



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1872016 B

(45) 授权公告日 2010.06.30

(21) 申请号 200610088558.5

EP 1109602 A2, 2000.03.09,

(22) 申请日 2006.06.02

审查员 熊茜

(30) 优先权数据

2005-163864 2005.06.03 JP

(73) 专利权人 本田技研工业株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 芦原淳 日木豊

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127

代理人 陈坚

(51) Int. Cl.

A61H 3/00 (2006.01)

(56) 对比文件

US 5020790 A, 1991.06.04, 全文.

EP 0380060 A2, 1990.08.01, 全文.

US 4557257 A, 1985.12.10, 全文.

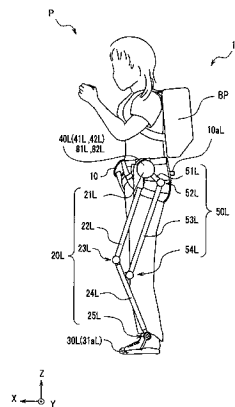
权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 25 页

(54) 发明名称

用于辅助肢体的设备和控制方法

(57) 摘要

一种用于辅助肢体的设备,包括身体附件、大腿连接件、膝关节单元、小腿连接件、脚附件、驱动单元以及膝关节致动器。所述身体附件附着在使用者的躯干上。所述大腿连接件与使用者的大腿并排布置,并与所述身体附件连接。所述小腿连接件与使用者的小腿并排布置,并通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接。所述脚附件附着在使用者的小腿和脚的其中一个上,并与所述小腿连接件连接。所述膝关节致动器布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩。



1. 一种用于辅助肢体的设备,其特征在于,该设备包括:
附着在使用者的躯干上的身体附件;
大腿连接件,其与使用者的大腿并排布置,该连接件与所述身体附件连接;
膝关节单元;
小腿连接件,其与使用者的小腿并排布置,该连接件通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接;
脚附件,其附着在所述使用者的脚上以可着落在地面上,该脚附件与所述小腿连接件连接;
驱动单元;
膝关节致动器,其布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩;
脚检测器,其构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个;以及
控制器,其构造成控制所述膝关节致动器,
所述控制器对所述膝关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件,对所述使用者提供支撑该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力,
所述大腿连接件、所述膝关节单元以及所述小腿连接件设置成,在所述使用者安装时,对该使用者的大腿、膝关节以及小腿不直接作用所述解除重量的辅助力。
2. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器结束对所述膝关节致动器的驱动。
3. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,所述辅助力与预定值和使用者重量的一定百分比的其中一个相等。
4. 根据权利要求3所述的设备,其特征在于,还包括负载检测器,其检测由使用者通过所述身体附件施加在所述大腿连接件、所述小腿连接件、所述驱动单元和所述脚附件上的负载,
其中,所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载,对处于着落阶段的所述膝关节致动器进行驱动控制。
5. 根据权利要求4所述的设备,其特征在于,所述辅助力具有下限和上限,并且其中所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载对处于着落阶段的所述膝关节致动器进行驱动控制,以使得所述辅助力位于所述下限和所述上限之间。
6. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,还包括动作检测器,其构造成检测表示所述大腿连接件和所述小腿连接件的动作的信号,其中所述控制器基于由所述动作检测器检测的信号而对所述膝关节致动器进行驱动控制。
7. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,通过所述大腿连接件向使用者施加所述辅助力处的第一部分与在所述身体附件中施加使用者的负载处的第二部分定位成,使得所述第一部分和所述第二部分基本上包含在共同垂直平面内。
8. 根据权利要求1所述的设备,其特征在于,还包括:
髌关节单元;以及
髌关节致动器;

其中,所述身体附件通过所述髌关节单元与所述大腿连接件连接,并且

其中,所述髌关节致动器与所述膝关节致动器一体安装在所述身体附件中,以向所述髌关节单元施加旋转力矩。

9. 根据权利要求 8 所述的设备,其特征在于,还包括:

脚检测器,其构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个;以及

控制器,其构造成控制所述膝关节致动器和所述髌关节致动器,

其中,所述控制器对所述膝关节致动器和所述髌关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供解除使用者的重量的辅助力。

10. 根据权利要求 9 所述的设备,其特征在于,当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器结束对所述膝关节致动器和所述髌关节致动器中至少一个的驱动。

11. 根据权利要求 9 所述的设备,其特征在于,当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器对所述髌关节致动器进行驱动控制,以辅助使用者大腿的摆动。

12. 根据权利要求 9 所述的设备,其特征在于,所述辅助力与预定值和使用者的重量的一定百分比的其中一个相等。

13. 根据权利要求 12 所述的设备,其特征在于,还包括负载检测器,其检测由使用者通过所述身体附件施加在所述大腿连接件、所述小腿连接件、所述驱动单元和所述脚附件上的负载,

其中,所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载,对处于着落阶段的所述膝关节致动器和所述髌关节致动器进行驱动控制。

14. 根据权利要求 13 所述的设备,其特征在于,所述辅助力具有下限和上限,并且其中所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载对所述膝关节致动器和所述髌关节致动器进行驱动控制,以使得所述辅助力位于所述下限和所述上限之间。

15. 根据权利要求 9 所述的设备,其特征在于,还包括动作检测器,其构造成检测表示所述大腿连接件和所述小腿连接件的动作的信号,其中所述控制器基于由所述动作检测器检测的信号而对所述膝关节致动器和所述髌关节致动器进行驱动控制。

16. 根据权利要求 9 所述的设备,其特征在于,通过所述大腿连接件向使用者施加所述辅助力处的第一部分与在所述身体附件中施加使用者的负载处的第二部分定位成,使得所述第一部分和所述第二部分基本上包含在共同垂直平面内。

17. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述驱动单元还包括膝关节连接件,其构造成驱动所述膝关节单元,并且该连接件与所述大腿连接件并排布置。

18. 根据权利要求 1 所述的设备,其特征在于,所述驱动单元通过带、线以及轴和齿轮组合的其中一个来传输驱动力,以向所述膝关节单元施加旋转力矩。

19. 根据权利要求 17 所述的设备,其特征在于,还包括:

踝关节单元;

构造成驱动所述踝关节单元的踝关节连接件;以及

踝关节致动器,

其中,所述脚附件通过所述踝关节单元与所述小腿连接件连接,并且

其中,所述踝关节致动器与所述膝关节致动器一体安装在所述身体附件中,以通过所

述踝关节连接件向所述踝关节单元施加旋转力矩。

20. 一种用于辅助肢体的设备的计算机程序,该设备包括:

控制器;

附着在使用者的躯干上的身体附件;

大腿连接件,其与使用者的大腿并排布置,该连接件与所述身体附件连接;

膝关节单元;

小腿连接件,其与使用者的小腿并排布置,该连接件通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接;

脚附件,其附着于使用者的脚以着落在地面上,该脚附件与所述小腿连接件连接;

驱动单元;

膝关节致动器,其布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩;以及

脚检测器,其构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个,

其中,计算机程序用于控制辅助肢体的设备,该辅助肢体的设备的所述大腿连接件、所述膝关节单元以及所述小腿连接件设置成,在所述使用者安装时,对该使用者的大腿、膝关节以及小腿不直接作用所述解除重量的辅助力,所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器,该处理包括:对所述膝关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供支承该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力。

21. 根据权利要求 20 所述的计算机程序,其特征在于,当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器,该处理包括结束对所述膝关节致动器的驱动。

22. 根据权利要求 20 所述的计算机程序,其特征在于,所述辅助力与预定值和使用者重量的一定百分比的其中一个相等。

23. 根据权利要求 22 所述的计算机程序,其特征在于,所述设备还包括负载检测器,其检测由使用者通过所述身体附件施加在所述大腿连接件、所述小腿连接件、所述驱动单元和所述脚附件上的负载,并且其中,所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器,该处理包括基于由所述负载检测器检测的负载,对处于着落阶段的所述膝关节致动器进行驱动控制。

24. 根据权利要求 20 所述的计算机程序,其特征在于,所述设备还包括动作检测器,其构造成检测表示所述大腿连接件和所述小腿连接件的动作的信号,并且其中所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器,该处理包括基于由所述动作检测器检测的信号而对所述膝关节致动器进行驱动控制。

25. 一种用于辅助肢体的设备的计算机程序,该设备包括:

控制器;

附着在使用者的躯干上的身体附件;

髌关节单元;

大腿连接件,其与使用者的大腿并排布置,该连接件通过所述髌关节单元与所述身体附件连接;

膝关节单元；

小腿连接件，其与使用者的小腿并排布置，该连接件通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接；

脚附件，其附着于使用者的脚以着落在地面上，该脚附件与所述小腿连接件连接；

驱动单元；

膝关节致动器，其布置在所述身体附件中，以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩；

髋关节致动器，其与所述膝关节致动器一体安装在所述身体附件中，以向所述髋关节单元施加旋转力矩；以及

脚检测器，其构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个，

其中，计算机程序用于控制辅助肢体的设备，该辅助肢体的设备的所述大腿连接件、所述膝关节单元以及所述小腿连接件设置成，在所述使用者安装时，对该使用者的大腿、膝关节以及小腿不直接作用所述解除重量的辅助力，所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器，该处理包括：对所述膝关节致动器和所述髋关节致动器进行驱动控制，以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供支承该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力。

26. 根据权利要求 25 所述的计算机程序，其特征在于，当所述脚检测器检测到提起阶段时，所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器，该处理包括结束对所述膝关节致动器和所述髋关节致动器中至少一个的驱动。

27. 根据权利要求 25 所述的计算机程序，其特征在于，当所述脚检测器检测到提起阶段时，所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器，该处理包括对所述髋关节致动器进行驱动控制以辅助使用者大腿的摆动。

28. 根据权利要求 25 所述的计算机程序，其特征在于，所述辅助力与预定值和使用者重量的一定百分比的其中一个相等。

29. 根据权利要求 28 所述的计算机程序，其特征在于，所述设备还包括负载检测器，其检测由使用者通过所述身体附件施加在所述大腿连接件、所述小腿连接件、所述驱动单元和所述脚附件上的负载，并且其中，所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器，该处理包括基于由所述负载检测器检测的负载，对处于着落阶段的所述膝关节致动器和所述髋关节致动器进行驱动控制。

30. 根据权利要求 25 所述的计算机程序，其特征在于，所述设备还包括动作检测器，其构造成检测表示所述大腿连接件和所述小腿连接件的动作的信号，并且其中所述计算机程序在下面处理中运行所述控制器，该处理包括基于由所述动作检测器检测的信号而对所述膝关节致动器和所述髋关节致动器进行驱动控制。

用于辅助肢体的设备和控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于辅助肢体的设备和一种用于执行用于该设备的计算机的控制方法。

背景技术

[0003] 近年来已公开了行走辅助装置,其设计成向行走的使用者提供所需的辅助力。通常由自己行走有困难的人,例如肌无力或腿部受伤的人使用行走辅助装置。另外,期望行走辅助装置将应用于练习和娱乐,旨在改善肌肉力量和行走姿势。

[0004] 专利文献 1 公开了这样一种行走辅助装置,其安装在使用者的下肢上并具有关节致动器(致动器:电机和减速齿轮的组合),这些关节致动器分别与使用者的髋关节、膝关节和踝关节同轴布置以使它们旋转,从而该行走辅助装置向使用者提供一定的驱动力。专利文献 1:日本专利申请公报(段落 0034 至 0036,图 15 和图 16)

[0005] 然而,在专利文献 1 中描述的行走辅助装置的问题在于,因为该装置具有紧紧限制使用者的整个下肢的支撑部件,所以因下肢的运动而有较大的惯性矩。通常来说,有必要的是,行走辅助装置应该与使用者的下肢运动同步地驱动支撑部件。如果出现较大的惯性矩,则可能由于支撑部件的反应延迟而难以实现同步控制。

[0006] 如果对于关节驱动单元采用具有足够能力的致动器以消除由于较大惯性矩引起的负面影响,则导致关节驱动单元为较大尺寸的消耗大量功率的单元。

[0007] 另外,较大惯性矩使得佩戴行走辅助装置的使用者感觉变差和疲劳。

[0008] 在专利文献 1 所述的行走辅助装置中,使用者的整个下肢被支撑部件紧紧限制,并且使用者需要支撑包括其自己重量和行走辅助装置的总重量,他将经历不舒适的限制感觉、疼痛和高负荷感觉。

[0009] 因为行走辅助装置通过支撑部件限制了整个下肢,所以有必要的是,支撑部件应该为定制模式以使得该装置与其身形和行走习惯一致。

发明内容

[0011] 鉴于上述背景作出本发明,本发明提供了一种能够减少作用于使用者的惯性矩的用于辅助肢体的设备。

[0012] 根据本发明的设备对于各种使用者具有灵活性,其通过轻质布置对于使用者的下肢不仅能够减少限制而且减少负载。

[0013] 本发明还提供了一种执行计算机以控制所述设备的控制方法。

[0014] 本发明的一个方面提供了一种用于辅助肢体的设备,包括身体附件、大腿连接件、膝关节单元、小腿连接件、脚附件、驱动单元、膝关节致动器、脚检测器以及控制器。所述身体附件附着在使用者的躯干上。所述大腿连接件与使用者的大腿并排布置,并与所述身体附件连接。所述小腿连接件与使用者的小腿并排布置,并通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接。所述脚附件附着在使用者的脚上以着落在地面上,并与所述小腿连接件连接。所述膝关节致动器布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩。所述脚检测器构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个。所述控制器构造成控制所述膝关节致动器。所述控制器对所述膝关节致动器进行驱动控制,以通过

处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件,对所述使用者提供支承该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力,支撑使用者的部分重量的上述设备能够减少由使用者的重量施加在其下肢上的负载。

[0015] 上述使用者的躯干是指使用者的肩部、胸部、背部、腹部、腰部和臀部。

[0016] 因为在用于辅助肢体的设备中具有相当大重量的膝关节致动器位于使用者的躯干中,所以可以减少在肢体运动期间由于膝关节致动器的重量而作用于使用者的惯性矩。减少了作用于使用者的惯性矩的用于辅助肢体的设备不仅能够改善佩戴该设备的使用者的感觉,而且能够抑制使用者感到疲劳。

[0017] 当来自地板的反作用力施加在使用者的脚上时出现着落阶段。换言之,着落阶段不仅是指使用者的脚直接落在地板上的情况,而且还指使用者所穿的鞋落在地板上的情况。相反,当来自地板的反作用力没有施加在使用者的脚上时出现提起阶段。通过检测着落阶段和提起阶段,可以仅在必要时产生辅助力。

[0018] 辅助力是指支撑使用者部分重量的力。通过提供该力,可以减少施加在使用者上的负载。关于这一点,重量是指加上体重、衣物和个人随身物品在内的净重量,当使用者没有使用用于辅助肢体的设备时,该重量应该由使用者的下肢支撑。

[0019] 这样,可以提供这样的用于辅助肢体的设备,其不仅能够减少限制而且还能够减少作用于下肢的负载。

[0020] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器结束对所述膝关节致动器的驱动。

[0021] 可以防止上述设备妨碍使用者提起的下肢。

[0022] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中,所述辅助力与预定值和使用者的重量的一定百分比的其中一个相等。

[0023] 上述设备能够根据目的对所述致动器进行控制,以向使用者提供期望的辅助力。

[0024] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,该设备还包括负载检测器,其检测由使用者通过所述身体附件施加在所述大腿连接件、所述小腿连接件、所述驱动单元和所述脚附件上的负载。所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载,对处于着落阶段的所述膝关节致动器进行驱动控制。

[0025] 由所述负载检测器检测的负载与由用于辅助肢体的设备施加的辅助力相对应。因此,可以通过当前辅助力进行反馈控制。

[0026] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中所述辅助力具有下限和上限,并且所述控制器基于由所述负载检测器检测的负载对处于着落阶段的所述膝关节致动器进行驱动控制,以使得所述辅助力位于所述下限和所述上限之间。

[0027] 当由所述负载检测器检测的负载小于所述下限时,上述设备中的控制器驱动所述致动器以增加负载。相反,当由所述负载检测器检测的负载不小于所述下限时,所述控制器驱动所述致动器以减少负载。这样,可以对所述致动器进行控制以施加在合适范围内的辅助力。

[0028] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,该设备还包括动作检测器,其构造成检测表示所述大腿连接件和所述小腿连接件的动作的信号。所述控制器基于由所述动作检测器检测的信号而对所述膝关节致动器进行驱动控制。

[0029] 检测致动器的旋转角的旋转编码器是动作检测器的示例。因为动作检测器能够根据用于辅助肢体的设备的动作来控制致动器的驱动量,所以可以提供对使用者的姿势没有不利影响的辅助力。

[0030] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中通过所述大腿连接件向使用者施加所述辅助力处的第一部分与在所述身体附件中施加使用者的负载处的第二部分定位成,使得所述第一部分和所述第二部分基本上包含在共同垂直平面内。

[0031] 上述垂直平面是相对于地板垂直的平面。所述设备能够防止不期望的惯性矩沿倾斜方向(关于Y轴)作用于使用者。

[0032] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,该设备还包括髋关节单元和髋关节致动器。所述身体附件通过所述髋关节单元与所述大腿连接件连接。所述髋关节致动器与所述膝关节致动器一体安装在所述身体附件中,以向所述髋关节单元施加旋转力矩。

[0033] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,该设备还包括脚检测器和控制器。所述脚检测器构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个。所述控制器构造成控制所述膝关节致动器和所述髋关节致动器。所述控制器对所述膝关节致动器和所述髋关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供解除使用者的重量的辅助力。

[0034] 因为具有较大重量的膝关节致动器与所述髋关节致动器一体布置,所以可以减少施加在髋关节致动器上的负载。这导致髋关节致动器的小型化和用于其能耗的减少。

[0035] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器结束对所述膝关节致动器和所述髋关节致动器中至少一个的驱动。

[0036] 本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备,其中当所述脚检测器检测到提起阶段时,所述控制器对所述髋关节致动器进行驱动控制,以辅助使用者大腿的摆动。

[0037] 上述设备能够辅助使用者的提起下肢的摆动。本发明的又一方面提供一种用于辅助肢体的设备的控制方法。该设备包括控制器、身体附件、大腿连接件、膝关节单元、小腿连接件、脚附件、驱动单元、膝关节致动器以及脚检测器。所述身体附件附着在使用者的躯干上。所述大腿连接件与使用者的大腿并排布置,并与所述身体附件连接。所述小腿连接件与使用者的小腿并排布置,并通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接。所述脚附件附着于使用者的脚以落在地面上,并与所述小腿连接件连接。所述膝关节致动器布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩。所述脚检测器构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个。控制方法用于控制辅助肢体的设备,支撑使用者的部分重量的上述设备能够减少由使用者的重量施加在其下肢上的负载,所述控制方法在下面处理中运行所述控制器,该处理包括:对所述膝关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供支承该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力。

[0038] 本发明的另一方面提供一种用于辅助肢体的设备的控制方法。该设备包括控制器、身体附件、髋关节单元、大腿连接件、膝关节单元、小腿连接件、脚附件、驱动单元、膝关节致动器、髋关节致动器以及脚检测器。所述身体附件附着在使用者的躯干上。所述大腿连接件与使用者的大腿并排布置,并通过所述髋关节单元与所述身体附件连接。所述小腿连接件与使用者的小腿并排布置,并通过所述膝关节单元与所述大腿连接件连接。所述脚附

件附着于使用者的脚以落在地面上,并与所述小腿连接件连接。所述膝关节致动器布置在所述身体附件中,以通过所述驱动单元向所述膝关节单元施加旋转力矩。所述髌关节致动器与所述膝关节致动器一体安装在所述身体附件中,以向所述髌关节单元施加旋转力矩。所述脚检测器构造成检测使用者脚的着落阶段和提起阶段的其中一个。控制方法用于控制辅助肢体的设备,支撑使用者的部分重量的上述设备能够减少由使用者的重量施加在其下肢上的负载,所述控制方法在下面处理中运行所述控制器,该处理包括:对所述膝关节致动器和所述髌关节致动器进行驱动控制,以通过处于着落阶段的所述脚附件、所述小腿连接件、所述大腿连接件、所述驱动单元以及所述身体附件提供支承该使用者的重量的一部分的力即解除重量的辅助力。

[0039] 图 1 是表示根据本发明用于辅助肢体的设备的主视图。

[0040] 图 2 是表示根据本发明用于辅助肢体的设备的后视图。

[0041] 附图说明

[0042] 图 3 是表示根据本发明用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0043] 图 4 是表示根据本发明用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0044] 图 5A 是表示身体附件的主视图。图 5B 是表示身体附件的后视图。图 5C 是表示身体附件的侧视图。

[0045] 图 6A 是表示脚附件的后视图。图 6B 是表示脚附件的侧视图。图 6C 是表示脚附件的平面图。

[0046] 图 7 是表示下肢连接件和驱动单元的立体图。

[0047] 图 8A 至图 8C 均是表示用于辅助肢体的设备的运动的示意图。

[0048] 图 9A 至图 9C 均是表示用于辅助肢体的设备的运动的示意图。

[0049] 图 10A 是表示在用于辅助肢体的设备的惯性矩的示意图。图 10B 是表示在传统设备中的惯性矩的示意图。

[0050] 图 11 是表示根据本发明用于辅助肢体的设备的功能性框图。

[0051] 图 12A 是表示当给出足够转矩时的转矩方向的示意图。图 12B 是表示当没有给出足够转矩并且使用者的臀部将跌到时的转矩方向的示意图。

[0052] 图 13 是表示由膝关节致动器产生的转矩与辅助力之间关系的示意图。

[0053] 图 14 是表示由髌关节致动器产生的转矩与辅助力之间关系的示意图。

[0054] 图 15 是表示施加在脚附件上的压力测量结果的曲线图。

[0055] 图 16 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的操作示例的流程图。

[0056] 图 17A 至图 17D 均是表示在使用者行走的同时右下肢连接件的状态变换的示意图。

[0057] 图 18A 至图 18C 均是表示在使用者行走的同时右下肢连接件的状态变换的示意图。

[0058] 图 19 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0059] 图 20 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0060] 图 21 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0061] 图 22 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的侧视图。

[0062] 图 23 是表示根据本发明的用于辅助肢体的设备的功能性框图。

[0063] 图 24A 至图 24C 均是表示身体附件的修改例的示意图。

[0064] 图 25 是表示控制器的修改例的示例的框图。

[0065] 图 26 是表示用于辅助肢体的设备的修改例的侧视图。

具体实施方式

[0066] 下面将参照附图描述本发明的实施例,附图表示其中将根据本发明的用于辅助肢体的设备应用于使用者的下肢的示例。通过对相似元件赋予相同的附图标记,对这些元件将不重复描述。在下面描述中,选择了这样的坐标系,其具有相对于使用者沿前后方向定向的 X 轴、沿左右方向定向的 Y 轴以及沿上下方向定向的 Z 向。而且将使用者的站姿选为标准。当对相对于左右方向具有对等物(counterpart)的部件(例如,腿连接件)进行描述时,如果有必要区分这两个部件,则如从使用者 P 来看,分别用符号 R(右)和 L(左)来表示右部件和左部件。如果不必区分,则将在没有 R 或 L 的情况下进行描述。

[0067] I. 第一实施例

[0068] 下面将对根据本发明第一实施例的用于辅助肢体的设备进行描述。在图 7 中,没有显示踝关节单元。图 1 至图 4 显示了佩戴有用于辅助肢体的设备 1A 的使用者 P。为了便于说明,没有显示连接致动器、传感器、控制器和电池的导线。

[0069] 如图 1 至图 4 所示,用于辅助肢体的设备 1A(也称为“用于辅助下肢的设备”)包括身体附件 10、下肢连接件 20L 和 20R、脚附件 30L 和 30R、致动器单元 40L 和 40R、驱动单元 50L 和 50R 以及背包 BP。

[0070] a. 身体附件 10

[0071] 如图 1 至图 4 所示,身体附件 10(也称为“身体躯干附件”)附着在使用者 P 的躯干上。

[0072] 如图 5 所示,身体附件 10 包括腰带 11、大腿带 12L 和 12R、致动器安装部件 13L 和 13R、加强部件 14L 和 14R 以及防松带 15、16L 和 16R。

[0073] 作为附着在使用者 P 腰部周围的织物部件的腰带 11 能够通过选择与带扣 BU 的接合位置,在由使用者 P 佩戴的同时调整其长度。

[0074] 大腿带 12L(12R) 由织物部件制成并附着在使用者 P 的大腿周围,将其上远侧部分固定在腰带 11 上。

[0075] 致动器安装部件 13L 和 13R 均由构造成提供用于安装致动器单元 40L 和 40R(参见图 1) 的位置的塑料部件制成,并在腰带 11 的左侧和右侧彼此相对地定位。

[0076] 加强部件 14L(14R) 是连接大腿带 12L(12R) 和致动器安装部件 13L(13R) 的塑料部件,用于加强致动器安装部件 13L(13R) 以使其不会因致动器单元 40L(40R) 产生的反扭矩而扭曲。

[0077] 防松带 15 是在使用者 P 的前部处连接大腿带 12L(12R) 和腰带 11 的织物部件,用于防止大腿带 12L(12R) 向下松弛。

[0078] 防松带 16L(16R) 是在使用者 P 的后部处连接大腿带 12L(12R) 和腰带 11 的织物部件,用于防止大腿带 12L(12R) 向下松弛。

[0079] 关于这一点,可选地,可以采用由塑料制成的腰带 11 以及大腿带 12L 和 12R。可选地,可以采用由金属制成的致动器安装部件 13L 和 13R 以及加强部件 14L 和 14R。另外,可

选地,可以采用由塑料或金属制成的防松带 15、16L 和 16R。

[0080] 将负载传感器 10aL 和 10aR 分别附着在防松带 16L 和 16R 上。

[0081] 作为所附权利要求中“负载检测器”的示例的负载传感器 10aL(10aR) 检测由使用者 P 通过身体附件 10 施加在下肢连接件 20L(20R) 和驱动单元 50L(50R) 上的负载。当用于辅助肢体的设备 1A 支撑使用者 P 的部分重量时,通过下肢连接件 20L 和 20R、脚附件 30L 和 30R、以及驱动单元 50L 和 50R 支撑腰带 11。另一方面,由于使用者 P 的部分重量施加在大腿带 12L 和 12R 上,因此在各个防松带 16L 和 16R 中出现由腰带 11 以及大腿带 12L 和 12R 产生的沿 Z 轴方向的张力。

[0082] 优选但不是必须地,对于负载传感器 10aL 和 10aR,可以使用具有测压元件、应变仪或压电元件的单元。上述作为示例的负载传感器 10aL(10aR) 是单轴(Z 轴)检测类型,但是其可以可选地采用具有两轴或更多轴检测的传感器,以更准确地检测由使用者 P 施加在下肢连接件 20L(20R) 和驱动单元 50L(50R) 上的负载。另外,可以在防松带 15 的前部处或者在身体附件 10 的位于使用者 P 胯部下方的部分处附着负载传感器,以检测由使用者 P 施加的压力。

[0083] b. 下肢连接件 20L 和 20R

[0084] 如图 1 至图 4 和图 7 所示,与使用者 P 的腿(下肢)并排布置的下肢连接件 20L(20R) 通过多个关节单元连接身体附件 10 和脚附件 30L(30R)。

[0085] 下肢连接件 20L(20R) 包括髋关节单元 21L(21R)、大腿连接件 22L(22R)、膝关节单元 23L(23R)、小腿连接件 24L(24R) 以及踝关节单元 25L(25R)。

[0086] 髋关节单元 21L(21R) 布置在使用者 P 的髋关节外侧。髋关节单元 21L(21R) 连接大腿连接件 22L(22R) 和腰带 11,以使得大腿连接件 22L(22R) 可相对于腰带 11 关于 Y 轴旋转。

[0087] 大腿连接件 22L(22R) 是沿着使用者 P 的大腿外侧延伸的连接件。大腿连接件 22L(22R) 的上远侧部分与髋关节单元 21L(21R) 连接。大腿连接件 22L(22R) 的下远侧部分与膝关节单元 23L(23R) 连接。

[0088] 位于使用者 P 的膝关节外侧的膝关节单元 23L(23R) 将大腿连接件 22L(22R) 与小腿连接件 24L(24R) 可旋转地连接。

[0089] 可以将各个膝关节单元 23L 和 23R 定位成使其旋转轴线与使用者 P 的膝关节的轴线同轴对准或者平行。

[0090] 小腿连接件 24L(24R) 是沿着使用者 P 的小腿外侧延伸的连接件。

[0091] 小腿连接件 24L(24R) 的上远侧部分与膝关节单元 23L(23R) 连接。小腿连接件 24L(24R) 的下远侧部分与踝关节单元 25L(25R) 连接。

[0092] 踝关节单元 25L(25R) 使小腿连接件 24L(24R) 和脚附件 30L(30R) 可关于 Y 轴旋转地连接。踝关节单元 25L 和 25R 均与使用者 P 的踝关节的运动同步运动,而不妨碍行走的使用者 P。

[0093] c. 脚附件 30L 和 30R

[0094] 如图 1 至图 4 所示,脚附件 30L 和 30R 均附着在使用者 P 的脚(下肢的远侧部分)上,其是所附权利要求中所示的“下肢附件”的示例。如图 6 所示,脚附件 30L(30R) 具有鞋单元 31L(31R)、加强板 32L(32R) 以及支撑部件 33L(33R)。图 6 表示附着在使用者 P 右脚

上的右脚附件 30R。省略了用于与右脚附件 30R 镜像对称的左脚附件 30L 的视图。

[0095] 鞋单元 31L 和 31R 是以能够着落在地板上的方式附着在使用者 P 的脚上的一双鞋。

[0096] 加强板 32L(32R) 由沿着使用者 P 的脚外侧布置的塑料部件制成,其构造成当使用者 P 的脚着落在地面上时向下肢连接件 20L(20R) 传送由地板施加在鞋单元 31L(31R) 上的反作用力。鞋单元 31L(31R)、加强板 32L(32R) 和支撑部件 33L(33R) 能够通过踝关节单元 25L(25R) 相对于小腿连接件 24L(24R) 以一个统一的整体可旋转地运动。

[0097] 支撑部件 33L(33R) 是与加强板 32L(32R) 合作支撑踝关节单元 25L(25R) 的塑料部件。

[0098] 可以采用由金属制成的加强板 32L 和 32R 以及支撑部件 33L 和 33R。

[0099] 在该实施例中,下肢连接件 20L 和 20R、脚附件 30L 和 30R 以及驱动单元 50L 和 50R 均在结构上构造成支撑使用者 P 的通过身体附件 10 传送给它们中每一个的部分重量。

[0100] 着落传感器 31aL 和 31aR 分别附着在鞋单元 31L 和 31R 的鞋底上。着落传感器 31aL 和 31aR 在着落在地面上的同时均向控制器 60(参见图 11) 发送接通 (ON) 信号。

[0101] 在该实施例中,着落传感器 31aL(31aR) 附着在鞋单元 31L(31R) 的鞋底上,其用于检测脚附件 30L(30R) 处于着落阶段或提起阶段中的哪一阶段。这些着落传感器 31aL 和 31aR 均是在所附权利要求中所示的“脚检测器”的示例。

[0102] 地板并不限于建筑物的地板,而可以包括例如地面的平面,当佩戴用于辅助肢体的设备 1A 的使用者运动(行走)时,脚附件 30L 和 30R 着落在该平面上。

[0103] 优选地但并不是必须地,对于着落传感器 31aL 和 31aR 可以选择采用导电橡胶开关、压电元件或应变仪的单元。着落传感器 31aL 和 31aR 均是单轴传感器,可选地可以采用能够检测双轴或更多轴数据的着落传感器。

[0104] 当着落传感器 31aL(31aR) 产生输出时,意味着传感器 31aL(31aR) 正检测着落阶段。否则,其正检测提升阶段。

[0105] 在该实施例中,着落传感器 31aL(31aR) 附着在鞋单元 31L(31R) 的鞋底的中央部分上,但可以可选地将其附着在鞋底的不同部分(例如,鞋跟)上。还可以将多个着落传感器 31aL(31aR) 附着在鞋单元 31L(31R) 上。

[0106] 在该实施例中,大腿连接件 22L 和 22R、小腿连接件 24L 和 24R、第一连接件 51L 和 51R 以及第二连接件 53L 和 53R 中的每一个部件都应用铝合金部件,可以可选地使每一个部件由在轻质和强度方面优异的其它材料(例如,碳纤维加强塑料)制成。

[0107] d. 致动器单元 40L 和 40R

[0108] 如图 1 至图 4 所示,致动器单元 40L(40R) 附着在致动器安装部件 13L(13R) 上(参见图 5),其具有髋关节致动器 41L(41R) 和膝关节致动器 42L(42R)。

[0109] 髋关节致动器 41L(41R) 具有电机和减小该电机的速度的减速齿轮,用于改变身体附件 10 与大腿连接件 22L(22R) 之间的相对位置。换言之,髋关节致动器 41L(41R) 用作向髋关节单元 21L(21R) 施加旋转力矩以对其进行驱动的致动器。髋关节致动器 41L(41R) 的基部固定在致动器安装部件 13L(13R) 上。髋关节致动器 41L(41R) 的输出轴固定在大腿连接件 22L(22R) 的上远侧部分上对应于髋关节单元 21L(21R) 的位置处。这样,根据该实施例的髋关节致动器 41L(41R) 与髋关节单元 21L(21R) 机械一体。髋关节致动器 41L(41R)

的输出轴关于 Y 轴的旋转使得大腿连接件 22L(22R) 相对于身体附件 10 关于 Y 轴旋转,同时髋关节单元 21L(21R) 用作旋转轴。这样允许髋关节致动器 41L(41R) 在身体附件 10 与大腿连接件 22L(22R) 之间产生转矩。当髋关节致动器 41L(41R) 没有产生转矩时,髋关节单元 21L(21R) 中的旋转阻力减少到足够小以允许其自由旋转,从而防止妨碍使用者 P 的下肢摆动。在几何布置方面在髋关节致动器 41L(41R) 与其它部件之间的关系并不限于上述。可以可选地使髋关节致动器 41L(41R) 与髋关节单元 21L(21R) 分离,并添加用于髋关节单元 21L(21R) 的驱动单元。在该布置中,该驱动单元将由髋关节致动器 41L(41R) 产生的驱动力传送给髋关节单元 21L(21R)。

[0110] 髋关节致动器 41L 和 41R 分别具有编码器(旋转编码器)81L 和 81R。这些编码器 81L 和 81R 是所附权利要求中的“动作检测器”的示例。编码器 81L(81R) 检测髋关节致动器 41L(41R) 的旋转角作为表示下肢连接件 20L(20R) 的动作的的数据。将获得的角发送给控制器 60。

[0111] 膝关节致动器 42L(42R) 与髋关节致动器 41L(41R) 机械一体并同轴定位。膝关节致动器 42L(42R) 具有电机和减小该电机的速度的减速齿轮,用于改变大腿连接件 22L(22R) 与小腿连接件 24L(24R) 之间的相对位置。这样,膝关节致动器 42L(42R) 用作向膝关节单元 23L(23R) 施加旋转力矩以对其进行驱动的致动器。膝关节致动器 42L(42R) 的基部固定在致动器安装部件 13L(13R) 上。膝关节致动器 42L(42R) 的输出轴固定在第一连接件 51L(51R) 的远侧部分上。关于这一点,在几何布置方面膝关节致动器 42L(42R) 与其它部件之间的关系并不限于上述。

[0112] 膝关节致动器 42L 和 42R 分别具有编码器(旋转编码器)82L 和 82R。这些编码器 82L 和 82R 是所附权利要求中的“动作检测器”的示例。编码器 82L(82R) 检测膝关节致动器 42L(42R) 的旋转角作为表示下肢连接件 20L(20R) 的动作的的数据。将获得的角发送给控制器 60。

[0113] e. 驱动单元 50L 和 50R

[0114] 如图 1 至图 4 和图 7 所示,驱动单元 50L(50R) (用于驱动膝关节单元的连接件) 将由膝关节致动器 42L(42R) 产生的驱动力传送给膝关节单元 23L(23R)。驱动单元 50L(50R) 具有第一连接件 51L(51R)、第一接头单元 52L(52R)、第二连接件 53L(53R) 以及第二接头单元 54L(54R)。

[0115] 第一连接件 51L(51R) 的一个远侧部分与膝关节致动器 42L(42R) 的输出轴连接,并且其另一远侧部分与第一接头单元 52L(52R) 连接。

[0116] 第一接头单元 52L(52R) 使第一连接件 51L(51R) 和第二连接件 53L(53R) 可关于 Y 轴旋转地连接。

[0117] 第二连接件 53L(53R) 的一个远侧部分与第一接头单元 52L(52R) 连接,并且其另一远侧部分与第二接头单元 54L(54R) 连接。

[0118] 第二接头单元 54L(54R) 使第二连接件 53L(53R) 和小腿连接件 24L(24R) 可关于 Y 轴旋转地连接。

[0119] 在该实施例中,驱动单元 50L(50R) 布置在下肢连接件 20L(20R) 的后方。致动器单元 40L(40R)、膝关节单元 23L(23R)、第二接头单元 54L(54R) 以及第一接头单元 52L(52R) 的轴向中央布置成使它们位于平行四边形的角点处。换言之,大腿连接件 22L(22R)、第一连

接件 51L(51R)、第二连接件 53L(53R)、以及小腿连接件 24L(24R) 的从膝关节单元 23L(23R) 向第二接头单元 54L(54R) 延伸的部分形成近似平行四边形。用于辅助肢体的设备 1A 在保持该几何关系的同时进行工作。这导致更易于检测、控制和调整关节单元的角度,从而能够更容易地设计所述设备 1A。下面描述其示例。因为由膝关节单元 23L 和第二接头单元 54L 限定的线段总是平行于第一连接件 51L,如图 3 所示,所以控制器 60(参见图 11)能够基于从编码器 82L 的输出而容易地得知膝关节单元 23L 和第二接头单元 54L 之间的几何关系,即,由大腿连接件 22L 和小腿连接件 24L 构成的角度。

[0120] 驱动单元 50L(50R) 的布置以及连接件 51L(51R) 和 53L(53R) 的长度并不限于上述图中所示。

[0121] 本发明具有如下特征。具有相对较大重量的膝关节致动器没有定位在使用者 P 的膝盖附近而是定位在身体躯干(在该实施例中为臀部)处。通过由膝关节致动器产生并由驱动单元传送的驱动力来驱动膝关节单元。而且还在机械上简化了与下肢并排定位的连接件和关节单元。

[0122] 在本发明中,膝关节单元操作以接收由膝关节致动器产生的驱动力,该驱动力是由包括身体附件、大腿连接件、小腿连接件和驱动单元的机构传送的。这样,可以通过较低的惯性矩驱动膝关节单元。

[0123] f. 背包 BP

[0124] 由使用者 P 在其背上携带的背包 BP 包含有控制器 60(参见图 11)、输入/输出接口 70(参见图 11)和电池(未示出)。下面将详细地描述控制器 60。

[0125] 输入/输出接口 70 例如在外部计算机与控制器 60 连接时提供接口。可以通过外部计算机向控制器 60 提供使用者 P 的个人数据,例如其重量。

[0126] 电池分别向负载传感器 10aL 和 10aR、髌关节致动器 41L 和 41R、膝关节致动器 42L 和 42R、编码器 81L、81R、82L 和 82R、着落传感器 31aL 和 31aR、以及控制器 60 供电。控制器 60 控制由电池产生的电力供应。

[0127] 关于这一点,背包 BP 和输入/输出接口 70 不是本发明的必需元件。控制器 60、输入/输出接口 70 和电池附着在使用者 P 上的方式并不限于通过上述背包 BP 的方法。可选地,可以将它们直接附着在身体附件 10 上。

[0128] g. 操作示例

[0129] 下面将描述根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的操作示例。在图 8 和图 9 中,仅示意地描述了设备 1A 的所必需说明的部件。

[0130] 如图 8 所示,用于辅助肢体的设备 1A 驱动髌关节致动器 41R 以使大腿连接件 22R 沿着逆时针方向旋转,从而允许使用者 P 的大腿沿逆时针方向运动(图 8A 至图 8B)。

[0131] 同样地,设备 1A 驱动髌关节致动器 41R 以使大腿连接件 22R 沿着顺时针方向旋转,从而允许使用者 P 的大腿沿顺时针方向运动(图 8A 至图 8C)。

[0132] 如图 9 所示,设备 1A 驱动膝关节致动器 42R 以使第一连接件 51R 沿着逆时针方向旋转,这使得第二连接件 53R 通过第二接头 54 使小腿连接件 24R 降低,从而设备 1A 能够使使用者 P 的小腿沿逆时针方向运动(图 9A 至图 9B)。

[0133] 同样地,设备 1A 驱动膝关节致动器 42R 以使第一连接件 51R 沿着顺时针方向旋转,这使得第二连接件 53R 通过第二接头 54R 拉动小腿连接件 24R,从而设备 1A 能够使使用

者 P 的小腿沿顺时针方向运动（图 9A 至图 9C）。

[0134] 尽管未示出，同样的描述也适用于设备 1A 的左下肢。

[0135] 结合有上述操作的设备 1A 不仅能够辅助肢体（下肢）运动，而且能够通过施加辅助力以使使用者 P 在行走的同时解除其重量而支撑使用者 P 的部分重量。

[0136] h. 惯性矩的比较

[0137] 下面将描述对用于辅助肢体的设备 1A 与传统设备之间的惯性矩的比较。

[0138] 图 10A 是表示在根据第一实施例的设备中的惯性矩的示意图。图 10B 是表示在传统设备中的惯性矩的示意图。在图 10B 中，将表示传统设备的、作为根据第一实施例设备 1A 的对等构件的构件标识有上标“c”。

[0139] 如图 10A 所示，当佩戴设备 1A 的使用者 P 行走时，由于设备 1A 的自身重量而出现关于使用者 P 的髋关节轴线（Y 轴）的惯性矩。

[0140] 各部件的重量、其重心以及距髋关节轴线的距离定义如下：

[0141] m1：髋关节致动器 41R 的重量

[0142] r1：髋关节致动器 41R 与髋关节轴线之间的距离（= 0）

[0143] m2：膝关节致动器 42R 的重量

[0144] r2：膝关节致动器 42R 与髋关节轴线之间的距离（= 0）

[0145] m3：大腿连接件 22R 的重量

[0146] r3：大腿连接件 22R 的重心与髋关节轴线之间的距离

[0147] m4：小腿连接件 24R 的重量

[0148] r4：小腿连接件 24R 的重心与髋关节轴线之间的距离

[0149] m5：脚附件 30R 的重量

[0150] r5：脚附件 30R 的重心与髋关节轴线之间的距离

[0151] m6：驱动单元 50R 的重量

[0152] r6：驱动单元 50R 的重心与髋关节轴线之间的距离

[0153] 通过上述定义，用下面表达式近似由于形成设备 1A 的右下肢单元的构件引起的关于髋关节轴线的惯性矩 I_h 。

$$[0154] \quad I_h = m_3 \times r_3^2 + m_4 \times r_4^2 + m_5 \times r_5^2 + m_6 \times r_6^2$$

[0155] 如图 10B 所示，当使用者 P 佩戴用于辅助肢体的传统设备 1A^c 行走时，由于设备 1A^c 的自身重量而出现关于使用者 P 的髋关节轴线（Y 轴）的惯性矩。该设备 1A^c 在大腿连接件 22R^c 和小腿连接件 24R^c 之间具有膝关节致动器 42R^c，除去了驱动单元。

[0156] 各部件的重量、其重心以及距髋关节轴线的距离定义如下：

[0157] m11：髋关节致动器 41R^c 的重量（= m1）

[0158] r11：髋关节致动器 41R^c 与髋关节轴线之间的距离（= r1 = 0）

[0159] m12：膝关节致动器 42R^c 的重量（= m2）

[0160] r12：膝关节致动器 42R^c 的重心与髋关节轴线之间的距离

[0161] m13：大腿连接件 22R^c 的重量（= m3）

[0162] r13：大腿连接件 22R^c 的重心与髋关节轴线之间的距离（= r3）

[0163] m14：小腿连接件 24R^c 的重量（= m4）

[0164] r14：小腿连接件 24R^c 的重心与髋关节轴线之间的距离（= r4）

[0165] m_{15} :脚附件 30R° 的重量 (= m_5)

[0166] r_{15} :脚附件 30R° 的重心与髋关节轴线之间的距离 (= r_5)

[0167] 通过上述定义,用下面表达式近似由于形成设备 1A° 的右下肢单元的构件引起的关于髋关节轴线的惯性矩 $I_{h^{\circ}}$ 。

[0168] $I_{h^{\circ}} = m_{12} \times r_{12}^2 + m_3 \times r_3^2 + m_4 \times r_4^2 + m_5 \times r_5^2$

[0169] 由于膝关节致动器 42R° 通常比驱动单元 50R 重 ($m_{12} > m_6$) 并且距髋关节轴线更远 ($r_{12} > r_6$),因此满足 $I_h < I_{h^{\circ}}$ 。这样,用于辅助肢体的设备 1A 可以降低由于使用者 P 的运动引起的惯性矩,从而减少施加在使用者 P 上的负载。这导致改善佩戴设备 1A 的使用者 P 的感觉,从而抑制了在使用者中产生疲劳。因为具有相对较大重量的膝关节致动器 42L(42R) 与髋关节致动器 41L(41R) 一体定位,因此可以减少施加在髋关节致动器 41L(41R) 上的负载(惯性矩),从而导致对于髋关节致动器 41L(41R) 的小型化和功率减小。

[0170] 下面将详细描述控制器 60。

[0171] 如图 11 所示,控制器 60 包括重量存储器 61、用于计算目标辅助力的模块 62、用于计算初始转矩的模块 63、比较器 64、用于检测致动器状态的模块 65、用于确定着落脚的模块 66、以及输出控制器 67。

[0172] 重量存储器 61 获得使用者 P 的重量(重量数据)并对其进行存储(暂时存储)。使用者 P 可以将其重量输入控制器 60,或者识别使用者 P 的控制器 60 可以从预先存储重量数据的重量存储器 61 读取使用者 P 的重量。可选地,外部计算机可以通过输入/输出接口 70 将使用者 P 的重量输入重量存储器 61 中。另外,可选地,重量存储器 61 可以存储使用者 P 的单重量。

[0173] 用于计算目标辅助力的模块 62 读取存储在重量存储器 61 中的重量数据,并基于重量数据计量目标辅助力。

[0174] 目标辅助力是由用于辅助肢体的设备 1A 作用于使用者 P 的力的目标值,当使用者 P 垂直站在水平地板上时该力沿 Z 向定向。选择使用者 P 重量的给定百分比(例如,30%)作为所述目标值。在该实施例中,除了目标辅助力 F_a 之外,还计算最小辅助力 F_{a1} 和最大辅助力 F_{a2} 。最小辅助力 F_{a1} 和最大辅助力 F_{a2} 分别与所附权利要求中所示的“下限”和“上限”相对应。

[0175] 当选择 30% 的重量作为目标辅助力 F_a 时,例如产生 28% 的最小辅助力 F_{a1} 和 32% 的最大辅助力 F_{a2} 。根据作用于使用者 P 的期望辅助力、控制器 60 的计算能力、致动器 41L、41R、42L 和 42R 的特性、以及传感器 10aL、10aR、31aL 和 31aR 的特性,而适当地选择这些辅助力 F_a 、 F_{a1} 和 F_{a2} 。

[0176] 可以调节目标辅助力 F_a 、最小辅助力 F_{a1} 和最大辅助力 F_{a2} ;例如,通过外部计算机经由输入/输出接口 70 而采用任意值。

[0177] 用于计算初始转矩的模块 63 基于目标辅助力 F_a 来计算待作用于髋关节致动器 41L 和 41R 以及膝关节致动器 42L 和 42R 中每一个的初始转矩。

[0178] 对于下面三种情况中的每一种计算该初始转矩,例如(1) 双脚着落阶段,(2) 左脚着落阶段(右脚着落阶段),以及(3) 右脚着落阶段(左脚着落阶段)。

[0179] 对于双脚着落阶段(1),计算作用于髋关节致动器 41L 和 41R 以及膝关节致动器

42L 和 42R 中每一个的初始转矩。

[0180] 对于左脚着落阶段 (2), 计算作用于髋关节致动器 41L 以及膝关节致动器 42L 中每一个的初始转矩。在这种情况下, 作用于髋关节致动器 41R 以及膝关节致动器 42R 中每一个的初始转矩等于零。

[0181] 对于右脚着落阶段 (3), 计算作用于髋关节致动器 41R 以及膝关节致动器 42R 中每一个的初始转矩。在这种情况下, 作用于髋关节致动器 41L 以及膝关节致动器 42L 中每一个的初始转矩等于零。

[0182] 上述初始转矩旨在改善用于辅助肢体的设备 1A 的初始响应。优选地但并不是必须的, 初始转矩可以调整为使得设备 1A 平滑且迅速地从初始状态转变为提供目标辅助力 F_a 的状态。因为根据初始转矩在初始状态向各致动器施加转矩, 所以即使使用者 P 突然将其重量放在设备 1A 上, 设备 1A 也能够防止使用者 P 跌倒和失去平衡, 从而帮助使用者 P 保持稳定站姿。初始状态包括起动设备 1A 时的时刻、设备 1A 改变着落阶段时的时刻 (双脚着落阶段至单脚着落阶段、单脚着落阶段至双脚着落阶段)。

[0183] 施加初始转矩还有助于防止设备 1A 出故障。

[0184] 由于致动器 41L、41R、42L 和 42R 所需的转矩会根据辅助力 F_a 、 F_{a1} 和 F_{a2} 、以及致动器 41L、41R、42L 和 42R 的旋转角而改变, 因此可以可选地另外考虑各致动器的当前旋转角来确定初始转矩。

[0185] 比较器 64 将基于由负载传感器 10aL 和 10aR 检测的重量的当前辅助力 F_b (以下简称“负载 F_b ”) 与由用于计算目标辅助力的模块 62 所计算的输出进行比较。比较器 64 存储由负载传感器 10aL (10aR) 检测的实际值与基于该实际值由下肢连接件 20L (20R) 施加的辅助力之间的关系。这样, 比较器 64 能够基于由负载传感器 10aL (10aR) 传送的输出获得实际作用的辅助力。

[0186] 对于比较结果有三种情况: $F_b < F_{a1}$, $F_{a1} \leq F_b \leq F_{a2}$ 以及 $F_b > F_{a2}$ 。

[0187] 将这些结果发送给输出控制器 67。

[0188] 用于检测致动器状态的模块 65 基于来自髋关节编码器 81L 和 81R 以及膝关节编码器 82L 和 82R 的输出检测对于各关节单元的状态。将结果发送给输出控制器 67。

[0189] 用于确定着落脚的模块 66 基于来自着落传感器 31aL 和 31aR 的输出确定出现何阶段: (1) 双脚着落阶段, (2) 左脚着落阶段或 (3) 右脚着落阶段。

[0190] 如果从两个着落传感器 31aL 和 31aR 均有输出, 则模块 66 确定出现双脚着落阶段。

[0191] 如果仅从着落传感器 31aL 有输出, 则模块 66 确定出现左脚着落阶段 (右脚提起阶段)。

[0192] 如果仅从着落传感器 31aR 有输出, 则模块 66 确定出现右脚着落阶段 (左脚提起阶段)。

[0193] 将确定结果发送给输出控制器 67。

[0194] 输出控制器 67 基于来自模块 63 的计算结果、来自比较器 64 的比较结果、来自模块 65 的检测结果以及来自模块 66 的确定结果来确定各致动器 41L、41R、42L 和 42R 的输出, 以指示各致动器产生所述输出。

[0195] 输出控制器 67 基于来自模块 65 的检测结果及其偏差而预测下肢连接件 20L 和

20R 的动作,从而基于所述预测确定各致动器 41L、41R、42L 和 42R 的输出。

[0196] 当如图 17A 所示,角 θ_{1R} (其例如设定作为在前一时间从地板提起右脚的角度)增加达到预定值时,期望右脚立即离开地板。控制器 60 基于从着落传感器 31aL(31aR) 和编码器 81L(81R) 的输出,而获得以存储在脚离开地板时刻以前运动的角 θ_{1L} (θ_{1R})。角 θ_{1L} (θ_{1R}) 称为离开地板角,其对应于髋关节致动器 41L(41R) 的旋转角。控制器 60 根据离开地板角 θ_1 而预测使用者 P 的腿的动作。

[0197] 通过向左下肢连接件 20L 转换分配辅助力,设备 1A 可以准备过渡,其中使用者 P 的右脚处于提起阶段并且仅需要左侧系统(身体附件 10、下肢连接件 20L 和脚附件 30L) 支撑使用者 P 的重量。这有助于在转换时平滑地改变由致动器产生的转矩输出。这样,可以实现更稳定地辅助使用者 P 解除重量。

[0198] i. 转矩产生方向

[0199] 下面将描述由髋关节致动器 41L 和 41R 以及膝关节致动器 42L 和 42R 产生的转矩的方向。在下述附图中,“ON(是)”用于表示脚附件 30L 和 30R 着落在地板上。“OFF(否)”用于表示相反情况。

[0200] 如图 12 所示,直线 L1 与腰带 11 并排地水平延伸。直线 L2 沿大腿连接件 22L 和 22R 的纵向延伸。由直线 L1 和大腿连接件 22L(22R) 形成角 θ_{1L} (θ_{1R})。同样地,由直线 L2 和小腿连接件 24L(24R) 形成角 θ_{2L} (θ_{2R})。

[0201] 当用于辅助肢体的设备 1A 提供足够的辅助力时,如图 12A 所示,使用者 P 能够保持站姿而不用其下肢支撑所有重量。

[0202] 当使用者 P 的下肢不能足以支撑其重量并且设备 1A 不能提供足够辅助力时,设备 1A 以这样的方式改变使用者 P 的姿势,即减小角 θ_{1L} 和 θ_{1R} 但增加角 θ_{2L} 和 θ_{2R} 。

[0203] 鉴于上面论述,如果髋关节致动器 41L 和 41R(参见图 1) 产生转矩以增加角 θ_{1L} 和 θ_{1R} ,相反膝关节致动器 42L 和 42R 产生转矩以减小角 θ_{2L} 和 θ_{2R} ,则可以解决所述问题。

[0204] 致动器 41L、41R、42L 和 42R 中的每一个被控制为使得各个关节单元 21L、21R、22L 和 22R 的运动范围不会超过普通人关节的运动范围,这有助于使用者的安全性。这样调整大腿连接件 22L(22R)、膝关节单元 23L(23R) 以及小腿连接件 24L(24R) 的长度,以使得即使使用者 P 处于站姿,也不会使大腿连接件 22L(22R) 和小腿连接件 24L(24R) 如线一样直地对准。因此,膝关节单元 23L(23R) 保持为不会处于笔直位置。换言之,调整为使得大腿连接件 22L(22R) 和小腿连接件 24L(24R) 既不形成直线也不形成倒弯曲角。在图 3 和图 4 中示出了上述结构,其旨在不仅避免大腿连接件 22L(22R) 和小腿连接件 24L(24R) 以直线对准的奇点,而且还避免当这些连接件运动超过笔直位置时出现的倒角。这样,可以缓和施加在使用者 P 的身体附件 10 以及脚附件 30L 和 30R 上的冲击力,并增加由致动器 41L、41R、42L 和 42R 实现的对辅助力的控制能力。可选地,可以向致动器 41L、41R、42L 和 42R 以及连接件 22L、22R、24L 和 24R 中的每一个增加机械止动器,以可靠地限制运动范围。

[0205] j. 产生的转矩与辅助力之间的关系

[0206] 下面将描述由致动器产生的转矩与辅助力之间的关系。

[0207] 首先将参照图 13 来描述由膝关节致动器 42R 产生的转矩与辅助力之间的关系。假设髋关节致动器 41R 被固定而不能旋转。

[0208] 当脚附件 30R 着落且膝关节致动器 42R 产生转矩以减小角 θ_{2R} 时,沿着相对于中心位于膝关节致动器 42R 中的圆的切向向髋关节致动器 41R 作用旋转力。该旋转力沿抗引力方向的分量(Z 轴分量)导致由膝关节致动器 42R 作用的辅助力 F_{a1R} 。

[0209] 下面将参照图 14 来描述由髋关节致动器 41R 产生的转矩与辅助力之间的关系。假设膝关节致动器 42R 被固定而不能旋转。

[0210] 当脚附件 30R 着落且髋关节致动器 41R 产生转矩以增加角 θ_{1R} 时,沿着相对于中心位于髋关节致动器 41R 中的圆的切向向身体附件 10 作用旋转力。该旋转力沿抗引力方向的分量(Z 轴分量)导致由髋关节致动器 41R 作用的辅助力 F_{a2R} 。

[0211] 尽管没有图解示出,但适当地产生了由膝关节致动器 42L 产生的辅助力 F_{a1L} 和由髋关节致动器 41L 产生的辅助力 F_{a2L} ,并且用下面表达式表示由用于辅助肢体的设备 1A 作用的辅助力(总辅助力) F_a 。

[0212] (1) 双脚着落阶段

[0213] $F_a = F_{a1R} + F_{a2R} + F_{a1L} + F_{a2L}$

[0214] (2) 左脚着落阶段

[0215] $F_a = F_{a1L} + F_{a2L}$

[0216] (3) 右脚着落阶段

[0217] $F_a = F_{a1R} + F_{a2R}$

[0218] k. 脚附件的负载

[0219] 下面将描述施加在脚附件 30L 和 30R 上的负载。图 15 描述由用于辅助肢体的设备 1A 导致的压力改变和效果。

[0220] 显示出使用者 P 在行走,其佩戴有设备 1A,此时在脚附件 30L(30R) 后侧的两个位置处,即脚跟和跖骨关节(MP)处附着有两个压力传感器。以电压形式显示传感器的输出。从这些图表得知,在脚附件 30L 和 30R 上交替地施加负载,从脚跟转移到脚趾。设备 1A 向使用者 P 作用辅助力 F_a ,以减小施加在使用者 P 的脚上的最大负载($F_c \rightarrow F_{ca}$)从而更易于行走。

[0221] 1. 用于辅助肢体的设备的操作示例

[0222] 下面将描述用于辅助肢体的设备 1A 的操作。

[0223] 在使用者 P 佩戴用于辅助肢体的设备 1A 的同时,将其重量输入控制器 60。将重量存储在重量存储器 61 中(步骤 S1)。

[0224] 用于计算目标辅助力的模块 62 基于存储在重量存储器 61 中的使用者 P 的重量而计算目标辅助力 $F_a(F_{a1}, F_{a2})$ (步骤 S2)。

[0225] 用于计算初始转矩的模块 63 基于目标辅助力 F_a 而计算初始转矩(步骤 S3)。

[0226] 用于确定着落脚的模块 66 基于来自着落传感器 31aL 和 31aR 的输出而指定着落脚(步骤 S4)。

[0227] 当模块 66 确定只有左脚着落时,输出控制器 67 根据初始转矩驱动髋关节致动器 41L 和膝关节致动器 42L 以产生转矩(步骤 S5a)。

[0228] 当模块 66 确定双脚着落时,输出控制器 67 根据初始转矩驱动髋关节致动器 41L 和 41R 以及膝关节致动器 42L 和 42R 以产生转矩(步骤 S5b)。

[0229] 当模块 66 确定只有右脚着落时,输出控制器 67 根据初始转矩驱动髋关节致动器

41R 和膝关节致动器 42R 以产生转矩 (步骤 S5c)。

[0230] 负载传感器 10aL 和 10aR 检测负载 F_b (步骤 S6)。比较器 64 将检测的负载 F_b 与计算的目标辅助力 F_a (F_{a1} , F_{a2}) 进行比较 (步骤 S7)。

[0231] 当负载 (当前辅助力) F_b 小于目标辅助力 F_{a1} 时, 输出控制器 67 将供应给在着落脚一侧的致动器的电流增加预定量, 从而将输出转矩增加给定量 (步骤 S8a)。

[0232] 当 F_b 位于 F_{a1} 和 F_{a2} (均包含) 之间时, 输出控制器 67 保持由在着落脚的一侧的致动器产生的转矩恒定 (步骤 S8b)。

[0233] 当 F_b 大于 F_{a2} 时, 输出控制器 67 将供应给在着落脚的一侧的致动器的电流减小预定量, 从而将输出转矩减小给定量 (步骤 S8c)。

[0234] 关于这一点, 可以根据控制器 60 的计算能力、致动器 41L、41R、42L 和 42R 的特性、以及传感器 10aL、10aR、31aL 和 31aR 的特性, 分别适当地选择增加和减小电流的预定量。

[0235] 当向控制器 60 中输入 OFF 信号时 (步骤 S9 中为“是 (YES)”), 设备 1A 结束处理。当没有向控制器 60 中输入 OFF 信号时 (步骤 S9 中为“否 (NO)”), 模块 66 确定是否改变了着落脚 (步骤 S10)。

[0236] 当有改变, 双脚着落阶段 → 单脚着落阶段, 单脚着落阶段 → 双脚着落阶段 (步骤 S10 中为“是”) 时, 流程返回到步骤 S4。相反, 当没有改变时 (步骤 S10 中为“否”), 流程返回到步骤 S6。

[0237] m. 下肢连接件的状态变换和转矩产生

[0238] 下面将描述用于辅助肢体的设备 1A 响应于使用者 P 行走的状态变换, 着重于右下肢连接件 20R 的状态变换。

[0239] 应注意, 图 17A、17B、17C、17D、18A、18B 和 18C 均表示典型示例, 并且在行走期间行走方式和膝盖角度因使用者而不同。

[0240] 当使用者 P 的右下肢位于极后位置时 (图 17A; 状态 1), 大腿连接件 22R 和小腿连接件 24R 接近如直线的对准位置。此时, 角 θ_{1R} 具有最大值 ($\theta_{1R} = \theta_{1Rmax}$), 而角 θ_{2R} 具有最小值 ($\theta_{2R} = \theta_{2Rmin}$)。因为右脚附件 30R 着落, 所以髋关节致动器 41R 产生转矩以增加角 θ_{1R} 。相反, 膝关节致动器 42R 产生转矩以减小角 θ_{2R} 。

[0241] 当使用者 P 向外摆动其右下肢 (沿 X 轴方向) 时, 其右脚 (右脚附件 30R) 从地板提起。由髋关节致动器 41R 和膝关节致动器 42R 产生的输出转矩将为零。因为角 θ_{1R} 逐渐减小, 并且在将右脚从地板提起之后脚附件 30 相对于膝关节单元 23R 有延迟地跟随, 所以角 θ_{2R} 一度增加。当角 θ_{2R} 取最大值时 ($\theta_{2R} = \theta_{2Rmax}$), 膝关节单元 23R 开始向前摆动 (图 17B; 状态 2)。

[0242] 如果使用者 P 在状态 2 之后继续向前摆动其右下肢, 则角 θ_{1R} 取最小值 ($\theta_{1R} = \theta_{1Rmin}$) (图 17C; 状态 3)。由于角 θ_{1R} 逐渐增加并且脚附件 30R 相对于膝关节单元 23R 有延迟地向前, 因此角 θ_{2R} 逐渐减小。这样, 右脚附件 30R 着落在地面上 (图 17; 状态 4)。当使用者 P 的左下肢以与右下肢相似的方式运动时 (图 18A; 状态 5, 图 18B; 状态 6, 图 18C; 状态 7 = 状态 1), 即右脚着落在地面上时, 髋关节致动器 41R 连续地产生转矩以增加角 θ_{1R} 。相反, 膝关节致动器 42R 连续地产生转矩以减小角 θ_{2R} 。

[0243] 关于这一点, 可选地, 髋关节致动器 41R 可以在提起脚时沿图 17 中逆时针方向产生转矩, 以向使用者的大腿作用辅助力, 这有助于使用者 P 向前摆动大腿。

[0244] 用于辅助肢体的设备 1A 可以提供下面的优点。

[0245] 上述设备 1A (其中减小了由于使用者 P 的运动而引起的惯性矩,并释放施加在使用者上的负载)能够改善佩戴设备 1A 的使用者的感觉并防止使用者感到疲劳。

[0246] 支撑使用者 P 的部分重量的上述设备 1A 能够减少由使用者的重量施加在其下肢上的负载。

[0247] 上述设备 1A 检测施加在其上的负载并基于所检测的负载来支撑使用者 P 的预定百分比的重量,该设备能够根据使用者 P 的姿势的变化向其提供适当的辅助。

[0248] 上述设备 1A 仅向着落的下肢作用辅助力,其不仅能够根据行走姿势的改变提供适当的辅助力,而且能够不妨碍所提起的下肢的运动。

[0249] 上述设备 1A 不需要由使用者的手进行操作,这与诸如拐杖和四点手杖的手杖不同。使用者 P 可以在带有设备 1A 的行走期间自由地使用他的手。另外,设备 1A 在长时间使用的同时,会免于使使用者 P 的臂和上躯可能感到疲劳。

[0250] 上述设备 1A 与使用者 P 的下肢并排地紧凑布置,其不会在使用者 P 在窄通道、楼梯等上运动时产生妨碍。因为连接件 22L、22R、24L 和 24R 以及关节单元 21L、21R、23L、23R、25L 和 25R (它们设计成与人下肢的对等物相似)与使用者 P 的下肢并排布置,所以与使用直接接合致动器或者距下肢较远地附着的传统设备相比,设备 1A 趋于更好地配合人的行走,从而在辅助力方面提供更好的效率。

[0251] 上述设备 1A 没有采用轮,其可以在各种地板状态的情况下使用。

[0252] 上述设备 1A 将使用者 P 限制在很少的位置处并适于长时间使用。因为无需限制膝、大腿等的设备 1A 能够消除对使用者 P 的下肢的大多数限制,所以不会使其感到不舒适的限制、疼痛和高负载。对位置限制越少,就越可以减少设备 1A 的重量。因为设备 1A 是通用的,从而一种典型类型可以应用于不同使用者而不受使用者 P 的体形和行走习惯的影响,所以其满足了所有目的的应用。

[0253] 设备 1A 具有这样的特征,即,使用者 P 的被设备 1A 施加了辅助力的部分(致动器单元 40L 和 40R 的安装部分)与使用者 P 的重量所在之处均位于基本相同的垂直平面(图 3 和图 4 中的 Y-Z 面)。该结构防止了设备 1A 在设备 1A 作用辅助力时向使用者 P 作用沿倾斜方向(关于 Y 轴)的不需要的动量。

[0254] II. 第二实施例

[0255] 下面将描述根据本发明第二实施例的用于辅助肢体的设备,着重于相对于根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别。在描述实施例所参照的下面附图中,仅示意地描述了与根据第一实施例的设备 1A 进行比较所需的相关部分。如在图 19 至图 21 中,省略了髋关节致动器 41R。

[0256] 在图 19 至图 22 中,因为左右构件在结构上相同,所以仅对右侧部件赋予标记,而省略了左侧部件的标记。

[0257] 如图 19 所示,根据本发明第二实施例的用于辅助肢体的设备 1B 具有驱动单元 150R 以替代驱动单元 50R。

[0258] 驱动单元 150R 具有第一带轮 151R、第二带轮 152R 和环形带 153R。与膝关节致动器 42R 接合的第一带轮 151R 与其轴同步旋转。第二带轮 152R 附着在小腿连接件 24R 上。环形带 153R 绕第一带轮 151R 和第二带轮 152R 回转。

[0259] 膝关节致动器 42R 使第一带轮 151R 旋转,以使环形带 153R 前进或拉回,从而使第二带轮 152R 旋转。这样,驱动膝关节 23R。

[0260] III. 第三实施例

[0261] 下面将描述根据本发明第三实施例的用于辅助肢体的设备,着重于相对于根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别。

[0262] 如图 20 所示,根据第三实施例的设备 1C 不仅具有膝关节致动器 242R(以替代膝关节致动器 42R),而且还具有驱动单元 250R(以替代驱动单元 50R)。

[0263] 驱动单元 250R 具有导线安装部件 251R、膝关节致动器 242R 以及两根导线 252R 和 253R。导线安装部件 251R 与小腿连接件 24R 一体接合并位于膝关节单元 23R 的外部中。两个导线 252R 和 253R 的路线在导线安装部件 251R 与膝关节致动器 242R 之间。

[0264] 膝关节致动器 242R 通过拉动导线 252R 并松弛导线 253R 而驱动膝关节单元 23R,反之亦然。

[0265] IV. 第四实施例

[0266] 下面将描述根据本发明第四实施例的用于辅助肢体的设备,着重于相对于根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别。

[0267] 如图 21 所示,根据第四实施例的设备 1D 不仅具有膝关节致动器 342R(以替代膝关节致动器 42R),而且还具有驱动单元 350R(以替代驱动单元 50R)。

[0268] 驱动单元 350R 具有轴 351R、第一伞齿轮 352R 和第二伞齿轮 353R。轴 351R 与膝关节致动器 342R 的输出轴连接。第一伞齿轮 352R 附着在轴 351R 的远侧部分上。第二伞齿轮 353R 附着在小腿连接件 24R 上并与第一斜齿轮 352R 啮合。

[0269] 膝关节致动器 342R 关于其轴线驱动轴 351R,以驱动膝关节单元 23R。

[0270] 关于这一点,可选地,可以采用其它类型的齿轮以将由膝关节致动器产生的驱动力传送给膝关节单元以对其进行驱动。所述齿轮包括螺旋齿轮、直齿伞齿轮、螺旋伞齿轮、平面齿轮、准双曲面齿轮、蜗轮等。

[0271] V. 第五实施例

[0272] 下面将描述根据本发明第五实施例的用于辅助肢体的设备,着重于相对于根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别。

[0273] 如图 22 所示,根据第五实施例的设备 1E 包括踝关节致动器 43R 和踝关节连接件 450R。

[0274] 踝关节致动器 43R 与髌关节致动器 41R 和膝关节致动器 42R 一体布置并与其同轴。具有电机和减速齿轮的踝关节致动器 43R 通过减速齿轮减小电机的输出速度,以改变小腿连接件 24R 与脚附件 30R 之间的相对位置。换言之,踝关节致动器 43R 用作向踝关节单元 25R 施加旋转力矩以对其进行驱动的致动器。踝关节致动器 43R 的基部固定在致动器安装部件 13R 上,并且踝关节致动器 43R 的输出轴固定在后面将描述的第一连接件 451R 的远侧部分上。关于这一点,踝关节致动器 43R 与这些构件的几何关系并不限于上面所述。

[0275] 编码器(旋转编码器)83R 附着在踝关节致动器 43R 上。编码器 83R 是所附权利要求中“动作检测器”的示例,用于检测踝关节致动器 43R 的旋转角以作为关于下肢连接件 20R 的动作的的数据。将检测的旋转角发送给控制器 60。

[0276] 踝关节连接件 450R 包括第一连接件 451R、第一接头单元 452R、第二连接件 453R、

第二接头单元 454R、第三连接件 455R、第四连接件 456R、第四接头单元 457R 以及第五连接件 458R。第一连接件 451R 与踝关节致动器 43R 连接。第二连接件 453R 通过第一接头单元 452R 与第一连接件 451R 连接。第三连接件 455R 不仅通过第二接头单元 454R 与第二连接件 453R 连接,而且还与膝关节单元 23R 连接。第四连接件 456R 不仅通过第二接头单元 454R 与第二连接件 453R 连接,而且还通过第四接头单元 457R 与脚附件 30R 连接。第五连接件 458R 与第四接头单元 457R 和踝关节单元 25R 连接。第四接头单元 457R 固定在脚附件 30R 上。

[0277] 踝关节致动器 43R 使第一连接件 451R 旋转,以沿着大腿轴线的方向降低或拉动第二连接件 453R。这使得第三连接件 455R 关于膝关节单元 23R 旋转,以沿着小腿轴线的方向降低或拉动第四连接件 456R。这样,降低或拉动附着在脚附件 30R 上的第四接头单元 457,以驱动踝关节单元 25R。

[0278] 当鞋单元 31R 具有足够强度时,可以可选地去除第五连接件 458R。

[0279] 另外,可以可选地采用这样的布置,即,踝关节连接件 450R 设置在驱动单元 50R 的内部并在使用者 P 的近侧,而不是图 22 中所示的示例,其中踝关节连接件 450R 设置在驱动单元 50R 的外部。

[0280] 此外,可以将根据其它实施例的驱动单元 150R、250R 和 350R 的其中一个与踝关节连接件 450R 组合。

[0281] 用于检测致动器状态的模块 65 基于来自编码器 83L (83R) 的输出而检测踝关节单元 25L (25R) 的状态。控制器 60 能够基于来自编码器 83L (83R) 的输出而得知由小腿连接件 24L (24R) 和脚附件 30L (30R) 形成的角度。

[0282] 输出控制器 67 确定待由踝关节致动器 43L (43R) 产生的输出,并向其发送指令。

[0283] 下面将描述身体附件的修改例,着重于与根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别。在图 24A、24B 和 24C 中,省略了背包 BP。

[0284] 如图 24A 所示,用于辅助肢体的设备 1F 的身体附件 610 具有腰带 11、致动器安装部件 13L 和 13R 以及胯带 612L 和 612R。胯带 612L (612R) 是在使用者 P 的胯周围佩戴的织物部件,其与致动器安装部件 13L (13R) 连接。

[0285] 在设备 1F 中,与图 1 所示的设备 1A 相比较简化了用于身体附件的带,其实现了重量降低。

[0286] 如图 24B 所示,用于辅助肢体的设备 1G 的身体附件 710 具有腰带 11、致动器安装部件 13L 和 13R、以及大腿带 712L 和 712R。大腿带 712L (712R) 是在使用者 P 的大腿周围佩戴的织物部件,其与致动器安装部件 13L (13R) 连接。

[0287] 设备 1G 与设备 1F 相比,增加了在使用者 P 的大腿处的支撑能力,以释放作用于使用者 P 的胯部的应力。

[0288] 如图 24C 所示,用于辅助肢体的设备 1H 的身体附件 810 具有腰带 11、致动器安装部件 13L 和 13R、以及腋窝支撑部件 812L 和 812R。腋窝支撑部件 812L (812R) 在使用者 P 腋窝的下方支撑使用者 P,其与致动器安装部件 13L (13R) 连接。腋窝支撑部件 812L (812R)、致动器安装部件 13L (13R)、下肢连接件 20L (20R)、以及脚附件 30L (30R) 在结构上设计成支撑由使用者 P 施加在腋窝支撑部件 812L (812R) 上的负载。

[0289] 设备 1H 是适于由于疾病或损伤而在大腿周围或胯处受到限制的使用者 P 的示例。

[0290] 除了上述修改例之外,可选地可以采用这样的布置,其中由用于辅助肢体的设备向使用者的髌作用辅助力。

[0291] 下面将鉴于与根据第一实施例的用于辅助肢体的设备 1A 的区别来描述控制器的修改例。

[0292] 如图 25 所示,用于辅助肢体的设备 1I 的控制器 960 具有目标辅助力存储器 961(以替代重量存储器 61)、和用于计算目标辅助力的模块 62。

[0293] 目标辅助力存储器 961 存储目标辅助力 F_a , 其为预定值, 例如 10Kg。目标辅助力存储器 961 还存储最小目标辅助力 F_{a1} (例如, 9Kg), 以及最大目标辅助力 F_{a2} (例如, 11Kg), 这两个力都是相对于目标辅助力 F_a 设定的。设备 1I 根据上述值执行对初始转矩的功能性流程计算和对致动器转矩进行控制。

[0294] 下面将描述与根据第五实施例的用于辅助肢体的设备 1E 相比较的修改例。

[0295] 如图 26 所示,用于辅助肢体的设备 1J 具有这样的结构,其中去除了膝关节致动器 42R 和驱动单元 50R。

[0296] 设备 1J 能够支撑使用者 P 的髌关节和踝关节的运动。

[0297] 尽管参照附图描述了本发明的实施例,但是对于本领域技术人员显而易见的是,可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下对本发明进行修改。

[0298] 可选地,可以通过去除髌关节致动器而仅采用膝关节致动器以驱动关节单元,这导致用于辅助肢体的设备的重量减少和控制简化。

[0299] 可选地,可以沿着使用者的下肢内侧布置所有的致动器和连接件或者它们中的至少一个,而不是在上述实施例中所述的布置,在上述实施例中沿着使用者的下肢外侧布置所有的致动器和连接件。可以对使用者的上肢应用用于辅助肢体的设备。另外,除了使用者的膝关节之外,所述设备还可以辅助使用者的踝关节、肘关节和腕关节。

[0300] 在图 16 中所示的控制流程中,描述了这样的示例,其中控制器 60 根据预先存储的控制方法(肢体辅助程序,也称为“下肢辅助程序”)执行处理。可选地,可以在外部通过记录介质或通过网络提供控制方法。本发明包括所述控制方法,其运行作为用于辅助肢体的设备的控制器的计算机。

[0301] 本发明不限于用于两下肢的用于辅助肢体的设备,而可以可选地将该设备应用于左下肢和右下肢中的仅一个。为此的一个示例是,将设备应用于使用者的仅一个受到身体上衰弱的下肢,以提供辅助力。

[0302] 本发明不限于已参照附图进行描述的、用于辅助肢体的设备的关节的结构配置。身体附件和脚附件的形状和材料并不限于上面所述。还可以采用这样的布置,其中用于辅助肢体的设备执行施加辅助力的控制,这确实有助于使用者行走。

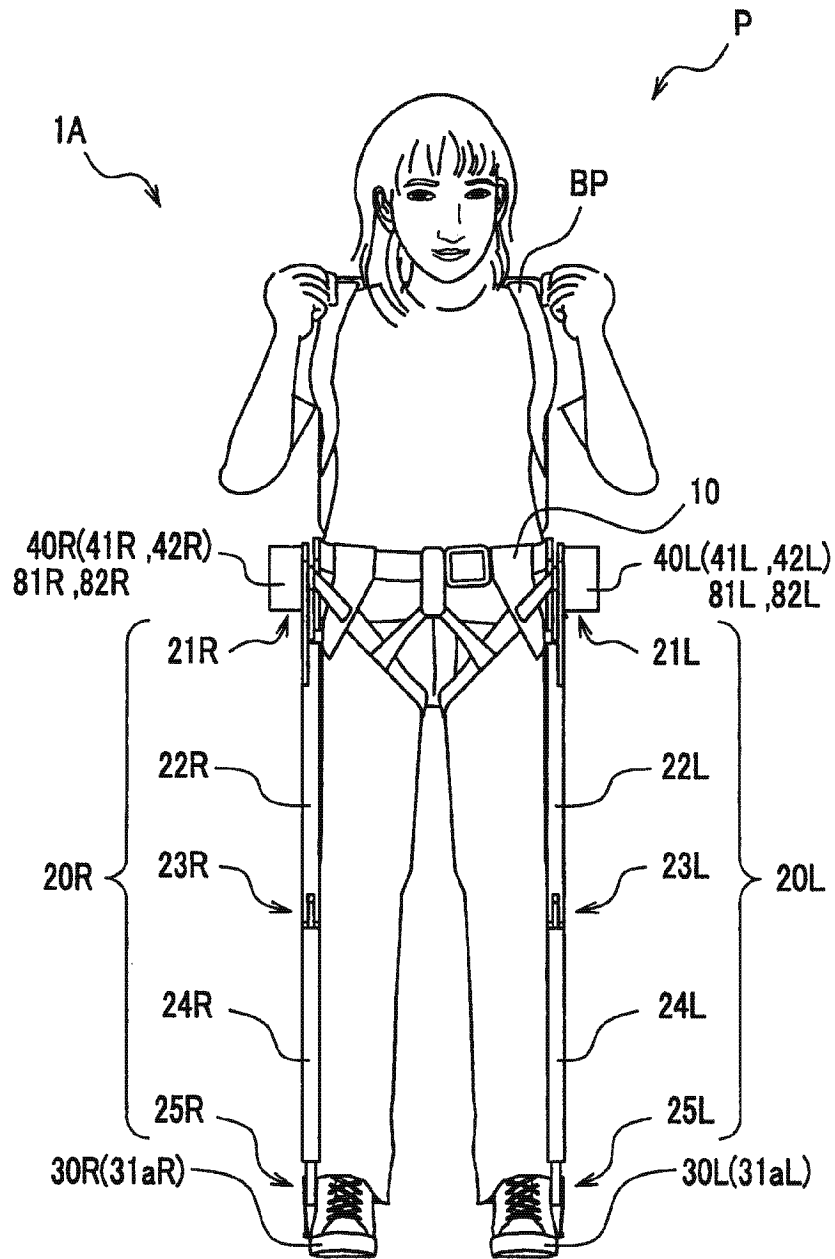


图 1

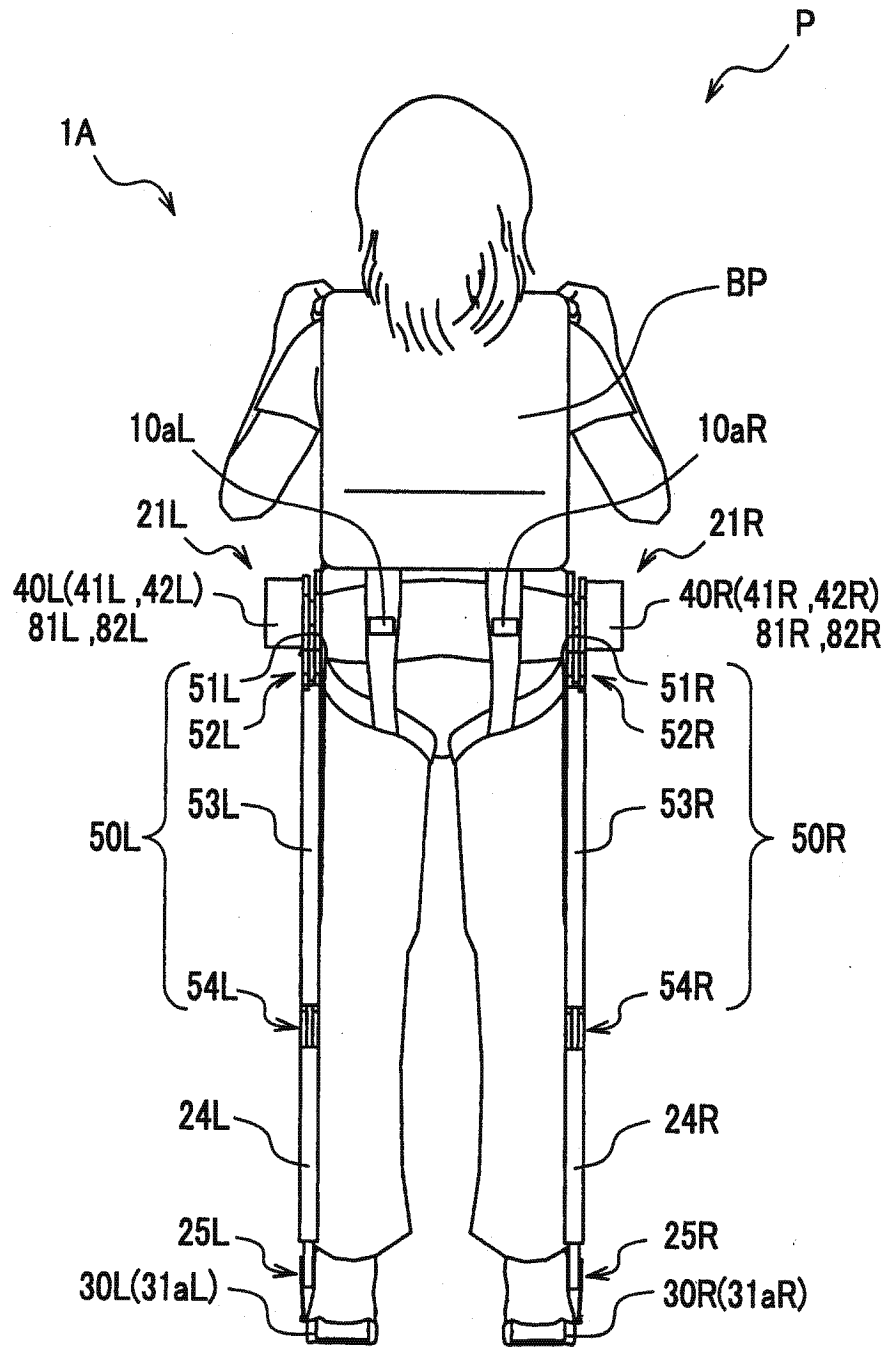


图 2

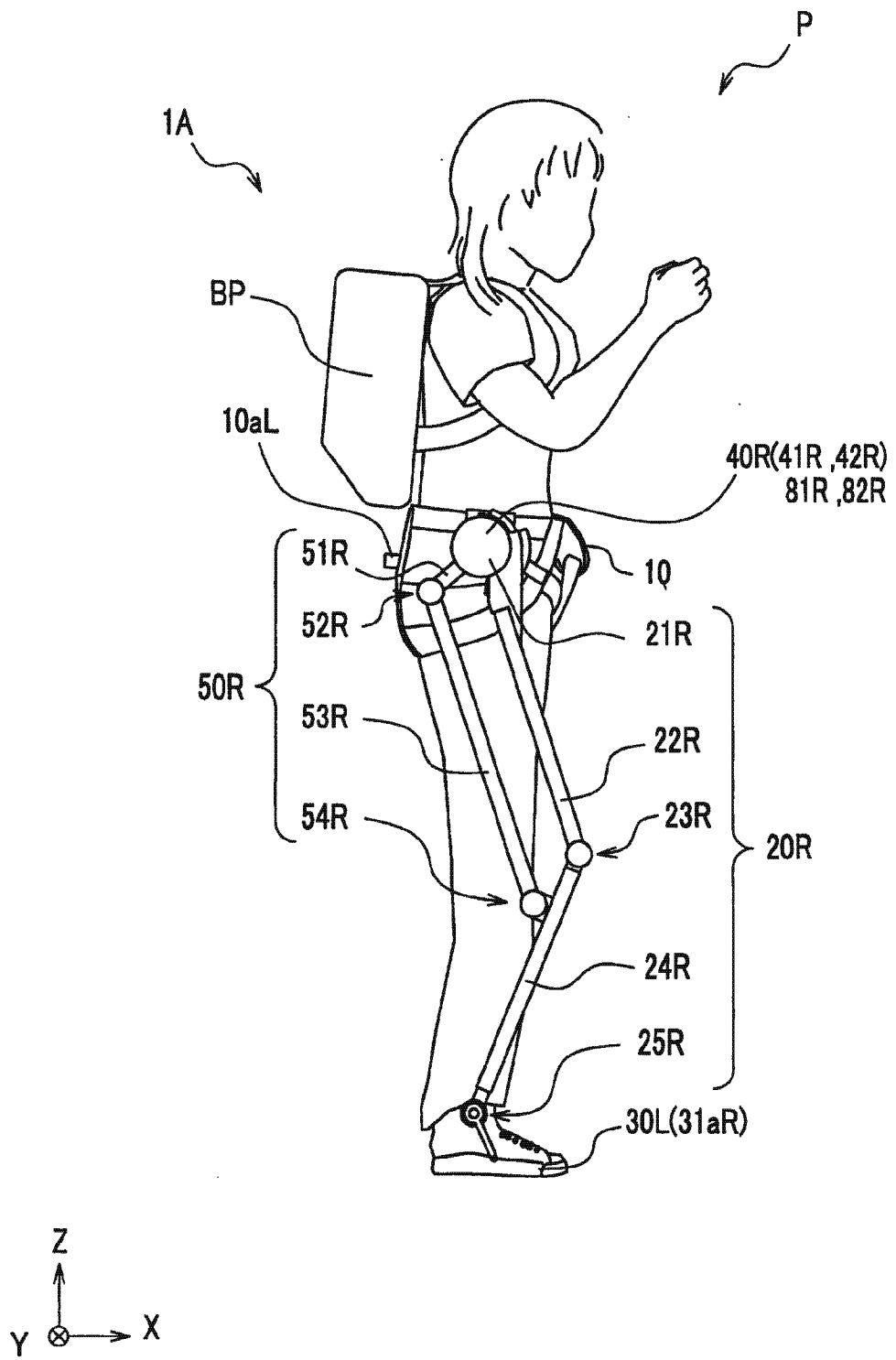


图 4

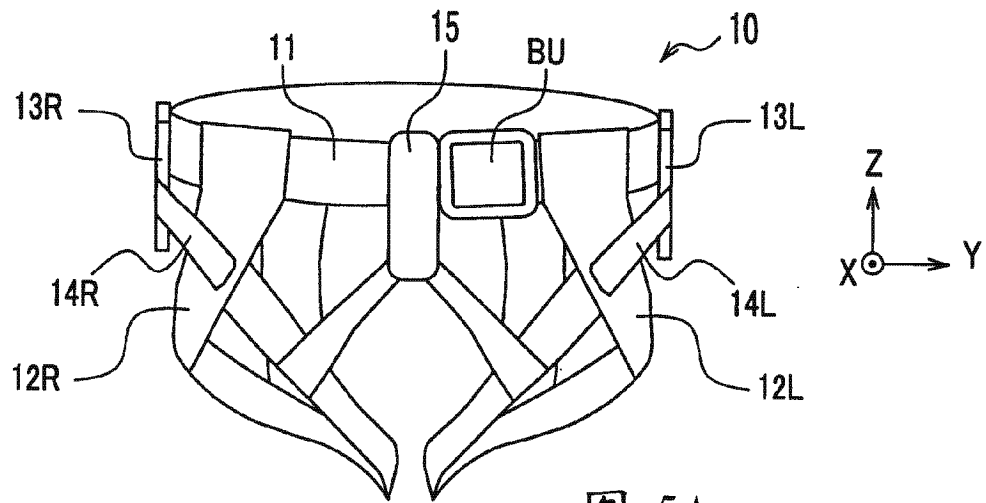


图 5A

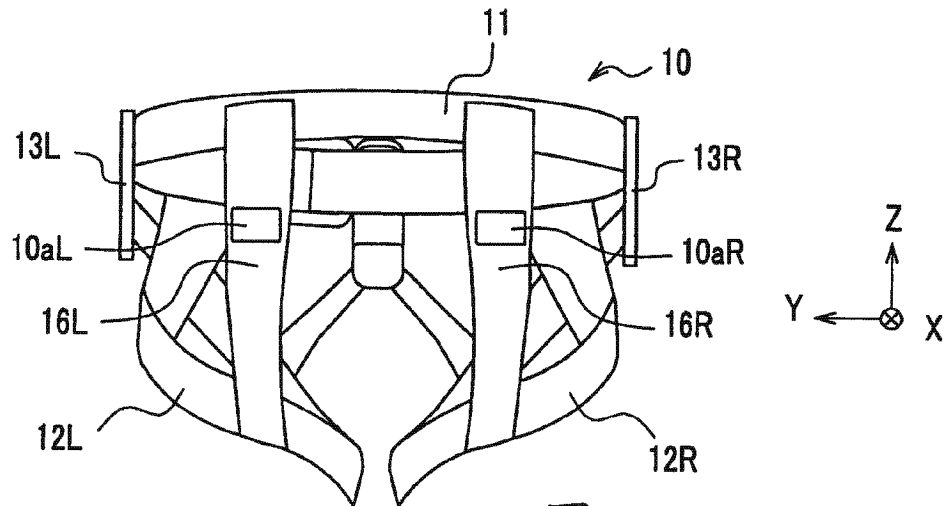


图 5B

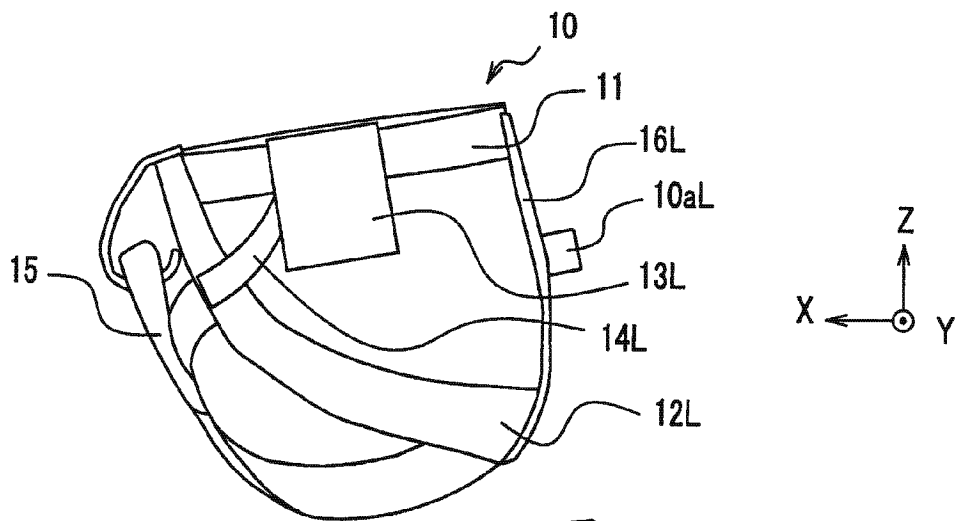


图 5C

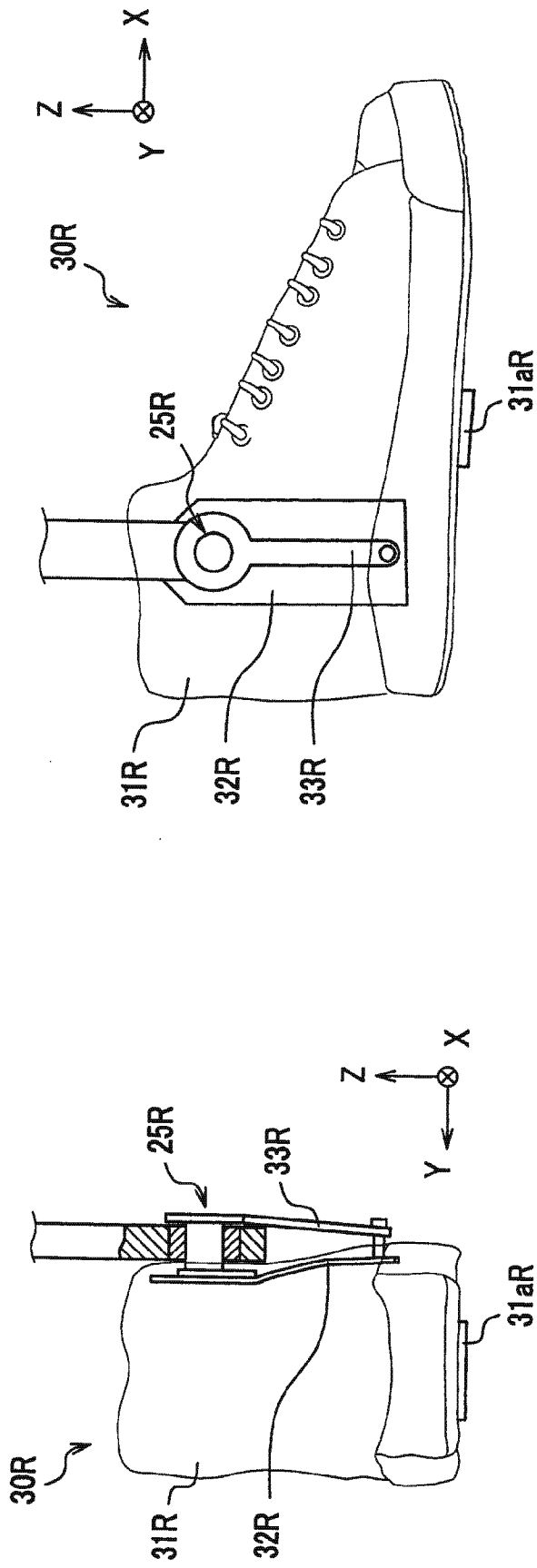


图 6A

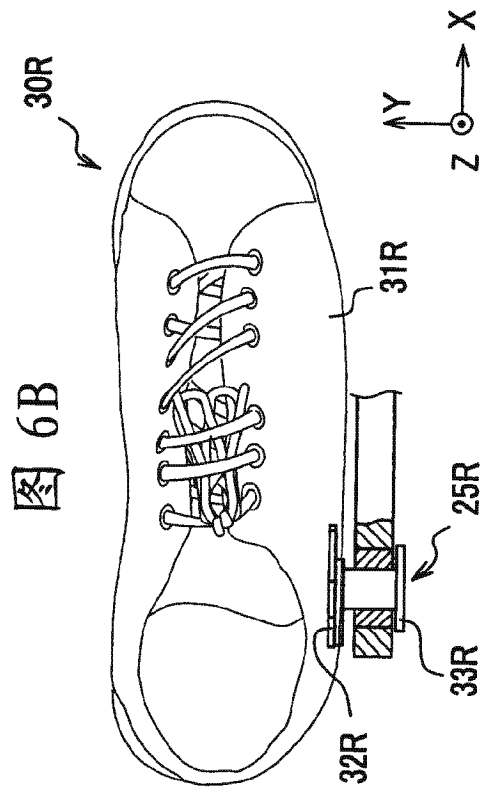


图 6C

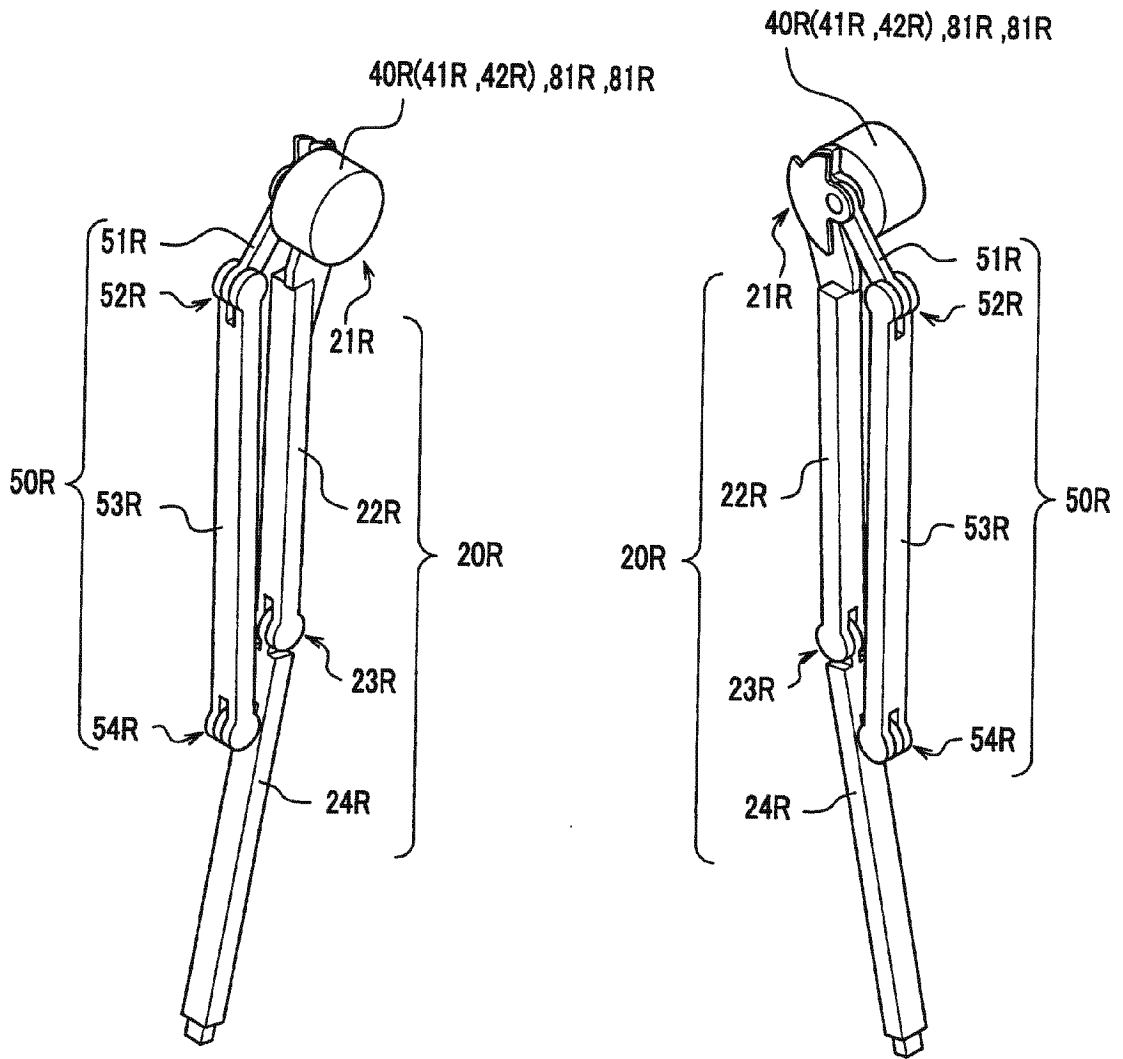


图 7

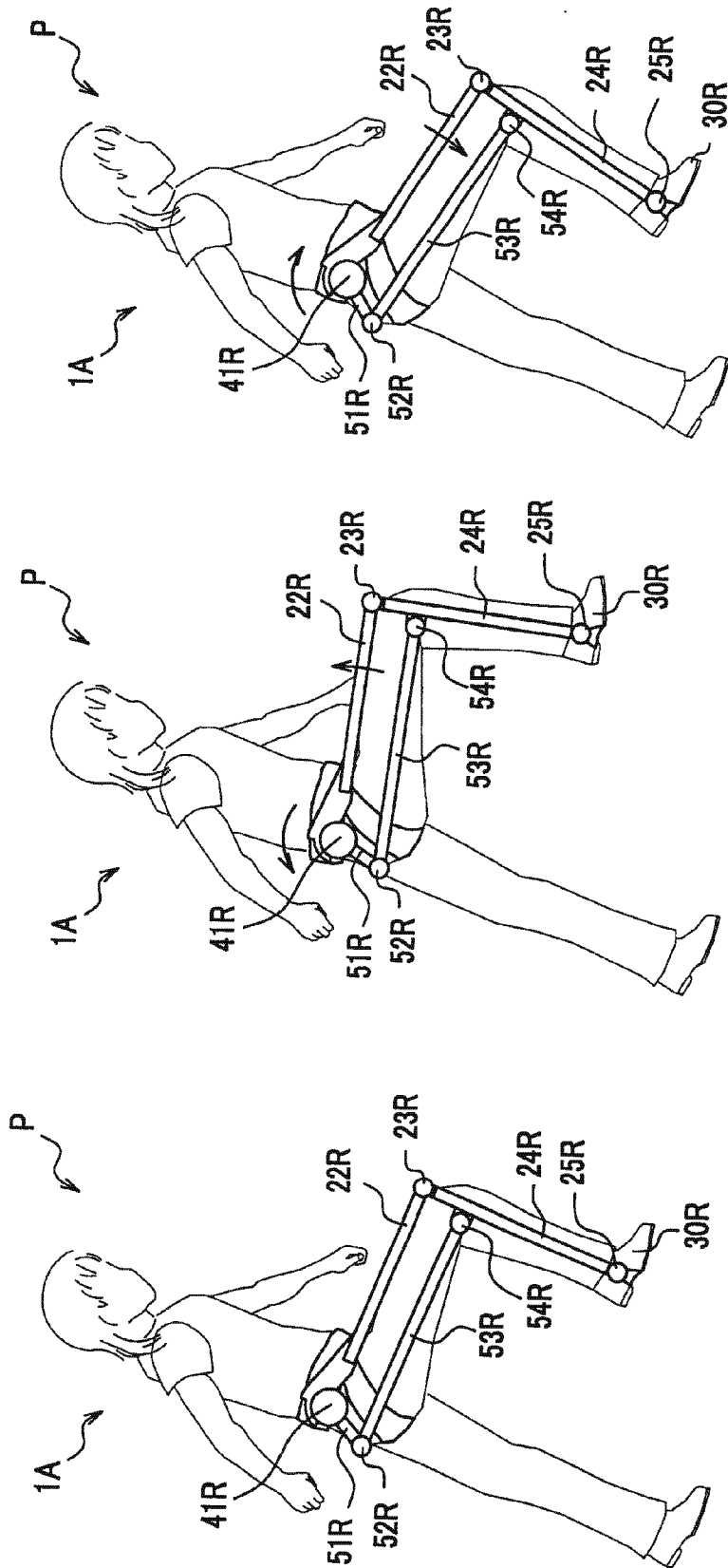


图 8A

图 8B

图 8C

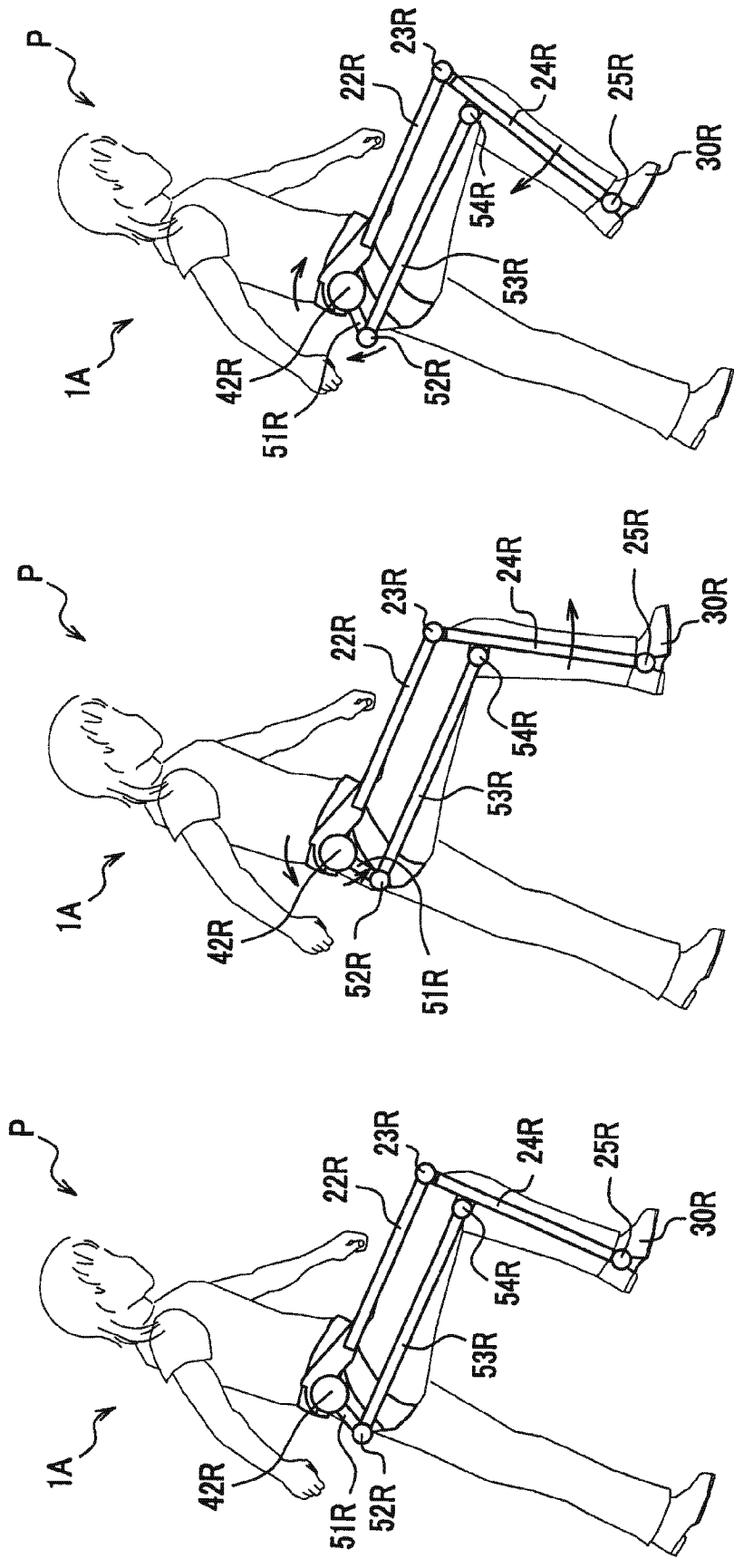
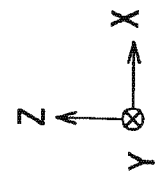


图 9A

图 9B

图 9C



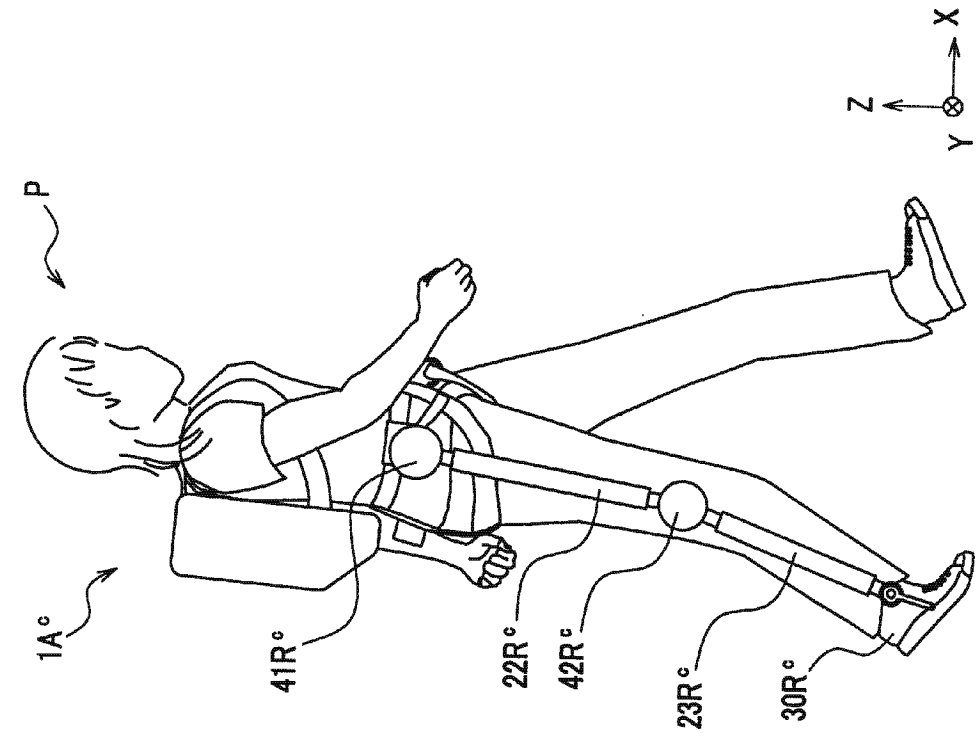


图 10B

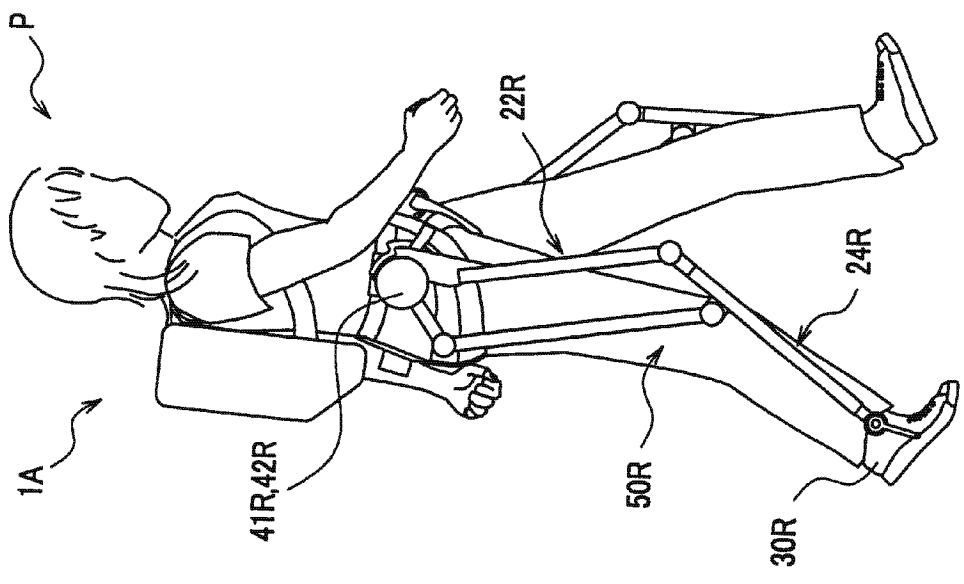


图 10A

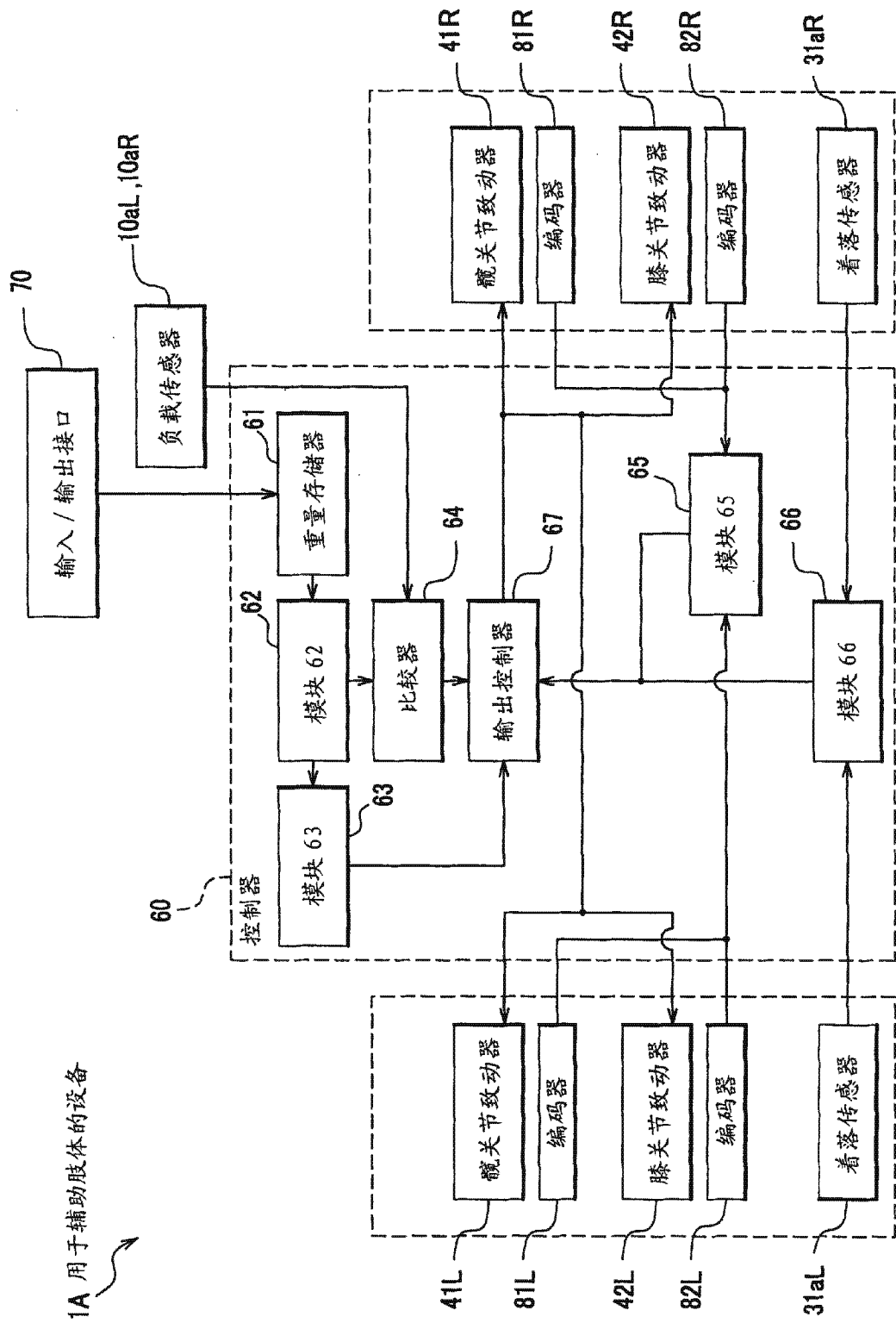


图 11

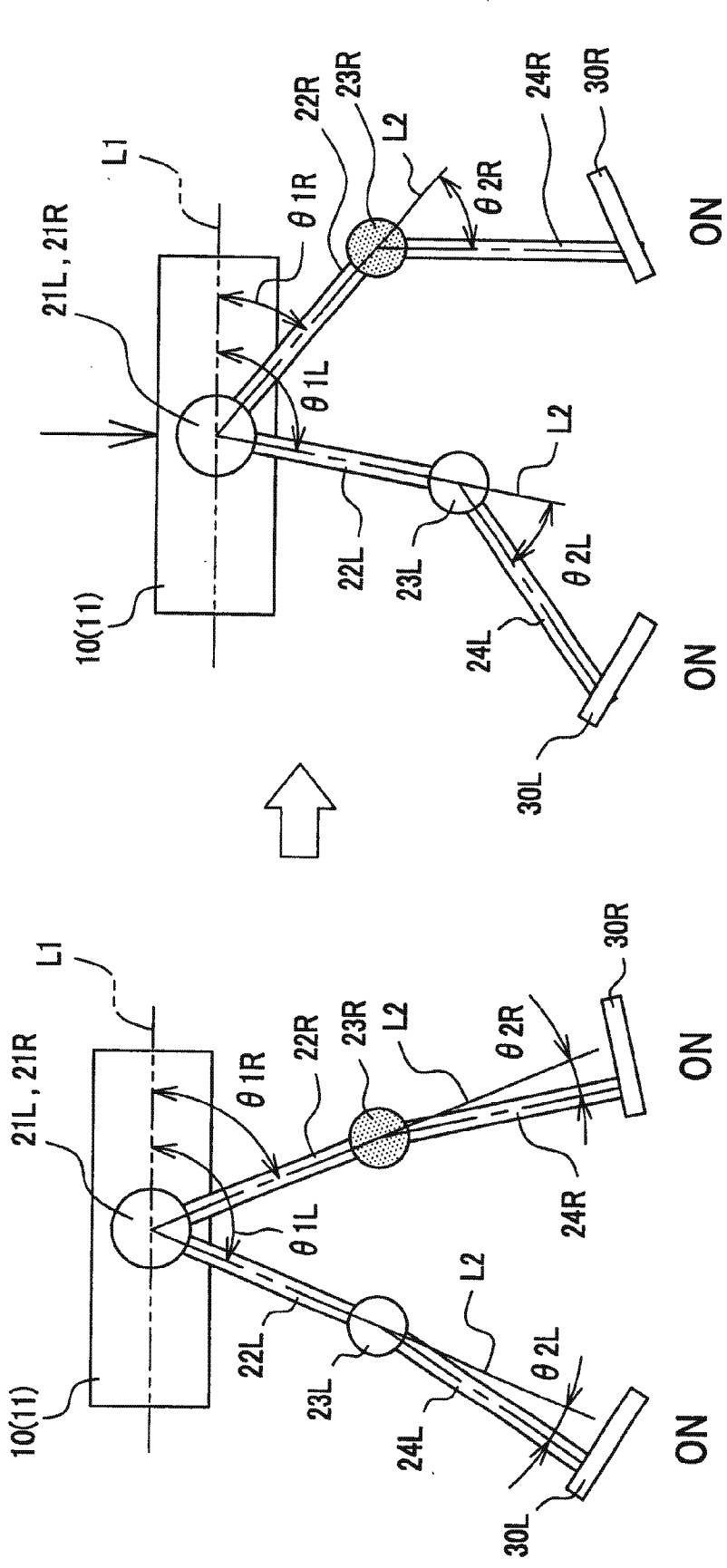


图 12A

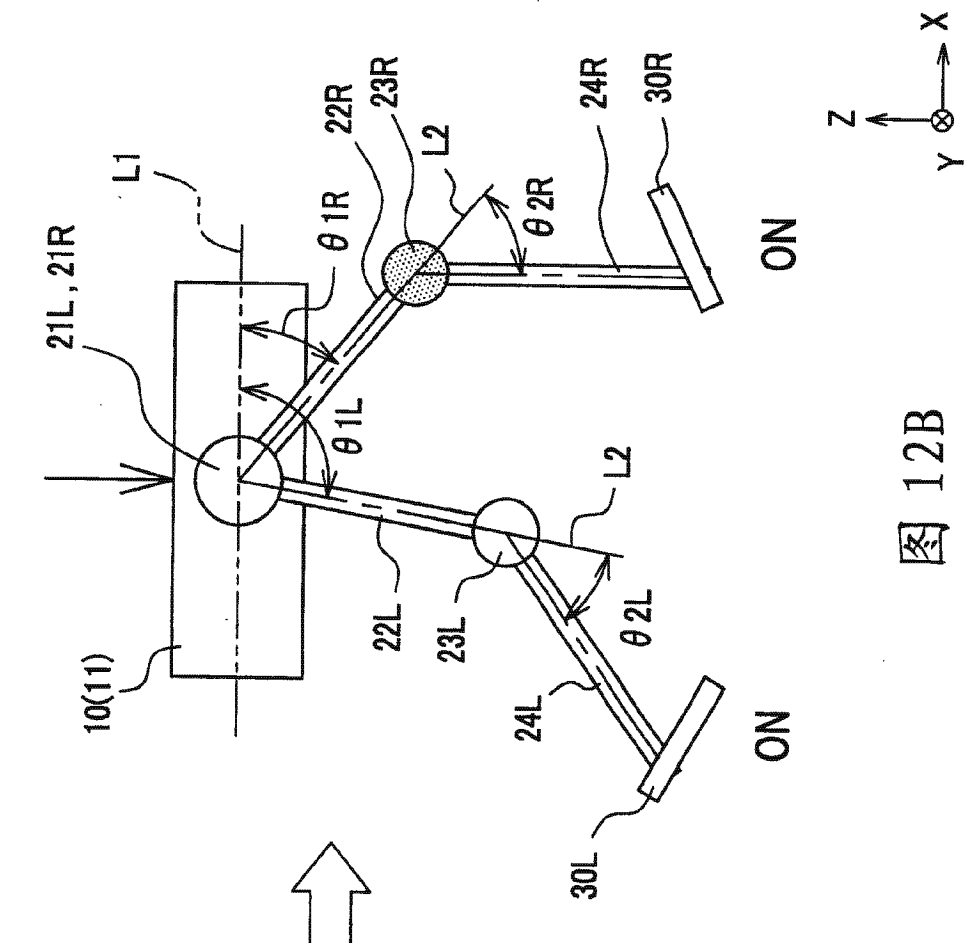


图 12B

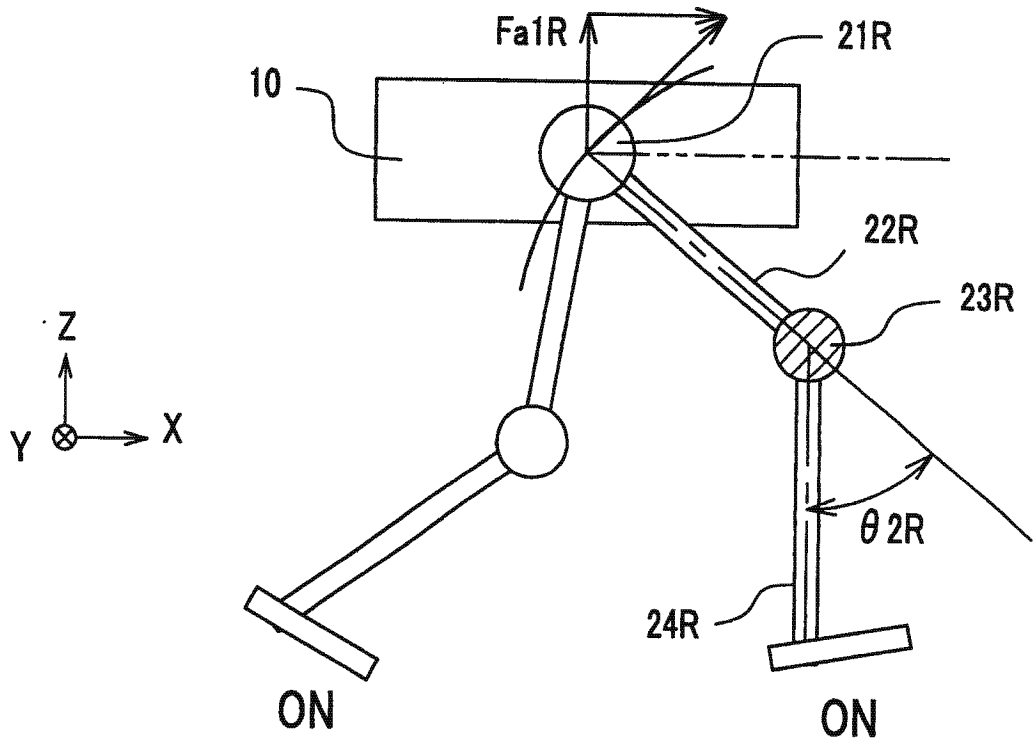


图 13

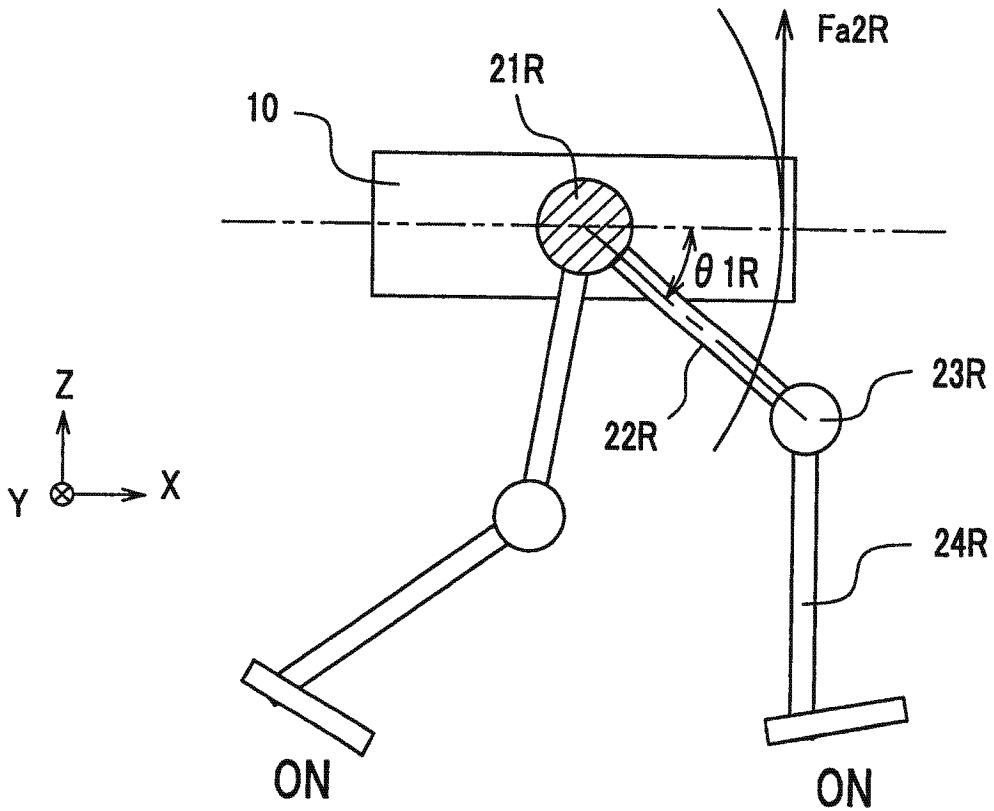


图 14

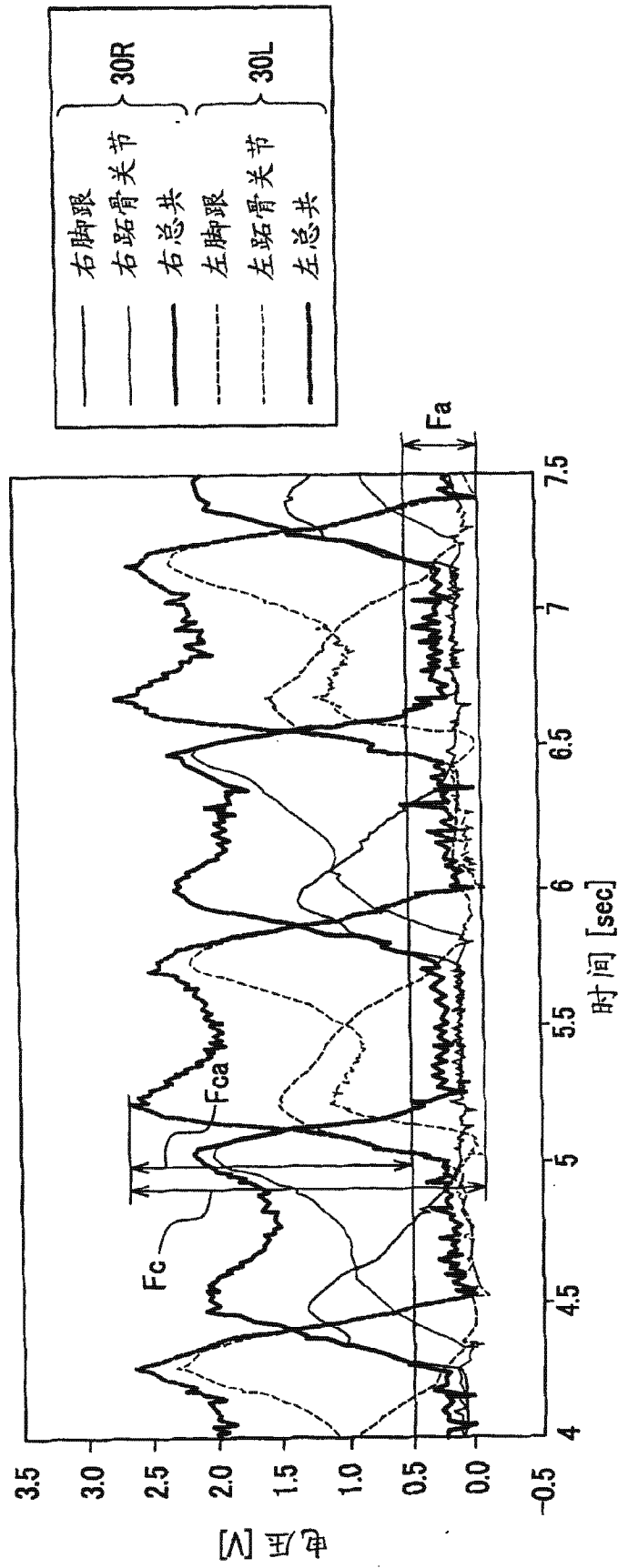


图 15

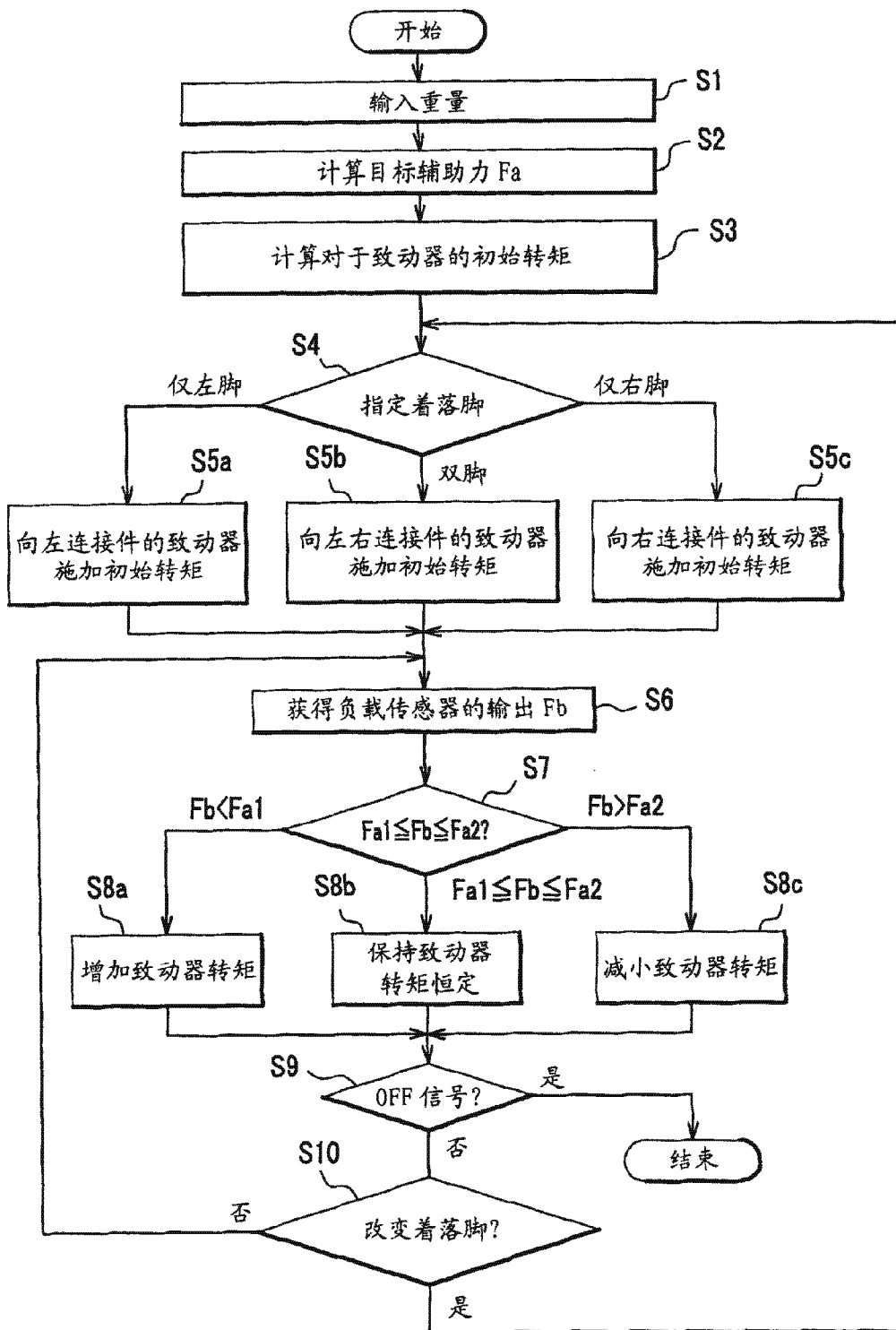


图 16

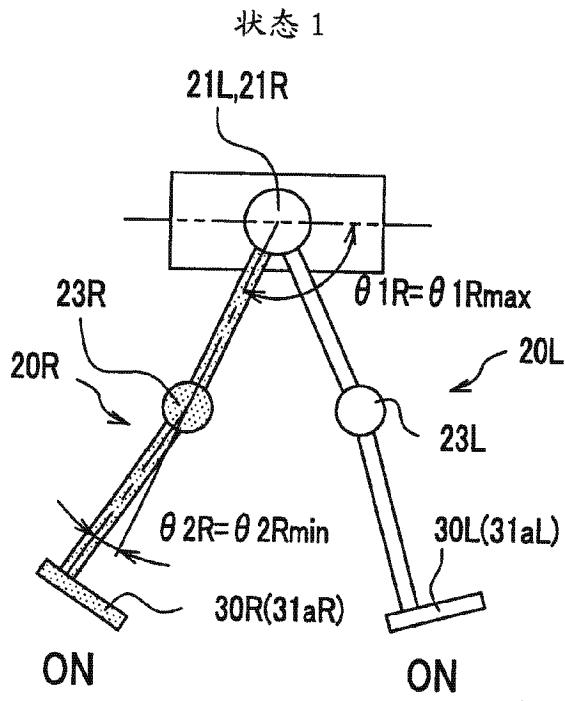


图 17A

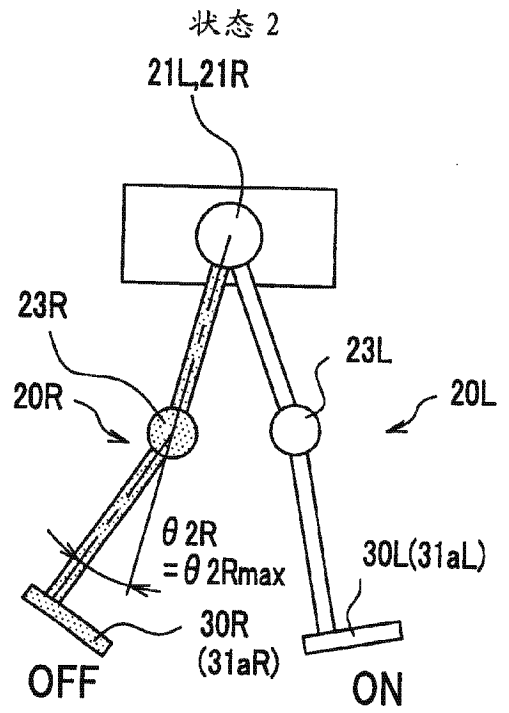


图 17B

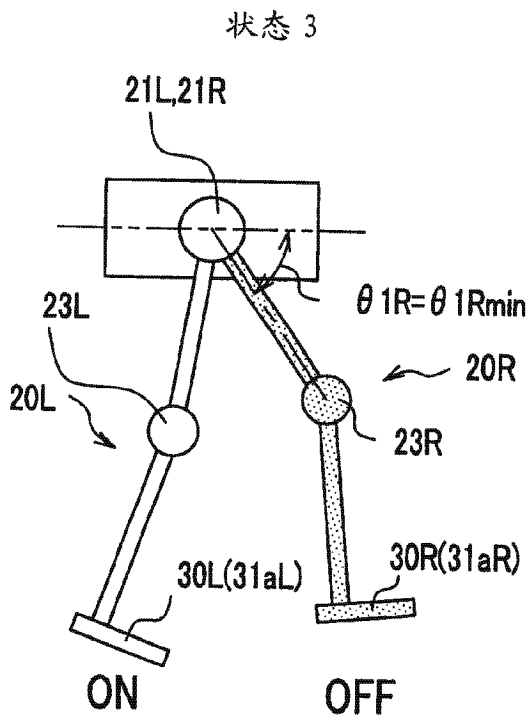


图 17C

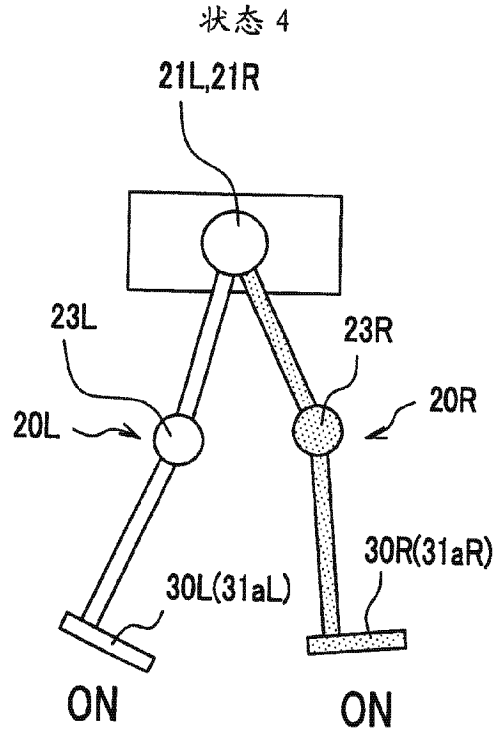
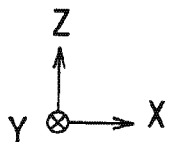


图 17D



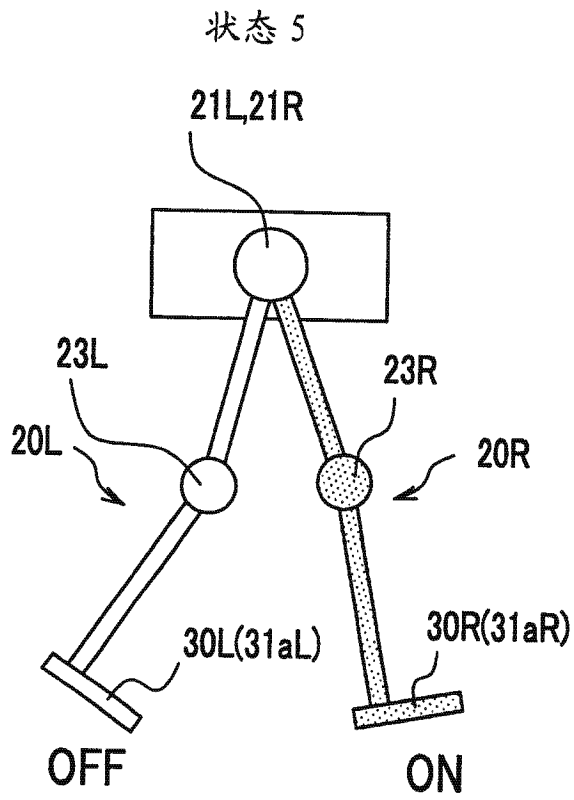


图 18A

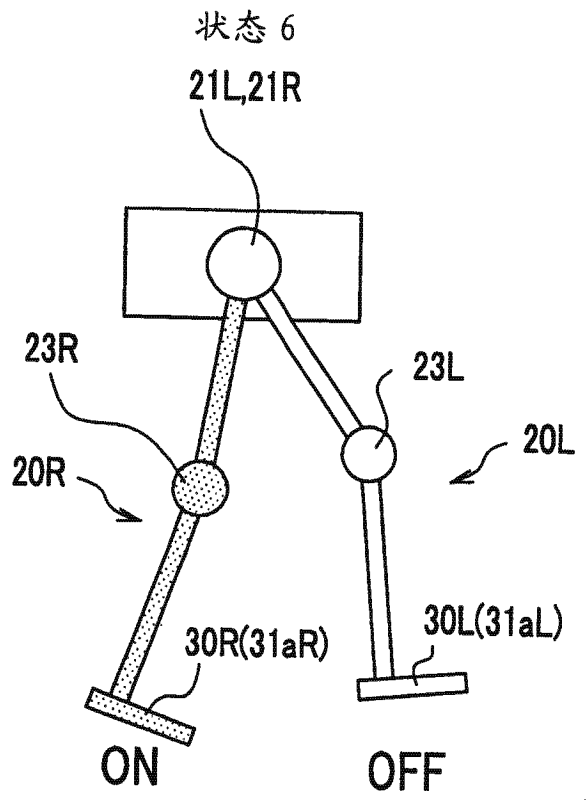


图 18B

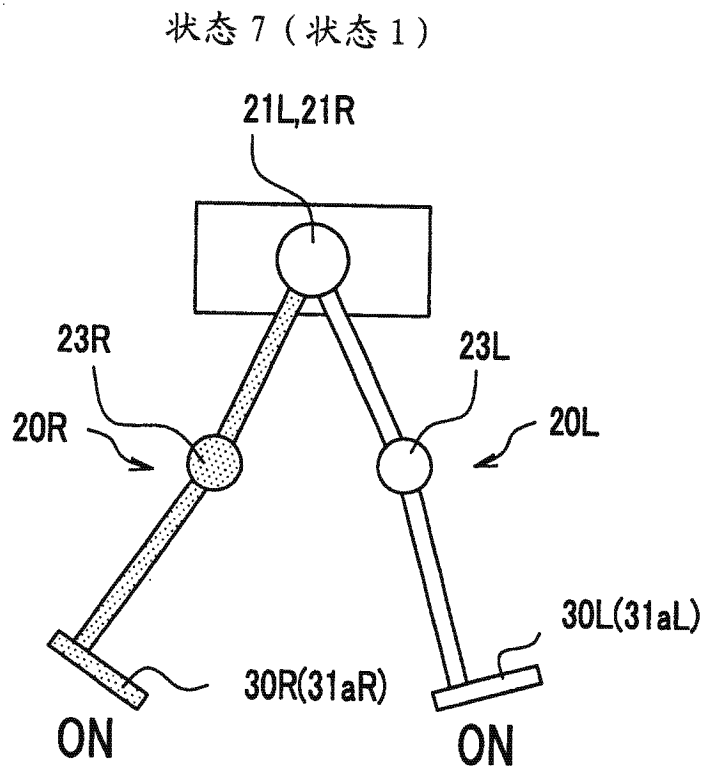


图 18C

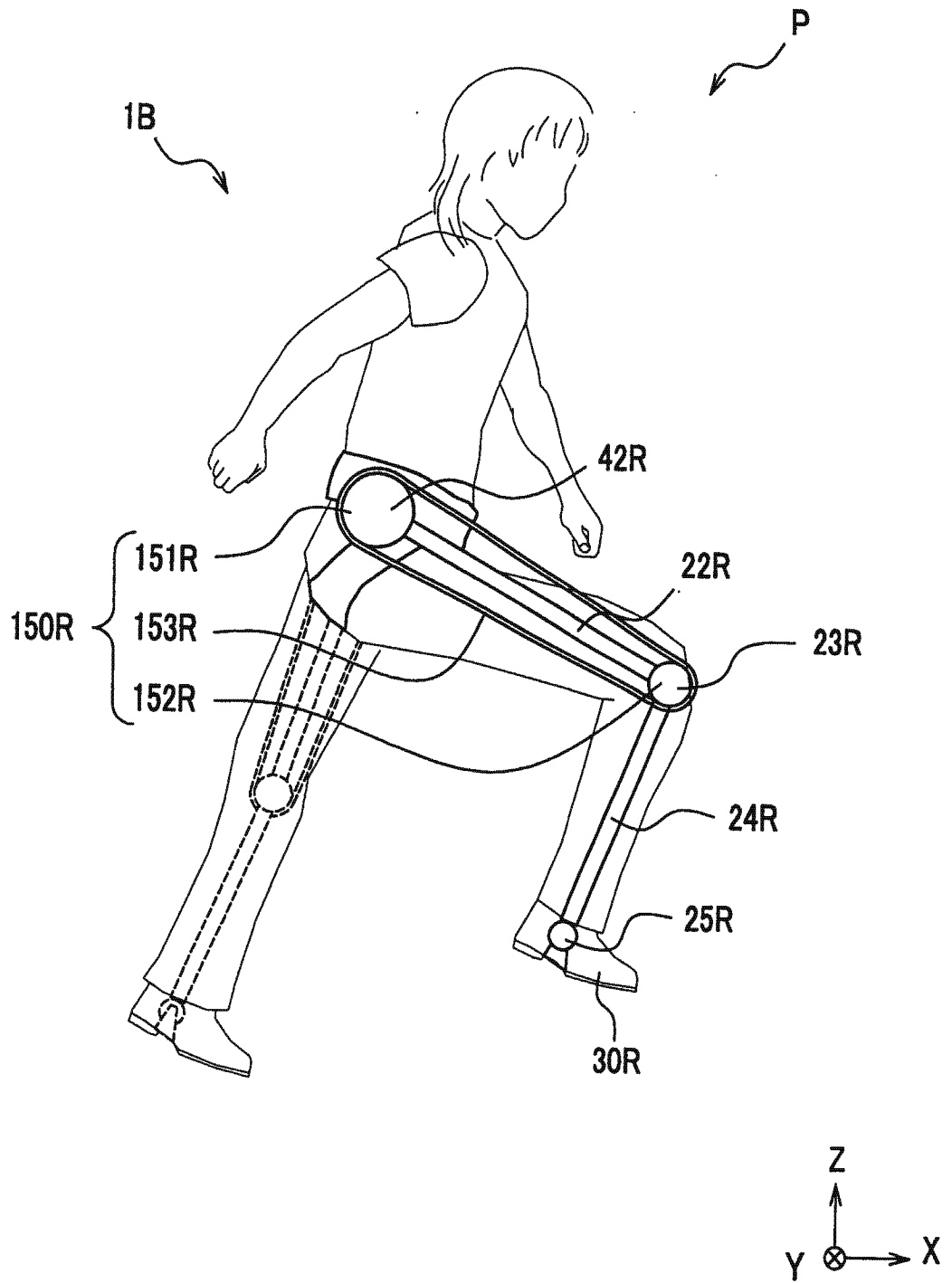


图 19

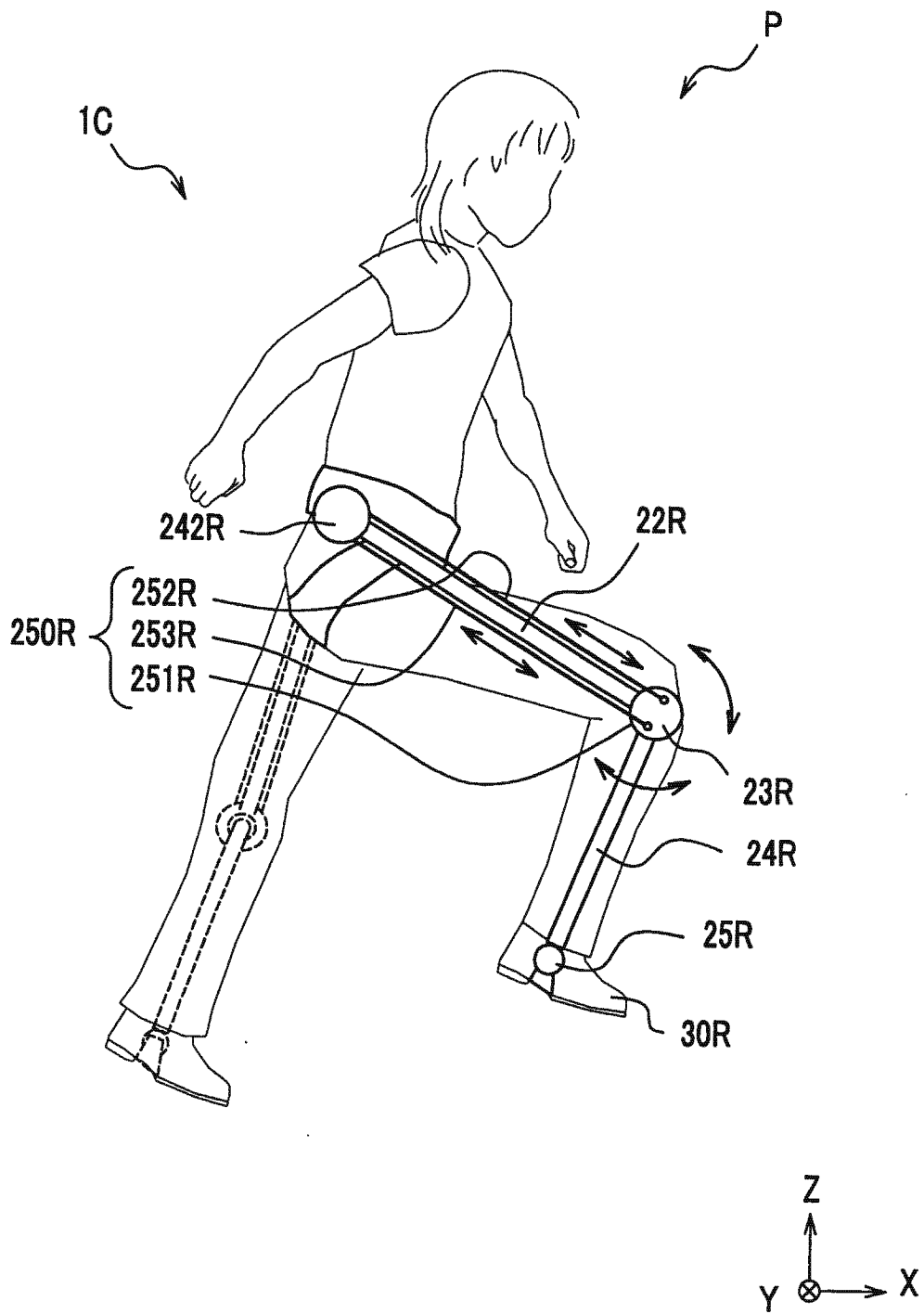


图 20

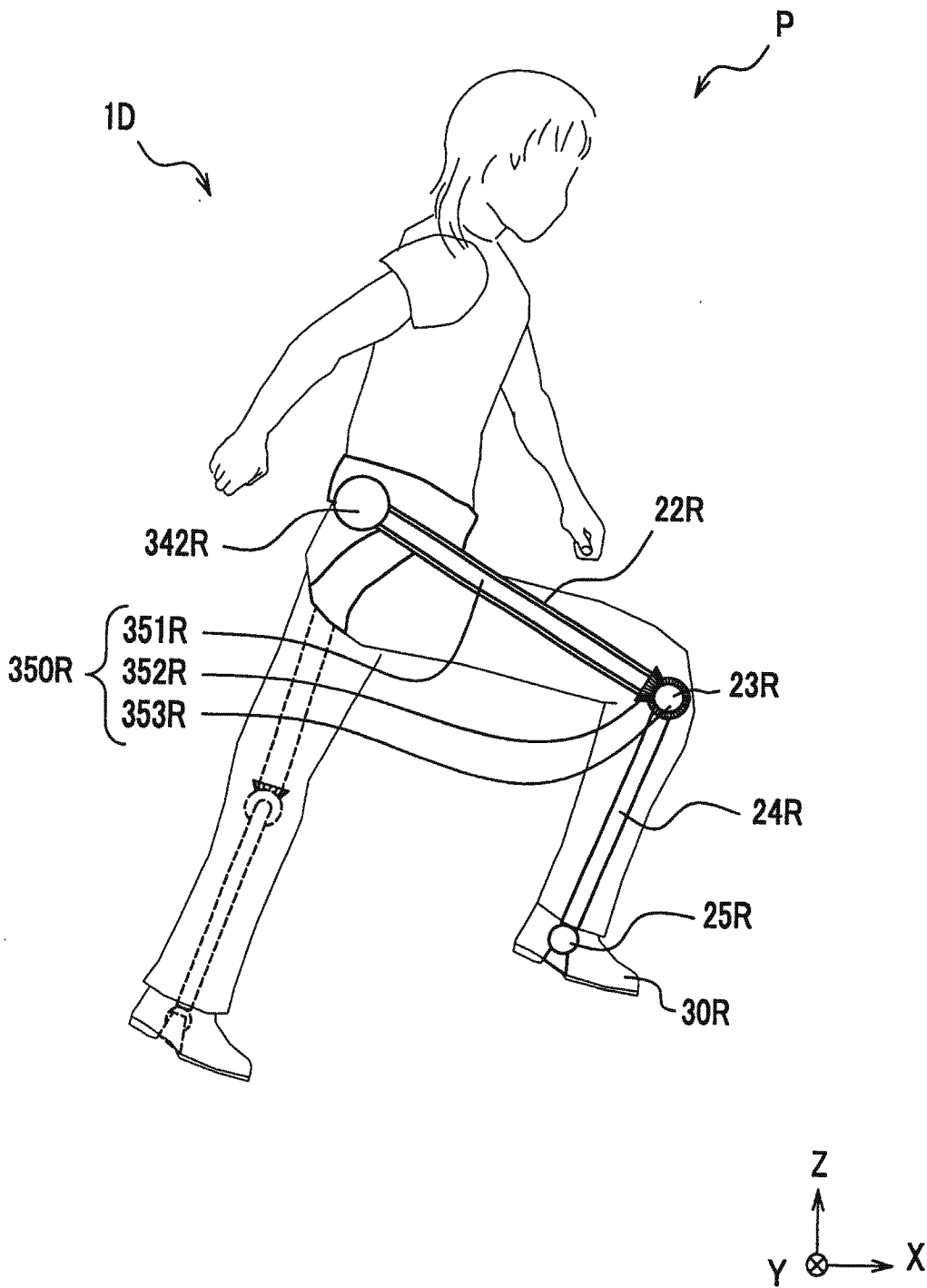


图 21

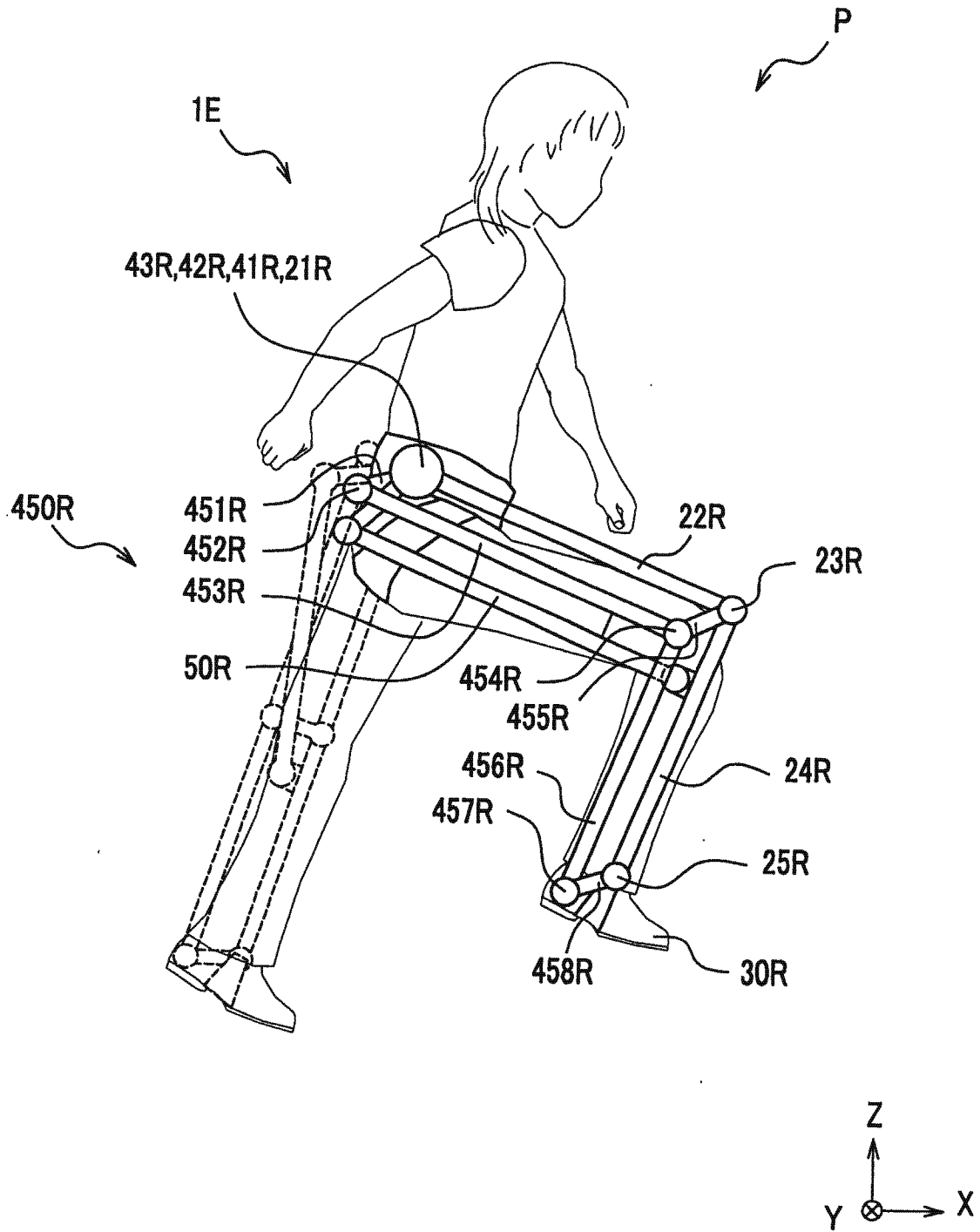


图 22

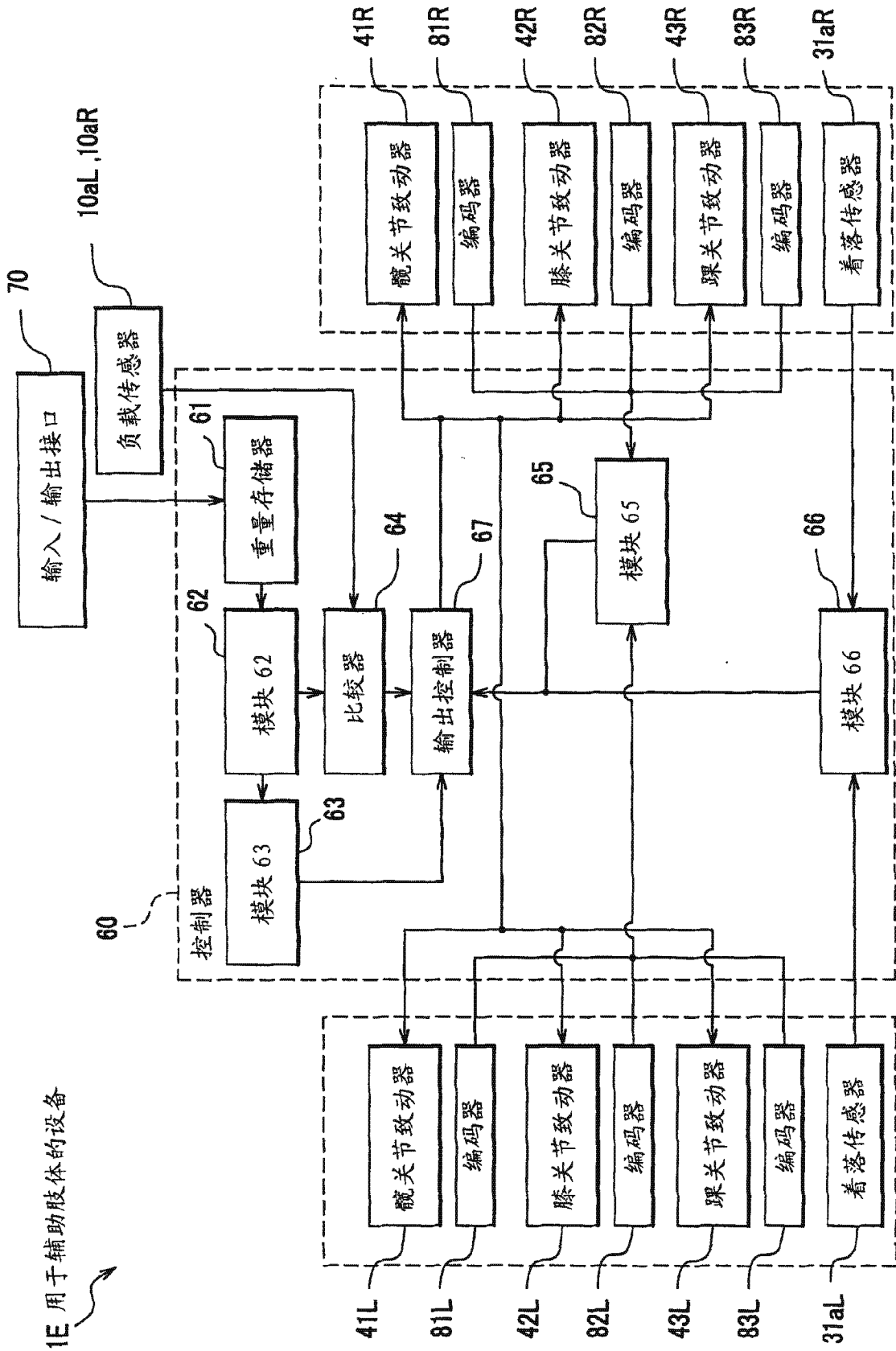


图 23

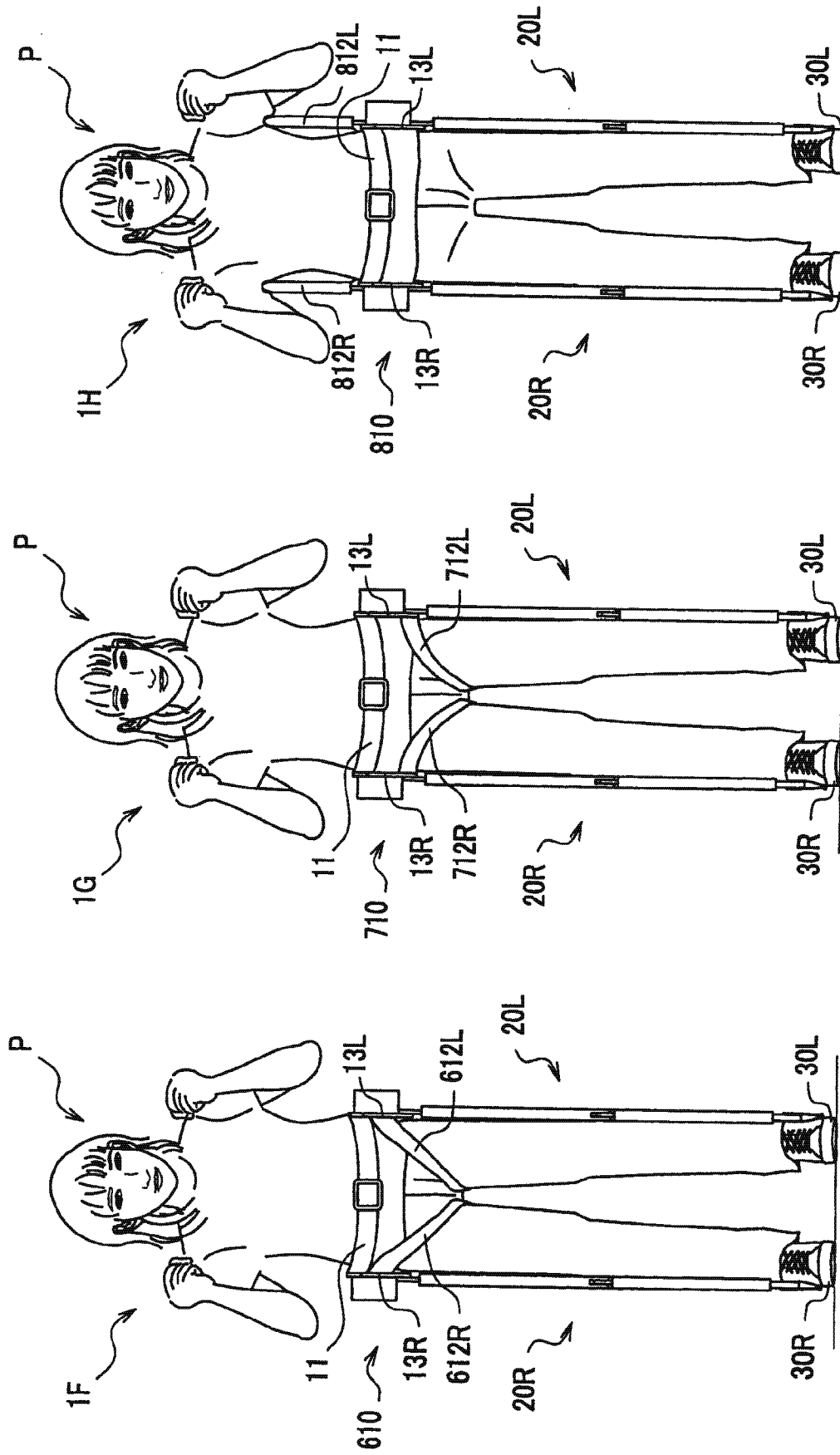


图 24A

图 24B

图 24C

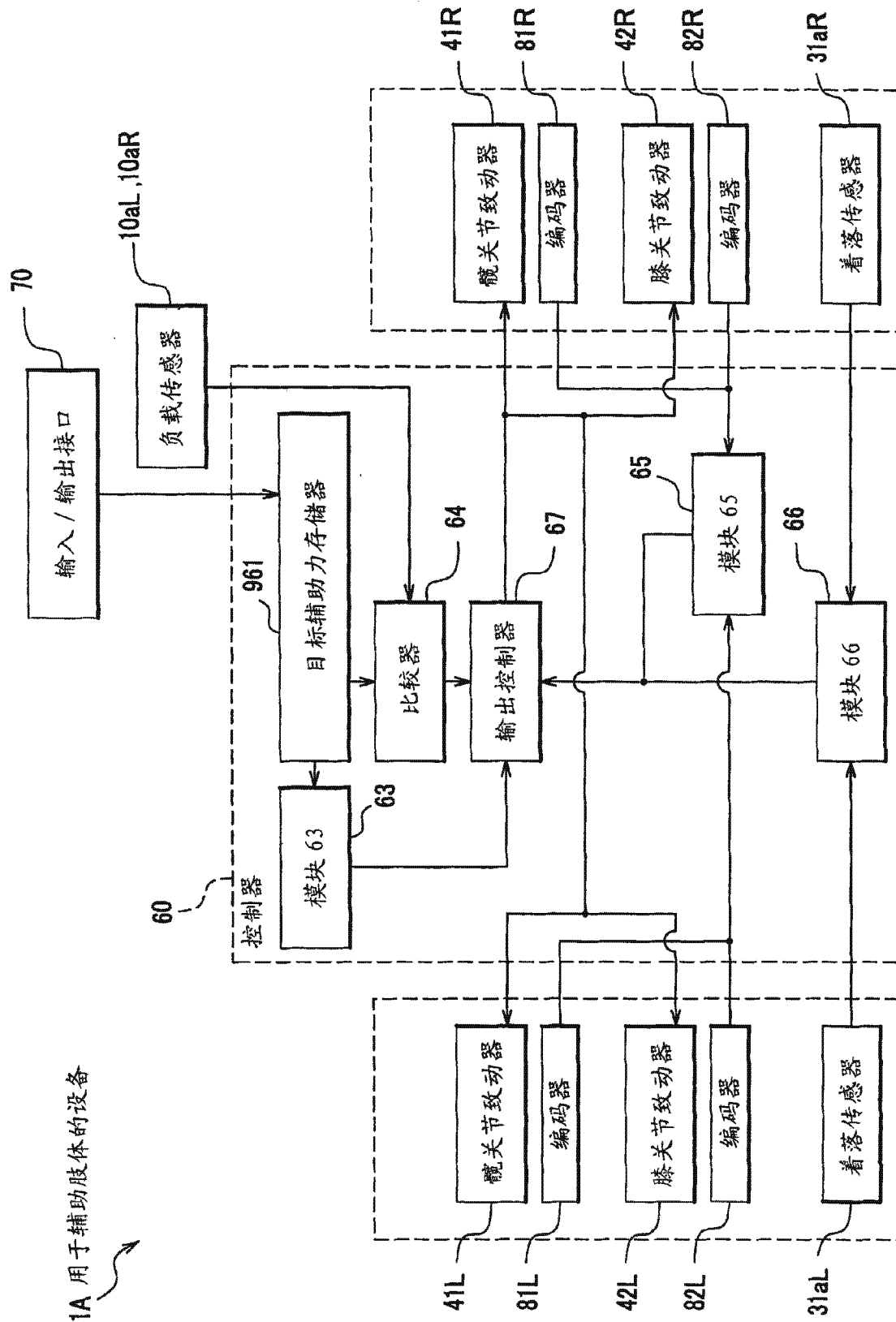


图 25

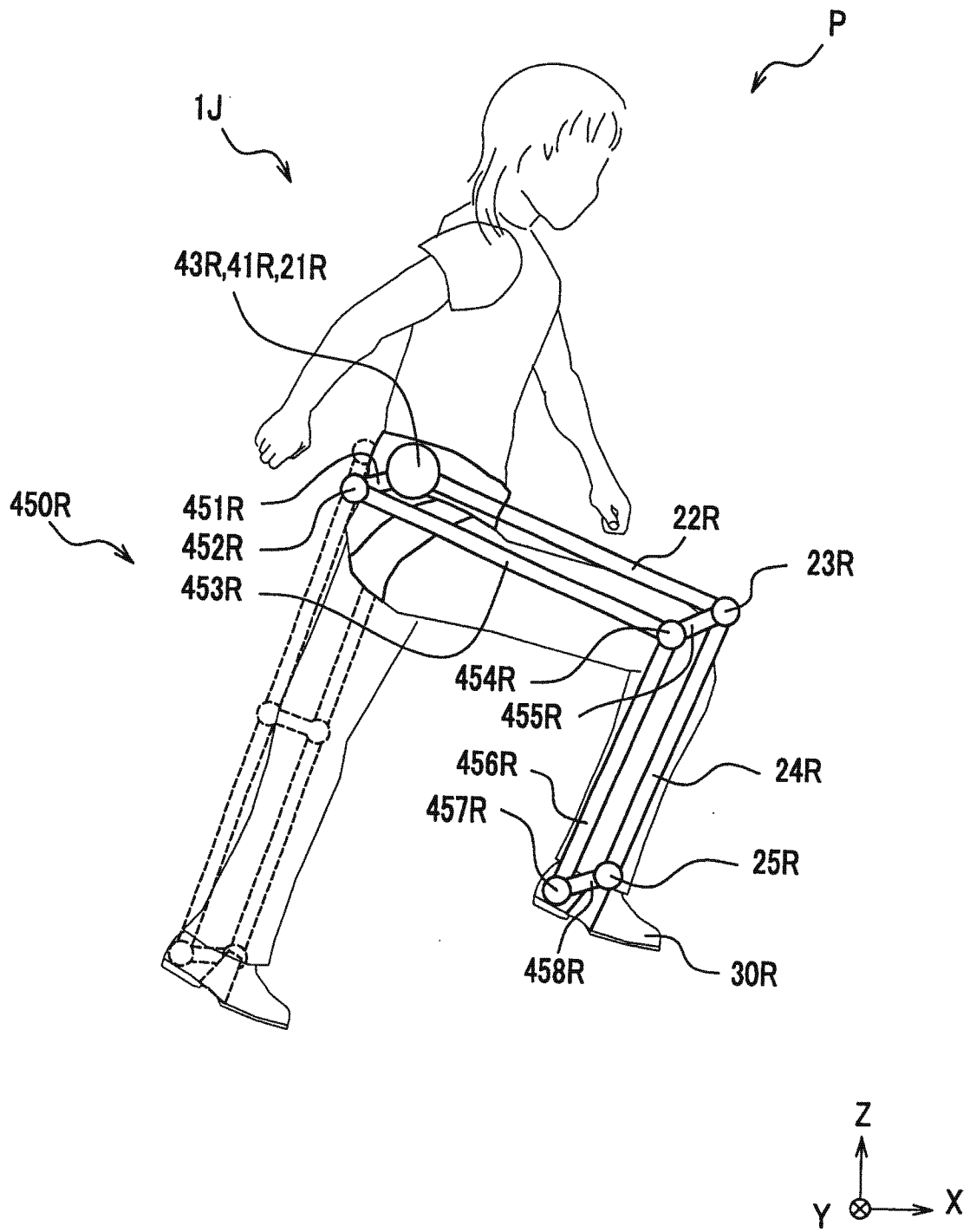


图 26