



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101675903 B

(45) 授权公告日 2012.02.22

(21) 申请号 200910175541.7

CN 101496751 A, 2009.08.05, 全文.

(22) 申请日 2009.09.15

CN 101204347 A, 2008.06.25, 说明书第1页

第2行至第4页第14行、附图1-4.

(30) 优先权数据

12/210,720 2008.09.15 US

审查员 黄曦

(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 郑庆祥 庄宝发 黄敬修

(74) 专利代理机构 深圳市顺天达专利商标代理

有限公司 44217

代理人 郭伟刚

(51) Int. Cl.

A61F 2/70 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 1325229 C, 2007.07.11, 说明书第1页第10行至第3页第30行、附图1-3.

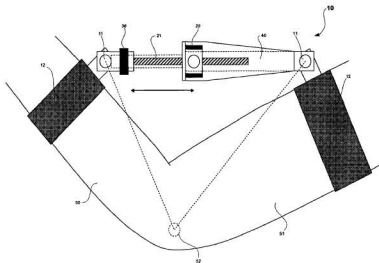
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

用于辅助四肢运动的佩戴装置

(57) 摘要

本发明涉及一种用于辅助与关节相连的肢体的动作的佩戴装置、系统以及方法。所述佩戴装置包括：用于产生直线运动的直线运动产生单元，所述直线运动产生单元具有与四肢可操作连接的远端部，在此所述直线运动产生单元产生的直线运动使得四肢移动并围绕关节旋转；力测量单元，用于测量施加到四肢或直线运动产生单元上的力的变化；以及位移测量单元，用于测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移；其中，直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化或位移测量单元测得的位移来生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助四肢的动作。本发明的佩戴装置，结构简单，易于制造且非常安全。



1. 一种用于辅助与关节相连的附肢的动作的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置包括:

用于产生直线运动的直线运动产生单元,所述直线运动产生单元具有与附肢可操作连接的远端部,在此所述直线运动产生单元产生的直线运动使得附肢移动并围绕关节旋转;

力测量单元,用于测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化;以及

位移测量单元,用于测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移;

其中,直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化和位移测量单元测得的位移生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的动作。

2. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述直线运动产生单元是直线驱动器。

3. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述力测量单元是负荷传感器。

4. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述位移测量单元可以是电位计。

5. 根据权利要求2所述的佩戴装置,其特征在于,所述位移测量单元定位在所述直线驱动器的丝杠上。

6. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置进一步包括微控制单元,所述微控制单元使用发送自力测量单元和位移测量单元的反馈信号来处理反馈控制回路以控制所述直线运动产生单元的操作。

7. 根据权利要求6所述的佩戴装置,其特征在于,所述力测量单元测得的力可供微控制单元进行处理以确定将要提供给直线运动产生单元的电压级别,所述直线运动产生单元基于所述电压级别产生具有对应速度的直线运动的对应距离。

8. 根据权利要求6所述的佩戴装置,其特征在于,采用所述位移测量单元测量所述位移,同时记录时间值。

9. 根据权利要求8所述的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置进一步包括训练软件模块,用于通过将测量的位移和记录的时间值与参考位移和时间值进行比较来估计在训练测试中使用所述佩戴装置的用户的情况。

10. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,基于被认定为初级用户、中级用户或高级用户的用户所需的辅助级别来调节直线运动产生单元产生的直线运动的力和位移量。

11. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置定位在附肢的内侧或横侧。

12. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置进一步包括用于将其固定在附肢上的紧固件。

13. 根据权利要求1所述的佩戴装置,其特征在于,所述佩戴装置进一步包括可操作连接到所述直线运动产生单元的便携式控制单元,所述便携式控制单元包括用于向所述直线运动产生单元供电的电池。

14. 一种用于辅助与关节相连的附肢的动作的系统,其特征在于,所述系统包括:

用于产生直线运动的直线运动产生单元,所述直线运动产生单元具有与附肢可操作连接的远端部,在此所述直线运动产生单元产生的直线运动使得附肢移动并围绕关节旋转;

力测量单元,用于测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化;以及

位移测量单元,用于测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移;以及

可操作连接到所述直线运动产生单元的便携式控制单元,所述便携式控制单元包括用于向所述直线运动产生单元供电的电池和用于控制所述直线运动产生单元产生的辅助级别的处理器;

其中直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化和位移测量单元测得的位移来生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的动作。

用于辅助附肢运动的佩戴装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于辅助与关节相连的附肢的运动的佩戴装置。

[0002] 背景技术

[0003] 某些国家正面临人口老龄化。因此,需要鼓励长者通过每天运动来保持健康。然而,大多数长者都不愿或不会有规律地进行运动来保持他们的肌肉力量。并且在退休后,他们往往呆在家中而很少运动。

[0004] 罹患中风的伤残人士需要康复训练以帮助他们恢复大脑与附肢之间的神经信号传导。同样地,附肢有缺陷和希望多加锻炼的人也需要增加他们的肌肉力、灵活性以及手眼协调性。

[0005] 因此,需要一种可以供长者和伤残人士安全使用以辅助其与关节相连的附肢的运动的佩戴装置。

[0006] 发明内容

[0007] 在本发明的第一优选方面,提供了一种用于辅助与关节相连的附肢的运动的佩戴装置,所述佩戴装置包括:

[0008] 用于产生直线运动的直线运动产生单元,所述直线运动产生单元具有与附肢可操作连接的远端部,在此所述直线运动产生单元产生的直线运动使得附肢移动并围绕关节旋转;

[0009] 力测量单元,用于测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化;以及

[0010] 位移测量单元,用于测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移;

[0011] 其中,直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化和位移测量单元测得的位移来确定用户的附肢的动作意图,从而生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的动作。

[0012] 优选地,所述直线运动产生单元可以是直线驱动器。

[0013] 优选地,所述力测量单元可以是负荷传感器。

[0014] 优选地,所述位移测量单元可以是电位计。

[0015] 优选地,所述位移测量单元可以定位在所述直线驱动器的丝杠(lead screw)上。

[0016] 优选地,所述佩戴装置进一步包括微控制单元(MCU),所述MCU使用发送自力测量单元和位移测量单元的反馈信号来处理反馈控制回路以控制所述直线运动产生单元的操作。

[0017] 所述力测量单元测得的力可供MCU进行处理以确定将要提供给直线运动产生单元的电压级别,该直线运动产生单元基于该电压级别产生具有对应速度的直线运动的对应距离。

[0018] 优选地,可采用所述位移测量单元测量所述位移,同时可记录时间值。

[0019] 优选地,所述佩戴装置可进一步包括训练软件模块,用于通过将记录的位移和时间值与参考位移和时间值进行比较来估计在训练测试中使用所述佩戴装置的用户的情况。

[0020] 可基于被认定为初级用户、中级用户或高级用户的用户所需的辅助级别来调节直线运动产生单元产生的直线运动的力和位移量。

[0021] 优选地,所述佩戴装置可定位在附肢的内侧或横侧。

[0022] 优选地,所述佩戴装置可进一步包括用于将其固定在附肢上的紧固件。

[0023] 优选地,所述佩戴装置可进一步包括可操作连接到所述直线运动产生单元的便携式控制单元,所述便携式控制单元包括用于向所述直线运动产生单元供电的电池。

[0024] 在本发明的第二方面中,提供了一种用于辅助与关节相连的附肢的動作的方法,所述方法包括:

[0025] 使用直线运动产生单元生成直线运动以使得附肢移动并围绕关节旋转;

[0026] 测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化;

[0027] 测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移;

[0028] 且,直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化和位移测量单元测得的位移来确定用户的附肢的動作意图,从而生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的動作。

[0029] 在本发明的第三方面中,提供了一种用于辅助与关节相连的附肢的動作的系统,所述系统包括:

[0030] 用于产生直线运动的直线运动产生单元,所述直线运动产生单元具有与附肢可操作连接的远端部,在此所述直线运动产生单元产生的直线运动使得附肢移动并围绕关节旋转;

[0031] 力测量单元,用于测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化;以及

[0032] 位移测量单元,用于测量当产生直线运动时所述直线运动产生单元的位移;以及

[0033] 可操作连接到所述直线运动产生单元的便携式控制单元,所述便携式控制单元包括用于向所述直线运动产生单元供电的电池和用于控制所述直线运动产生单元产生的辅助级别的处理单元;

[0034] 其中直线运动产生单元基于力测量单元测得的力的变化和位移测量单元测得的位移来确定用户的附肢的動作意图,从而生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的動作。

[0035] 附图说明

[0036] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:

[0037] 图1是根据本发明的实施例的用于肘关节的佩戴装置的示意图;

[0038] 图2是根据本发明的实施例的用于膝关节的佩戴装置的示意图;

[0039] 图3是根据本发明的实施例的用于手腕关节的佩戴装置的示意图;

[0040] 图4是根据本发明的实施例的用于肩关节的佩戴装置的示意图;

[0041] 图5是根据本发明的另一实施例的用于肘关节的佩戴装置处于非弯曲位置(unbent position)的示意图;

[0042] 图6是根据本发明的另一实施例的用于肘关节的佩戴装置处于弯曲位置的示意图;

[0043] 图7是根据本发明的实施例的佩戴装置的原理框图;

[0044] 图8是根据本发明的另一实施例的便携式控制单元的示意图;和

[0045] 图 9 是根据本发明的另一实施例的用于控制和操作佩戴装置的系统系统框图；

[0046] 图 10 是根据本发明的实施例的用于辅助与关节相连的附肢的动作用的步骤流程图。

具体实施方式

[0047] 参照附图，提供了辅助与关节 52 相连的附肢 50、51 的动作用的佩戴装置 10。通常，该装置 10 可看作是将供用户佩带的自动机械结构。该装置 10 通常包括直线运动产生单元 20、力测量单元 30 和位移测量单元 40。该直线运动产生单元 20 沿其纵轴产生直线运动以展开并缩短装置 10 的长度。该装置 10 的远端部可释放地固定到各个附肢 50、51 中的每一个上。该装置 10 产生的直线运动使得附肢 50、51 移动并围绕关节旋转，从而辅助附肢 50、51 的动作。力测量单元 30 测量施加到附肢 50、51 或直线运动产生单元 20 上的力的变化。位移测量单元 40 测量当产生直线运动时，所述直线运动产生单元 20 的位移。所述直线运动产生单元 20 产生具有预定速度的直线运动的预定距离。该预定距离和预定速度与力测量单元 30 测得的力或位移测量单元 40 测得的位移成比例。直线运动产生单元 20 的驱动量和速度取决于力测量单元 30 测得的力或位移测量单元 40 测得的位移。

[0048] 优选地，所述直线运动产生单元 20 是直线驱动器。该直线驱动器 20 产生活塞运动并结合附肢（曲柄半径）和关节（曲柄中心）进而形成一种曲柄活塞运动。该直线驱动器 20 将附肢 50、51 保持在固定位置而无需消耗能量。因此，这可以增加电池使用寿命，其意味着由于无需大量电能，所以不需要很重的电池。使用直线驱动器比其他驱动装置更为安全，这是因为如果供电中断，其也可将附肢保持在固定位置。该直线驱动器 20 可仅使用较小的步进电机来精确分送增量运动（incremental movement），进而提供很大的力，这也是非常有利的。可以通过改变施加的 DC 电压来调节这个力。因为装置 10 的结构相对简单，易于制造，因此其产品成本较低，这可增加那些经济不是非常富裕的长者的市场接受度。优选地，佩戴该装置 10 可实现长者的室内运动训练。该直线驱动器 20 具有 26mm 的电机直径，且该电机可以由 Thomson AirpaxMechatronics 制造的任意一款电机。该直线驱动器 20 包括具有将旋转运动转换成直线运动的丝杠 21 的步进电机。该直线驱动器 20 可获得每步千分之一英寸（0.001 英寸或 0.0254mm）的精度。

[0049] 优选地，所述力测量单元可以是负荷传感器 30。该负荷传感器 30 可测量沿着直线驱动器 20 的丝杠 21 的力。例如，在举起手臂以克服其重力的例子中，该用户无需使用那么大的力。但是，可由负荷传感器 30 测得力改变（张力的减少）来检测用户运动意图。例如，如果前臂 50 的重量是 2kg，负荷传感器 30 将测得该力为 1.9kg，这将高于静止阈值。基于测得的力的变化 $(2-1.9) \text{kg} = 100\text{g}$ ，直线驱动器 20 将被触发并按照一定比例的力进行驱动。负荷传感器 30 是可用于将力转换成电信号的常用电子器件。负荷传感器 30 定位在直线驱动器 20 的丝杠 21 上进而感应施加到附肢上的力。负荷传感器 30 也可感应附肢关节 52 的阻力。这可防止因直线驱动器 20 的驱动力过大造成伤害。

[0050] 直线驱动器 20 的张开或回缩速度可由负荷传感器 30 测得的力确定。如果负荷传感器 30 测到的力大于静止阈值，将施加与检测到的力成比例的速度，直到检测到的力小于静止阈值。该静止阈值是力的显示窗口，其即使在负荷传感器 30 检测的力非常小的时候也可允许直线驱动器 20 完全停止。该静止阈值可由用户定义。例如，对于一个体重是 50kg

到 100kg 的人,该静止阈值可以是 50g 到 150g。静止阈值越高,直线驱动器 20 触发运动的初始力的变化越大。

[0051] 优选地,所述位移测量单元是电位计 40。该电位计 40 测量所述直线驱动器 20 的活塞运动的位移。这可实现对附肢关节 51 的位置的检测。该电位计 40 放置在与直线驱动器 20 相同的轴上以靠近检测其位移。可从施加到负荷传感器 30 上的输入力或电位计 40 测得的位移确定用户的附肢的动作意图。辅助级别可取决于输入力和用户的位移。

[0052] 在本发明的优选实施例中,还提供了用于处理反馈控制回路的微控制器 (MCU) 60。反馈控制回路可使用发送自力测量单元和位移测量单元的反馈信号来控制所述直线运动产生单元的操作。所述负荷传感器 30 测得的力可供 MCU 60 进行处理以确定将要提供给直线驱动器的电压级别。接着该直线驱动器 20 产生具有对应速度的直线运动的对应距离。

[0053] 反馈控制回路可使用来自负荷传感器 30 和电位计 40 的反馈信号控制直线驱动器 20。有两个参数可受其控制:首先是力,其次是分别对应直线驱动器 20 的电压和频率的位移。基于来自负荷传感器 30 的信号级,MCU 60 可确定在直线驱动器 20 上使用该电压来辅助附肢的移动。该电位计提供直线驱动器输出给附肢的实际位移以反馈给 MCU 60。MCU 60 将编码在运动训练程序中的位移数据与实际位移数据进行比较以确定用户距离目标有多近。对于不同训练进度的用户,可以调谐辅助力的级别。

[0054] 在本发明的优选实施例中,还提供了训练软件模块 70,估计在训练测试中使用所述佩戴装置的用户的情况。该训练软件模块 70 比较记录的位移和时间值与参考位移和时间值之间的区别。电位计 40 测得的位移和时间值都被记录下来以追踪用户的完成情况。

[0055] 多个运动训练程序 71 中的任意一个可被提供给训练软件模块 70 执行。该程序 71 可由一系列将要与测得数据进行比较的位移 vs 时间数据编码而成。在一个实施例中,所述程序 71 可以通过使得用户附肢跟随目标的视频游戏(例如,射击游戏)来提供。这可训练手眼协调能力以帮助保持大脑功能。用户跟随目标越紧,获得的分数越高。程序 71 可设计成具有取决于用户进度的不同辅助级别。在用户可容易克服附肢上的引力影响以后,其还可向用户提供阻力以训练他们的肌肉强度。对于伤残人士,该装置 10 可用于中风病人的康复训练进而恢复其大脑与附肢之间的神经信号传导。该装置 10 也可用于辅助具有附肢缺陷的病人的运动。对于其他人,该装置 10 可用作提供交互训练的运动工具或与视频游戏一起以提供娱乐。该装置 10 也可能是多功能平台,其可使用不同的软件进而提供不同的训练以增强肌肉强度、灵活性和手眼协调能力。

[0056] 在训练程序 71 中,用户可以是完全被动的,这样直线驱动器 20 可基于该训练程序 71 引导附肢的全部动作。负荷传感器 30 必须持续检测任何过载以防止在附肢难以动作时,直线驱动器可能对附肢造成的任何伤害。

[0057] 对于初级阶段的用户,该装置可通过从直线驱动器 20 施加更大的力并对位移提供更好的控制来更好进行辅助。这样一来,当用户使用该装置 10 时,可以给他们更大的信心。

[0058] 对于高级用户,该装置 10 可降低辅助级别以使得用户可以在训练中自行移动以跟随目标。这包括减少来自直线驱动器 20 的力和降低对位移的控制。当用户没有紧随目标时,其更容易丢掉目标。当降低对位移的控制时,必须保证用户足够安全以防止由于任何

外加力或位移对用户造成任何伤害。

[0059] 直线驱动器 20 生成的直线运动的力和位移量是可调的。可基于被认定为初级用户、中级用户或高级用户的用户所需的辅助级别来调节直线驱动器 20 产生的直线运动的力和位移量。

[0060] 直线驱动器 20 位于附肢的内侧（如图 1-4 所示）或位于附肢的横侧（如图 5 和 6 所示）。上述定位取决于那个附肢需要辅助。对于腿，优选定位在其横侧。该装置 10 可佩戴在上和下附肢关节，包括腕关节、肘关节、膝关节和踝关节。

[0061] 参照图 5 和 6，示出了装置 10 相对于附肢 50、51 的位置。回到图 5，装置 10 需要定位成使得附肢 50、51 的关节 52 与丝杠 21 向前运动经过的距离的中心对齐。并且所述丝杠 21 向前运动经过的距离的一半加上负荷传感器 30、直线驱动器 20 的电机的长度，以及所述丝杠 21 向后运动经过的整个距离需要等于上附肢 51 的长度。点划线示出了当直线驱动器回缩 / 收缩时，连接到丝杠 21 的前端的铰链 11 的位置。回到图 6，装置 10 提供的辅助使得附肢 50、51 弯曲，且图 6 还示出了丝杠 21 在直线驱动器 20 的壳体内完全向后运动。例如，如果直线驱动器 20 的静止端枢接在距离关节 52 的中心 19cm 的上臂上，在扣除（电机 + 负荷传感器 + 铰链 = 4cm）后，为 15cm。该距离分为三份，每份 5cm，这是丝杠 21 的运动距离的一半。丝杠 21 的总运动距离是 $5\text{cm} \times 2 = 10\text{cm}$ 。

[0062] 在本发明的一个优选实施例中，在装置 10 的远端提供有一对紧固件 12 以将装置 10 固定到附肢 50、51 上。当丝杠 21 移动时，该紧固件 12 随之移动以使得附肢 50、51 通过缩小紧固件 12 之间的距离移动以进行弯曲或拉伸运动。优选地，所述紧固件是松紧或弹性皮带 / 布带 12。附肢 50、51 周围的松紧度可以通过释放或结合维可牢尼龙搭扣部分或使用钮扣进行调节和设置。皮带 12 的一部分是坚硬的并且具有可连接到直线驱动器 20 的端部的铰链 11。该铰链 10 可以销钉或螺栓的形式穿过装置 10 和皮带 12 的坚硬件上的孔。该皮带 12 需要足够紧以防止装置 10 相对附肢 50、51 滑动，但是也不能太紧导致用户不舒服。

[0063] 参照图 8 和 9，提供了可操作地连接到直线驱动器 20 的便携式控制单元 80。该便携控制单元 80 包括用于通过电线向所述直线驱动器 20 和其他用电单元供电的电池 81。所述便携控制单元 80 可附着在缠绕用户的腰带上以使得用户的手臂可以自由动作。所述控制单元 80 具有 LED 显示屏 82，其具有 5 个导航键 81 以用于菜单控制。用户可输入所需力，运行训练程序 71 或开启和关闭装置 10 等。从控制单元 80 到装置 10 的控制信号可无线发送或通过电缆发送。控制单元 80 的电子元件可以小型化以装配到 PCB 板上，从而使得其与蜂窝电话的大小相当。

[0064] 在一个典型应用中，用户试图使用他们的附肢 50、51 作动作。负荷传感器 30 测量当用户作该动作时的力。如果该力大于静止阈值，直线驱动器 20 将与负荷传感器 30 测得的力成比例的速度进行驱动。所述直线驱动器 20 持续开启直到负荷传感器 30 测得的力小于该静止阈值。例如，如果前臂 50 的重量是 2kg，负荷传感器 30 将检测该力为 1.9kg，这将高于静止阈值。基于测得的力的变化 $(2-1.9)\text{kg} = 100\text{g}$ ，直线驱动器 20 将被测得的 100g 力的变化触发，并以一定比例的量进行驱动，例如，以 1m/sec 的速度将所述丝杠 21 回拉一米的距离，回拉的时间是 1s。当用户试图作下一动作时，负荷传感器 30 将拾取下一力的变化。如果该力保持相同或增加，意味着用户将使得他 / 她的手臂更加弯曲。如果，该力的改

变减小,意味着用户想要返回以调整到合适的位置。

[0065] 虽然本发明中描述了具有丝杠 21 的直线驱动器 20,本领域技术人员知悉,可产生直线运动的其他器件也可用于本发明。例如,也可使用不具有旋转丝杠的直线驱动器或直线电机。

[0066] 图 10 是根据本发明的实施例的用于辅助与关节相连的附肢的动的方法的步骤流程图。如图 10 所示,所述方法包括:

[0067] 在步骤 S1 中,使用直线运动产生单元生成直线运动以使得附肢移动并围绕关节旋转。

[0068] 在步骤 S2 中,测量施加到附肢或直线运动产生单元上的力的变化。

[0069] 在步骤 S3 中,测量当产生直线运动时,所述直线运动产生单元的位移。

[0070] 在步骤 S4 中,直线运动产生单元基于测得的力的变化或测得的位移来生成具有预定速度的直线运动的预定距离以辅助附肢的动作。

[0071] 本领域技术人员知悉,本发明的用于辅助与关节相连的附肢的动的方法可采用前述任一佩戴装置来实现。根据本发明的教导,本领域技术人员能够实现上述方法,在此就不对其进行累述。

[0072] 本领域技术人员知悉,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,可以对本发明示出的实施例进行各种改变或等效替换。因此,本发明此处所公开的具体实施例应看作是用于说明而非是限制的。

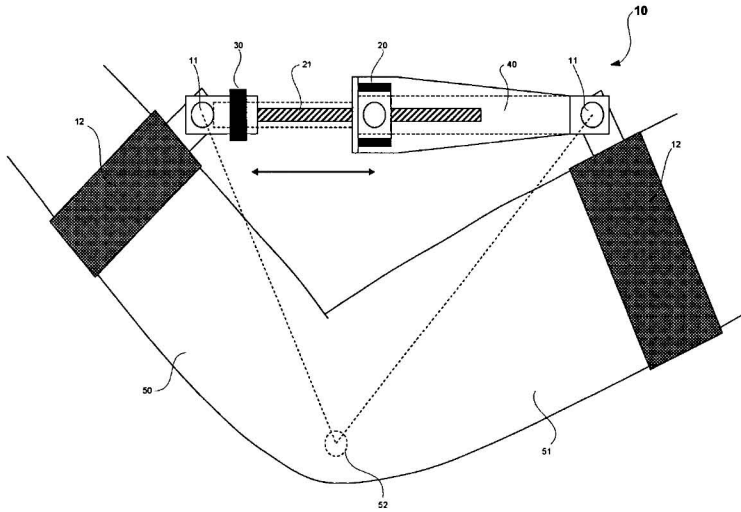


图 1

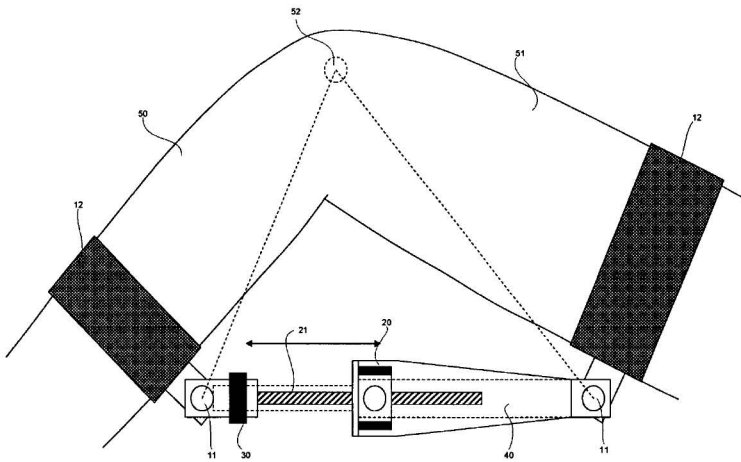


图 2

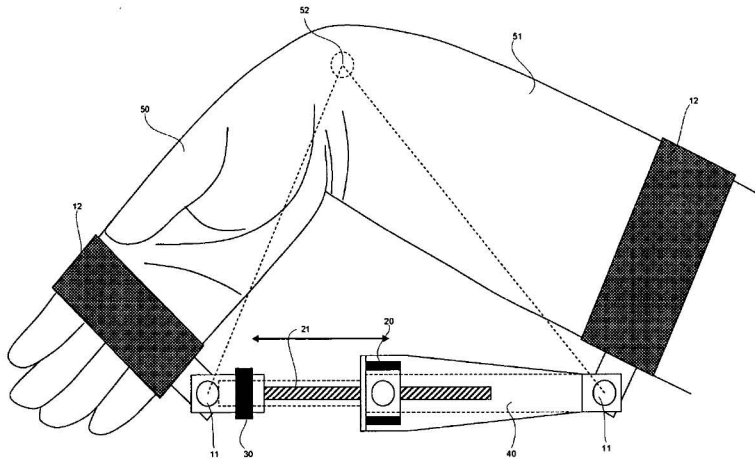


图 3

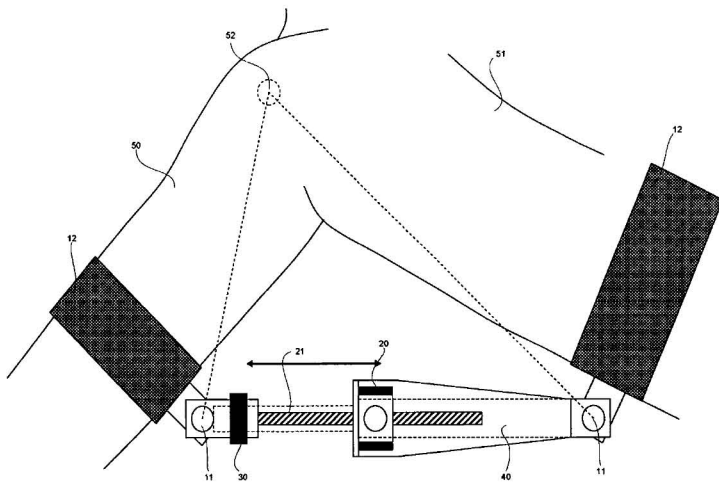


图 4

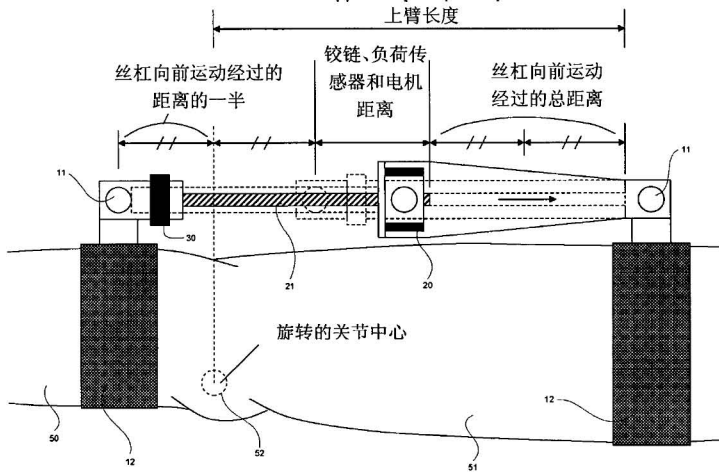


图 5

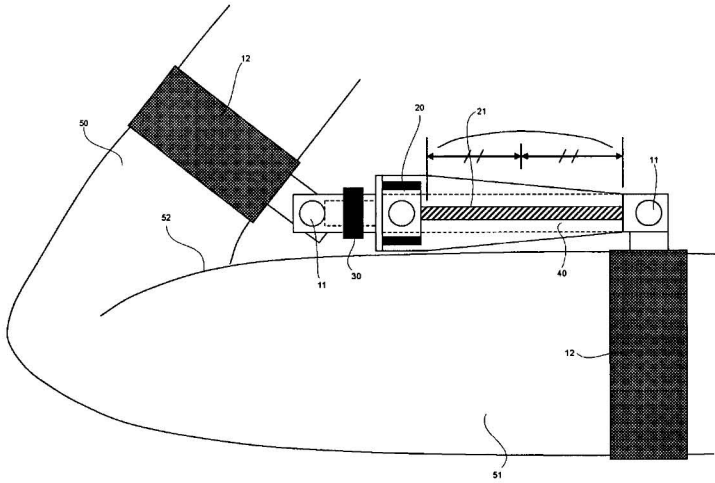


图 6

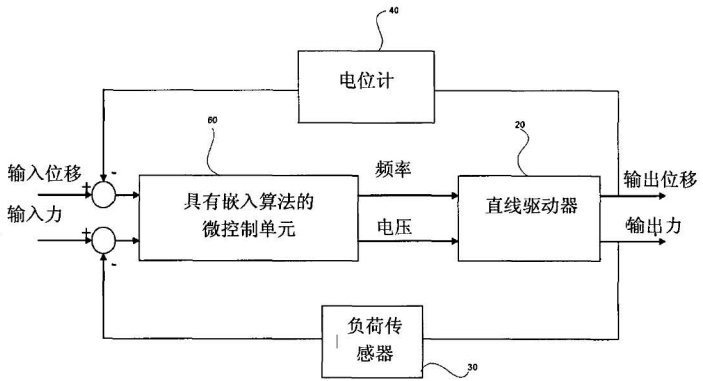


图 7

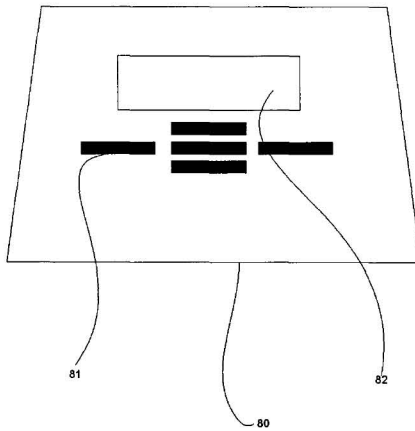


图 8

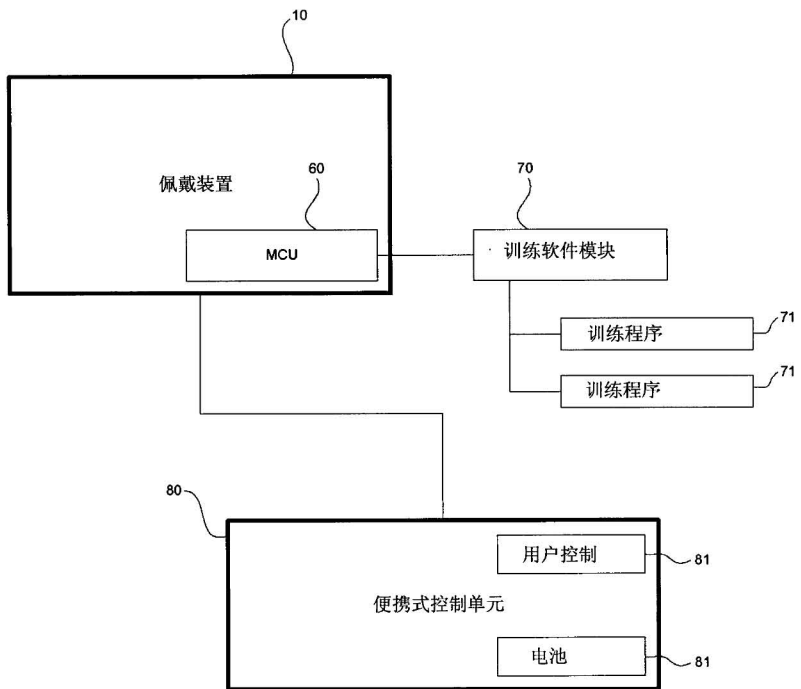


图 9

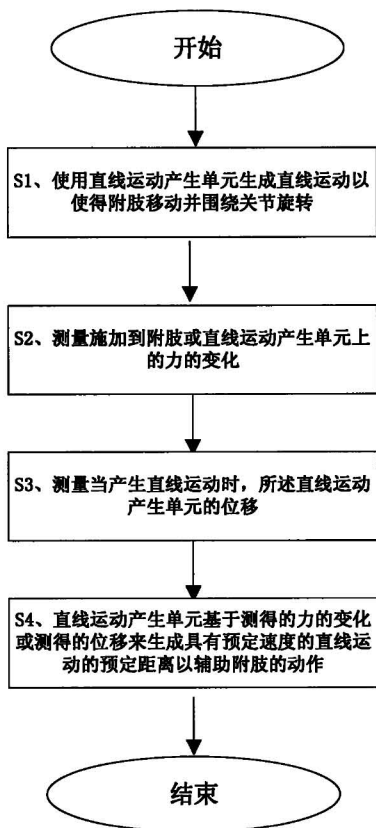


图 10