铰接式踝-足矫形系统”，美国专利号为8,382,694的“用于治疗足下垂的踝足矫形器”，以及美国专利申请号为2006/0084899的“铰接式踝矫形器”）。尽管它们能在没有过分限制的情况下控制踝关节运动，它们既不能提供主动辅助也不适用于不同的行走环境。半主动型踝足矫形器包括传感反馈，以确定不同的行走任务，然后可以使用可调节弹簧或减震器控制关节阻抗，从而支持无力的踝关节背屈。但是，这种半主动型踝足矫形器不能形成扭矩从而提供主动的踝关节辅助，特别是在向前推进时。能量来自于使用者的步态，但并不对该矫形器增加能量。

[0008] 现有的主动型踝足矫形器包括不同类型的电动机和传动机构。美国专利申请号为2011/0112447A1的“便携式主动型液压传动踝-足矫形器”是一种主动型机器，利用动力驱动踝关节。但是液态容器增加了身体重量而且很笨重。美国专利号为8,771,211的“踝矫形器”利用凸轮驱动装置，美国专利申请号为2005/0059908的“身体运动辅助仪”利用收缩实现能量传输。美国专利号为8,808,214的“主动型踝足矫形器”是一种具有可调节性关节阻抗的铰接式踝足矫形器。这类外骨骼机器可根据步态相位设置对足下垂者行走时进行调节的程序，但是因为太过笨重难以穿戴于衣服和鞋子上。其动力来源也限制了在临床或实验室的用途。

发明内容

[0009] 本发明是一种运用控制算法程序控制的简洁、便携式外骨骼踝关节机器装置，可以为行走困难、肌肉无力或有关节问题的使用者在不同的行走环境下提供步态辅助。

[0010] 本发明的目的之一在于提供一种用于步态辅助的外骨骼机器装置。

[0011] 根据本发明的一个实施例，一种外骨骼踝关节机器装置包括：一个腿支架；一个枢转的耦合至所述腿支架的踝关节或近端踝关节位置的底垫；用一个活节接头连接所述腿支架和所述底垫的驱动器，所述驱动器从电源获得动力，产生扭矩驱动所述活节接头，从而在所述腿支架和所述底垫之间产生相对旋转运动；与所述活节接头连接的齿轮传动系统用于传送驱动器的旋转轴，使该装置移动至最佳位置，从而使穿着普通鞋时该装置显得轻巧而不笨重；至少包括一个传感器反馈使用者的步态相位；一个控制器用于接收所述至少一个传感器反馈的步态相位，并发送指令以控制所述驱动器的，为该用户提供积极的步态辅助。

[0012] 优选地，所述齿轮传动系统至少包括一对齿轮，而所述齿轮将旋转轴转动至远离或最接近所述踝关节位置的一个位置。所述位置在该用户的小腿前部位置。所述至少一对齿轮有齿数比，而所述齿数比增大或减小传动所述齿轮传动系统的扭矩。

[0013] 优选地，所述驱动器包括一个伺服电动机，用以提供对所述活节接头的扭矩控制或位置控制。所述驱动器的动力来自于电池。

[0014] 优选地，所述腿支架和所述底垫由坚硬而轻质的材料制作，所选材料包括碳纤维

维、碳复合材料、轻金属和塑料。

[0015] 优选地,所述控制器由一个微处理器和存储器组成。所述控制器通过一个无线网络与一个外部计算装置进行通信。

[0016] 优选地,所述至少一个传感器由连接至所述底垫的至少一个力传感器组成,用于在接收到施加于所述底垫的至少一个位置的力时产生信号。所述至少一个力传感器的传感器包括力敏电阻器、测力传感器和应变仪。

[0017] 优选地,所述至少一个传感器包括连接至所述腿支架和所述底垫的至少一个运动传感器,用于对所述装置至少一个位置的位移和方向改变进行感知。所述至少一个传感器包括加速计、陀螺仪、角度编码器、电位计和弯曲感测器。

[0018] 本发明的另一目的在于提供通过所述装置来辅助使用者步态的方法。

[0019] 根据本发明的一个实施例,一种通过所述装置来辅助使用者步态的方法包括:一个校准;对连接至使用者小腿的腿支架位移和方向改变进行感知以及对连接至使用者一只脚的底垫位移和方向改变进行感知;对施加于所述底垫前端位置和后端位置的压力进行感知;确定步态相位;利用控制算法划分行走速度等级和行走环境类型;控制驱动器以生成预设的扭矩曲线,从而有选择地辅助或中断使用者的踝关节运动。

[0020] 优选地,所述校准包括一个站立校准,用于获得一系列预设阈值,同时使用者单脚站立一个预设的时间段,然后该使用者在所述预设的时间段换脚从而使该只脚承力或卸力。所述校准还包括一个行走校准,用于获得一系列预设阈值,同时使用者行走预设的试验步数,而该预设的步数中包括一个或多个行走环境类型,包括不同的行走速度和在不同的平面行走。

[0021] 优选地,所述步态相位是一个预迈步的阶段,包括对使用者足底压力信号的减少或使用者小腿角速度信号的增加。

[0022] 优选地,所述行走速度的划分包括运动学步态参数与参考值之间的比率;而所述参考值是通过所述校准确定的。所述运动学步态参数是使用者小腿的线性加速度,或是在预迈步阶段使用者小腿的角速度。

[0023] 优选地,所述行走环境类型的划分可确定一组运动学步态参数是否超出了一系列预设阈值,而所述一组预设阈值是通过所述校准确定的。

[0024] 优选地,所述行走环境类型的划分包括地上行走、上楼梯和下楼梯。所述下楼梯的行走环境包括检测背屈和跖屈方向的较高角速度,沿小腿方向的较低线性加速度,以及使用者小腿的较大幅度踝关节背屈;所述上楼梯的行走环境包括检测使用者小腿较低的角速度和角加速度。

[0025] 优选地,所述预设的扭矩曲线包括持续至负载响应被检测到时的背屈力矩;而所述负载响应包括足底压力信号的增加。

附图说明

[0026] 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。

[0027] 图1是本发明一个实施例中的踝关节机器装置的前端透视图;

- [0028] 图2显示了置于图1踝关节机器装置之内的踝足复合机构；
- [0029] 图3是图1踝关节机器装置的后端透视图；
- [0030] 图4显示了本发明一个实施例中的齿轮传动系统的构造；
- [0031] 图5是本发明一个实施例中的踝关节机器装置控制箱的部件分解图；
- [0032] 图6是踝关节跖屈期间图1的踝关节机器装置的侧视图；
- [0033] 图7是踝关节背屈期间图1的踝关节机器装置的侧视图；
- [0034] 图8是图3的踝关节机器装置之活节接头的侧视图，显示了踝关节最小高度的调整；
- [0035] 图9是图3的踝关节机器装置之活节接头的侧视图，显示了踝关节最大高度的调整；
- [0036] 图10显示了健康的踝关节和足下垂的区别；
- [0037] 图11显示了踝关节的正常步态周期，包括本发明一个实施例中的力矩矢量和肌肉收缩表现；
- [0038] 图12是本发明一个实施例中在不同的步态相位下传动装置输出演示例；
- [0039] 图13是本发明一个实施例中在不同的步态相位下来自电动机的背屈扭矩演示例；
- [0040] 图14是本发明一个实施例中踝关节机器装置与外部计算机之间无线通信的演示例；
- [0041] 图15是本发明一个实施例中使用者在使用踝关节机器装置时穿着普通鞋上楼梯时的侧视图；
- [0042] 图16是本发明一个实施例中使用者在使用踝关节机器装置时穿着普通鞋上楼梯时的前视图；
- [0043] 图17是本发明一个实施例中利用控制算法确定不同的行走环境类型和调整行走速度的流程图；
- [0044] 图18是本发明一个实施例中利用控制算法确定包括脚部接触模式的步态相位流程图。

具体实施方式

[0045] 本发明是一种运用控制算法程序控制的简洁、便携式外骨骼踝关节机器装置，可以为使用者在不同的行走环境类型下提供步态辅助。该踝关节机器装置包括腿支架和连接所述腿支架的踝关节或近端踝关节位置的底垫该踝关节机器装置优选地用于使用者的患侧。该铰接式踝关节机器装置通过齿轮传动系统连接至驱动器。该驱动器优选地为电动式旋转伺服电动机，能够提供位置和扭矩反馈。该齿轮传动系统是一个重要的特色。正齿轮的设计用于将驱动器所产生的扭矩传送至该铰接式踝关节。多个正齿轮可以用于动力传输。这样，驱动器的旋转轴可以被调动和移动至最佳位置，从而使该装置显得轻巧而不笨重。驱动器的优化位置是在小腿前部位置，这样该装置的另一活动部分通常不会受到阻碍。另外，驱动器不会伸出踝关节位置的侧面位置，不会使该装置显得笨重以及影响使用者穿着其自己的普通鞋。驱动器产生的扭矩可以通过该齿轮传动系统产生较大齿数比而增大。驱动器的扭矩输出要求可以在最小限度；因此可以使用较小的驱动器和电源。该踝关节机器装置的电源供给或数据通信非常方便。可以使用无线通信。其中一种非限制性无线通信方式为

蓝牙通信协议。

[0046] 轻质复合材料,例如加强型碳纤维复合材料,可用于制造机械本体。电子元件,包括微处理器、电源、传感器、指示器、连接线和其它必要的电子元件,可嵌入该复合体。优选地,嵌入式传感系统提供有关步态模式的动力学和运动学的反馈,从而在不同行走环境类型下为用户提供积极辅助。微处理器中执行的控制算法可以确定使用者的行走意向,包括但不限于确定不同的行走速度和在不同的水平面行走(水平地面行走、上坡、下坡、上楼梯、下楼梯)。该控制算法基于一组预设阈值划分行走环境的类型。如果来自传感器的特定系列的动力学和运动学的反馈信息超出了相应的阈值,该控制算法将进行计算和划分行走环境类型。该组预设阈值在使用前可针对单个使用者进行定制化校准。将生成电动机控制指令控制驱动器。优选地,电动机控制指令是驱动器的预设扭矩或位置信息。

[0047] 控制算法从位于使用者患侧的传感系统获得输入信号。运动传感器和力传感器是用于感知有用的运动学步态参数的适宜备选元件。优选地,运动传感器为加速计和陀螺仪。优选地,力传感器为脚踏开关或力敏电阻器(FSR)。优选地,传感反馈信息是小腿部位在3个维度(x,y,z)的线性加速度和角速度,以及在脚后跟和足尖位置下的脚底落地荷载方式。伺服电动机对连接角的反馈信号也可用于控制算法。

[0048] 控制算法是利用在步态周期的预迈步期从传感系统中获得的运动学步态参数确定使用者的实时行走意向。以下为该控制算法的工作实例。尽管如此,发明者想要强调的是这是怎样利用对运动学步态参数的传感反馈将控制算法用于确定行走意向的非限制性实例。预迈步阶段是对站立阶段和迈步阶段之间过渡的即时显示。该力传感器能确定这一特别的即时状态。对于包括站立到行走动作或循环步态模式开始在内的步态启动而言,使用者在向前迈步时能通过将身体重量转移至未患病的另一只腿启动行走状态。结果是对在患侧的足底荷载减少以及小腿在z向角速度增加,即踝关节背屈和跖屈垂直于矢状平面,且在背屈状态为正方向。在预迈步阶段,行走速度可以通过比率决定:小腿在x方向的线性加速度和参考值之间的比率,即在向前行走的方向;或是小腿角速度和参考值之间的比率。线性加速度x和行走速度通常为线性比例关系。在预迈步阶段,踝关节角度、线性加速度x和y以及z方向的小腿角速度可以区分上楼梯/下楼梯和地面行走。例如,z方向膝关节弯曲度小形成的较低角速度和x方向的较低线性加速显示出上楼梯的动作;z方向较高的角速度和x方向较高的线性加速度以及较大的踝关节背屈度均为下楼梯动作的指标,加速计为向下倾斜;否则则为地面行走。

[0049] 在预迈步阶段确定行走意向后,控制器生成预决定的电动机扭矩信息或关节位置,并传送相关信息用于控制驱动器。该电动机信息用于在迈步阶段辅助踝关节运动,包括但不限于在推进时对跖屈的积极辅助,在整个迈步阶段对背屈的积极辅助以及在初始接触地面和负载响应时控制背屈。该电动机信息将因为所确定的不同行走意向而有所不同,而且不同的使用者也有所差异。因此该信息在使用前可针对每个使用者进行定制化校准。该电动机信息从预迈步阶段到初始接触地面期间用于控制促动力。在迈动的脚荷载于地面时可检测到初始接触动作,这导致了足底压力的增加。在初始接触之后,踝关节将进行自由移动直至检测并触发下一个预迈步阶段。

[0050] 参照图1至图18,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。

[0051] 本发明之实施例是一个踝关节机器装置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踝关节机器装置10的非限制性备选材料。该踝关节机器装置10有一个活节接头23,包括在踝关节轴线11连接在一起的两个独立部件。上面部分为腿支架12,下面部分为底垫13。可以通过调整踝足复合结构将它们用于定制化设置针对单个使用者的机器装置。

[0052] 该腿支架12是一个坚硬结构体,包括从外侧踝一英寸到至少腓骨头一英寸位置的小腿前部,为关节运动提供充足的间隙。通过紧固件15将其固定在一只腿40上。使用铆钉31将该紧固件15固定于腿支架12。该紧固件15可以为任何捆带,包括但不限于维可牢(Velcro)紧固件、m2棘轮紧扣件、梯状条。该底垫13通过一个活节接头23连接至腿支架12的下端。

[0053] 该底垫13是支撑使用者脚部的机械结构,包括直到外侧踝的侧面近端延伸件22,用于连接至活节接头23。其可适用于普通鞋而没有任何阻碍。优选地,该腿支架12和底垫13用于防止锐利边缘伤害使用者的身体以及在行走时减震。该关节23距离底垫13平面的高度可以进行调节,其中包括长度调节30(在本例中1cm的3种调整)。

[0054] 该活节接头23连接至促动装置,其中包括电动旋转电动机16和一系列正齿轮17 18 19 20,齿轮安置于覆盖箱41之内。优选地,电动旋转电动机16为伺服电动机,能够提供混合位置信息、扭矩控制以及连接角反馈信息。该电动机安装于腿支架12后端,用于驱动正齿轮17。正齿轮18 19 20可以按照依次顺序与正齿轮17啮合,为此另一传动装置如皮带传动也可以预先考虑在内。第一个正齿轮17的齿数比最后一个正齿轮20少,这样形成了一个齿数比。非限制性的例子可以为24齿的第一正齿轮17和40齿的末尾正齿轮20,形成的齿数比为1.67。电动旋转电动机16能够提供高达20.0Nm的扭矩,而能够提供高于20.0Nm扭矩的旋转电动机也可以预先考虑在内。在齿轮传动系统17 18 19 20的扭矩增大后,扭矩输出可以高达33.4Nm。正齿轮17 18 19 20结构将电动旋转电动机16的旋转轴转动至腿支架12的前端,而在使用者的步态期间不太可能啮合其它的可动部件。小型电动旋转电动机16需要低功率电源28。作为范例的电源是重量为300克的可充电聚合物锂离子电池。该踝关节机器装置的总重量可能轻于1千克。

[0055] 本发明包括一个传感系统,其至少包括一个整合于踝关节机器装置之中的传感器,用于提供有关使用者步态模式的动力学和运动学反馈。本发明之优选实施例包括安置于腿支架12上的运动传感器24,以及安置于底垫13上的运动传感器25,用于对该踝关节机器装置两部分的位移和方向改变进行感知。有了这两个运动传感器,小腿和足部的空间关系,即踝关节结构和踝角,可以进行监控。安置于底垫13的后端和前端的力传感器26和27用于感知脚部两部分的荷载,分别按照足部控制算法61计算脚后跟开/合以及足尖开/合的荷载。这两个力传感器可以用作足部接触模式的检测器,按照足部控制算法61的流程图确定基于足部接触模式80的步态相位,在步态周期模式81下行走期间与该踝关节机器装置10配合。该非限制性实施例利用包括一个三轴加速计和一个三轴陀螺仪的运动传感器芯片。但是也可以使用其它传感器,例如角编码器、电位计、弯曲感测器等。优选地,力传感器为细的力敏电阻器,同时也可以使用力传感器和应变仪。这些传感器与机载控制器29进行通信,从而提供使用者步态模式的运动和运动学反馈。优选地,机载控制器29为带有控制算法记忆的微处理器,用于在动力学和运动学传感反馈基础上控制驱动器输出。控制器的电源可以

为任何适宜的电源,例如(但不限于)9V电池,两节AA电池,或电源28。电缆线61将动力传输至控制器29;电动机电缆63在控制器29和电动机16之间传输动力和信号;底垫传感电缆62在控制器29和底垫13上的传感器之间传输动力和信号;小腿传感电缆64在控制器29和腿支架12上的运动传感器24之间传输动力和信号。

[0056] 在机载控制器29中设置的控制算法对装置的活节接头23的驱动进行控制,从而对使用者步态进行辅助。该控制器29从传感系统接收动力学和运动学传感反馈,包括腿支架12和底垫13位移和方向的改变,以及施加于底垫13的跖面压力。该控制算法处理运动和运动学传感反馈以及决定具体的步态相位。在具体的步态相位,该控制算法通过将运动和运动学传感反馈与一组预设阈值进行比较来划分行走环境的类型。如果步态模式超出预设阈值,其将触发控制器29将已定的扭矩曲线发送至电动旋转电动机16。该电动旋转电动机16将生成扭矩曲线用于启动活节接头23。通过这种方式,该踝关节机器装置10能有选择地辅助或中断沿踝关节轴11的运动从而促进使用者的步态。行走环境类型包括但不限于不同的行走速度和不同水平面的行走(地面行走,上楼梯或下楼梯)。行走控制算法82的流程图用于确定不同的行走环境类型和行走速度;电动机扭矩辅助指令60可以在控制器29中执行。该控制器29能通过无线通信53与外部电子装置进行通信。

[0057] 为划分行走环境的类型,该控制器29通过将接收到的步态模式反馈与一组预设阈值进行比较从而决定一个具体步态相位的出现。在优选实施例中,该组预设阈值在使用前可针对单个使用者进行定制化校准。

[0058] 因为中风病人患有足下垂70,其踝关节最可能为跖屈结构。在舒适安静的站立期间,该踝关节机器装置10很可能将大部分身体重量荷载于前脚力传感器27之上;而正常健康的踝足结构下后脚和前脚均匀分配重量。力传感器26和27的运动阈值可以在装置运行之前通过实施站立校准进行设置。来自两个力传感器的测量值可以求平均值。校准演示可能包括一分钟站立,在半分钟时身体重量从一侧转移至另一侧,以分别测量足下承力和卸力情况。之后在运行期间,无论在任何时间力传感器反馈均值降低至卸力运动阈值之下,则可能预示站立终止或开始预迈步阶段。

[0059] 该运动传感器24和25可以测量运动传感反馈情况,如踝角、倾斜角、线性加速度、身体部分(小腿和脚)的角速度。这些变量是在不同的行走环境下获得的:行走速度、行走水平面等可以被输入进高级分类模型,如支持向量机(SVM)、神经网络或隐马尔可夫模型(HMM),从而执行机器学习流程。可以通过行走环境分类器实现对行走条件的最佳化分类。运动传感器24和25的运动阈值可以在装置运行之前通过实施行走校准进行设置。行走校准可能包括在不同行走环境下的一系列随机化行走试验,每种环境下至少重复此步骤三次。

[0060] 本发明还包括一个由本发明的装置和方法所组成的系统。

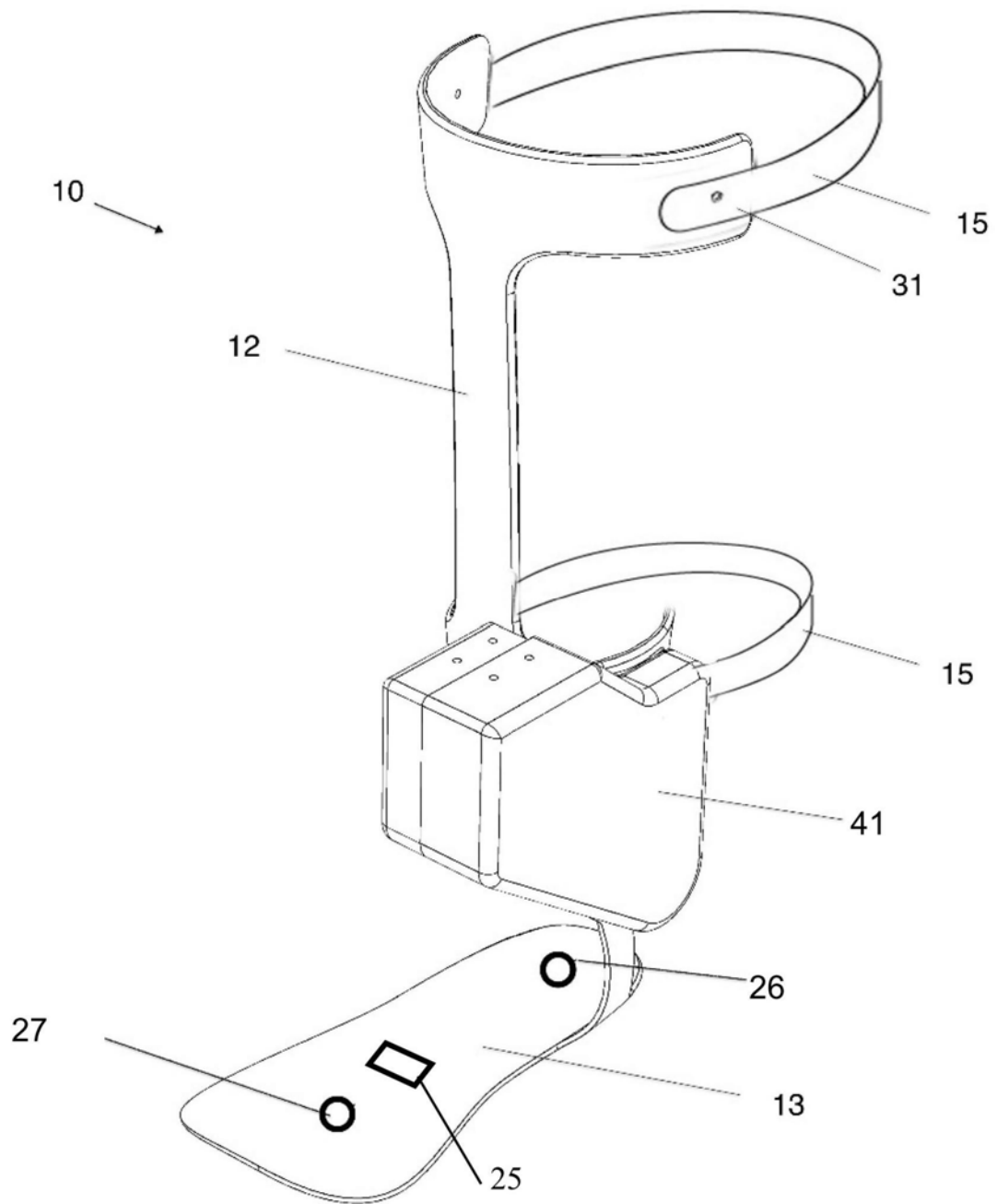


图1

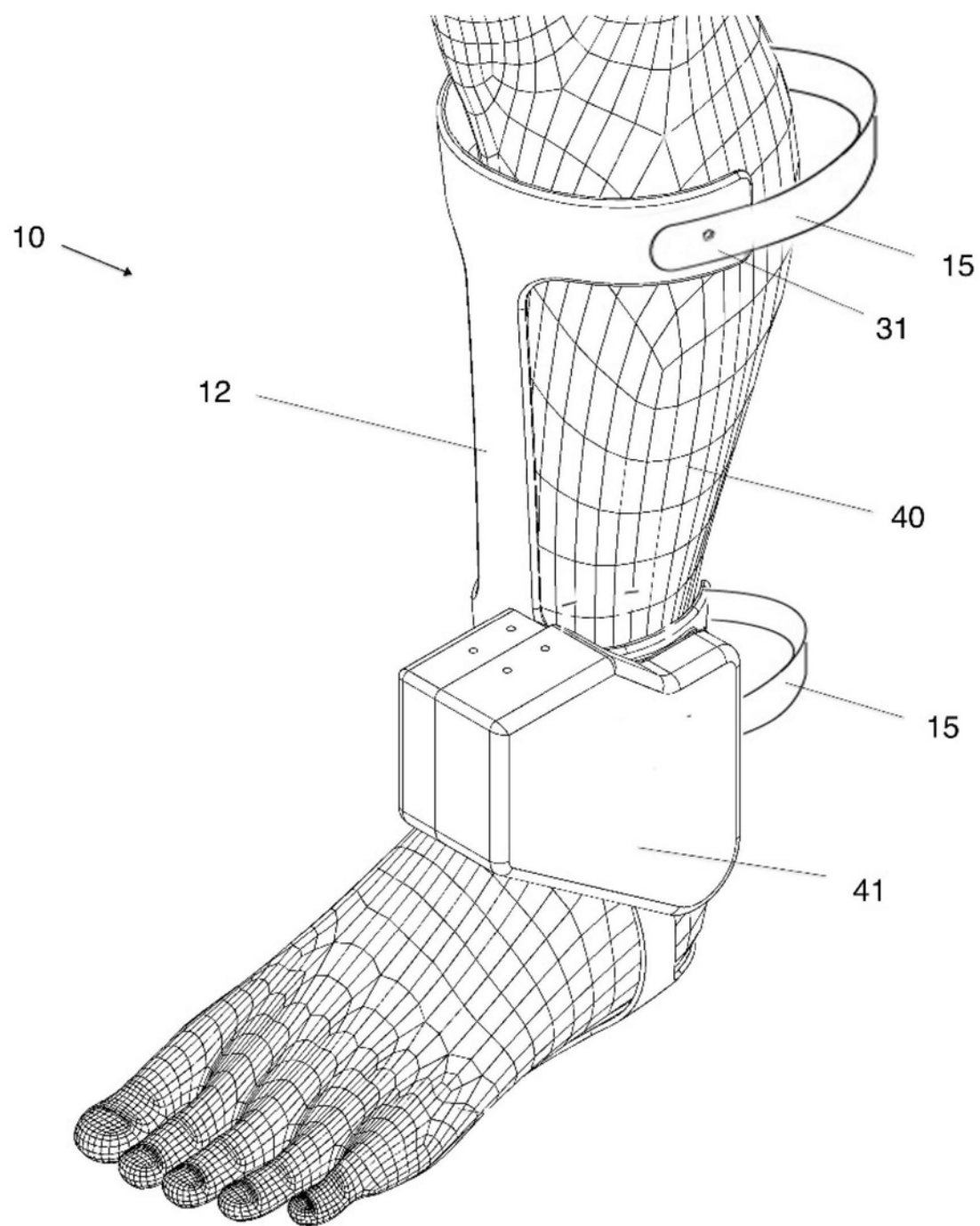


图2

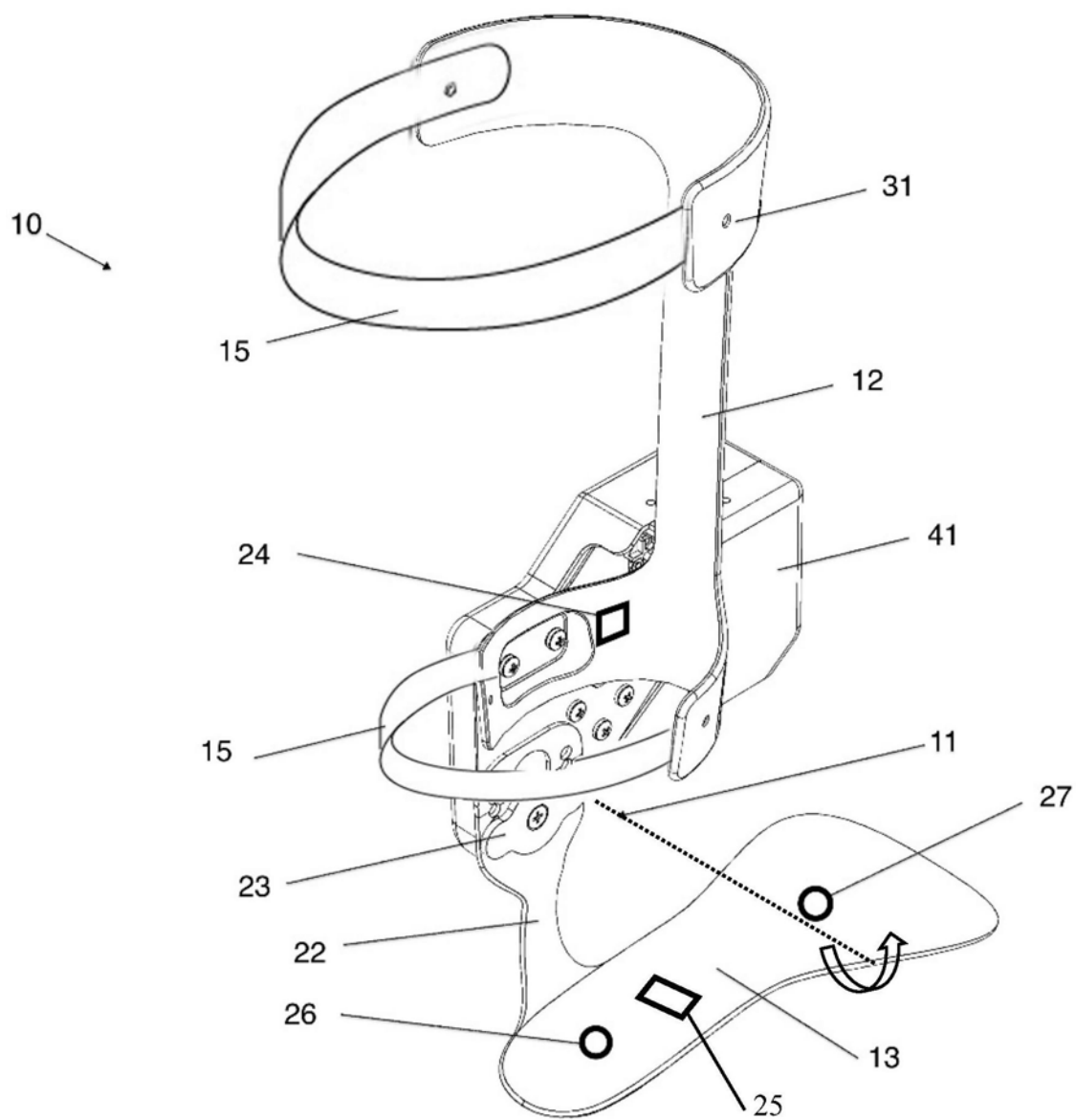


图3

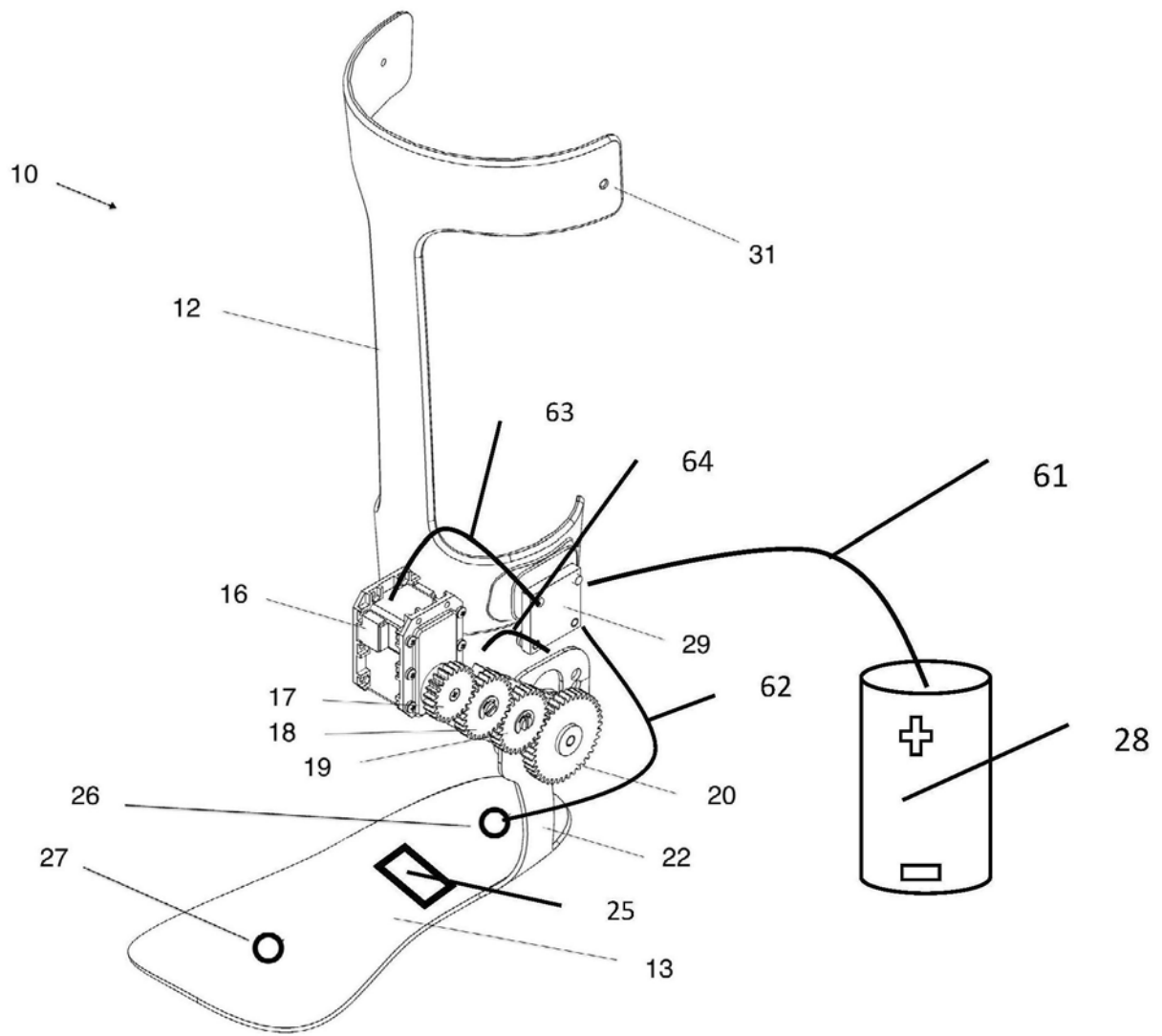


图4

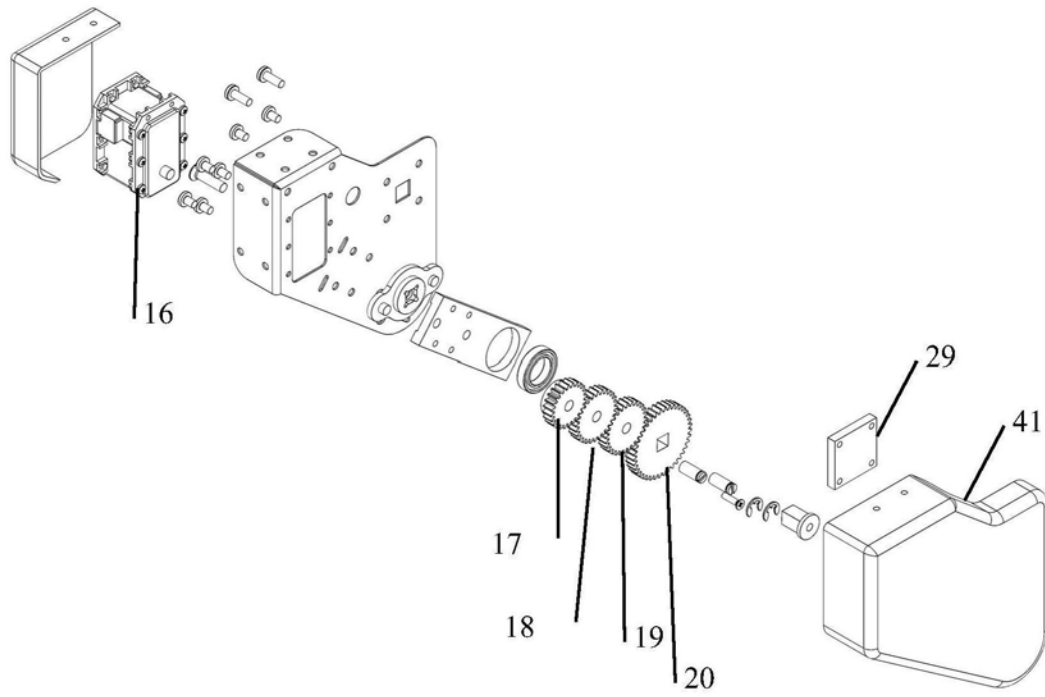


图5

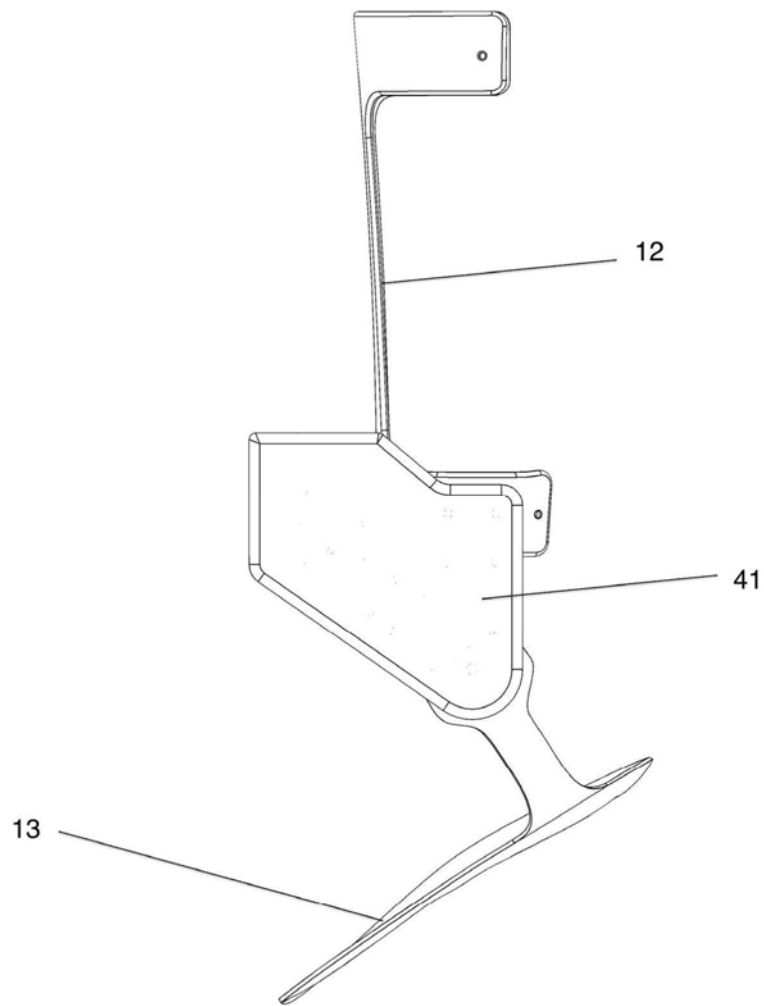


图6

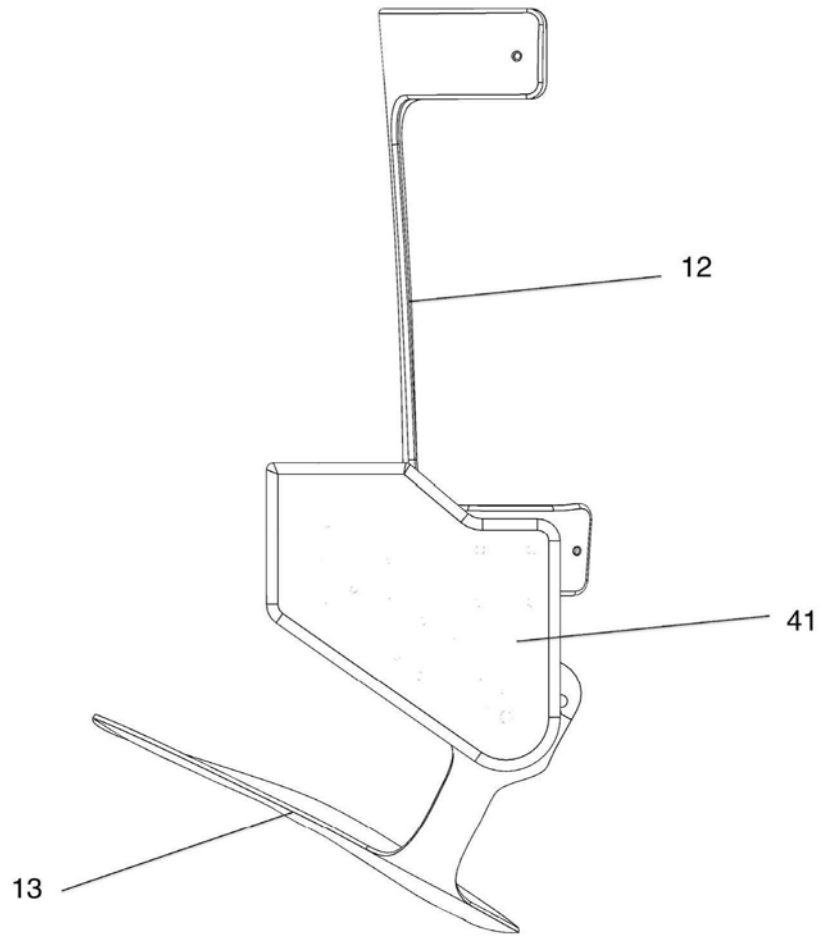


图7

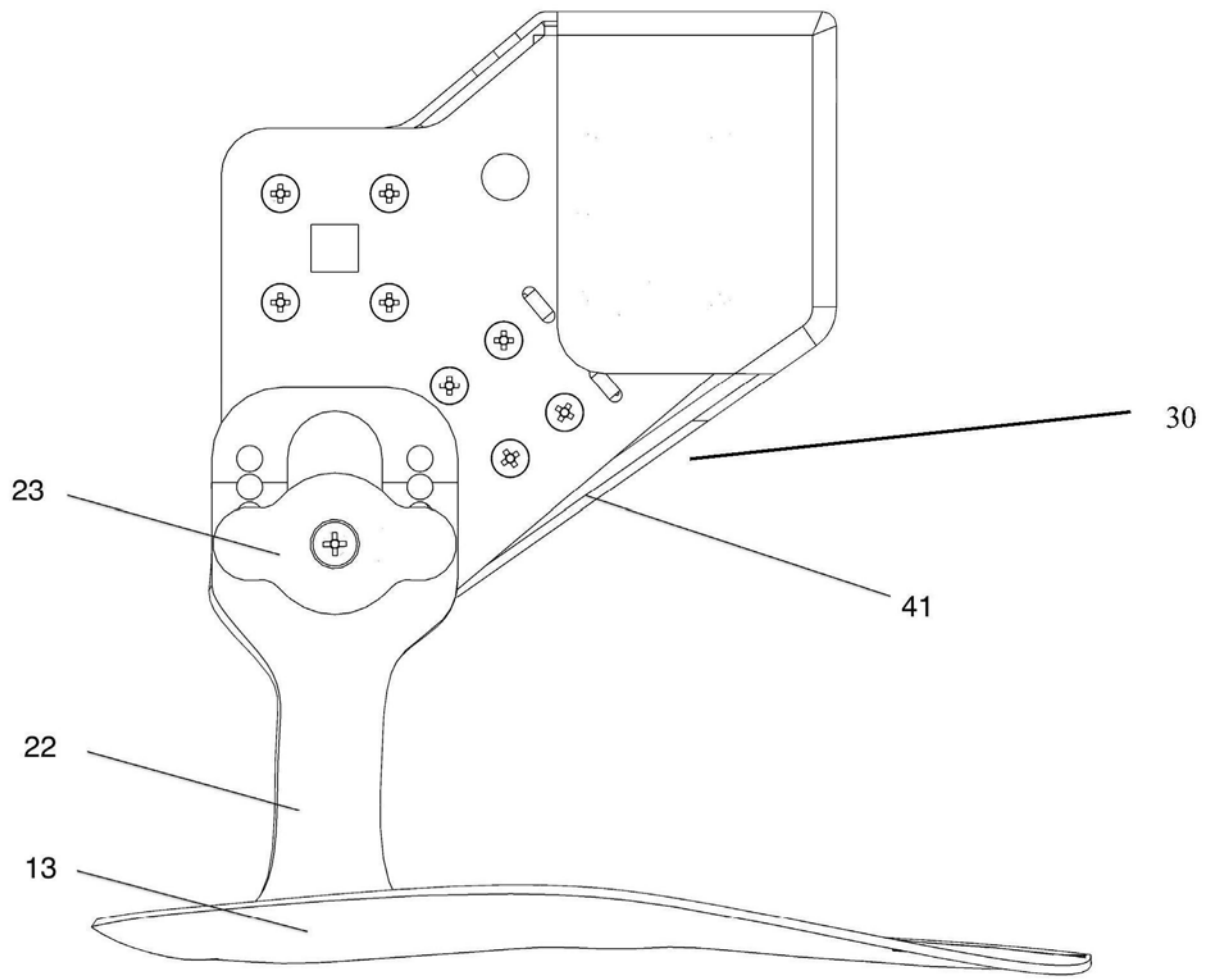


图8

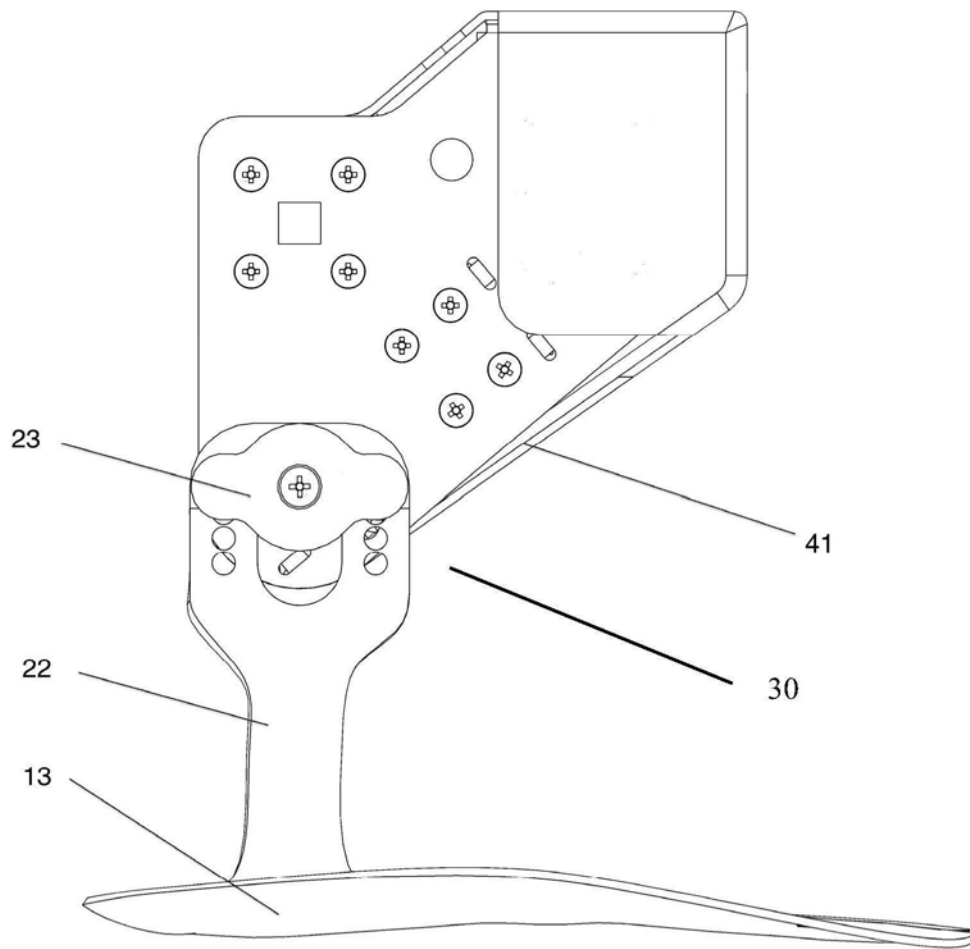


图9

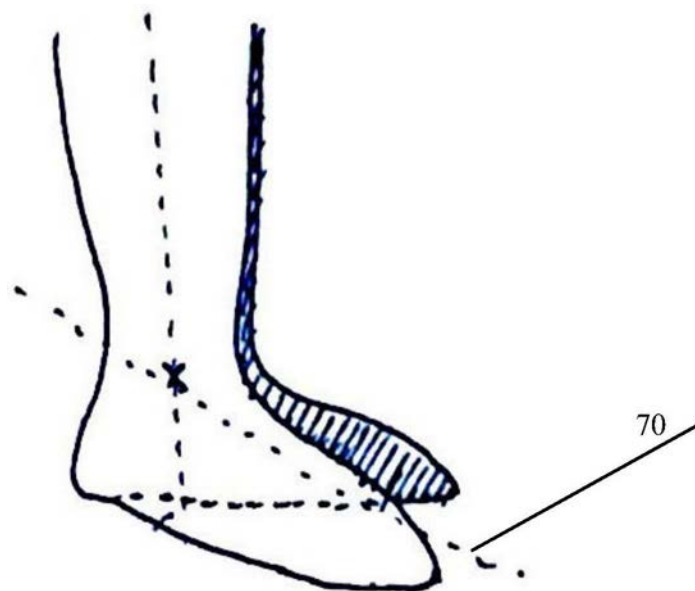


图10

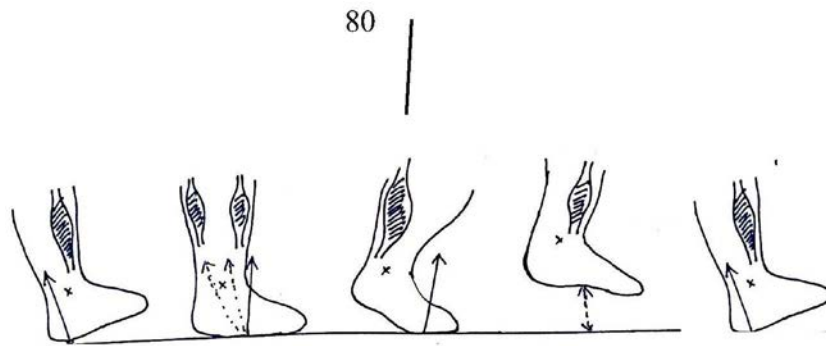


图11

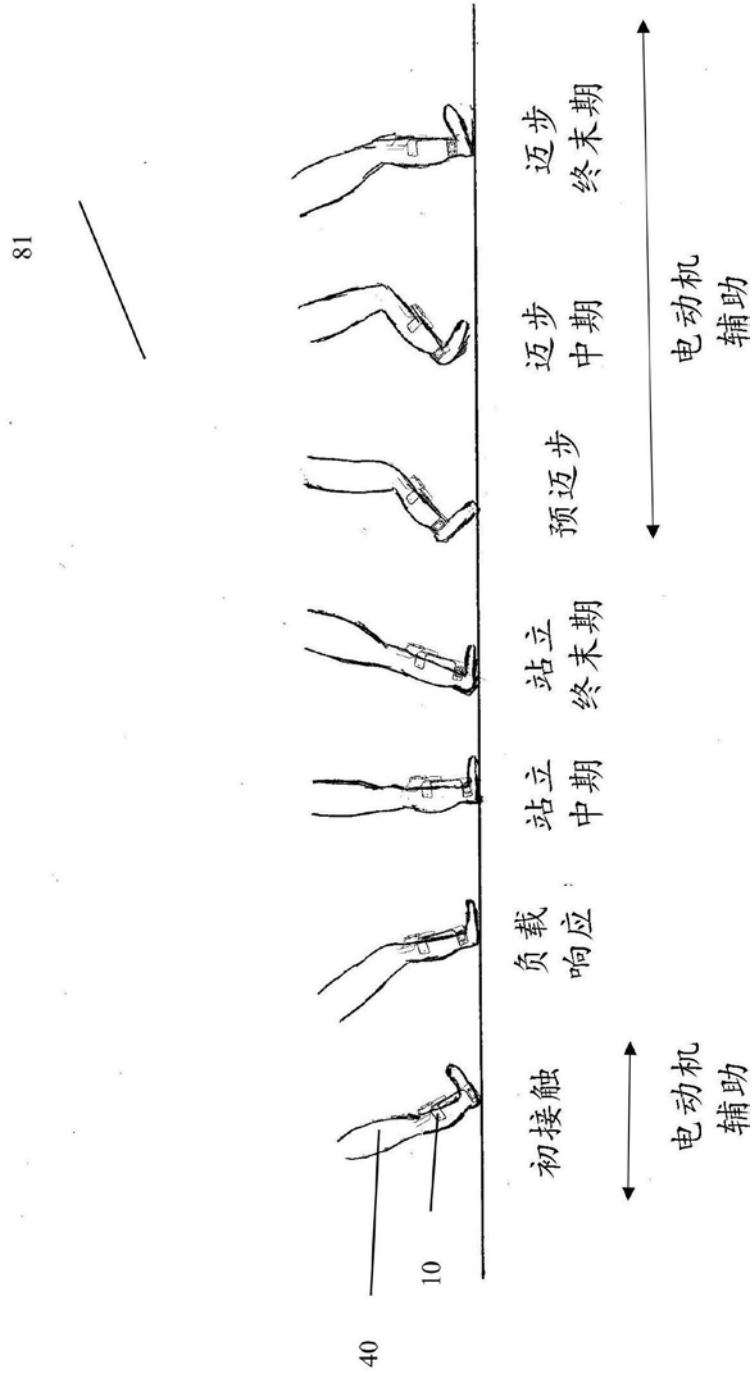


图12

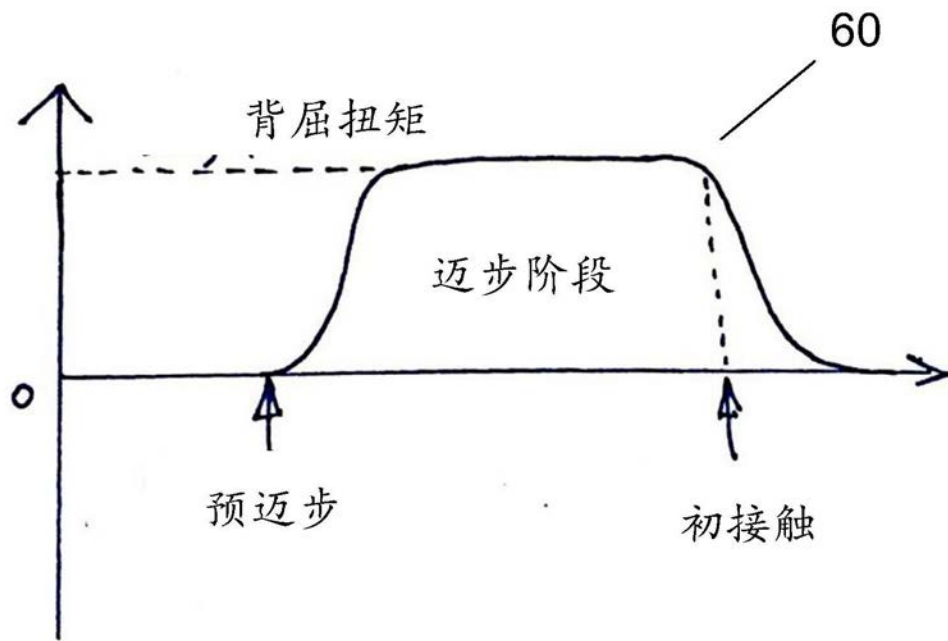


图13

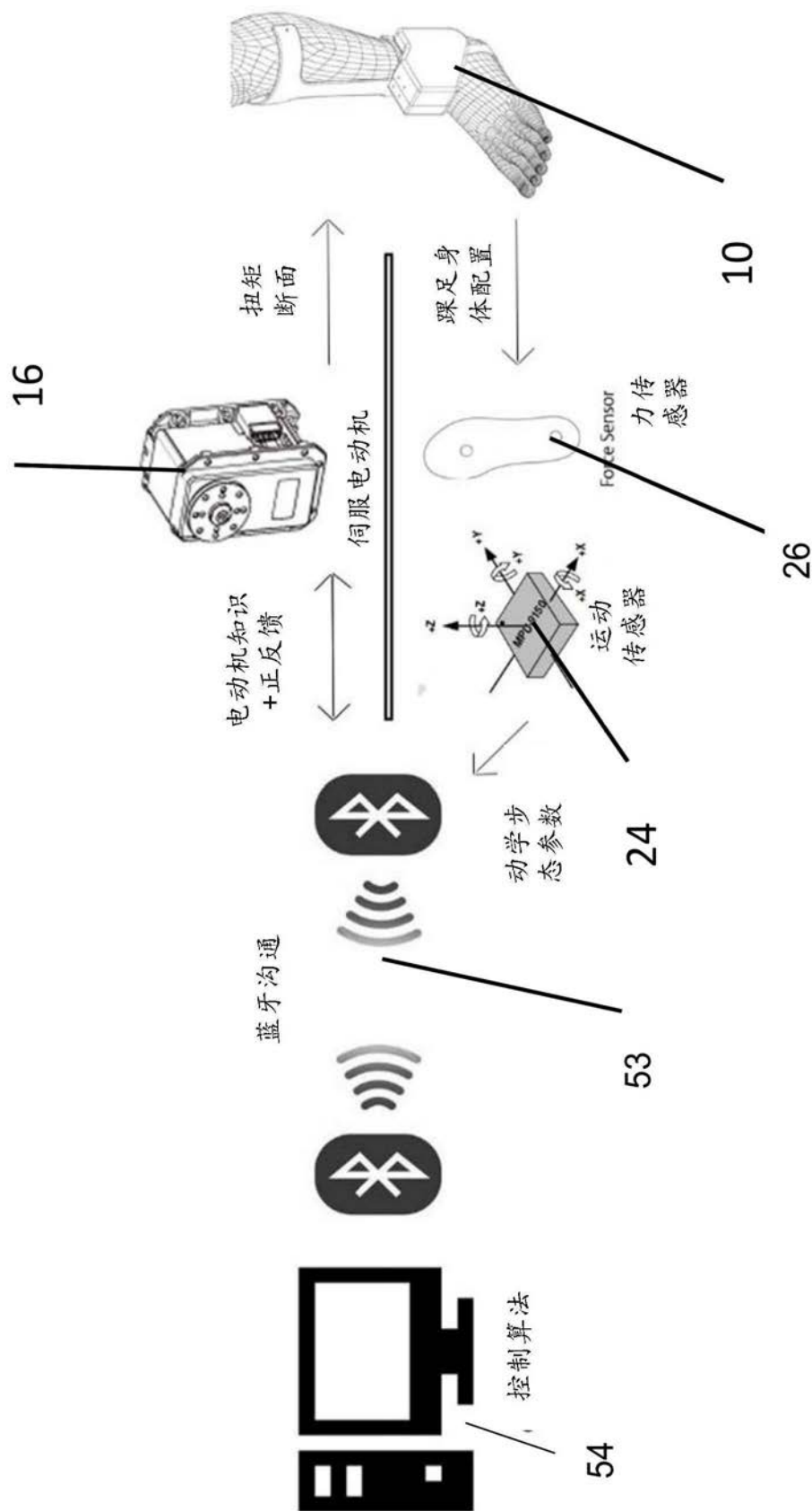


图14



图15



图16

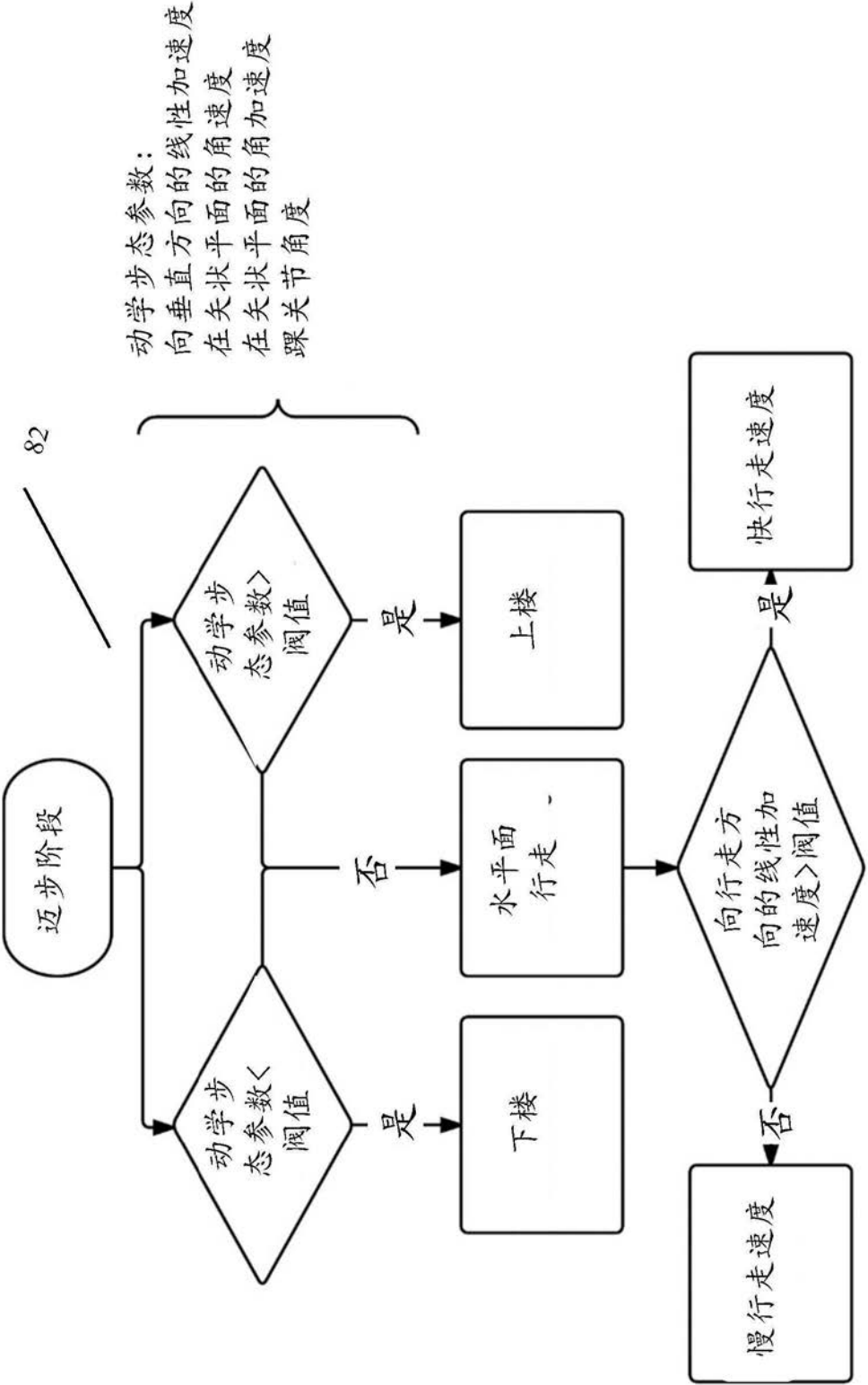


图17

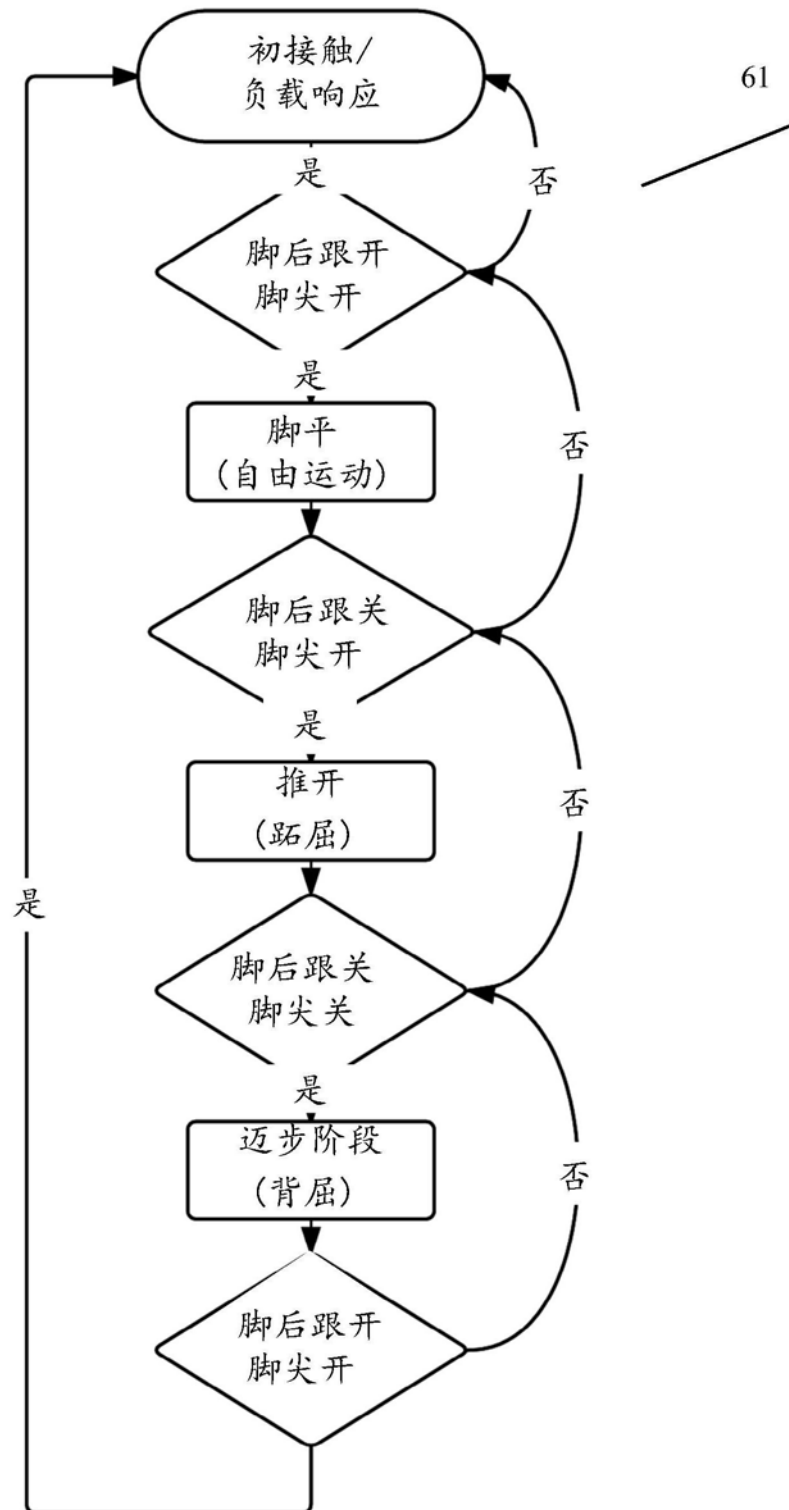


图18