



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109718047 A

(43)申请公布日 2019.05.07

(21)申请号 201811255532.4

(22)申请日 2018.10.26

(30)优先权数据

2017-210886 2017.10.31 JP

(71)申请人 松下知识产权经营株式会社

地址 日本大阪府

(72)发明人 村上健太 S·W·约翰 竹内宏树

足立信夫

(74)专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 张洁 段承恩

(51)Int.Cl.

A61H 1/02(2006.01)

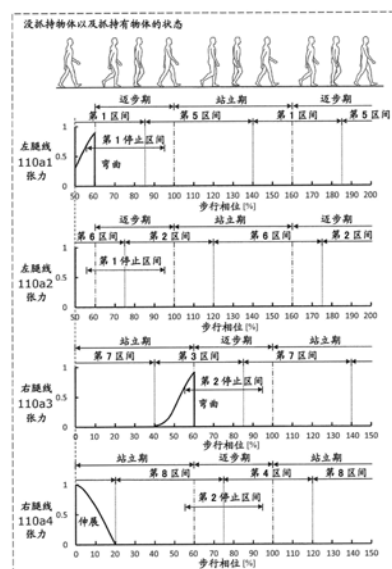
权利要求书6页 说明书38页 附图33页

## (54)发明名称

辅助装置、辅助方法以及程序

## (57)摘要

本公开涉及辅助装置、辅助方法及程序。辅助装置具备：在用户的前部以及后部连接上半身带(111)以及左膝带(112a)的第1线(110a1)以及第2线(110a2)；在所述用户的前部以及后部连接所述上半身带以及右膝带(112b)的第3线(110a3)以及第4线(110a4)；和马达(114)。在停止辅助的情况下，所述马达在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内，使所述第1线的张力减小，并在所述第2区间内不使所述第2线产生张力，在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内，使所述第3线的张力减小，并在所述第4区间内不使所述第4线产生张力，所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。



1. 一种辅助装置,具备:

上半身带,穿戴于用户的上半身;

左膝带,穿戴于所述用户的左膝;

右膝带,穿戴于所述用户的右膝;

第1线,在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述左膝带;

第2线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述左膝带;

第3线,在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述右膝带;

第4线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述右膝带;和

至少一个马达,

在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,所述至少一个马达,

在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,

在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,

在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,

在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,

在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,

所述第1阈值大于所述第2阈值,

在停止所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,

在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,

在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,

所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。

2. 根据权利要求1所述的辅助装置,

在所述第1区间内,所述左腿从站立期向迈步期转变,

在所述第2区间内,所述左腿从迈步期向站立期转变,

在所述第3区间内,所述右腿从站立期向迈步期转变,

在所述第4区间内,所述右腿从迈步期向站立期转变。

3. 根据权利要求1所述的辅助装置,

所述第1停止区间与所述第2停止区间不重叠。

4. 根据权利要求1所述的辅助装置,

所述第1停止区间是所述左腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间,

所述第2停止区间是所述右腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间。

5. 根据权利要求1所述的辅助装置,

在停止所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,

在所述第1停止区间内使所述第1线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第2区间内将所述第2线的张力维持在所述第2阈值以上,

在所述第2停止区间内使所述第3线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第4区间内将所述第4线的张力维持在所述第2阈值以上,

在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后,将所述第2线的张力以及所述第4线的张力减少至小于所述第2阈值的张力。

6. 根据权利要求5所述的辅助装置,

所述至少一个马达,在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后相同的时刻开始减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力,并随着步行相位的进展逐渐地并且同样地来减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力。

7. 根据权利要求1所述的辅助装置,

所述至少一个马达包括第1马达、第2马达、第3马达以及第4马达,

所述第1线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第1线的第2端固定于所述第1马达,

所述第2线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第2线的第2端固定于所述第2马达,

所述第3线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第3线的第2端固定于所述第3马达,

所述第4线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第4线的第2端固定于所述第4马达。

8. 根据权利要求1所述的辅助装置,还具备:

第5线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第1线延伸的方向交叉的方向延伸;

第6线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第2线延伸的方向交叉的方向延伸;

第7线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第3线延伸的方向交叉的方向延伸;

第8线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第4线延伸的方向交叉的方向延伸,

在所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,

在所述第1区间内,使所述第1线以及所述第5线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第2区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第3区间内,使所述第3线以及所述第7线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第4区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第5区间内,使所述第1线以及所述第5线产生小于所述第2阈值的张力,

在所述第6区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第2阈值以上的张力,  
在所述第7区间内,使所述第3线以及所述第7线产生小于所述第2阈值的张力,  
在所述第8区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第2阈值以上的张力。

9. 根据权利要求1所述的辅助装置,

所述左腿的步行相位的50%的时间点对应于所述右腿的步行相位的0%的时间点,  
所述右腿的步行相位的50%的时间点对应于所述左腿的步行相位的0%的时间点。

10. 根据权利要求1所述的辅助装置,

还具备控制电路以及存储器,

所述存储器记录用于控制所述至少一个马达的程序,

所述控制电路基于所述程序来控制所述至少一个马达。

11. 根据权利要求10所述的辅助装置,

还具备检测所述用户的步行周期的传感器,

所述控制电路基于所述传感器的传感器值,计算所述左腿的步行相位以及所述右腿的步行相位。

12. 根据权利要求10所述的辅助装置,

还具备接口装置,

所述控制电路经由所述接口装置受理对包括所述第1辅助的辅助方法的选择,基于所述辅助方法来控制所述至少一个马达。

13. 一种辅助方法,是使用用户所穿戴的多条线来辅助所述用户的移动的辅助方法,

所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,

所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带,

所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带,

所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带,

所述辅助方法包括:

在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,

在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,

在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,

在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,

在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,

在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,

所述第1阈值大于所述第2阈值,

在停止所述第1辅助的情况下,

在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,

在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,

所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻,

所述第1线~所述第4线的张力由控制电路控制的至少一个马达来调节。

14. 根据权利要求13所述的辅助方法,

在所述第1区间内,所述左腿从站立期向迈步期转变,

在所述第2区间内,所述左腿从迈步期向站立期转变,

在所述第3区间内,所述右腿从站立期向迈步期转变,

在所述第4区间内,所述右腿从迈步期向站立期转变。

15. 根据权利要求13所述的辅助方法,

所述第1停止区间与所述第2停止区间不重叠。

16. 根据权利要求13所述的辅助方法,

所述第1停止区间是所述左腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间,

所述第2停止区间是所述右腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间。

17. 根据权利要求13所述的辅助方法,还包括:

在停止所述第1辅助的情况下,

在所述第1停止区间内使所述第1线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第2区间内将所述第2线的张力维持在所述第2阈值以上,

在所述第2停止区间内使所述第3线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第4区间内将所述第4线的张力维持在所述第2阈值以上,

在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后,将所述第2线的张力以及所述第4线的张力减少至小于所述第2阈值的张力。

18. 根据权利要求17所述的辅助方法,还包括:

在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后相同的时刻开始减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力,并随着步行相位的进展逐渐地并且同样地来减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力。

19. 根据权利要求13所述的辅助方法,

所述第1线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第1线的第2端固定于所述至少一个马达中的第1马达,

所述第2线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第2线的第2端固定于所述至少一个马达中的第2马达,

所述第3线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第3线的第2端固定于所述至少一个马达中的第3马达,

所述第4线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第4线的第2端固定于所述至少一个马达中的第4马达。

20. 根据权利要求13所述的辅助方法,

所述多条线还包括:

第5线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第1线延伸的方向交叉的方向延伸;

第6线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第2线延伸的方向交叉的方向延伸;

第7线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第3线延伸的方向交叉的方向延伸;

第8线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第4线延伸的方向交叉的方向延伸,

所述辅助方法还包括:

在所述第1辅助的情况下,

在所述第1区间内,使所述第1线以及所述第5线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第2区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第3区间内,使所述第3线以及所述第7线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第4区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第1阈值以上的张力,

在所述第5区间内,使所述第1线以及所述第5线产生小于所述第2阈值的张力,

在所述第6区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第2阈值以上的张力,

在所述第7区间内,使所述第3线以及所述第7线产生小于所述第2阈值的张力,

在所述第8区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第2阈值以上的张力。

21. 根据权利要求13所述的辅助方法,

所述左腿的步行相位的50%的时间点对应于所述右腿的步行相位的0%的时间点,

所述右腿的步行相位的50%的时间点对应于所述左腿的步行相位的0%的时间点。

22. 根据权利要求13所述的辅助方法,还包括:

取得检测所述用户的步行周期的传感器的传感器值,

基于所述传感器值,计算所述左腿的步行相位以及所述右腿的步行相位。

23. 根据权利要求13所述的辅助方法,还包括:

经由接口装置受理对包括所述第1辅助的辅助方法的选择,

基于所述辅助方法,使所述第1线~所述第4线产生张力。

24. 一种程序,是使计算机执行对至少一个马达进行控制的程序,所述至少一个马达使用户所穿戴的多条线产生张力,

在此,所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,

所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带，

所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带，

所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带，

所述程序使所述计算机执行：

在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下，

在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内，让所述至少一个马达使所述第1线产生第1阈值以上的张力，

在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内，让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力，

在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内，让所述至少一个马达使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力，

在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内，让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力，

在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内，让所述至少一个马达使所述第1线产生小于第2阈值的张力，

在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内，让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力，

在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内，让所述至少一个马达使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力，

在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内，让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力，

所述第1阈值大于所述第2阈值，

在停止所述第1辅助的情况下，

在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内，使所述第1线的张力小于所述第1阈值，并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力，

在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内，使所述第3线的张力小于所述第1阈值，并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力，

所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。

## 辅助装置、辅助方法以及程序

### 技术领域

[0001] 本公开涉及对穿戴者的步行进行支援的辅助(assist)装置、辅助方法以及程序。

### 背景技术

[0002] 例如,专利文献1公开了辅助用户关节的运动的辅助装备(用具)。该辅助装备具备配设于大腿的大腿连杆(link)、束缚(约束)大腿连杆的大腿束缚带、配设于小腿的小腿连杆、束缚小腿连杆的小腿束缚带、以及改变大腿连杆与小腿连杆的角度的膝辅助马达。专利文献2公开了具备具有作动部件的致动器的柔性外骨骼衣(soft exosuit)。柔性外骨骼衣通过致动器的动作来产生绕穿戴柔性外骨骼衣的用户的关节的力矩,辅助用户的动作。

[0003] 现有技术文献

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2009-213538号公报

[0006] 专利文献2:日本特表2016-528940号公报

### 发明内容

[0007] 例如需要根据是否持有行李等物品等用户的状态来变更对用户的动作的辅助,而专利文献1以及2中并没有记载对上述情况的具体应对方法。

[0008] 于是,本公开提供能够给予与用户的状态对应的辅助的辅助装置、辅助方法以及程序。

[0009] 本公开的非限定性地例示的一个技术方案涉及的辅助装置,具备:上半身带(belt),穿戴于用户的上半身;左膝带,穿戴于所述用户的左膝;右膝带,穿戴于所述用户的右膝;第1线(wire),在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述左膝带;第2线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述左膝带;第3线,在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述右膝带;第4线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述右膝带;和至少一个马达,在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在从

所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻(timing,定时)。

[0010] 本公开的非限定性地例示的一个技术方案涉及的辅助方法,是使用用户所穿戴的多条线来辅助所述用户的移动的辅助方法,所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带,所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带,所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带,所述辅助方法包括:在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻,所述第1线~所述第4线的张力由控制电路控制的至少一个马达来调节。

[0011] 本公开的非限定性地例示的一个技术方案涉及的程序,是使计算机执行对至少一个马达进行控制的程序,所述至少一个马达使用户所穿戴的多条线产生张力,在此,所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带,所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带,所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带,所述程序使所述计算机执行:在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,让所述至少一个马达使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,让所述至

少一个马达使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,让所述至少一个马达使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,让所述至少一个马达使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。

[0012] 此外,上述总括性的或者具体的技术方案可以通过系统、装置、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的记录盘等记录介质来实现,也可以通过系统、装置、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意组合来实现。计算机可读的记录介质例如包括CD-ROM(Compact Disc-Read Only Memory)等非易失性的记录介质。

[0013] 根据本公开的辅助装置等,能够给予与用户的状态对应的辅助。从说明书及附图可知晓本公开的一个技术方案中的进一步的优点及效果。该优点和/或效果通过若干个实施方式和说明书及附图所记载的特征分别提供,无需为了获得一个或者多个同一特征而提供所有的实施方式和说明书及附图所记载的特征。

## 附图说明

[0014] 图1是从前方观察实施方式涉及的辅助装置被用户穿戴着的例子而得到的主视图。

[0015] 图2是图1的辅助装置以及用户的后视图。

[0016] 图3是表示实施方式涉及的辅助装置的功能性结构的框图。

[0017] 图4是示意性地表示图1的辅助装置的各构成要素的配置的图。

[0018] 图5是表示辅助装置辅助的用户的右腿的动作例的图。

[0019] 图6A是表示实施方式涉及的辅助装置辅助用户左腿髋关节的弯曲的情形(case)的图。

[0020] 图6B是表示实施方式涉及的辅助装置辅助用户右腿髋关节的弯曲的情形的图。

[0021] 图7A是表示实施方式涉及的辅助装置辅助用户左腿髋关节的伸展的情形的图。

[0022] 图7B是表示实施方式涉及的辅助装置辅助用户右腿髋关节的伸展的情形的图。

[0023] 图8是表示实施方式涉及的辅助装置所具备的输入装置的输入部分的一例的图。

[0024] 图9是表示被用户穿戴的传感器等的配置的图。

[0025] 图10A是表示接触传感器与用户的手的关系的图。

[0026] 图10B是表示接触传感器的信号的例子的图。

- [0027] 图11是表示压敏传感器的信号的例子的图。
- [0028] 图12是表示惯性计测装置的加速度传感器的信号的例子的图。
- [0029] 图13是从斜前方观察实施方式的变形例涉及的辅助装置被用户穿戴着的例子而得到的立体图。
- [0030] 图14是图13的辅助装置以及用户的主视图。
- [0031] 图15是图13的辅助装置以及用户的后视图。
- [0032] 图16是示意性地表示图13的辅助装置各构成要素的配置的图。
- [0033] 图17是表示图13的辅助装置的功能性结构的框图。
- [0034] 图18是表示图13的辅助装置中的线的配置的一个变形例的图。
- [0035] 图19是表示图13的辅助装置中的线的配置的一个变形例的图。
- [0036] 图20是表示图13的辅助装置中的线的配置的一个变形例的图。
- [0037] 图21是表示图13的辅助装置中的线的配置的一个变形例的图。
- [0038] 图22A是表示变形例涉及的辅助装置辅助用户左腿髋关节的弯曲的情形的图。
- [0039] 图22B是表示变形例涉及的辅助装置辅助用户右腿髋关节的弯曲的情形的图。
- [0040] 图23A是表示变形例涉及的辅助装置辅助用户左腿髋关节的伸展的情形的图。
- [0041] 图23B是表示变形例涉及的辅助装置辅助用户右腿髋关节的伸展的情形的图。
- [0042] 图24是表示辅助装置对用户进行辅助的动作的整体流程的一例的流程图。
- [0043] 图25是表示对用户的前进步行进行辅助的实施方式涉及的辅助装置的动作的例子图。
- [0044] 图26是表示在图25的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的例子图。
- [0045] 图27A是表示在图25的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的另一例的图。
- [0046] 图27B是表示在图25的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的另一例的图。
- [0047] 图28是表示对抓持物体的用户的前进步行进行辅助的辅助装置的动作的变形例的图。
- [0048] 图29A是表示在图28的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的例子图。
- [0049] 图29B是表示在图28的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的例子图。
- [0050] 图30A是表示在图28的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的另一例的图。
- [0051] 图30B是表示在图28的状态下辅助装置停止进行辅助的动作的另一例的图。
- [0052] 标号说明
- [0053] 100、200辅助装置;110、110a1~110a8线;111上半身带;112a左膝带;112b右膝带;114、114a1~114a8马达;120控制部(控制电路);125存储部(存储器);130电源;140输入装置(接口装置);150终端装置(接口装置);302压敏传感器(传感器);303惯性计测装置(传感器)。

## 具体实施方式

[0054] [成为本公开的基础的见解]

[0055] 本公开涉及的发明人也就是说本发明人对“背景技术”中列举的专利文献1及2所记载的技术进行了研究,并研究了对用户的步行进行支援也就是说辅助的技术。本发明人关注了作为辅助装置的穿戴者的用户的状态并不总是相同的这一情况。例如,需要使对持

有行李等物品的用户的辅助方法与对没有持物品的用户的辅助方法不同。

[0056] 首先,本发明人研究了通过经由线给予用户由马达产生的力来支援步行的辅助装置。为了能够进行对用户的腿的各种辅助,本发明人使辅助装置构成为在用户的左腿髋关节之前、用户的左腿髋关节之后、用户的右腿髋关节之前、用户的右腿髋关节之后分别具备线。再者,本发明人使这些线构成为与被用户穿戴的上半身带以及左膝带或者右膝带连接,由此构成为这些线被用户穿戴。如此,本发明人设计出简易结构的辅助装置。

[0057] 例如,专利文献1公开了一种包括穿戴(佩戴)在大腿侧部的棒状的大腿连杆和佩戴在小腿侧部的棒状的小腿连杆的辅助装备。与大腿连杆以及小腿连杆连接的膝辅助马达驱动以使大腿连杆和小腿连杆所成的角度变更,由此,辅助装备辅助用户的膝盖的屈伸动作。由于分别在用户的右腿侧部以及用户的左腿侧部佩戴大腿连杆、小腿连杆以及膝辅助马达,所以专利文献1的辅助装备对于用户而言是大型的构造。因而,辅助装备带给用户的负担增大。

[0058] 在专利文献2中,通过配置于用户的大腿前部的电缆(cable),对从用户的腰至大腿以及小腿穿戴的柔性外骨骼衣的连接要素给予张力,由此辅助用户的膝盖的屈伸动作。在专利文献2的柔性外骨骼衣中,穿戴于用户的连接要素等对于用户而言是大型的结构。因而,柔性外骨骼衣带给用户的负担增大。

[0059] 另外,专利文献1以及2没有公开与用户的状态相应的辅助方法的详情。于是,本发明人如下设计出使用如上所述的简易结构的辅助装置来给予与用户的状态对应的辅助的技术。

[0060] 本公开的一个技术方案涉及的辅助装置,具备:上半身带,穿戴于用户的上半身;左膝带,穿戴于所述用户的左膝;右膝带,穿戴于所述用户的右膝;第1线,在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述左膝带;第2线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述左膝带;第3线,在所述用户的前部连接所述上半身带以及所述右膝带;第4线,在所述用户的后部连接所述上半身带以及所述右膝带;和至少一个马达,在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并

且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。

[0061] 根据上述技术方案,第1线上产生的张力能够给予用户的左腿使之弯曲的辅助力,第3线上产生的张力能够给予用户的右腿使之弯曲的辅助力。第2线上产生的张力能够给予用户的左腿使之伸展的辅助力,第4线上产生的张力能够给予用户的右腿使之伸展的辅助力。辅助装置通过在左腿的步行相位的第1区间内使第1线产生第1阈值以上的张力来辅助左腿的弯曲动作,通过在右腿的步行相位的第3区间内使第3线产生第1阈值以上的张力来辅助右腿的弯曲动作,由此辅助用户的步行。再者,辅助装置通过在左腿的步行相位的第5区间内使第1线的张力小于第2阈值,在右腿的步行相位的第7区间内使第3线的张力小于第2阈值,从而减弱对弯曲动作的辅助或者不对弯曲动作进行辅助,由此抑制对腿的伸展动作给予的影响。另外,辅助装置通过在左腿的步行相位的第2区间内使第2线产生第1阈值以上的张力来辅助左腿的伸展动作,通过在右腿的步行相位的第4区间内使第4线产生第1阈值以上的张力来辅助右腿的伸展动作,由此辅助用户的步行。再者,辅助装置通过在左腿的步行相位的第6区间内使第2线的张力为第2阈值以上来辅助左腿的伸展动作,通过在右腿的步行相位的第8区间内使第4线的张力为第2阈值以上来辅助右腿的伸展动作。由此,抓持物品的用户的重心能够维持在用户直立状态的位置。因而,辅助装置能够一边使抓持物品的用户的姿势稳定一边辅助步行。此外,第1阈值也可以是如让用户通过线上产生的张力能够识别出被促使了腿的动作那样的张力,例如可以是40N(牛顿)。第2阈值既可以是如用户无法识别的张力,也可以是线不会松弛的程度的张力,例如可以是第1阈值的0.2~0.4倍的值或者10N。

[0062] 再者,第1停止区间是从正在受弯曲辅助的左腿的状态由站立期变为迈步期的时刻起到左腿实质上受到作为下一辅助的伸展辅助的区间。第2停止区间是从正在受弯曲辅助的右腿的状态由站立期变为迈步期的时刻起到右腿实质上受到作为下一辅助的伸展辅助的区间。

[0063] 辅助装置在第1停止区间内不进行使左腿的第1线产生第1阈值以上的张力的弯曲辅助、也就是说停止用于步行的弯曲辅助。再者,辅助装置在第2区间内不进行使左腿的第2线产生第1阈值以上的张力的伸展辅助、也就是说停止用于步行的伸展辅助。由此,辅助装置停止进行左腿的步行的辅助。

[0064] 另外,辅助装置在第2停止区间内不进行使右腿的第3线产生第1阈值以上的张力的弯曲辅助、也就是说停止用于步行的弯曲辅助。再者,辅助装置在第4区间内不进行使右腿的第4线产生第1阈值以上的张力的伸展辅助、也就是说停止用于步行的伸展辅助。由此,辅助装置停止进行右腿的步行的辅助。

[0065] 再者,这样的辅助装置在左腿及右腿各自为同样的状态时,停止进行左腿及右腿的步行的辅助。这样的左腿的步行辅助的停止时刻可以与右腿的步行辅助的停止时刻错开,因此可抑制用户失去左腿及右腿的动作平衡。因而,如上所述的辅助装置能够给予用户与用户的状态对应的辅助。

[0066] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,在所述第1区间内,所述左腿从站立期向迈步期转变,在所述第2区间内,所述左腿从迈步期向站立期转变,在所述第3区间内,所述右腿从站立期向迈步期转变,在所述第4区间内,所述右腿从迈步期向站立

期转变。

[0067] 根据上述技术方案,辅助装置在左腿从站立期转变为迈步期的第1区间内辅助弯曲动作,在右腿从站立期转变为迈步期的第3区间内辅助弯曲动作,因此能够有效地辅助用户的步行。另外,辅助装置在左腿从迈步期转变为站立期的第2区间内辅助伸展动作,在右腿从迈步期转变为站立期的第4区间内辅助伸展动作,因此能够有效地辅助用户的步行。

[0068] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,所述第1停止区间与所述第2停止区间不重叠。

[0069] 根据上述技术方案,辅助装置将左腿的步行辅助的停止时刻与右腿的步行辅助的停止时刻完全错开。例如若左腿以及右腿的步行的辅助在同样的时刻停止,则用户可能会失去左腿以及右腿的动作平衡而摔倒,但如上所述的辅助装置能够一边维持左腿以及右腿的动作平衡一边停止进行左腿以及右腿的步行的辅助。

[0070] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,所述第1停止区间是所述左腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间,所述第2停止区间是所述右腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间。

[0071] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,在停止所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在所述第1停止区间内使所述第1线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第2区间内将所述第2线的张力维持在所述第2阈值以上,在所述第2停止区间内使所述第3线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第4区间内将所述第4线的张力维持在所述第2阈值以上,在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后,将所述第2线的张力以及所述第4线的张力减少至小于所述第2阈值的张力。

[0072] 根据上述技术方案,辅助装置在停止进行左腿的步行辅助后,继续进行由第2线实现的将用户的重心维持在直立状态位置的伸展辅助,在停止进行右腿的步行辅助后,继续进行由第4线实现的将用户的重心维持在直立状态位置的伸展辅助。再者,辅助装置在左腿以及右腿的步行的辅助停止后,减小由第2线以及第4线实现的上述伸展的辅助力。由此,辅助装置能够抑制由左腿以及右腿的步行的辅助停止引起的、抓持物品的用户的姿势变得不稳定这一情况。

[0073] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,所述至少一个马达,在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后相同的时刻开始减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力,并随着步行相位的进展逐渐地并且同样地来减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力。

[0074] 根据上述技术方案,辅助装置在左腿以及右腿之间均等地减小由第2线以及第4线实现的、将用户的重心维持在直立状态位置的伸展的辅助力。因而,可抑制用户因辅助力的减小而失去左腿以及右腿的平衡。

[0075] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,所述至少一个马达包括第1马达、第2马达、第3马达以及第4马达,所述第1线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第1线的第2端固定于所述第1马达,所述第2线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第2线的第2端固定于所述第2马达,所述第3线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第3线的第2端固定于所述第3马达,所述第4线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第4线的第2端固定于所述第4马达。

[0076] 根据上述技术方案,辅助装置能够对第1线的张力、第2线的张力、第3线的张力以及第4线的张力分别单独地进行控制。因而,辅助装置能够进行细致的辅助。

[0077] 本公开的一个技术方案涉及的辅助装置也可以为,还具备:第5线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第1线延伸的方向交叉的方向延伸;第6线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第2线延伸的方向交叉的方向延伸;第7线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第3线延伸的方向交叉的方向延伸;第8线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第4线延伸的方向交叉的方向延伸,在所述第1辅助的情况下,所述至少一个马达,在所述第1区间内,使所述第1线以及所述第5线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第2区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第3区间内,使所述第3线以及所述第7线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第4区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第5区间内,使所述第1线以及所述第5线产生小于所述第2阈值的张力,在所述第6区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第2阈值以上的张力,在所述第7区间内,使所述第3线以及所述第7线产生小于所述第2阈值的张力,在所述第8区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第2阈值以上的张力。

[0078] 根据上述技术方案,第1线上产生的张力以及第5线上产生的张力能够给予用户的左腿使之弯曲的辅助力。第2线上产生的张力以及第6线上产生的张力能够给予用户的左腿使之伸展的辅助力。第3线上产生的张力以及第7线上产生的张力能够给予用户的右腿使之弯曲的辅助力。第4线上产生的张力以及第8线上产生的张力能够给予用户的右腿使之伸展的辅助力。因而,具备第1线~第8线的辅助装置能够与具备第1线~第4线的辅助装置进行同样的辅助。另外,具备第1线~第8线的辅助装置通过分别单独地控制第1线的张力~第8线的张力,能够增加辅助的变化。例如,第1线上产生的张力以及第5线上产生的张力可以相同也可以不同,能够进行各自的情况下的不同的辅助。

[0079] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助装置中,也可以为,所述左腿的步行相位的50%的时间点对应于所述右腿的步行相位的0%的时间点,所述右腿的步行相位的50%的时间点对应于所述左腿的步行相位的0%的时间点。

[0080] 本公开的一个技术方案涉及的辅助装置也可以为,还具备控制电路以及存储器,所述存储器记录用于控制所述至少一个马达的程序,所述控制电路基于所述程序来控制所述至少一个马达。

[0081] 本公开的一个技术方案涉及的辅助装置也可以为,还具备检测所述用户的步行周期的传感器,所述控制电路基于所述传感器的传感器值,计算所述左腿的步行相位以及所述右腿的步行相位。

[0082] 根据上述技术方案,辅助装置能够基于与用户的步行周期对应的步行相位来辅助用户的步行。因而,辅助装置能够进行与用户的实际步行匹配的辅助。

[0083] 本公开的一个技术方案涉及的辅助装置也可以为,还具备接口装置,所述控制电路经由所述接口装置受理对包括所述第1辅助的辅助方法的选择,基于所述辅助方法来控制所述至少一个马达。

[0084] 根据上述技术方案,辅助装置能够进行用户所希望的辅助方法的选择。

[0085] 本公开的一个技术方案涉及的辅助方法,是使用用户所穿戴的多条线来辅助所述用户的移动的辅助方法,所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带,所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带,所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带,所述辅助方法包括:在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻,所述第1线~所述第4线的张力由控制电路控制的至少一个马达来调节。根据上述技术方案,可获得与本公开的一个技术方案涉及的辅助装置同样的效果。

[0086] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,在所述第1区间内,所述左腿从站立期向迈步期转变,在所述第2区间内,所述左腿从迈步期向站立期转变,在所述第3区间内,所述右腿从站立期向迈步期转变,在所述第4区间内,所述右腿从迈步期向站立期转变。

[0087] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,所述第1停止区间与所述第2停止区间不重叠。

[0088] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,所述第1停止区间是所述左腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间,所述第2停止区间是所述右腿的步行相位的55%以上且95%以下的区间。

[0089] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,还包括:在停止所述第1辅助的情况下,在所述第1停止区间内使所述第1线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第2区间内将所述第2线的张力维持在所述第2阈值以上,在所述第2停止区间内使所述第3线的张力小于所述第2阈值,并且在所述第4区间内将所述第4线的张力维持在所述第2阈值以上,在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后,将所述第2线的张力以及所述第4线的张力减少至小于所述第2阈值的张力。

[0090] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,还包括:在所述第1停止区间以及所述第2停止区间之后相同的时刻开始减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力,并随着步行相位的进展逐渐地并且同样地来减少所述第2线的张力以及所述第4线的张力。

[0091] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,所述第1线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第1线的第2端固定于所述至少一个马达中的第1马达,所述第2线的第1端固定于所述左膝带,并且所述第2线的第2端固定于所述至少一个马达中的第2马达,所述第3线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第3线的第2端固定于所述至少一个马达中的第3马达,所述第4线的第1端固定于所述右膝带,并且所述第4线的第2端固定于所述至少一个马达中的第4马达。

[0092] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,所述多条线还包括:第5线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第1线延伸的方向交叉的方向延伸;第6线,连接所述上半身带以及所述左膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第2线延伸的方向交叉的方向延伸;第7线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的前部沿与所述第3线延伸的方向交叉的方向延伸;第8线,连接所述上半身带以及所述右膝带,并且在所述用户的后部沿与所述第4线延伸的方向交叉的方向延伸,所述辅助方法还包括:在所述第1辅助的情况下,在所述第1区间内,使所述第1线以及所述第5线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第2区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第3区间内,使所述第3线以及所述第7线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第4区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第1阈值以上的张力,在所述第5区间内,使所述第1线以及所述第5线产生小于所述第2阈值的张力,在所述第6区间内,使所述第2线以及所述第6线产生所述第2阈值以上的张力,在所述第7区间内,使所述第3线以及所述第7线产生小于所述第2阈值的张力,在所述第8区间内,使所述第4线以及所述第8线产生所述第2阈值以上的张力。

[0093] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,所述左腿的步行相位的50%的时间点对应于所述右腿的步行相位的0%的时间点,所述右腿的步行相位的50%的时间点对应于所述左腿的步行相位的0%的时间点。

[0094] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,还包括:取得检测所述用户的步行周期的传感器的传感器值,基于所述传感器值,计算所述左腿的步行相位以及所述右腿的步行相位。

[0095] 在本公开的一个技术方案涉及的辅助方法中,也可以为,还包括:经由接口装置受理对包括所述第1辅助的辅助方法的选择,基于所述辅助方法,使所述第1线~所述第4线产生张力。

[0096] 本公开的一个技术方案涉及的程序,是使计算机执行对至少一个马达进行控制的程序,所述至少一个马达使用户所穿戴的多条线产生张力,在此,所述多条线中的第1线在所述用户的前部连接穿戴于所述用户的上半身的上半身带和穿戴于所述用户的左膝的左膝带,所述多条线中的第2线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述左膝带,所述多条线中的第3线在所述用户的前部连接所述上半身带和穿戴于所述用户的右膝的右膝带,所述多条线中的第4线在所述用户的后部连接所述上半身带和所述右膝带,所述程序使所述

计算机执行:在对抓持物品的所述用户的步行进行辅助的第1辅助的情况下,在所述用户的左腿的步行相位的35%以上且90%以下的第1区间内,让所述至少一个马达使所述第1线产生第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第2区间内,让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在所述用户的右腿的步行相位的35%以上且90%以下的第3区间内,让所述至少一个马达使所述第3线产生所述第1阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位的0%以上且25%以下以及65%以上且不足100%的第4区间内,让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第1区间之外的第5区间内,让所述至少一个马达使所述第1线产生小于第2阈值的张力,在所述左腿的步行相位中的除所述第2区间之外的第6区间内,让所述至少一个马达使所述第2线产生所述第2阈值以上的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第3区间之外的第7区间内,让所述至少一个马达使所述第3线产生小于所述第2阈值的张力,在所述右腿的步行相位中的除所述第4区间之外的第8区间内,让所述至少一个马达使所述第4线产生所述第2阈值以上的张力,所述第1阈值大于所述第2阈值,在停止所述第1辅助的情况下,在从所述第1区间内的边界区间到所述第2区间的开始区间为止的第1停止区间内,使所述第1线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第2区间内不使所述第2线产生所述第1阈值以上的张力,在从所述第3区间内的边界区间到所述第4区间的开始区间为止的第2停止区间内,使所述第3线的张力小于所述第1阈值,并且在所述第4区间内不使所述第4线产生所述第1阈值以上的张力,所述边界区间包含所述用户的腿从站立期变为迈步期的时刻。根据上述技术方案,可获得与本公开的一个技术方案涉及的辅助装置同样的效果。

[0097] 此外,上述总括性的或者具体的技术方案可以通过系统、装置、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的记录盘等记录介质来实现,也可以通过系统、装置、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意组合来实现。计算机可读的记录介质例如包括CD-ROM等非易失性的记录介质。

[0098] [实施方式]

[0099] 以下,参照附图,对本公开的实施方式涉及的辅助装置等具体地进行说明。此外,以下说明的实施方式均表示总括性的或者具体的例子。在以下的实施方式中表示的数值、形状、构成要素、构成要素的配置位置以及连接方式、步骤(工序)、步骤的顺序等仅为一例,并非旨在限定本公开。另外,对于以下的实施方式中的构成要素中的、没有记载在表示最上位概念的独立权利要求中的构成要素,作为任意的构成要素进行说明。另外,在以下的实施方式的说明中,有时使用大致平行、大致正交这样的伴有“大致”的表述。例如,大致平行不仅意味着完全平行,也意味着实质上平行,即,意味着例如包括百分之几程度的差异。其他伴有“大致”的表述也同样如此。另外,各附图示意图,不一定是严格图示。再者,在各附图中,对于实质上相同的构成要素赋予同一标号,有时会省略或简化重复的说明。

[0100] 在本实施方式中,将辅助装置100作为如下装置进行说明,即该装置对在身上穿戴了辅助装置100的用户的步行进行支援。具体而言,将辅助装置100作为为了用户步行而主动地支援用户髋关节的屈伸的装置,来说明实施方式涉及的辅助装置100。在本实施方式中,所谓主动的支援,不仅包括在为了使用户沿行进方向步行而进行髋关节的屈伸动作时补助髋关节所需的屈伸力,还可以包括给予用于引起屈伸动作的力、以及在物理上将髋关

节的屈伸量控制成所希望的屈伸量、也就是说在物理上控制用户的髋关节的动作。在本说明书中,辅助装置100辅助用户包括主动地支援用户的动作以及补助地支援用户的动作中的任意动作。

[0101] [1.实施方式涉及的辅助装置的构成]

[0102] 参照图1~图3,对实施方式涉及的辅助装置100进行说明。此外,图1是从前方观察实施方式涉及的辅助装置100被用户1穿戴着的例子而得到的主视图。图2是图1的辅助装置100以及用户1的后视图。图3是表示实施方式涉及的辅助装置100的功能性结构的框图。

[0103] 如图1~图3所示,辅助装置100具备上半身带111、左膝带112a、右膝带112b以及多条线110。再者,辅助装置100具备多个马达114、多个力传感器(force sensor)115以及控制多个马达114的动作的控制部120。另外,辅助装置100也可以具备向多个马达114等供电的电源130。电源130例如可以是一次电池或者二次电池等。

[0104] 多条线110是线110a1~110a4。多条线110分别连接于上半身带111和左膝带112a或者上半身带111和右膝带112b。

[0105] 多个马达114是马达114a1~114a4。线110a1连接于马达114a1。线110a2连接于马达114a2。线110a3连接于马达114a3。线110a4连接于马达114a4。

[0106] 多个力传感器是力传感器115a1~115a4。力传感器115a1设于线110a1。力传感器115a2设于线110a2。力传感器115a3设于线110a3。力传感器115a4设于线110a4。

[0107] 上半身带111穿戴于用户1的上半身。上半身带111的例子具有带状形状。上半身带111在端部附近具备固定件。固定件的例子是维克罗(Velcro)(注册商标)等面搭扣(魔术贴)、钩、带扣等紧固件或者带(钩环扣(hook and loop fastener)、维克罗((Velcro)注册商标)带)。例如,上半身带111卷绕于用户1的腰部,通过固定件来维持卷绕的状态,由此被穿戴在用户1的腰上。通过调节固定件的固定位置,所卷绕的上半身带111的内径发生变化。由此,由于上半身带111的长度能够调整,所以腰围长度不同的各种用户1均能够穿戴上半身带111。上半身带111的材料的例子是非伸缩性的材料。由此,上半身带111即使被多条线110牵拉也不易变形。在此,“上半身”包括用户的身体的从肩到腰的区域。图1及图2所示的上半身带111具有穿戴于用户1的腰的腰带的结构。上半身带111例如也可以是穿戴于用户1的腰以及/或者用户1的肩以及/或者用户1的胸部的结构。

[0108] 此外,上半身带111也可以具有筒状形状,在该情况下,筒状形状的周长比用户1的腰围的长度长。上半身带111具有用于将上半身带111的长度调整至用户1的腰围的长度的调整机构。调整机构例如也可以是面搭扣,通过如下构成来实现:面搭扣的具有钩面的部位配置为在筒状的外周从该外周分支,在筒状的外周面配置面搭扣的绒面。也就是说,上半身带111在面搭扣的部分折回,上半身带111形成的筒的内径根据折回量而变化。

[0109] 左膝带112a穿戴于用户1的左腿的左膝附近,右膝带112b穿戴于用户1的右腿的右膝附近。左膝带112a也可以穿戴于左腿的从膝下至大腿部的区域内的某一部位。右膝带112b也可以穿戴于右腿的从膝下至大腿部的区域内的某一部位。也就是说,在本说明书中,“膝”也可以包含从膝下至大腿部的区域。

[0110] 膝带112a及112b分别例如具有带状形状,在端部附近具备固定件。固定件的例子是维克罗(注册商标)等面搭扣、钩、带扣等紧固件或者带。膝带112a及112b分别穿戴于用户的大腿部或者膝上。例如,膝带112a及112b卷绕于用户1的大腿部等,通过固定件来维持卷

绕的状态,由此被穿戴于用户1的大腿部等。通过调节固定件的固定位置,所卷绕的膝带112a及112b的内径发生变化。由此,膝带112a及112b的长度能够调整,所以能够供腿围长度不同的各种用户1穿戴。膝带112a及112b也可以不穿戴于膝关节。人的大腿部具有从膝部至臀部逐渐变粗这一特征。因此,即使在大腿部当中,也在膝上穿戴膝带112a及112b,由此,膝带112a及112b在勒紧的情况下即便从线受到牵拉力,其滑动也会变小。另外,膝带112a及112b的材料例子是非伸缩性的材料。由此,膝带112a及112b即使被线牵拉也不易变形。

[0111] 此外,膝带112a及112b也可以具有筒状形状,在该情况下,筒状形状的周长比用户1的大腿部的腿围的长度长。膝带112a及112b具有用于将膝带112a及112b的长度调整至用户1的大腿部等的腿围的长度的调整机构。调整机构例如也可以是面搭扣,通过如下构成来实现:面搭扣的具有钩面的部位配置为在筒状的外周从该外周分支,在筒状的外周面配置面搭扣的绒面。也就是说,膝带112a及112b分别在面搭扣的部分折回,膝带112a及112b形成的筒的内径根据折回量而变化。

[0112] 多个马达114固定地配置于上半身带111。在本实施方式中,多个马达114由四个马达114a1~114a4构成。例如,马达114a1~114a4也可以容纳在上半身带111所具备的中空的容纳部111a1~111a4内。容纳部111a1~111a4既可以与上半身带111一体化,也可以相对于上半身带111可拆装。如图1及图2所示,也可以设置有多个容纳部111a1~111a4。在图1及图2的例子中,容纳部111a1、111a2、111a3及111a4分别配置于用户1的前部左侧、后部左侧、前部右侧以及后部右侧。马达114a1、114a2、114a3及114a4分别容纳于容纳部111a1、111a2、111a3及111a4。而且,马达114a1变更上半身带111与膝带112a之间的线110a1的长度来调节线110a1的张力,马达114a2变更上半身带111与膝带112a之间的线110a2的长度来调节线110a2的张力,马达114a3变更上半身带111与膝带112b之间的线110a3的长度来调节线110a3的张力,马达114a4变更上半身带111与膝带112b之间的线110a4的长度来调节线110a4的张力。

[0113] 在本实施方式中,马达114a1~114a4分别具备滑轮(pulley)、用于使滑轮旋转的驱动轴、以及对驱动轴进行旋转驱动的电动马达。马达114a1~114a4各自的滑轮缠绕线110a1~110a4中的对应的线。马达114a1~114a4与线110a1~110a4一一对应。马达114a1~114a4各自的滑轮、驱动轴以及电动马达容纳在容纳部111a1~111a4内。此外,马达114a1~114a4也可以分别具备电动马达,而不具备滑轮以及驱动轴,上半身带111也可以具备与马达114a1~114a4分别对应的滑轮以及驱动轴。在该情况下,电动马达的旋转轴与滑轮的驱动轴以能够传递旋转驱动力的方式连接。此外,也可以取代马达114a1~114a4,例如使用线性致动器、或者气压式或液压式活塞等能够调节上半身带111与膝带112a及112b之间的线110a1~110a4的长度的装置。在这样的辅助装置100中,各线110a1~110a4的收卷部分以及马达114a1~114a4配置于上半身带111,并在上半身带111的下方配置线110a1~110a4和膝带112a及112b。因此,辅助装置100实现简单且小型的结构。

[0114] 在本实施方式中,多条线110由四条线110a1~110a4构成。而且,马达114a1连接于线110a1、马达114a2连接于线110a2、马达114a3连接于线110a3、马达114a4连接于线110a4,以使得分别单独地调节线110a1~110a4的长度。

[0115] 线110a1及110a2各自的一个端部固定于左膝带112a,线110a1的另一个端部连接于马达114a1,线110a2的另一个端部连接于马达114a2。也就是说,线110a1的另一个端部以

及线110a2的另一个端部固定。线110a1连接左膝带112a与马达114a1,线110a2连接左膝带112a与马达114a2。

[0116] 线110a3及110a4各自的一个端部固定于右膝带112b,线110a3的另一个端部连接于马达114a3,线110a4的另一个端部连接于马达114a4。也就是说,线110a3的另一个端部以及线110a4的另一个端部固定。线110a3连接右膝带112b与马达114a3,线110a4连接右膝带112b与马达114a4。

[0117] 在本实施方式中,马达114a1~114a4分别通过使滑轮正转或者反转,来使线110a1~110a4中的对应的线缠绕于滑轮或者从滑轮退绕。如上所述的线110a1~110a4通过上半身带111而固定在用户1的腰上,通过膝带112a及112b而固定在用户的左右的大腿部等。

[0118] 如上所述,线110a1~110a4分别连接上半身带111与左膝带112a或者右膝带112b。线110a1~110a4各自的与上半身带111的连接可以是直接的连接,也可以是间接的连接。线110a1~110a4各自的与左膝带112a或者膝带112b的连接可以是直接的连接,也可以是间接的连接。在上述的例子中,线110a1~110a4各自的一个端部固定于、也就是说直接地连接于左膝带112a或者右膝带112b,线110a1~110a4各自的另一个端部经由对应的马达而固定于、也就是说间接地连接于上半身带111。然而,多条线110各自的与上半身带111的连接、以及多条线110各自的与左膝带112a或者右膝带112b的连接例如也可以是如下的结构。

[0119] 具体而言,也可以为,多条线110各自的一个端部经由对应的马达而间接地连接于左膝带112a或者右膝带112b,多条线110各自的另一个端部直接地连接于上半身带111。或者,也可以为,多条线110各自的两个端部直接地连接于上半身带111以及左膝带112a或者右膝带112b,并在多条线110各自的中间,以能够调节线的长度的方式配置有马达、线性致动器、或者气压式或液压式活塞。

[0120] 或者,也可以为,多条线110各自的一个端部直接地连接于左膝带112a或者右膝带112b,多条线110各自的另一个端部经由对应的马达而间接地连接于左膝带112a或者右膝带112b,多条线110分别配置为在左膝带112a或者右膝带112b与上半身带111之间往复。或者,也可以为,多条线110各自的一个端部直接地连接于上半身带111,多条线110各自的另一个端部经由对应的马达而间接地连接于上半身带111,多条线110分别配置为在上半身带111与左膝带112a或者右膝带112b之间往复。

[0121] 或者,也可以为,多条线110各自的两个端部连接于马达,并经由马达而呈环状地配置。此时,多条线110分别配置为在上半身带111与左膝带112a或者右膝带112b之间往复,马达114分别变更线的环的周长。

[0122] 在上述的任意结构中,多条线110均分别以利用上半身带111和左膝带112a或者右膝带112b来支撑其张力的方式连接于上半身带111和左膝带112a或者右膝带112b。由此,当马达114a1~114a4分别牵拉多条线110中的对应的线时,在对应的线产生使上半身带111与左膝带112a或者右膝带112b相互接近的张力。

[0123] 另外,多个力传感器115由四个力传感器115a1~115a4构成。力传感器115a1检测线110a1的张力并向控制部120输出,力传感器115a2检测线110a2的张力并向控制部120输出,力传感器115a3检测线110a3的张力并向控制部120输出,力传感器115a4检测线110a4的张力并向控制部120输出。力传感器115a1在膝带112a处设于线110a1,力传感器115a2在膝带112a处设于线110a2,力传感器115a3在膝带112b处设于线110a3,力传感器115a4在膝带

112b处设于线110a4。力传感器115a1~115a4也可以配置于上半身带111。力传感器115a1~115a4分别能够检测线110a1~110a4中的对应的线的张力即可,例如也可以是应变仪式力传感器、压电式力传感器等。力传感器115a1~115a4与线110a1~110a4一一对地对应。

[0124] 另外,线110a1~110a4分别可以是金属制的线,也可以是非金属线。非金属线的例子是纤维线或者纤维带。纤维线或者纤维带的材料的例子是聚酯纤维、尼龙纤维、丙烯纤维、对位型芳族聚酰胺纤维、超高分子量聚乙烯纤维、PBO(聚对苯撑苯并二噁唑)纤维、聚芳酯纤维或者碳纤维等。在本实施方式中,四条连结带111b1~111b4分别设为沿线110a1~110a4中的对应的线且从上半身带111延伸至左膝带112a或者右膝带112b。连结带111b1~111b4与线110a1~110a4一一对地对应。虽不限于此,但连结带111b1~111b4与上半身带111以及左膝带112a或者右膝带112b一体化,并由与它们同样的材料形成。例如,上半身带111、膝带112a及112b、以及连结带111b1~111b4能够形成用户1所穿戴的一个带辅助功能的套装。连结带111b1~111b4分别在内部包含线110a1~110a4中的对应的线,并覆盖对应的线。有时也将连结带111b1~111b4统一记作连结带111b。

[0125] 参照图1、图2及图4,对线110a1~110a4的配置结构的详情进行说明。此外,图4是示意性地表示图1的辅助装置100的各构成要素的配置的图。线110a1在用户1的前部经由马达114a1连接上半身带111以及左膝带112a。线110a1在用户1的前部从左膝带112a向上方延伸。线110a2在用户1的后部经由马达114a2连接上半身带111以及左膝带112a。线110a2在用户1的后部从左膝带112a向上方延伸。线110a3在用户1的前部经由马达114a3连接上半身带111以及右膝带112b。线110a3在用户1的前部从右膝带112b向上方延伸。线110a4在用户1的后部经由马达114a4连接上半身带111以及右膝带112b。线110a4在用户1的后部从右膝带112b向上方延伸。如此,在用户1的左腿的前部配置线110a1,在用户1的左腿的后部配置线110a2,在用户1的右腿的前部配置线110a3,在用户1的右腿的后部配置线110a4。通过分别单独地拉伸线110a1~110a4,能够对左右腿给予各种方向的力。

[0126] 此外,在图1、图2及图4的例子中,在用户1的前部,线110a1及110a3没有相互交叉,但也可以交叉。在图1、图2及图4的例子中,在用户1的后部,线110a2及110a4没有相互交叉,但也可以交叉。

[0127] 另外,马达114a1~114a4通过牵拉线110a1~110a4来对线110a1~110a4给予张力,这些张力经由上半身带111和膝带112a及112b传递至用户1的左右腿。为了有效地将线110a1~110a4的张力传递至用户1的左右腿,上半身带111和膝带112a及112b具有不会变形的刚性,也可以具有不会伸长的伸缩性。如上所述,形成上半身带111和膝带112a及112b的材料的一例是非伸缩性的材料。当这样的上半身带111和膝带112a及112b不松弛地被用户1穿戴着且对用户1合身时,马达114a1~114a4的驱动力会经由线110a1~110a4高效地传递至用户1的腿,有效地辅助用户1的腿的动作。此外,在本说明书中,辅助包含为了使用户进行预定动作而补助用户的动作本身、和将预定动作强加于用户的身体来引导身体的运动。

[0128] 再者,对辅助装置100给予线110a1~110a4的张力与该张力所辅助的用户的动作的关系进行说明。例如,图5中表示了辅助装置100辅助的用户的右腿的动作例。此外,图5表示了辅助装置100对迈步期的右腿赋予辅助力的例子,但辅助装置100也可以对站立期的右腿赋予辅助力。另外,辅助装置100也能够使用户的左腿进行与右腿同样的动作。如图5所示,辅助装置100能够对用户的右腿髌关节给予使之弯曲以及伸展的辅助力。髌关节的弯曲

是使大腿部向前方移动的运动,髋关节的伸展是使大腿部向后方移动的运动。

[0129] 再者,参照图6A~图7B,对辅助装置100所引导也就是说辅助的用户的动作与经由线110a1~110a4给予用户的辅助力的关系进行说明。图6A表示实施方式涉及的辅助装置100辅助用户左腿髋关节的弯曲的情形,图6B表示实施方式涉及的辅助装置100辅助用户右腿髋关节的弯曲的情形。图6A中,为了使左腿弯曲,控制部120驱动马达114a1,增加线110a1的张力,也就是说使线110a1产生张力。图6B中,为了使右腿弯曲,控制部120驱动马达114a3,增加线110a3的张力。控制部120可以基于力传感器115a1~115a4的检测结果来进行线的张力的控制,也可以基于马达114a1~114a4的驱动量来进行线的张力的控制。将会在下面对控制部120的详情进行说明。

[0130] 虽不限于此,但在本实施方式中,在弯曲前的平常时,也对线110a1~110a4分别施加张力,该张力为使线不松弛的程度,例如可以为10N以下,或者也可以为5N以下。而且,为了使左腿及右腿分别弯曲,线110a1及110a3的张力分别例如提高至40N以上且100N以下的值。以左腿为例进行说明。对于作为健康的20多岁~40多岁的成年男性的用户,对线110a1作用40N以上的张力。此时,用户能够明确地感觉到对左腿作用弯曲方向的力并且促使左腿的弯曲这一情况。若对线110a1作用超过80N的张力,则用户的左腿向弯曲方向抬起。另外,在作用于线110a1的张力为20N以下的情况下,用户几乎感受不到因线110a1的张力而产生的阻力,从而继续进行现状的动作。此外,上述张力的数值为一例,可以根据用户的年龄、性别、体格、体力、腿的动作种类、对腿的辅助的介入程度等来适当变更。

[0131] 图7A及图7B表示实施方式涉及的辅助装置100辅助用户的左腿及右腿的髋关节的伸展的情形。图7A中,为了使左腿伸展,控制部120增加线110a2的张力。图7B中,为了使右腿伸展,控制部120增加线110a4的张力。该伸展时的线的张力也可以与弯曲时的线的张力是同样的。

[0132] 在上述中,为了辅助一条腿的一个动作,控制部120使一条线的张力增加。此时,控制部120也可以与用户的动作匹配地控制与其他三条线对应的马达并调整其他三条线的张力,以使得将其他三条线的张力维持于现状。控制部120也可以控制与其他三条线对应的马达以使得不对三条线作用张力。例如,控制部120也可以使与其他三条线对应的马达的动作停止。

[0133] 如上所述的辅助装置100能够在用户的步行中与用户的腿在站立期以及迈步期产生的转矩匹配地,对用户给予作为弯曲以及伸展方向的辅助力的辅助转矩,辅助用户的步行动作。

[0134] 再者,参照图3,对辅助装置100的控制部120的构成进行说明。控制部120控制辅助装置100整体的动作。控制部120决定对各线110a1~110a4赋予的动作,进行用户1的髋关节的辅助控制。对各线110a1~110a4赋予的动作是包含对各线110a1~110a4赋予张力的时刻、张力的大小以及张力的赋予期间在内的线的动作模式。

[0135] 控制部120从设置于辅助装置100的输入装置140、或者辅助装置100外部的终端装置150取得由用户1等输入的指令,基于取得的指令来控制辅助装置100的辅助的实施以及停止。辅助装置100的输入装置140也可以是按钮、开关、按键、触摸面板或者声音识别装置的麦克风等。终端装置150可以是穿戴辅助装置100的用户1所携带的终端装置,例如也可以是智能手机、智能手表、平板电脑或者个人计算机。控制部120与输入装置140以及终端装置

150可以进行有线通信也可以进行无线通信。上述无线通信可以应用Wi-Fi(注册商标)(Wireless Fidelity)等无线LAN(Local Area Network),也可以应用Bluetooth(注册商标)、ZigBee(注册商标)等近距离无线通信,还可以应用其他任何无线通信。有线通信可以应用现有的任何有线通信。这样的控制部120可以具备有线或者无线的通信电路,也可以通过辅助装置100所具备的有线或者无线的通信电路来进行有线通信或者无线通信。在此,输入装置140以及终端装置150是接口装置的一例。

[0136] 例如,图8中表示了实施方式涉及的辅助装置100所具备的输入装置140的输入部分的一例。输入装置140具备受理输入的四个物理按钮。四个按钮包括用于启动辅助装置100的“开启(ON)”按钮、用于停止辅助装置100的“关闭(OFF)”按钮、用于选择辅助装置100的动作模式中的通常步行模式的“通常步行”按钮、以及用于选择搬运步行模式的“搬运步行”按钮等。在输入装置140的输入部分是触摸面板的情况下,各按钮也可以是图标。在本实施方式中,输入装置140配置于上半身带111,但限于此,也可以配置于膝带112a或者膝带112b,还可以配置在离开上半身带111的用户1的身体部分。另外也可以,外部的终端装置150也具有与输入装置140同样的按钮的构成或者画面上的图标的构成。

[0137] 另外,在本实施方式中,如图9所示,给用户1穿戴接触传感器301、压敏传感器302以及惯性计测装置303中的至少一方。此外,图9是表示被用户1穿戴的传感器等的配置的图。接触传感器301、压敏传感器302以及惯性计测装置303将检测结果输出给控制部120。接触传感器301穿戴于用户1的手,具体而言是安装于用户1所穿戴的手套的指腹部分等。接触传感器301可以穿戴于用户1的双手,也可以穿戴于单手。接触传感器301检测用户1的手与物体的直接接触以及间接接触。接触传感器301的例子是接触检测传感器、触觉传感器、接近传感器或者与压敏传感器302同样的传感器等。此外,接触传感器301也可以穿戴于当抓持物体时能够接触的用户1的臂、胸、腹等。

[0138] 压敏传感器302穿戴于用户1的脚底,具体而言是安装于用户1所穿戴的鞋底等。压敏传感器302可以穿戴于用户1的双脚,也可以穿戴于单脚。压敏传感器302对作用于用户1的脚底的压力也就是说负荷进行检测。压敏传感器302的例子是静电电容式、压电式或者应变仪式的压力传感器。惯性计测装置303穿戴于与用户1的移动连动的部分、例如上半身的腰部等,具体而言是安装于上半身带111。惯性计测装置303包括加速度传感器以及陀螺仪传感器(也被称作“角速度传感器”)。惯性计测装置303也可以包括加速度传感器而不包括陀螺仪传感器。惯性计测装置303也可以还包括地磁传感器。惯性计测装置303基于所检测的加速度以及角速度来检测用户1的各方向的加速度、移动方向、移动速度以及移动距离。在此,压敏传感器302以及惯性计测装置303是检测用户的步行周期的传感器的一例。

[0139] 接触传感器301、压敏传感器302以及惯性计测装置303与控制部120经由有线通信或者无线通信来交换信息。该有线通信以及无线通信可以应用上述的有线通信以及无线通信的任一种。

[0140] 如图3所示,控制部120具有抓持识别部121、驱动控制部122、步行时刻检测部123、线张力识别部124以及存储部125。由抓持识别部121、驱动控制部122、步行时刻检测部123以及线张力识别部124构成的控制部120的构成要素也可以利用由CPU(Central Processing Unit)或者DSP(Digital Signal Processor)等处理器、RAM(Random Access Memory)以及ROM(Read-Only Memory)等存储器等构成的计算机系统来构成。上述构成要素

的一部分或者全部的功能也可以通过CPU或者DSP使用RAM作为工作用存储器并执行记录于ROM的程序来实现。另外,上述构成要素的一部分或者全部的功能也可以通过电子电路或者集成电路等专用的硬件电路来实现。上述构成要素的一部分或者全部的功能也可以由上述的软件功能与硬件电路的组合构成。程序作为应用,也可以是在经由互联网等通信网的通信、基于移动通信标准的通信、其他无线网络、有线网络、或者广播等中提供的程序。控制部120所构成的计算机系统以及/或者硬件电路例如可以搭载于上半身带111,同马达114a1~114a4一起容纳在容纳部111a1~111a4内,也可以在其他地方嵌入到上半身带111。在此,控制部120是控制电路的一例。

[0141] 存储部125能够保存信息,并且能够取出所保存的信息。存储部125存储控制部120的各构成要素用于执行处理的计算机程序、后述的各阈值、后述的线张力的输入曲线(profile)等。存储部125例如通过ROM、RAM、闪存等半导体存储器、硬盘驱动器或者SSD(Solid State Drive)等存储装置来实现。在本实施方式中,存储部125包含于控制部120,但也可以单独设置。在此,存储部125是存储器的一例。

[0142] 抓持识别部121检测用户1的手对物体的抓持。抓持识别部121基于从接触传感器301取得的传感器值的变化,检测用户1是否用其手抓持着物体。例如,如图10A及图10B所示,在接触传感器301是压电式的传感器的情况下,抓持识别部121检测接触传感器301的检测传感器值所对应的电压值小于预定值的时间点作为用户1的手与物体接触的时间点、也就是说用户1抓持了物体的时间点。例如,在图10B的例子中,预定值是“VA”。此外,图10A是表示接触传感器与用户的手的关系的图。图10B是表示接触传感器的信号的例子的图。抓持识别部121将检测结果输出给驱动控制部122。

[0143] 步行时刻检测部123为了决定对用户1进行辅助的时刻而检测步行的时刻。步行的时刻可以包含对步行中的用户1开始辅助的时刻、以及决定一步中的站立期以及迈步期等的相(相位)的时刻。驱动控制部122根据步行时刻检测部123检测出的步行的时刻来决定对用户1实施辅助的时刻,并控制马达的动作。

[0144] 具体而言,步行时刻检测部123推定穿戴辅助装置100的用户1的步行周期,基于推定结果来预测接下来的步行相位,并向驱动控制部122输出基于预测出的步行相位的辅助时刻。步行周期是从一条腿的脚后跟触地至接下来同一条腿的脚后跟触地为止的动的时间间隔或者连续动作。步行周期由站立期以及迈步期构成。

[0145] 步行时刻检测部123基于从压敏传感器302或者惯性计测装置303的加速度传感器以及陀螺仪传感器取得的传感器值,检测用户1的脚后跟触地的时刻,实时地推定用户1的每一步的步行相位也就是说步行周期。此外,用户1的一步是指左右腿的某一方前进一步。例如,用户1的一步是从左腿触地至接着左腿触地为止的期间。而且,步行时刻检测部123基于推定出的步行周期,预测下一步中的步行相位、站立期以及迈步期各自的开始时期以及持续时间,并向驱动控制部122输出。此外,在用户1所携带的终端装置150具备惯性计测装置的情况下,步行时刻检测部123也可以从终端装置150取得加速度传感器的传感器值以及陀螺仪传感器的传感器值。

[0146] 在此,步行相位(gate phase)表示用户1前进一步的过程中的步行状态的时间上的时刻。在步行相位中,用户1的一条腿与地面接触时被设为0%,并且,接下来用户1的同一条腿与地面接触时被设为100%。而且,步行相位用0%~100%表示用户1的步行状态的时

刻。例如,步行相位的0%~100%的值也可以与从用户1的一条腿与地面接触时起到接下来用户1的同一条腿与地面接触时为止的经过时间对应。具体而言,在从用户1的一条腿与地面接触时起到接下来用户1的同一条腿与地面接触时为止的时间为1sec(秒)的情况下,从用户1的腿与地面接触时起经过了0.5sec后的时间点的步行相位表示为50%。

[0147] 更具体而言,步行时刻检测部123基于压敏传感器302的传感器值来决定用户1的腿与地面接触的时间点的情况下,例如如图11所示,检测与压敏传感器302的压力传感器值对应的电压值小于预定值的时间点作为脚后跟的触地时刻。此外,图11是表示压敏传感器302的信号的例子的图。而且,由压敏传感器302检测到预定值以上的压力值的期间意味着脚后跟正与地面接触。例如,在图11的例子中,预定值是“VB”,压敏传感器302配置于用户1的双脚。与基于配置于上半身带111等的惯性计测装置303的时刻相比,步行时刻检测部123经由压敏传感器302取得鞋本身触地的时刻,能够更可靠地推定步行周期。

[0148] 另外,步行时刻检测部123在使用惯性计测装置303的情况下,基于加速度传感器的信息来决定用户1的脚接触地面(着地)的时间点。基于加速度传感器的脚的着地时间点的推定方法例如参照“IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING,VOL.52,NO.3,2005年,p.488,Fig.1,p.489,Fig.2”。此外,步行时刻检测部123在基于惯性计测装置303的传感器值来推定步行周期的情况下,也可以根据加速度传感器以及陀螺仪传感器的信号波形来推定步行周期。例如,可以根据如图12所示的加速度传感器的信号波形推定步行周期。在图12的例子中,根据加速度传感器的信号波形,能够推定用户1的脚的着地时间点,由此可以推定步行周期。此外,图12是表示惯性计测装置303的加速度传感器的信号的例子的图。

[0149] 此外,用户1也可以穿戴角度传感器(也被称作“倾斜传感器”)。此时,角度传感器例如穿戴于用户1的大腿部。而且,步行时刻检测部123取得用户1的髋关节的角度作为步行信息。步行时刻检测部123基于用户1的髋关节的角度变化的周期来计算步行相位。

[0150] 不论在使用压敏传感器302和惯性计测装置303的哪一个的情况下,步行时刻检测部123例如都可以根据用户1的最近三步的压敏传感器302的传感器值或者惯性计测装置303的传感器值来推定每一步的步行相位的0%~100%的经过时间,计算三个经过时间的平均值。而且,步行时刻检测部123也可以根据经过时间的平均值来预测在下一步的步行相位100%的时刻。再者,步行时刻检测部123也可以根据传感器的信号波形来推定每一步的步行相位中的站立期以及迈步期的开始时刻,在三步之间计算开始时刻的平均值。而且,步行时刻检测部123也可以基于平均值来预测在下一步的站立期以及迈步期的开始时刻。

[0151] 或者,步行时刻检测部123也可以根据用户1的最近一步的压敏传感器302的传感器值或者惯性计测装置303的传感器值来推定一步的步行相位的0%~100%的经过时间,并基于推定出的经过时间来预测在下一步的步行相位100%的时刻。再者,步行时刻检测部123也可以根据传感器的信号波形来推定一步的步行相位中的站立期以及迈步期的开始时刻,预测在下一步的站立期以及迈步期的开始时刻。

[0152] 线张力识别部124检测各线110a1~110a4上所产生的张力。线张力识别部124基于从力传感器115a1~115a4取得的传感器值来检测各线110a1~110a4的张力。线张力识别部124将检测出的各线110a1~110a4的张力输出给驱动控制部122。

[0153] 驱动控制部122基于从步行时刻检测部123取得的用户1的预测到的步行相位的信

息、和从抓持识别部121取得的用户1抓持物体的抓持信息,进行调节线110a1~110a4的张力的马达114a1~114a4的控制。驱动控制部122使马达114a1~114a4分别起动、使马达114a1~114a4分别停止,控制马达114a1~114a4各自对线110a1~110a4的拉伸量以及拉伸力。驱动控制部122所进行的马达114a1~114a4各自的旋转量的控制以及旋转转矩的调整,能够实现对应的线的拉伸量以及拉伸力的控制。

[0154] 具体而言,驱动控制部122基于从步行时刻检测部123取得的步行时刻的预测结果来决定对用户1进行的辅助种类。辅助种类包含弯曲以及伸展之类的对用户1辅助的腿的动作。再者,驱动控制部122根据辅助种类,从线110a1~110a4中决定为了进行对用户1的动作的辅助而应该牵拉的线、对该线赋予的张力以及牵拉该线的时刻。

[0155] 另外,驱动控制部122基于从抓持识别部121取得的用户1是否抓持着物体的信息,即使对于同一辅助种类,也变更线的张力与牵拉线的时刻的关系。

[0156] 从步行时刻检测部123取得的步行时刻与辅助种类的关系、即辅助对应关系预先被设定,例如保存于存储部125。被牵拉的线、线的张力以及牵拉线的时刻的关系、即线一张力关系根据辅助种类和用户1有无抓持物体而预先被设定,例如保存于存储部125。另外,线一张力关系也可以基于辅助装置100的辅助下的控制实绩来更新。驱动控制部122基于保存于存储部125的辅助对应关系以及线一张力关系的信息来决定对用户1进行的辅助种类,并决定与所决定的辅助种类对应的线的控制。驱动控制部122根据所决定的对线赋予的张力以及牵拉的时刻来进行与该线相连的马达的控制。

[0157] 另外,驱动控制部122基于从线张力识别部124取得的各线110a1~110a4的张力的信息,控制马达114a1~114a4的动作,以使各线110a1~110a4的张力成为预定张力。另外,驱动控制部122也可以除了从抓持识别部121、步行时刻检测部123以及线张力识别部124取得的信息之外,还基于年龄、性别、体格以及体力等用户1的信息、和对腿的辅助的介入程度等来变更并使用线一张力关系。

[0158] [2.辅助装置的变形例]

[0159] 在上述的辅助装置100中,上半身带111与膝带112a及112b通过四条线110a1~110a4连接,但线的数量不限于此。例如,如图13~图17所示,线的数量也可以为八条。此外,图13是从斜前方观察实施方式的变形例涉及的辅助装置200被用户1穿戴着的例子而得到的立体图。图14是图13的辅助装置200以及用户1的主视图。图15是图13的辅助装置200以及用户1的后视图。图16是示意性地表示图13的辅助装置200的各构成要素的配置的图。图17是表示图13的辅助装置200的功能性结构的框图。

[0160] 如图13~图17所示,变形例涉及的辅助装置200具备上半身带111、膝带112a及112b、和八条线即第1线110a1~第8线110a8。再者,辅助装置200具备与第1线110a1相连的马达114a1、与第2线110a2相连的马达114a2、与第3线110a3相连的马达114a3、与第4线110a4相连的马达114a4、与第5线110a5相连的马达114a5、与第6线110a6相连的马达114a6、与第7线110a7相连的马达114a7、与第8线110a8相连的马达114a8、和设于第1线110a1的力传感器115a1、设于第2线110a2的力传感器115a2、设于第3线110a3的力传感器115a3、设于第4线110a4的力传感器115a4、设于第5线110a5的力传感器115a5、设于第6线110a6的力传感器115a6、设于第7线110a7的力传感器115a7、设于第8线110a8的力传感器115a8、以及控制部120。

[0161] 在上半身带111,在用户1的前部、左侧部、背部以及右侧部分别配置有容纳部111a1、111a2、111a3及111a4。马达114a1及114a3容纳于容纳部111a1,马达114a5及114a6容纳于容纳部111a2,马达114a2及114a4容纳于容纳部111a3,马达114a7及114a8容纳于容纳部111a4。

[0162] 第1线110a1以及第5线110a5配置为在用户1的前部沿相互交叉的方向延伸,具体而言是相互交叉地配置。第1线110a1以及第5线110a5各自的一个端部固定于左膝带112a,第1线110a1的另一个端部与马达114a1连接,第5线110a5的另一个端部与马达114a5连接。也就是说,第1线110a1连接左膝带112a与马达114a1,第5线110a5连接左膝带112a与马达114a5。

[0163] 第2线110a2以及第6线110a6配置为在用户1的后部沿相互交叉的方向延伸,具体而言是相互交叉地配置。第2线110a2以及第6线110a6各自的一个端部固定于左膝带112a,第2线110a2的另一个端部与马达114a2连接,第6线110a6的另一个端部与马达114a6连接。也就是说,第2线110a2连接左膝带112a与马达114a2,第6线110a6连接左膝带112a与马达114a6。

[0164] 第3线110a3以及第7线110a7配置为在用户1的前部沿相互交叉的方向延伸,具体而言是相互交叉地配置。第3线110a3以及第7线110a7各自的一个端部固定于右膝带112b,第3线110a3的另一个端部与马达114a3连接,第7线110a7的另一个端部与马达114a7连接。也就是说,第3线110a3连接右膝带112b与马达114a3,第7线110a7连接右膝带112b与马达114a7。

[0165] 第4线110a4以及第8线110a8配置为在用户1的后部沿相互交叉的方向延伸,具体而言是相互交叉地配置。第4线110a4以及第8线110a8各自的一个端部固定于右膝带112b,第4线110a4的另一个端部与马达114a4连接,第8线110a8的另一个端部与马达114a8连接。也就是说,第4线110a4连接右膝带112b与马达114a4,第8线110a8连接右膝带112b与马达114a8。

[0166] 另外,第1线110a1以及第2线110a2从左膝带112a朝向上方以及用户1的右方延伸。具体而言,第1线110a1以及第2线110a2从左膝带112a朝向上方延伸并且朝向用户1的右方延伸,例如从左膝带112a朝向右斜上方延伸。第5线110a5以及第6线110a6从左膝带112a朝向上方以及用户1的左方延伸。具体而言,第5线110a5以及第6线110a6从左膝带112a朝向上方延伸且朝向用户1的左方延伸,例如从左膝带112a朝向左斜上方延伸。第3线110a3以及第4线110a4从右膝带112b朝向上方以及用户1的左方延伸。具体而言,第3线110a3以及第4线110a4从右膝带112b朝向上方延伸且朝向用户1的左方延伸,例如从右膝带112b朝向左斜上方延伸。第7线110a7以及第8线110a8从右膝带112b从朝向上方以及用户1的右方延伸。具体而言,第7线110a7以及第8线110a8从右膝带112b朝向上方延伸且朝向用户1的右方延伸,例如从右膝带112b朝向右斜上方延伸。

[0167] 此外,两条线沿相互交叉的方向延伸是指两条线延伸的方向交叉。再者,两条线延伸的方向交叉是指两条线延伸的方向不平行,可以在交点交叉,也可以没有交点而不交叉。因而,两条线实际上可以在交点交叉,也可以不交叉。当从用户1的外侧观察用户1时,这样的沿相互交叉的方向延伸的两条线可以相交,也可以不相交。在该两条线不相交的情况下,如图18及图19所示,该两条线例如可以以形成V字状形状的方式延伸,也可以相互分离地延

伸。此外,图18及图19分别是表示图13的辅助装置200中的线的配置的一个变形例的图。

[0168] 另外,在本变形例中,八条连结带111b1~111b8分别设为沿第1线110a1~第8线110a8中的对应的线且从上半身带111延伸至左膝带112a或者右膝带112b。连结带111b1~111b8与第1线110a1~第8线110a8一一对地对应。

[0169] 在本变形例中,关于沿相互交叉的方向延伸的两条线的对(pair),各线的对的两条线呈X字状地交叉,但第1线110a1~第8线110a8的配置结构不限于此。如图18所示,例如也可以为第1线110a1以及第5线110a5呈V字状地配置。在该情况下,第1线110a1以及第5线110a5能够形成从左膝带112a向上方逐渐扩展的锥形形状。再者,在左膝带112a上,第1线110a1以及第5线110a5可以如图18所示那样相互接近,也可以如图19所示那样相互分离。其他线的对也是同样的。

[0170] 或者,如图20所示,例如也可以为第1线110a1以及第5线110a5配置为使V字形形状上下颠倒而成的形状。在该情况下,第1线110a1以及第5线110a5能够形成从左膝带112a向上方尖端变细的锥形形状。再者,在上半身带111上,第1线110a1以及第5线110a5可以如图20所示那样相互接近,也可以如图21所示那样相互分离。其他线的对也是同样的。此外,图20及图21是表示图13的辅助装置200中的线的配置的变形例的图。

[0171] 在图13~图15中,从容纳部111a1延伸的第1线110a1和第3线110a3形成使V字形形状上下颠倒而成的形状,从容纳部111a2延伸的第5线110a5和第6线110a6形成使V字形形状上下颠倒而成的形状,从容纳部111a3延伸的第2线110a2和第4线110a4形成使V字形形状上下颠倒而成的形状,从容纳部111a4延伸的第7线110a7和第8线110a8形成使V字形形状上下颠倒而成的形状。然而,上半身带111上的第1线110a1~第8线110a8的配置不限于上述配置。例如,第1线110a1的收卷部分和第3线110a3的收卷部分可以以使该两条线不交叉的方式分离配置,也可以以使该两条线呈X字状地交叉的方式配置。第5线110a5的收卷部分和第6线110a6的收卷部分可以以使该两条线不交叉的方式分离配置,也可以以使该两条线呈X字状地交叉的方式配置。第2线110a2的收卷部分和第4线110a4的收卷部分可以以使该两条线不交叉的方式分离配置,也可以以使该两条线呈X字状地交叉的方式配置。第7线110a7的收卷部分和第8线110a8的收卷部分可以以使该两条线不交叉的方式分离配置,也可以以使该两条线呈X字状地交叉的方式配置。

[0172] 在如上所述的辅助装置200中,例如马达114a1使第1线110a1产生张力,马达114a5使第5线110a5产生张力。辅助装置200驱动马达114a1,来增大第1线110a1的张力,从而在缩短膝与脚后跟的距离的方向上对用户1的腿作用力,辅助步行时的用户1的脚踝的运动,辅助装置200驱动马达114a5,来增大第5线110a5的张力,从而在缩短膝与脚后跟的距离的方向上对用户1的腿作用力,辅助步行时的用户1的脚踝的运动。另外,辅助装置200将第1线110a1以及第5线110a5的张力设定为不同的值,从而能够产生与用户1的脚后跟的左右的倾斜相关的力矩力,能够辅助用户1的步行时的脚踝的运动。

[0173] 辅助装置200能够对用户的左腿髋关节以及右腿髋关节给予使之弯曲以及伸展的辅助力。参照图22A,表示了变形例涉及的辅助装置200辅助用户左腿髋关节的弯曲的情形。参照图22B,表示了变形例涉及的辅助装置200辅助用户右腿髋关节的弯曲的情形。图22A中,为了使左腿弯曲,驱动控制部122驱动马达114a1及114a5,增加第1线110a1以及第5线110a5的张力。图22B中,为了使右腿弯曲,驱动控制部122驱动马达114a3及114a7,增加第3

线110a3以及第7线110a7的张力。在本变形例中,第1线110a1以及第5线110a5的张力设为同等,但也可以不同。在本变形例中,第3线110a3以及第7线110a7的张力设为同等,但也可以不同。

[0174] 参照图23A,表示了变形例涉及的辅助装置200辅助用户左腿髋关节的伸展的情形。参照图23B,表示了变形例涉及的辅助装置200辅助用户右腿髋关节的伸展的情形。图23A中,为了使左腿伸展,驱动控制部122增加第2线110a2以及第6线110a6的张力。图23B中,为了使右腿伸展,驱动控制部122增加第4线110a4以及第8线110a8的张力。该伸展时的第2线110a2的张力也可以与弯曲时的第1线110a1的张力是同样的。该伸展时的第6线110a6的张力也可以与弯曲时的第5线110a5的张力是同样的。该伸展时的第4线110a4的张力也可以与弯曲时的第3线110a3的张力是同样的。该伸展时的第8线110a8的张力也可以与弯曲时的第7线110a7的张力是同样的。

[0175] 在上述中,为了辅助一条腿的一个动作,驱动控制部122使两条线的张力增加。此时,驱动控制部122也可以与用户的动作匹配地控制马达并调整线的张力,以使得其他六条线的张力不从现状值变化,或者也可以停止六条线的马达114,以使得不对六条线作用张力。

[0176] [3.辅助装置的动作]

[0177] [3-1.辅助装置的整体动作]

[0178] 接着,对辅助装置的整体动作的流程进行说明。关于辅助装置的整体动作的流程,实施方式涉及的辅助装置100与变形例涉及的辅助装置200是同样的,因此对实施方式涉及的辅助装置100的动作进行说明,省略变形例涉及的辅助装置200的动作的说明。图24表示了辅助装置100辅助用户1的动作的整体流程的一个例子的流程图。

[0179] 如图3以及图24所示,在步骤S001中,辅助装置100的控制部120基于从用户接收的动作模式的指令来决定辅助装置100的动作模式。具体而言,驱动控制部122从辅助装置100的输入装置140或者终端装置150接收辅助装置100要实施的动作模式。动作模式的例子是用户不抓持行李之类的物品等物体而步行的通常步行模式、和用户抓持物体而步行的搬运步行模式。例如,不仅基于用户是否抓持着物体,在抓持物体的情况下,还能够根据需要而基于物体的重量来通过用户的判断对动作模式进行选择。

[0180] 在步骤S002中,控制部120判定指令是否是搬运步行模式。控制部120在指令是搬运步行模式的情况下(步骤S002:是),进入步骤S003,在指令不是搬运步行模式的情况下(步骤S002:否),进入步骤S004。

[0181] 在步骤S003中,控制部120的抓持识别部121判定用户是否抓持有物体。抓持识别部121基于从用户穿戴在手上的接触传感器301取得的传感器值,检测用户有无抓持物体,并将检测结果输出给驱动控制部122。抓持识别部121在判定为有抓持的情况下(步骤S003:是),进入步骤S005,在判定为无抓持的情况下(步骤S003:否),进入步骤S006。

[0182] 在步骤S005中,驱动控制部122取得步行时刻检测部123所预测的步行相位。进而,在步骤S007中,驱动控制部122基于取得的步行相位来控制马达114a1~114a4,并根据与有抓持对应的输入曲线来使辅助装置100的线110a1~110a4产生张力。也就是说,驱动控制部122通过使线110a1~110a4产生张力,辅助用户的左腿及右腿各自的弯曲以及伸展动作。此时,驱动控制部122基于从力传感器115a1取得的线110a1的张力来控制线110a1的张力,基

于从力传感器115a2取得的线110a2的张力来控制线110a2的张力,基于从力传感器115a3取得的线110a3的张力来控制线110a3的张力,基于从力传感器115a4取得的线110a4的张力来控制线110a4的张力。由此,辅助装置100对抓持着物体的用户的步行进行辅助。将会在下面对与有抓持对应的输入曲线的详情进行说明。

[0183] 输入曲线在左腿的步行相位中包含使线产生张力的时刻、使线产生张力的期间、以及该期间内的线的张力的值,在右腿的步行相位中包括使线产生张力的时刻、使线产生张力的期间、以及该期间内的线的张力的值。输入曲线预先被设定,并保存于存储部125。此外,在受到辅助装置100的辅助时,用户也可以经由输入装置140或者终端装置150来调节线张力的产生时刻、线张力的产生期间、以及线张力的值。驱动控制部122也可以通过反映该调节结果来变更输入曲线,并将其保存于存储部125。而且,驱动控制部122也可以使用变更后的输入曲线来控制线张力。

[0184] 接下来,在步骤S008中,驱动控制部122判定是否从用户取得了停止辅助装置100的辅助的停止指令。驱动控制部122在取得了停止指令的情况下(步骤S008:是),停止辅助装置100而结束一系列的处理,在没有取得停止指令的情况下(步骤S008:否),返回步骤S003。此外,停止指令也可以是变更动作模式的指令。

[0185] 另外,在步骤S006中,驱动控制部122取得步行时刻检测部123所预测的步行相位。进而,在步骤S009中,驱动控制部122基于取得的步行相位来控制马达114a1~114a4,并根据与无抓持对应的输入曲线来使辅助装置100的线110a1~110a4产生张力。驱动控制部122基于从力传感器115a1取得的线110a1的张力来控制线110a1的张力,基于从力传感器115a2取得的线110a2的张力来控制线110a2的张力,基于从力传感器115a3取得的线110a3的张力来控制线110a3的张力,基于从力传感器115a4取得的线110a4的张力来控制线110a4的张力,从而辅助用户的左腿及右腿各自的弯曲以及伸展动作。由此,辅助装置100辅助没有抓持物体的用户的步行。将会在下面对与无抓持对应的输入曲线的详情进行说明。驱动控制部122在步骤S009的处理后进入步骤S008。

[0186] 另外,在步骤S004中,驱动控制部122取得步行时刻检测部123所预测的步行相位。进而,在步骤S010中,驱动控制部122基于取得的步行相位来控制马达114a1~114a4,并根据与无抓持对应的输入曲线来使辅助装置100的线110a1~110a4产生张力。步骤S010中的输入曲线也可以与步骤S009中的输入曲线相同。驱动控制部122基于从力传感器115a1取得的线110a1的张力来控制线110a1的张力,基于从力传感器115a2取得的线110a2的张力来控制线110a2的张力,基于从力传感器115a3取得的线110a3的张力来控制线110a3的张力,并基于从力传感器115a4取得的线110a4的张力来控制线110a4的张力,从而辅助用户的左腿及右腿各自的弯曲以及伸展动作。由此,辅助装置100辅助没有抓持物体的用户的步行。

[0187] 接下来,在步骤S011中,驱动控制部122判定是否从用户取得了停止辅助装置100的辅助的停止指令。驱动控制部122在取得了停止指令的情况下(步骤S011:是),停止辅助装置100而结束一系列的处理,在没有取得停止指令的情况下(步骤S011:否),返回步骤S004。此外,停止指令也可以是变更动作模式的指令。

[0188] 如上所述,辅助装置100根据用户选择的通常步行模式或者搬运步行模式来辅助用户的步行动作。再者,在搬运步行模式中,辅助装置100根据用户是否抓持有物体,变更使线110a1~110a4分别产生的张力的输入曲线,进行与用户的状态相应的辅助。

[0189] [3-2.辅助装置的辅助动作的详情]

[0190] 对辅助装置的辅助动作的详情进行说明。关于在抓持着也就是说保持着物品等物体的状态下用户前进步行时和没有抓持物体的用户前进步行时,说明辅助装置对用户的步行进行辅助的动作。此外,在实施方式中,不管用户是否抓持着物体,辅助用户的步行的辅助装置的动作都是相同的。具体而言,对在前进步行的用户的腿的弯曲以及伸展动作的辅助中增加张力的线与增加该线的张力的时刻的关系进行说明。此外,实施方式涉及的辅助装置100的动作与变形例涉及的辅助装置200的动作相比,在辅助弯曲以及伸展动作时产生张力的线的数量以及张力的最大值不同,除这一点之外是同样的。因此,以下对实施方式涉及的辅助装置100的动作进行说明,省略变形例涉及的辅助装置200的动作的说明。

[0191] 辅助装置100的驱动控制部122基于与由弯曲以及伸展构成的辅助种类相应的线一张力关系,决定产生张力的线、该线的拉伸力、产生该线的张力的时刻以及期间,并辅助用户的动作。例如,图25中表示了辅助用户的前进步行的辅助装置100的动作的例子。在本实施方式中,图25所示的例子相当于与有抓持以及无抓持对应的线张力的输入曲线。

[0192] 在图25中,表示了用户的步行状态、各腿的步行相位、各腿的迈步期以及站立期的关系。再者,相关联地表示了各腿的步行相位、产生张力的线、以及该线的张力的状态也就是说线张力的输入曲线。线张力的输入曲线表示线张力相对于各线所产生的最大张力(也被称作张力增益)的比例。例如,在各线的张力增益是100N的情况下,实际上产生的张力由输入曲线 $\times$ 张力增益来表示。而且,在步行相位0~100%之间,辅助装置100将最大张力设为100N,一边使线张力变化一边产生线张力。

[0193] 图25表示辅助装置100相对于用户的左腿及右腿既辅助弯曲动作也辅助伸展动作的例子。如上所述,辅助装置100通过使线110a1产生张力来对左腿施加弯曲动作的辅助力,通过使线110a2产生张力来对左腿施加伸展动作的辅助力。辅助装置100通过使线110a3产生张力来对右腿施加弯曲动作的辅助力,通过使线110a4产生张力来对右腿施加伸展动作的辅助力。此外,辅助装置100也可以不对用户的左腿及右腿进行弯曲动作的辅助以及伸展动作的辅助,而是进行弯曲动作的辅助和伸展动作的辅助中的一方。

[0194] 在图25中,以右腿的步行相位为基准,在右腿的步行相位中,设右腿的脚后跟的触地为0%、左腿的脚后跟的触地为50%。虽不限于此,但在本实施方式中,右腿的步行相位的0%与左腿的步行相位的50%是同时期。此外,在图25的例子中,为便于说明,将右腿的步行相位作为基准,但任一条腿的步行相位都可以为基准,也不需要使一条腿的步行相位作为基准。

[0195] 右腿的站立期是右腿的步行相位的0%以上且右腿的步行相位的60%以下的期间,右腿的迈步期是超过右腿的步行相位的60%且不足右腿的步行相位的100%的期间。

[0196] 另外,左腿的迈步期是超过左腿的步行相位的60%且不足左腿的步行相位的100%的期间,左腿的站立期是左腿的步行相位的100%以上且左腿的步行相位的160%以下的期间。此外,在左腿的步行相位中,左腿的迈步期亦即超过左腿的步行相位的60%且不足左腿的步行相位的100%的期间包含在左腿的第1步行相位内,左腿的站立期亦即左腿的步行相位的100%以上且左腿的步行相位的160%以下的期间包含在左腿的第1步行相位的接下来的左腿的第2步行相位内。也就是说,左腿的步行相位的100%以上且左腿的步行相位的160%以下的期间是左腿的第2步行相位的0%以上且左腿的第2步行相位的60%以下

的期间。如此,在以下的说明中,使用100%以上的数值表示的步行相位意味着使用0%~100%的数值表示的步行相位的接下来的步行相位。另外,在图25中有时用0%~100%的数值来对使用超过100%的数值表示的步行相位进行置换表达。

[0197] 在辅助用户的前进步行的情况下,辅助装置100例如在左腿的步行相位的40%附近的时刻对左腿赋予弯曲的辅助力。左腿的上述时刻是包含在左腿的站立期以及右腿的迈步期内的时刻。具体而言,上述时刻是迈步期的右腿即将触地之前的时刻,此时,用户的身体重心偏向前方。在辅助用户的前进步行的情况下,辅助装置100例如在右腿的步行相位的40%附近的时刻对右腿赋予弯曲的辅助力。右腿的上述时刻是包含在左腿的迈步期以及右腿的站立期内的时刻。具体而言,上述时刻是迈步期的左腿即将触地之前的时刻,此时,用户的身体重心偏向前方。

[0198] 另外,辅助装置100例如在左腿的步行相位的75%附近的时刻对左腿赋予伸展的辅助力。左腿的上述时刻是包含在左腿的迈步期以及右腿的站立期内的时刻。具体而言,上述时刻是用户向前方伸出迈步期的左腿的中途的时刻,包含在用户的身体的重心从后方向前方转变的过程内。另外,辅助装置100例如在右腿的步行相位的75%附近的时刻对右腿赋予伸展的辅助力。右腿的上述时刻是包含在左腿的站立期以及右腿的迈步期内的时刻。具体而言,上述时刻是用户向前方伸出迈步期的右腿的中途的时刻,包含在用户的身体的重心从后方向前方转变的过程内。

[0199] 在辅助装置100辅助用户的前进步行的情况下,使线110a1~110a4分别产生第1阈值以上的张力。图25的例子中的线110a1~110a4各自的张力的一例是100N。此外,第1阈值也可以是如让用户通过线上产生的张力能够识别到被促使进行弯曲或者伸展动作那样的张力。第1阈值的例子是100N的40%即40N。在图25的例子中,辅助装置100对于各个线110a1~110a4,在线张力的产生期间内,使所产生的线张力缓慢地增加,在达到最大张力后使之缓慢地减少。辅助装置100使线110a1~110a4分别产生的线张力的输入曲线形成凸曲线的波形。此外,在本例中,最大张力是100N。

[0200] 辅助装置100为了辅助左腿的弯曲动作,例如在作为左腿的步行相位的40%以上且85%以下的期间的第1区间的整个区间内,使线110a1连续地产生张力。而且,辅助装置100在第1区间的至少一部分区间内使线110a1产生第1阈值以上的张力。在第1区间内,左腿从站立期向迈步期转变。当从站立期向迈步期转变时,因左腿受到弯曲动作的辅助力,所以用户能够容易地抬起左腿,能够容易并且可靠地步行。

[0201] 另外,在图25的例子中,辅助装置100在作为第1区间以外的期间的第5区间内,不使线110a1产生张力,但也可以使之产生张力。例如,辅助装置100也可以在第5区间内使线110a1产生比第2阈值小的张力。第2阈值比第1阈值小,例如是如用户无法识别的张力。这样的第2阈值例如也可以是线110a1不松弛的程度的张力。第2阈值的例子是第1阈值的0.2~0.4倍的值或者10N。在本说明书以及权利要求书中,产生比第2阈值小的张力意味着产生0以上且不足第2阈值的张力,包含所产生的张力为0的情况。

[0202] 此外,第1区间的开始时刻也可以是包含在左腿的步行相位的35%以上且55%以下的期间内的时刻。第1区间的结束时刻也可以是包含在左腿的步行相位的80%以上且90%以下的期间内的时刻。线张力变成最大张力的时刻在图25的例子中是左腿的步行相位的65%的时刻,但也可以是包含在左腿的步行相位的60%以上且70%以下的期间内的时

刻。因而,第1区间可取左腿的步行相位的35%以上且90%以下的期间。

[0203] 辅助装置100为了辅助左腿的伸展动作,例如在作为左腿的步行相位的75%以上且120%以下的期间的第2区间的整个区间内,使线110a2连续地产生张力。而且,辅助装置100在第2区间的至少一部分区间内使线110a2产生第1阈值以上的张力。在第2区间内,左腿从迈步期向站立期转变。当从迈步期向站立期转变时,因左腿受到伸展动作的辅助力,所以用户能够使左腿稳定地着地,能够容易并且可靠地步行。另外,在图25的例子中,辅助装置100在作为第2区间以外的期间的第6区间内,不使线110a2产生张力,但也可以使之产生比第2阈值小的张力。

[0204] 此外,第2区间的开始时刻也可以是包含在左腿的步行相位的65%以上且90%以下的期间内的时刻。第2区间的结束时刻也可以是包含在左腿的步行相位的110%以上且125%以下的期间内的时刻。线张力变成最大张力的时刻在图25的例子中是左腿的步行相位的100%的时刻,但也可以是包含在左腿的步行相位的85%以上且100%以下的期间内的时刻。因而,第2区间可取左腿的步行相位的65%以上且125%以下的期间、也就是说左腿的步行相位的0%以上且25%以下的期间以及左腿的步行相位65%以上且不足100%的期间。

[0205] 辅助装置100为了辅助右腿的弯曲动作,例如在作为右腿的步行相位的40%以上且85%以下的期间的第3区间的整个区间内,使线110a3连续地产生张力。而且,辅助装置100在第3区间的至少一部分区间内使线110a3产生第1阈值以上的张力。在第3区间内,右腿从站立期向迈步期转变。另外,在图25的例子中,辅助装置100在作为第3区间以外的期间的第7区间内,不使线110a3产生张力,但也可以使之产生比第2阈值小的张力。

[0206] 此外,第3区间的开始时刻也可以是包含在右腿的步行相位的35%以上且55%以下的期间内的时刻。第3区间的结束时刻也可以是包含在右腿的步行相位的80%以上且90%以下的期间内的时刻。线张力变成最大张力的时刻在图25的例子中是右腿的步行相位的65%的时刻,但也可以是包含在右腿的步行相位的60%以上且70%以下的期间内的时刻。因而,第3区间可取右腿的步行相位的35%以上且90%以下的期间。

[0207] 辅助装置100为了辅助右腿的伸展动作,例如在作为右腿的步行相位的75%以上且120%以下的期间的第4区间的整个区间内,使线110a4连续地产生张力。而且,辅助装置100在第4区间的至少一部分区间内使线110a4产生第1阈值以上的张力。在第4区间内,右腿从迈步期向站立期转变。另外,在图25的例子中,辅助装置100在作为第4区间以外的期间的第8区间内,不使线110a4产生张力,但也可以使之产生比第2阈值小的张力。

[0208] 此外,第4区间的开始时刻也可以是包含在右腿的步行相位的65%以上且90%以下的期间内的时刻。第4区间的结束时刻也可以是包含在右腿的步行相位的110%以上且125%以下的期间内的时刻。在图25的例子中,线张力变成最大张力的时刻是右腿的步行相位的100%的时刻,但也可以是包含在右腿的步行相位的85%以上且100%以下的期间内的时刻。因而,第4区间可取右腿的步行相位的65%以上且125%以下的期间、也就是说右腿的步行相位的0%以上且25%以下的期间以及右腿的步行相位的65%以上且不足100%的期间。

[0209] 另外,如上所述,辅助装置100在与线张力的各输入曲线对应的整个期间内,使与该输入曲线对应的线连续地产生张力,但并不限于此。辅助装置100也可以在与输入曲线对应的期间内暂时地中断线的张力的产生。在这种情况下,辅助装置100对用户的腿施加的

负荷降低,用户在辅助装置100的作用下感觉到的负担降低。

[0210] 关于图25所示的线张力的输入曲线,考虑到从驱动控制部122向马达输出信号后到实际线上产生张力为止的时间延迟,设定为相比于所期望的时间点,在步行相位中提前百分之几来提升线的张力。例如,在图25的例子中,以在比所期望的时间点约提前5%左右的时刻提升线的张力的方式制作了线张力的输入曲线。另外,关于弯曲的辅助,辅助装置100进行辅助以使得弯曲的辅助在脚后跟即将触地之前结束。于是,考虑到线的张力的输出延迟,线张力的输入曲线被制作为在包含在各腿的步行相位的80%以上且90%以下的期间内的时刻结束,以使得弯曲的辅助的结束在各腿的步行相位中大致成为100%的时刻。

[0211] 另外,在本实施方式中,辅助装置100如下所示这样停止辅助。在该情况下,驱动控制部122使左腿的辅助的停止时期与右腿的辅助的停止时期错开。具体而言,当在左腿的辅助停止后停止进行右腿的辅助的情况下,驱动控制部122例如如图26所示那样控制线张力。驱动控制部122在左腿的步行相位中,在从第1区间内的边界区间到第2区间的开始区间为止的第1停止区间内的某个时刻,停止使第1线110a1以及第2线110a2产生张力。此外,图26是表示在图25的状态下辅助装置100停止进行辅助的动作用的例子的图。

[0212] 具体而言,驱动控制部122在第1区间内使第1线110a1的张力小于第2阈值且设为0。而且,驱动控制部122在第1停止区间后,在第5区间之后不使第1线110a1产生第2阈值以上的张力、也就是说不进行弯曲的辅助。如此,驱动控制部122在第1停止区间内停止由第1线110a1实现的辅助。再者,驱动控制部122在与第1线110a1相同的时刻停止使第2线110a2产生张力。此外,只要包含在第1停止区间内,停止使第1线110a1产生张力的时刻和停止使第2线110a2产生张力的时刻的时间上的顺序可以是任意顺序。这样的驱动控制部122在第1停止区间内使第2线110a2的张力小于第2阈值且设为0。再者,驱动控制部122在第1停止区间后,在第2区间之后不使第2线110a2产生第2阈值以上的张力、也就是说不进行伸展的辅助。如此,驱动控制部122在第1停止区间内停止第2线110a2的辅助。在图26的例子中,驱动控制部122在相同的时刻使第1线110a1以及第2线110a2的张力为0。

[0213] 在此,相同的时刻不仅指多个时刻完全相同的情形,还包括多个时刻存在差异也就是说时间差的情形。上述差异优选为在步行相位的值中不足10%,更优选为在5%以内。例如,差异在5%以内的情况的例子是在从多个时刻的步行相位的值的平均值起 $\pm 5\%$ 以内的步行相位的值的范围内包括所有时刻的步行相位的值。

[0214] 第1区间内的边界区间包含用户的左腿从站立期转变为迈步期的边界。第1区间内的边界区间的例子是左腿的步行相位的55%以上且65%以下的期间。第2区间的开始区间在左腿的步行相位中包含从第2区间的开始时刻到进展了5%左右的时间点为止。第2区间的开始区间的例子是左腿的步行相位中65%以上且95%以下的期间。因而,第1停止区间可取左腿的步行相位中55%以上且95%以下的期间。第1停止区间的整体大致包含于左腿的迈步期。在图26的例子中,驱动控制部122在第1停止区间内,在左腿刚刚转变为迈步期之后、也就是在左腿的步行相位的60%的时刻,停止使第1线110a1以及第2线110a2产生张力,使其张力为0。

[0215] 另外,驱动控制部122在右腿的步行相位内,在从第3区间内的边界区间到第4区间的开始区间为止的第2停止区间内的某个时刻,停止使第3线110a3以及第4线110a4产生张力。具体而言,驱动控制部122在第2停止区间内使第3线110a3的张力小于第2阈值且设为0。

而且,驱动控制部122在第2停止区间后,在第7区间之后不使第3线110a1产生第2阈值以上的张力、也就是说不进行弯曲的辅助。如此,驱动控制部122在第2停止区间内停止由第3线110a3实现的辅助。再者,驱动控制部122在与第3线110a3相同的时刻停止使第4线110a4产生张力。此外,只要包含在第2停止区间内,停止使第3线110a3产生张力的时刻和停止使第4线110a4产生张力的时刻的时间上的顺序可以是任意顺序。这样的驱动控制部122在第2停止区间内使第4线110a4的张力小于第2阈值且设为0。再者,驱动控制部122在第2停止区间后,在第4区间之后不使第4线110a4产生第2阈值以上的张力、也就是说不进行伸展的辅助。如此,驱动控制部122在第2停止区间内停止第4线110a4的辅助。在图26的例子中,驱动控制部122在相同的时刻使第3线110a3以及第4线110a4的张力为0。

[0216] 第3区间内的边界区间包含用户的右腿从站立期转变为迈步期的边界。第3区间内的边界区间的例子是右腿的步行相位的55%以上且65%以下的期间。第4区间的开始区间在右腿的步行相位中包含从第4区间的开始时刻到进展了5%左右的时间点为止。第4区间的开始区间的例子是右腿的步行相位中65%以上且95%以下的期间。因而,第2停止区间可取右腿的步行相位中55%以上且95%以下的期间。第2停止区间的整体大致包含于右腿的迈步期。在图26的例子中,驱动控制部122在第2停止区间内,在右腿刚刚转变为迈步期之后、也就是在右腿的步行相位的60%的时刻,停止使第3线110a3产生张力,使其张力为0。

[0217] 如上所述,辅助装置100在正在辅助进行弯曲动作的左腿转变为迈步期时,停止使第1线110a1产生张力,由此,停止进行左腿的弯曲的辅助。辅助装置100在正在辅助进行弯曲动作的右腿转变为迈步期时,停止使第3线110a3产生张力,由此,停止进行右腿的弯曲的辅助。再者,辅助装置100不使第2线110a2以及第4线110a4产生第1阈值以上的张力,从而停止张力的产生,由此,停止左腿以及右腿各自的伸展的辅助。因而,辅助装置100在第1停止区间以及第2停止区间内分别在实质上不产生伸展的辅助力而停止伸展的辅助。因而,在左腿以及右腿的每条腿上,即使在弯曲以及伸展的辅助的任一辅助停止的情况下,也可抑制用户在左腿以及右腿感到不适以及左腿以及右腿的状态由于没有了弯曲动作的辅助而变得不稳定。

[0218] 另外,第1停止区间与第2停止区间不重叠。由此,辅助装置100伴随时间差而依次进行对左腿以及右腿的辅助的停止。例如,若同时停止对左腿以及右腿的辅助,用户可能会失去左腿以及右腿的动作平衡而摔倒。辅助装置100能够一边保持用户的左腿以及右腿的动作平衡一边停止辅助。此外,在图26的例子中,第1停止区间比第2停止区间早,但也可以为第2停止区间比第1停止区间早。在该情况下,辅助装置100在对右腿的辅助停止后停止对左腿的辅助。

[0219] 另外,在上述,辅助装置100在左腿的步行相位中在从第1区间到第2区间之间停止了对左腿的辅助,在右腿的步行相位中在从第3区间到第4区间之间停止了对右腿的辅助,但不仅限于此。辅助装置100也可以在左腿的步行相位中在从第2区间到第1区间之间停止对左腿的辅助,在右腿的步行相位中在从第4区间到第3区间之间停止对右腿的辅助。

[0220] 具体而言,当在左腿的辅助的停止后停止进行右腿的辅助的情况下,驱动控制部122例如如图27A以及图27B所示那样控制线张力。驱动控制部122在左腿的步行相位中,在从第2区间的结束区间到第1区间的开始区间为止的第3停止区间内的某个时刻,停止使第1线110a1以及第2线110a2产生张力。此外,图27A以及图27B是表示在图25的状态下辅助装置

100停止进行辅助的动作的另一例的图,表示辅助装置100的连续进行的动作。

[0221] 驱动控制部122在第3停止区间内使第1线110a1以及第2线110a2的张力小于第2阈值且设为0。而且,驱动控制部122在第3停止区间后,在第1区间以及第6区间之后不使第1线110a1以及第2线110a2产生第2阈值以上的张力。如此,驱动控制部122在第3停止区间内停止由第1线110a1以及第2线110a2实现的辅助。在图27A以及图27B的例子中,驱动控制部122在相同的时刻使第1线110a1以及第2线110a2的张力为0。然而,只要包含在第3停止区间内,停止使第1线110a1产生张力的时刻和停止使第2线110a2产生张力的时刻的时间上的顺序可以是任意顺序。

[0222] 第2区间的结束区间包含从第2区间的结束时刻到回溯了5%左右的时间点为止。第2区间的结束区间的例子是左腿的步行相位中5%以上且25%以下的期间。第1区间的开始区间在左腿的步行相位中包含从第1区间的开始时刻到进展了5%左右的时间点为止。第1区间的开始区间的例子是左腿的步行相位中35%以上且60%以下的期间。因而,第3停止区间可取左腿的步行相位中5%以上且60%以下的期间。第3停止区间的整体大致包含于左腿的站立期。在图27A以及图27B的例子中,驱动控制部122在第3停止区间内,在对左腿的伸展辅助刚刚结束之后、也就是说在左腿的步行相位的20%的时刻,停止使第1线110a1以及第2线110a2产生张力,使其张力为0。

[0223] 另外,驱动控制部122在右腿的步行相位内,在从第4区间的结束区间到第3区间的开始区间为止的第4停止区间内的某个时刻,停止使第3线110a3以及第4线110a4产生张力。驱动控制部122在第4停止区间内使第3线110a3以及第4线110a4的张力小于第2阈值且设为0。而且,驱动控制部122在第4停止区间后,在第3区间以及第8区间之后不使第3线110a3以及第4线110a4产生第2阈值以上的张力。如此,驱动控制部122在第4停止区间内停止由第3线110a3以及第4线110a4实现的辅助。在图27A以及图27B的例子中,驱动控制部122在相同的时刻使第3线110a3以及第4线110a4的张力为0。然而,只要包含在第3停止区间内,停止使第3线110a3产生张力的时刻和停止使第4线110a4产生张力的时刻的时间上的顺序可以是任意顺序。

[0224] 第4区间的结束区间包含从第4区间的结束时刻到回溯了5%左右的时间点为止。第4区间的结束区间的例子是右腿的步行相位中5%以上且25%以下的期间。第3区间的开始区间在右腿的步行相位中包含从第3区间的开始时刻到进展了5%左右的时间点为止。第3区间的开始区间的例子是右腿的步行相位中35%以上且60%以下的期间。因而,第4停止区间可取右腿的步行相位中5%以上且60%以下的期间。第4停止区间的整体大致包含于右腿的站立期。在图27A以及图27B的例子中,驱动控制部122在第4停止区间内,在对右腿的伸展辅助刚刚结束之后、也就是说在右腿的步行相位的20%的时刻,停止使第3线110a3以及第4线110a4产生张力,使其张力为0。

[0225] 如上所述,辅助装置100针对左腿,在实质上辅助弯曲动作的期间与实质上辅助伸展动作的期间之间,停止使第1线110a1以及第2线110a2产生张力。辅助装置100针对右腿,在实质上辅助弯曲动作的期间与实质上辅助伸展动作的期间之间,停止使第3线110a3以及第4线110a4产生张力。也就是说,辅助装置100针对左腿以及右腿,在没有产生如用户身体感觉到的弯曲以及伸展的辅助力时,停止辅助。因而,抑制当在左腿以及右腿的每条腿上辅助停止的情况下,用户在左腿以及右腿感到不适以及左腿以及右腿的状态由于没有了弯曲

动作的辅助而变得不稳定。

[0226] 另外,第3停止区间与第4停止区间大部分不重叠。由此,辅助装置100伴随时间差而依次进行对左腿以及右腿的辅助的停止。此外,在图27A以及图27B的例子中,第3停止区间比第4停止区间早,但也可以为第4停止区间比第3停止区间早。在该情况下,辅助装置100在对右腿的辅助停止后停止对左腿的辅助。

[0227] [3-3.辅助装置的辅助动作的变形例]

[0228] 对辅助装置100的辅助动作的变形例进行说明。在本变形例中,辅助装置100在对抓持物体的用户的步行进行辅助时如以下说明的那样动作。具体而言,相比于图25所示的例子,辅助装置100增加使用用户后部的线110a2以及110a4的辅助。例如,图28中表示了对抓持物体的用户的前进步行进行辅助的辅助装置100的动作的变形例。图28表示辅助装置100相对于用户的左腿及右腿既辅助弯曲动作也辅助伸展动作的例子。而且,辅助装置100将最大张力设为100N,一边使线张力变化一边产生线张力。

[0229] 在辅助用户的前进步行中的弯曲动作的情况下,与图25的例子同样地,辅助装置100使左腿的线110a1以及右腿的线110a3产生线张力。

[0230] 在辅助左腿的伸展动作的情况下,辅助装置100在作为左腿的步行相位的例如75%以上且120%以下的期间的第2区间的整个区间内,使线110a2连续地产生张力。而且,辅助装置100在第2区间的至少一部分区间内使线110a2产生第1阈值以上的线张力。另外,辅助装置100在作为第2区间以外的期间的第6区间的整个区间内使线110a2连续地产生第2阈值以上且第3阈值以下的张力。第6区间内的线110a2的张力比第5区间内的线110a1的张力大,并且比在图25的例子中的第6区间内的线110a2的张力大。而且,辅助装置100在第2区间的整个区间内使线110a2连续地产生比第6区间内的线张力大的张力。因而,在包括第2区间以及第6区间的全部期间内,辅助装置100使线110a2连续地产生第2阈值以上的张力。此外,第3阈值是小于线张力的最大张力的值。第2阈值与实施方式中记载的第2阈值相同。第3阈值的例子是最大张力 $\times 0.6$ 倍。

[0231] 在辅助右腿的伸展动作的情况下,辅助装置100在作为右腿的步行相位的例如75%以上且120%以下的期间的第4区间的整个区间内,使线110a4连续地产生张力。而且,辅助装置100在第4区间的至少一部分区域内使线110a4产生第1阈值以上的线张力。另外,辅助装置100在作为第4区间以外的期间的第8区间的整个区域内,使线110a4连续地产生第2阈值以上且第3阈值以下的张力。第8区间内的线110a4的张力比第7区间内的线110a3的张力大,并且比在图25的例子中的第8区间内的线110a4的张力大。而且,辅助装置100在第4区间的整个区间内使线110a4连续地产生比第8区间内的线张力大的张力。因而,在包含第4区间以及第8区间的全部期间内,辅助装置100使线110a4连续地产生第2阈值以上的张力。

[0232] 根据上述,在辅助装置100进行辅助的整个期间内,使配置于用户的后部的线110a2及110a4产生第2阈值以上的张力。因而,用户在步行中总是受到向后方牵拉左右腿的作用。另外,当用户在身体的前部抓持有物体的情况下,用户的身体的重心有向前方移动的倾向。因此,在身体的前部抓持物体的用户因线110a2及110a4的张力而受到一边在直立状态的重心位置维持身体的重心一边前进步行的作用。因而,用户能够以稳定的姿势步行。由此,用户能够以轻松的状态搬运物体。另外,在第5区间内,辅助左腿弯曲的线110a1的张力小,因此在抑制了来自线110a1的张力的影响的状态下实现线110a2的张力的上述作用。另

外,在第7区间内,辅助右腿弯曲的线110a3的张力小,因此在抑制了来自线110a3的张力的影响的状态下实现线110a4的张力的上述作用。

[0233] 另外,在本变形例中,辅助装置100如下所示这样停止辅助。在本变形例中,驱动控制部122也使左腿的辅助的停止时期与右腿的辅助的停止时期错开。具体而言,当在左腿的辅助停止后停止进行右腿的辅助的情况下,驱动控制部122例如如图29A以及图29B所示那样在第1停止区间以及第2停止区间停止左腿以及右腿的弯曲辅助。此外,图29A以及图29B是表示在图28的状态下辅助装置100停止进行辅助的动作的例子的图,表示辅助装置100连续进行的动作。

[0234] 驱动控制部122在左腿的步行相位中,在第1停止区间内的某个时刻停止使第1线110a1产生张力,并在该时刻之后将第2线110a2的张力维持在第2阈值以上且第3阈值以下。在本变形例中,驱动控制部122在停止使第1线110a1产生张力的时刻的前后,不改变第2线110a2的张力。再者,驱动控制部122在第1停止区间后,在第2区间之后将第2线110a2的张力维持为第2阈值以上且第3阈值以下的大致固定的张力。因而,驱动控制部122虽然第1停止区间内停止第1线110a1的用于步行的弯曲辅助,并在第1停止区间之后停止第2线110a2的用于步行的伸展辅助,但是继续进行用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。

[0235] 另外,驱动控制部122在右腿的步行相位中,在第2停止区间内的某个时刻停止使第3线110a3产生张力,并在该时刻之后将第4线110a4的张力维持在第2阈值以上且第3阈值以下。在本变形例中,驱动控制部122在停止使第3线110a3产生张力的时刻的前后,不改变第4线110a4的张力。再者,驱动控制部122在第2停止区间后,在第4区间之后将第4线110a4的张力维持为第2阈值以上且第3阈值以下的大致固定的张力。因而,驱动控制部122虽然第2停止区间内停止第3线110a3的用于步行的弯曲辅助,并在第2停止区间之后停止第4线110a4的用于步行的伸展辅助,但是继续进行用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。

[0236] 再者,驱动控制部122在停止使第3线110a3产生张力的时刻之后,在相同的时刻开始使第2线110a2以及第4线110a4的张力减小。此外,驱动控制部122在从上述时刻开始的第1衰减区间的整个区间内,使第2线110a2以及第4线110a4的张力减小为0。此时,驱动控制部122使第2线110a2以及第4线110a4的张力同样地随着步行相位的进展而逐渐地减小。在本变形例中,相对于步行相位的第2线110a2以及第4线110a4的张力的减小比例相同,例如,相对于横轴的步行相位绘制纵轴的第2线110a2以及第4线110a4的张力的线性的例子也可以是直线、凹曲线或者凸曲线。此外,驱动控制部122也可以并非按照步行相位的进展而是随着经过时间来使第2线110a2以及第4线110a4的张力逐渐地减小。

[0237] 开始减小第2线110a2以及第4线110a4的张力的时刻只要在停止了第1线110a1以及第3线110a3双方的张力的产生的时刻之后,可以是任意时刻。例如,在图29A以及图29B的例子中,上述时刻也可以是更晚的停止了使第3线110a3产生张力的时刻。或者,上述时刻也可以是第1停止区间之后的第2区间以及第2停止区间之后的第4区间双方都经过了的时刻,在该情况下,在图29A以及图29B的例子中,上述时刻是更晚的经过了第4区间的时刻。在后者的情况下,第1线110a1以及第3线110a3的辅助的停止时刻与开始减小第2线110a2以及第4线110a4的张力的时刻之间存在时间间隔,因此能够降低用户在左腿以及右腿受到的负

荷。

[0238] 另外,在图29A以及图29B的例子中,第1衰减区间在左腿以及右腿的步行相位中是100%。然而,第1衰减区间优选为在左腿以及右腿的步行相位中是50%以上且200%以下。

[0239] 如上所述,辅助装置100在对左腿以及右腿停止用于步行的弯曲以及伸展的辅助后,逐渐地减少并停止用于将抓持物体的用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。辅助装置100通过依次停止对用户的左腿以及右腿的两方辅助,抑制用户所受负荷的急剧增加,降低用户的负荷。再者,辅助装置100在相同的时刻同样地使用用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的左腿以及右腿的伸展辅助减少,因此能够保持用户的左腿以及右腿的动作的平衡。此外,在图29A以及图29B的例子中,第1停止区间比第2停止区间早,但也可以为第2停止区间比第1停止区间早。在该情况下,辅助装置100在用于步行的右腿的弯曲辅助停止后,停止用于步行的左腿的弯曲辅助,之后,同样地停止对左腿以及右腿进行用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。

[0240] 另外,辅助装置100也可以在第3停止区间以及第4停止区间内停止左腿以及右腿的弯曲的辅助。例如,当在左腿的辅助停止后停止右腿的辅助的情况下,驱动控制部122例如如图30A以及图30B所示那样控制线张力。图30A以及图30B是表示在图28的状态下辅助装置100停止进行辅助的动作的另一例的图,表示辅助装置100连续进行的动作。

[0241] 驱动控制部122在左腿的步行相位中,在第3停止区间内的某个时刻停止使第1线110a1产生张力,并在该时刻之后将第2线110a2的张力维持在第2阈值以上且第3阈值以下。在图30A以及图30B中,该时刻与图27A以及图27B是相同的。再者,驱动控制部122在第3停止区间后,在第6区间之后将第2线110a2的张力维持为第2阈值以上且第3阈值以下的大致固定的张力。如此,驱动控制部122虽然在第3停止区间内停止第1线110a1的用于步行的弯曲辅助,并在第3停止区间之后停止第2线110a2的用于步行的伸展辅助,但是继续进行用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。

[0242] 另外,驱动控制部122在右腿的步行相位中,在第4停止区间内的某个时刻停止使第3线110a3产生张力,并在该时刻之后将第4线110a4的张力维持在第2阈值以上且第3阈值以下。在图30A以及图30B中,该时刻与图27A以及图27B是相同的。再者,驱动控制部122在第4停止区间后,在第8区间之后将第4线110a4的张力维持为第2阈值以上且第3阈值以下的大致固定的张力。如此,驱动控制部122虽然在第4停止区间内停止第3线110a3的用于步行的弯曲辅助,并在第4停止区间之后停止第4线110a4的用于步行的伸展辅助,但是继续进行用于将用户的身体重心维持在直立状态的位置的伸展辅助。

[0243] 再者,驱动控制部122在停止使第3线110a3产生张力的时刻之后,在相同的时刻开始使第2线110a2以及第4线110a4的张力减小。此外,驱动控制部122在从上述时刻开始的第2衰减区间的整个区间内,使第2线110a2以及第4线110a4的张力减小为0。此时,驱动控制部122使第2线110a2以及第4线110a4的张力同样地随着步行相位的进展而逐渐地减小。在本情形中,相对于步行相位的第2线110a2以及第4线110a4的张力的减小比例也相同,例如,相对于横轴的步行相位绘制纵轴的第2线110a2以及第4线110a4的张力的线性的例子也可以是直线、凹曲线或者凸曲线。此外,驱动控制部122也可以并非按照步行相位的进展而是随着经过时间来使第2线110a2以及第4线110a4的张力逐渐地减小。

[0244] 开始减小第2线110a2以及第4线110a4的张力的时刻只要在停止了第1线110a1以

及第3线110a3双方的张力的产生的时刻之后,可以是任意时刻。例如,在图30A以及图30B的例子中,上述时刻也可以是更晚的停止了使第3线110a3产生张力的时刻。或者,上述时刻也可以是第3停止区间之后的第6区间以及第4停止区间之后的第8区间双方都经过了的时刻,在该情况下,在图30A以及图30B的例子中,上述时刻是更晚的经过了第8区间的时刻。在后者的情况下,第1线110a1以及第3线110a3的辅助的停止时刻与开始减小第2线110a2以及第4线110a4的张力的时刻之间存在时间间隔,因此能够降低用户在左腿以及右腿受到的负荷。

[0245] 另外,在图30A以及图30B的例子中,第2衰减区间在左腿以及右腿的步行相位中是100%。然而,第2衰减区间优选为在左腿以及右腿的步行相位中是50%以上且200%以下,既可以与第1衰减区间相同也可以不同。

[0246] 如上所述,辅助装置100实现与在第1停止区间以及第2停止区间内停止左腿以及右腿的弯曲辅助的情况同样的效果。此外,在图30A以及图30B的例子中,第3停止区间比第4停止区间早,但也可以为第4停止区间比第3停止区间早。在该情况下,辅助装置100在用于步行的右腿的弯曲辅助停止后,停止用于步行的左腿的弯曲辅助,之后,同样地停止用于维持左腿以及右腿的姿势的伸展辅助。

[0247] [3-4.辅助装置的辅助动作的其他变形例]

[0248] 另外,辅助装置100也可以进行变形例涉及的动作以使得抑制用户被绊住。通过抑制被绊住,辅助装置100能够抑制用户摔倒。在该情况下,例如,辅助装置100在左腿的步行相位的第6区间中的与左腿的迈步期相当的期间内,使辅助左腿的伸展动作的线110a2实质上产生线张力、也就是说使线张力小于第2阈值。上述期间的例子是左腿的步行相位的超过60%且不足75%的期间。同样地,关于辅助右腿的伸展动作的线110a4,辅助装置100在右腿的步行相位的第8区间中的与右腿的迈步期相当的期间内,使线110a4的张力小于第2阈值。上述期间的例子是右腿的步行相位的超过60%且不足75%的期间。由此,用户能够容易地抬起触地的腿,并抑制在抬起腿时脚尖被地面或者台阶等勾住。在如上所述的情形中,辅助装置100同样也可以应用实施方式涉及的辅助停止时的动作以及变形例涉及的辅助停止时的动作。

[0249] 另外例如,辅助装置100在左腿的步行相位的第5区间的整个区间内,使辅助左腿的弯曲动作的线110a1连续地产生第2阈值以上且第3阈值以下的线张力。第5区间内的线110a1的张力比图25的例子中的第5区间内的线110a1的张力大。因此,用户在转变为第1区间内的弯曲动作时容易抬起左腿。另外,辅助装置100在右腿的步行相位的第7区间的整个区间内,使辅助右腿的弯曲动作的线110a3连续地产生第2阈值以上且第3阈值以下的线张力。第7区间内的线110a3的张力比图25的例子中的第7区间内的线110a3的张力大。因此,用户在转变为第3区间内的弯曲动作时容易抬起右腿。因而,辅助装置100能够使用户在弯曲动作时容易地抬起腿并抑制用户将脚尖勾住而被绊住。在如上所述的情形中,辅助装置100同样也可以应用实施方式涉及的辅助停止时的动作以及变形例涉及的辅助停止时的动作。

[0250] 另外,辅助装置100不仅可以辅助在抓持着物体的状态下前进步行的用户,而且可以辅助静止状态的用户将物体拿起的动作。此时,辅助装置100不对左腿以及右腿的弯曲动作进行辅助而是辅助伸展动作。用户在将前方的物体拿起时,会从向前屈身的状态或者蹲着的状态转变为直立状态。用户从辅助装置100受到使双腿伸展的辅助力,由此容易进行上

述转变。

[0251] 辅助时,辅助装置100使线110a2以及110a4在相同的时刻产生比第4阈值大的张力。第4阈值是比第1阈值以及第2阈值大的值。第4阈值的例子是60N。辅助用户将物体抬起的线110a2以及110a4的张力也可以比辅助在抓持着物体的状态下前进步行的用户的线110a2以及110a4的张力大。此外,线110a2以及110a4的张力产生时刻也可以相互错开。如上所述的辅助装置100能够辅助从物体的抬起到物体的搬运的用户的一系列动作。

[0252] 另外,在实施方式以及变形例的辅助装置的各动作中,辅助弯曲以及伸展动作时的线张力的输入曲线以及最大张力在任意线中均设为相同,但并不限于此。由于髋关节的力矩臂以及腿的长度根据用户而不同,所以即使在对同一线赋予相同张力的情况下,髋关节所受到的辅助转矩也根据用户而不同。此外,辅助转矩通过线张力 $\times$ 力矩臂来求取。因此,也可以根据用户来对线110赋予不同的张力。比苗条的用户胖的用户的髋关节的力矩臂较大。因此,例如也可以,在腹围100cm以上的较胖的用户的情况下,将线的最大张力设为60N,在腹围70cm以下的较瘦的用户的情况下,将线的最大张力设为120N。由此,胖的用户以及瘦的用户所受的辅助转矩能够变得同等。

[0253] 另外,也可以根据用户的腿的长度来变更线张力。在弯曲以及伸展动作的辅助中,由于腿较长的用户会较大地受到线的张力的纵向也就是说上下方向的力分量,因此可以减小针对腿较长的用户的线的张力。如此,通过根据每个用户的体型以及腿的长度来调整线张力,能够对用户赋予合理的辅助转矩。

[0254] 另外,虽然将用户的腿的前后的线张力设为相同,但并不限于此。例如也可以使配置于腿的前侧的线的张力比配置于腿的后侧的线的张力大。由于后侧的线经由用户的臀部,所以与前侧相比,用户的后侧的力矩臂较大,由此与用户的前侧相比,在用户的后侧对髋关节作用的辅助转矩较大。因此,通过使前侧的线的张力较大,辅助装置能够在用户的前后平衡良好地进行弯曲以及伸展动作的辅助。

[0255] 辅助弯曲以及伸展动作时的线张力的产生期间在任意线中均设为相同,但并不限于此。例如,在图25的例子中,在同一条腿上,辅助弯曲动作的线张力的产生期间与辅助伸展动作的线张力的产生期间重复,但也可以缩短任一产生期间,以使得重复期间变短。尤其是,在两个产生期间之间,也可以调节产生期间,以使得产生第1阈值以上的线张力的期间不重复。图26~图30B的例子也是同样的。由此,能够抑制用户因同时感觉到弯曲以及伸展动作的辅助而引起的混乱。另外,两个产生期间的关系也可以根据用户的弯曲以及伸展动作的能力来决定。

[0256] 另外,在图25~图30B中,线张力的输入曲线的波形设为凸曲线的波形,但并不限于此。此外,图25~图30B所示的输入曲线的波形是通过实验而获得的波形,且是用户能够有效且舒适地感觉到辅助装置100的辅助的好处的波形。线张力的输入曲线例如也可以使用矩形波、梯形波、三角波或者高斯波形等来制作。在矩形波的情况下,辅助装置100在线张力的产生期间的整个期间内连续地产生最大张力。在梯形波的情况下,辅助装置100在线张力的产生期间的除初始和末期之外的整个期间内连续地产生最大张力。在用矩形以及梯形等四边形波形制作输入曲线的情况下,有时会引起线张力的陡升或者陡降。这样的张力变化有可能会使用户感到辅助的不协调。于是,例如在将输入曲线的波形设为三角波的情况下,也可以使直至最大张力为止的线张力的上升为缓慢地变化的平缓的上升。由此,辅助

装置100能够慎重地辅助用户的腿,也能够减少因突然的线张力的变化而引起的用户的跌倒等危险性。

[0257] 另外,在实际的人的步行中,腿所产生的弯曲以及伸展转矩平缓地连续变化。因此,输入曲线的波形也可以应用高斯波形。高斯波形例如也可以是通过使用下述的式1所示的高斯函数并使多个高斯函数相加即重叠而制作的波形。此时,找出多个高斯函数的重叠方法中的与实际的人的步行时的腿的转矩的波形最接近的重叠方法,并应用于输入曲线的波形的生成。找出这样的方法也被称作高斯拟合。由此,能够以接近人的步行的方式赋予辅助转矩,从而能够进行更自然的辅助。

$$[0258] \quad f(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \exp\left\{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}\right\} \quad (\text{式1})$$

[0259] 具体而言,高斯函数具有 $\mu$ 、 $\sigma$ 的变量(也被称作参数)的对,根据上述两个参数来决定高斯函数的波形。根据 $\mu$ 来决定表示高斯函数的波峰的时间,并根据 $\sigma$ 来决定高斯函数的波幅。因而,根据两个参数的各种组合,能够生成各种高斯函数。

[0260] 人的步行时的腿所产生的转矩的振幅乘以高斯函数所得的函数,形成以横轴为时间(单位:秒)、以纵轴为转矩(单位:Nm)的波形。振幅的例子是人的步行时的腿的最大转矩,例如是20Nm等。而且,使多个高斯函数重叠,来找出与实际的人的步行时的腿的转矩以及时间的波形最接近的重叠方法。此时,使用具有各种各样的两个参数 $\mu$ 、 $\sigma$ 的 $n$ 个高斯函数 $f_1(x)$ 、 $f_2(x)$ 、 $\dots$ 、 $f_n(x)$ 来对实际的人的步行数据进行高斯拟合,由此得到高斯函数。进而,通过使所得到的多个高斯函数重叠,来得到新的高斯函数。通过调整该新的高斯函数的两个参数 $\mu$ 、 $\sigma$ ,能够制作线张力的输入曲线。

[0261] 另外,辅助装置100也可以根据用户穿戴辅助装置100的时期来变更使线110上产生的最大张力。例如,与用户穿得厚的冬季比较,在用户穿得薄的夏季,用户的力矩臂较小。由此,即使辅助装置100对线赋予同一张力,与冬季相比,在夏季用户的腿所受到的转矩也较小。因此,例如也可以为,与冬季相比,辅助装置100在夏季将对各线赋予的张力增加至1.2倍等。

[0262] 另外,图13~图21所示的变形例涉及的辅助装置200的动作也与实施方式的辅助装置100是同样的。关于上述的各动作,辅助装置200的针对第1线110a1的线张力的控制以及针对第5线110a5的线张力的控制,与辅助装置100的针对线110a1的线张力的控制同样。辅助装置200的针对第2线110a2的线张力的控制以及针对第6线110a6的线张力的控制与辅助装置100的针对线110a2的线张力的控制同样。辅助装置200的针对第3线110a3的线张力的控制以及针对第7线110a7的线张力的控制与辅助装置100的针对线110a3的线张力的控制同样。辅助装置200的针对第4线110a4的线张力的控制以及针对第8线110a8的线张力的控制与辅助装置100的针对线110a4的线张力的控制同样。

[0263] 辅助装置200在辅助弯曲或者伸展动作时,使同一条腿的两条线在相同的时刻产生张力。因此,辅助装置200的使第1线110a1产生的最大张力以及使第5线110a5产生的最大张力也可以与辅助装置100的使线110a1产生的最大张力不同,例如也可以比辅助装置100的使线110a1产生的最大张力小。辅助装置200的使第2线110a2产生的最大张力以及使第6线110a6产生的最大张力也可以与辅助装置100的使线110a2产生的最大张力不同,例如也

可以比辅助装置100的使线110a2产生的最大张力小。辅助装置200的使第3线110a3产生的最大张力以及使第7线110a7产生的最大张力也可以与辅助装置100的使线110a3产生的最大张力不同,例如也可以比辅助装置100的使线110a3产生的最大张力小。辅助装置200的使第4线110a4产生的最大张力以及使第8线110a8产生的最大张力也可以与辅助装置100的使线110a4产生的最大张力不同,例如也可以比辅助装置100的使线110a4产生的最大张力小。

[0264] 辅助装置200的使第1线110a1产生的最大张力以及使第5线110a5产生的最大张力与辅助装置100的使线110a1产生的最大张力的关系为,根据辅助装置200的第1线110a1延伸的方向相对于辅助装置100的线110a1延伸的方向所成的角度、以及辅助装置200的第5线110a5延伸的方向相对于辅助装置100的线110a1延伸的方向所成的角度而变化,并且能够根据上述角度来决定。辅助装置200的使第2线110a2产生的最大张力以及使第6线110a6产生的最大张力与辅助装置100的使线110a2产生的最大张力的关系为,根据辅助装置200的第2线110a2延伸的方向相对于辅助装置100的线110a2延伸的方向所成的角度、以及辅助装置200的第6线110a6延伸的方向相对于辅助装置100的线110a2延伸的方向所成的角度而变化,并且能够根据上述角度来决定。辅助装置200的使第3线110a3产生的最大张力以及使第7线110a7产生的最大张力与辅助装置100的使线110a3产生的最大张力的关系为,根据辅助装置200的第3线110a3延伸的方向相对于辅助装置100的线110a3延伸的方向所成的角度以及辅助装置200的第7线110a7延伸的方向相对于辅助装置100的线110a3延伸的方向所成的角度而变化,并且能够根据上述角度来决定。辅助装置200的使第4线110a4产生的最大张力以及使第8线110a8产生的最大张力与辅助装置100的使线110a4产生的最大张力的关系为,根据辅助装置200的第4线110a4延伸的方向相对于辅助装置100的线110a4延伸的方向所成的角度以及辅助装置200的第8线110a8延伸的方向相对于辅助装置100的线110a4延伸的方向所成的角度而变化,并且能够根据上述角度来决定。

#### [0265] [4.实施例]

[0266] 对于使用了实施方式涉及的辅助装置100的辅助动作,进行了比较验证停止辅助的时刻的实验。具体而言,在通过如图25所示的实施方式涉及的动作来辅助用户的步行的辅助装置100中,在不同的四个时刻停止了对左腿的辅助。也就是说,在不同的四个时刻停止了由线110a1或者110a2对没有抓持物体进行步行的用户的辅助。

[0267] 在情形1中,在站立期的左腿的辅助过程中、也就是说左腿的步行相位中0%以上且20%以下的期间内,停止了第2线110a2的辅助。在情形2中,在站立期的左腿的辅助后、也就是说左腿的步行相位中超过20%且40%以下的期间内,停止了第2线110a2的辅助。在情形3中,在迈步期的左腿的辅助过程中、也就是说左腿的步行相位中60%以上且85%以下的期间内,停止了第1线110a1的辅助。在情形4中,在迈步期的左腿的辅助后、也就是说左腿的步行相位中超过85%且不足100%的期间内,停止了第1线110a1的辅助。在各情形中,辅助装置100按照与图25相似的输入曲线,控制各线110的张力。而且,在情形1~情形4中,将能够使线110a1~110a4产生的最大张力设成了100N。

[0268] 对A~D四位受检者进行了实验。此外,受检者A、C以及D为男性,受检者B为女性。穿戴了辅助装置100的受检者A~D全部在穿戴着辅助装置100的状态下前进步行时受到各个情形下的辅助的停止。而且,受检者A~D在情形1~4中选择了辅助停止的不适感低的动作。其选择结果如下述表1所示。根据下述表1,情形2是对伸展辅助作用过程中的腿停止辅助的

适当的时刻,包含在第3停止区间内。因而,如对图27A以及图27B说明的那样,停止对左腿的伸展辅助的时刻优选为在第3停止区间内。情形3是对弯曲辅助作用过程中的腿停止辅助的适当的时刻,包含在第1停止区间内。因而,如对图26说明的那样,停止对左腿的弯曲辅助的时刻优选为在第1停止区间内。

[0269] 表1:辅助动作的评价结果

[0270]

| 受检者 | 情形1 | 情形2 | 情形3 | 情形4 |
|-----|-----|-----|-----|-----|
| A   |     | 适合  | 适合  |     |
| B   |     | 适合  | 适合  |     |
| C   |     | 适合  | 适合  |     |
| D   | 适合  | 适合  |     |     |

[0271] [5.其他]

[0272] 以上,基于实施方式以及变形例对一个或者多个技术方案涉及的辅助装置等进行了说明,但本公开不限于实施方式以及变形例。只要不脱离本公开的主旨,将本领域技术人员所能想到的各种变形在本实施方式以及变形例中实施而得到的技术方案、将不同的实施方式以及变形例中的构成要素组合而构建的技术方案,也可以包含在一个或者多个技术方案的范围

[0273] 例如,在实施方式以及变形例涉及的辅助装置中,控制部120使马达动作而使线产生张力的时刻、以及与张力的输入曲线相关的步行相位的数值不限于实施方式以及变形例所记载的数值。上述时刻以及

[0274] 在实施方式以及变形例涉及的辅助装置中,对线分别设有马达,但不限于此,也可以为一个马达与多条线连接。例如在辅助装置200中,也可以为一个马达牵拉线110a1及110a5。也就是说,辅助装置200也可以以相对于两条线设置一个马达的方式例如具备四个马达。

[0275] 在实施方式以及变形例涉及的辅助装置中,连接上半身带111与膝带112a及112b的线的数量是四条或者八条。也就是说,在一个膝带连接有两条或者四条线。然而,与一个膝带连接的线的数量不限于此。与一个膝带连接的线的数量可以是两条以上的任意数量。例如,连接于膝带的前部的线的数量与连接于后部的线的数量也可以不同。

[0276] 本公开能够应用于对用户的方向转换动作进行辅助的装置。

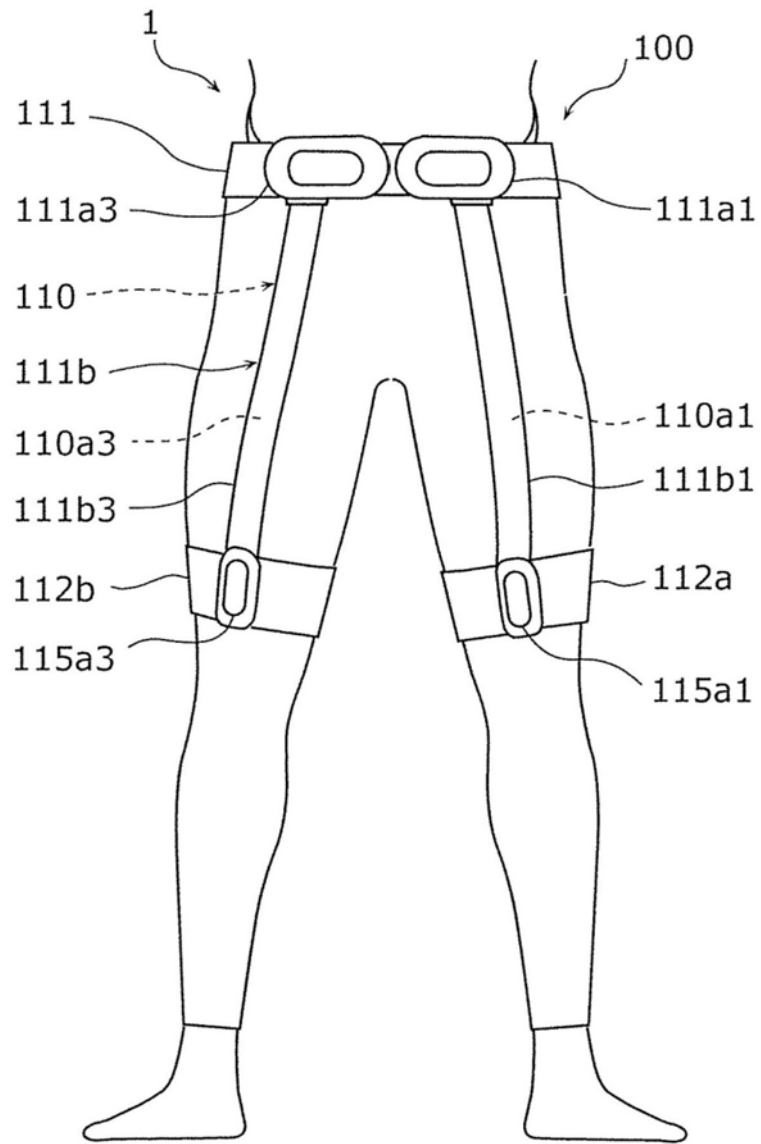


图1

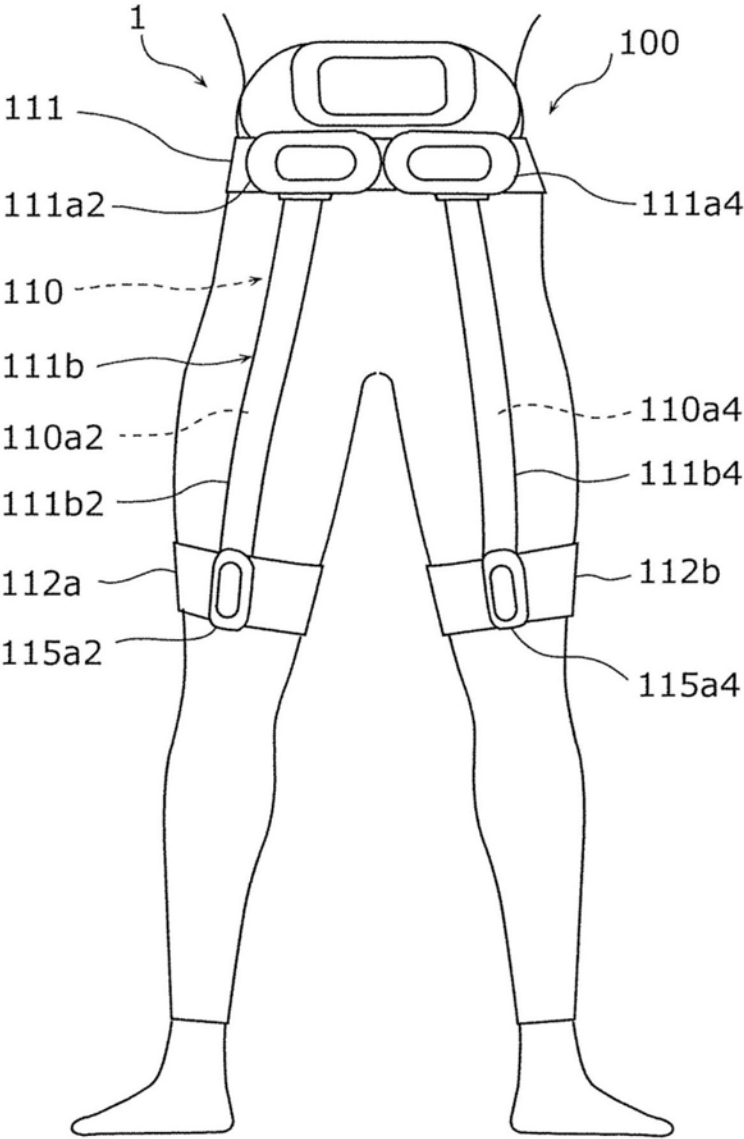


图2

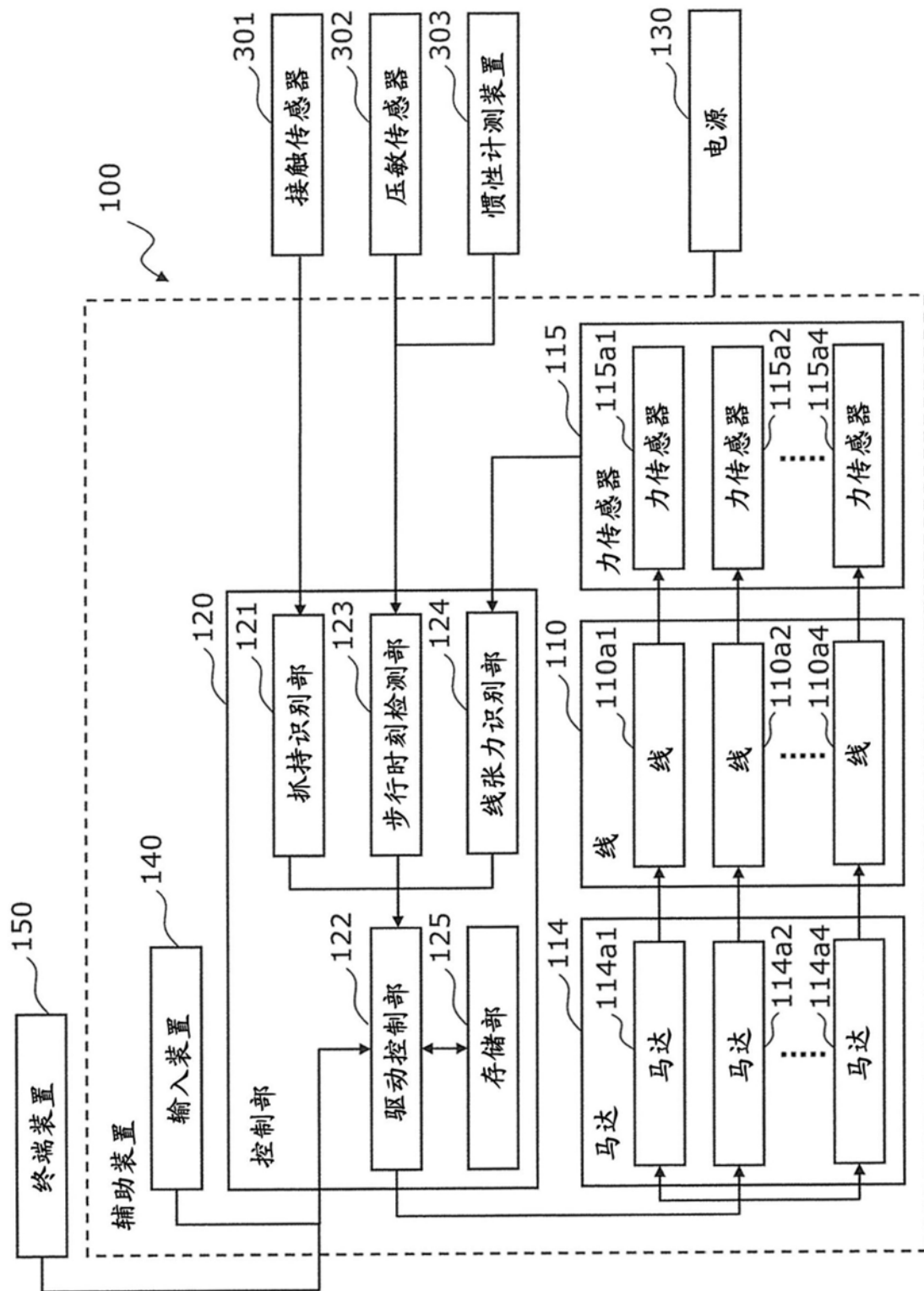


图3

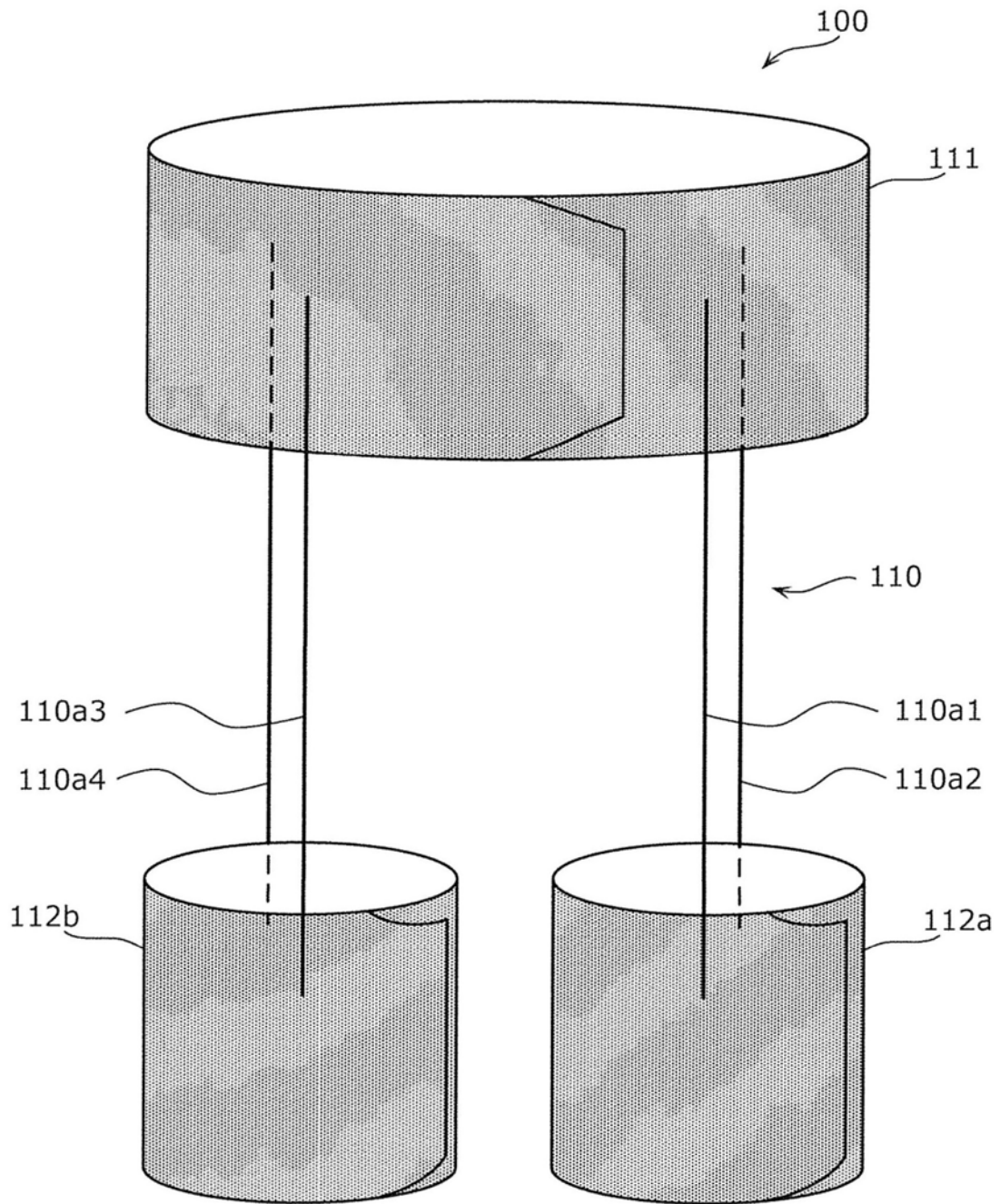


图4

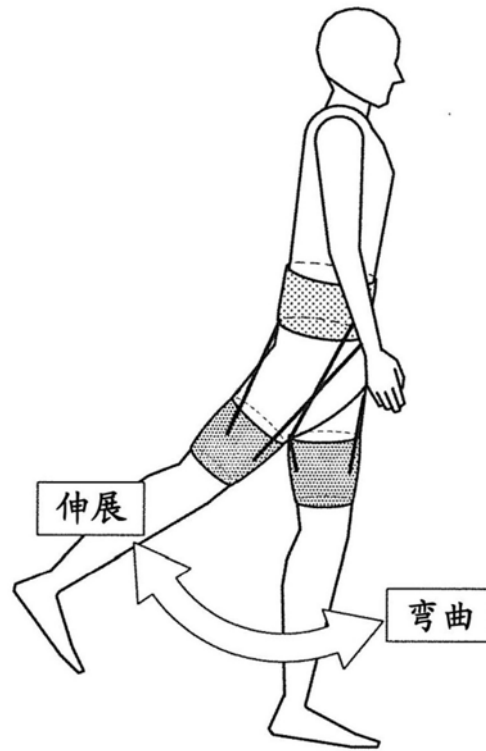


图5

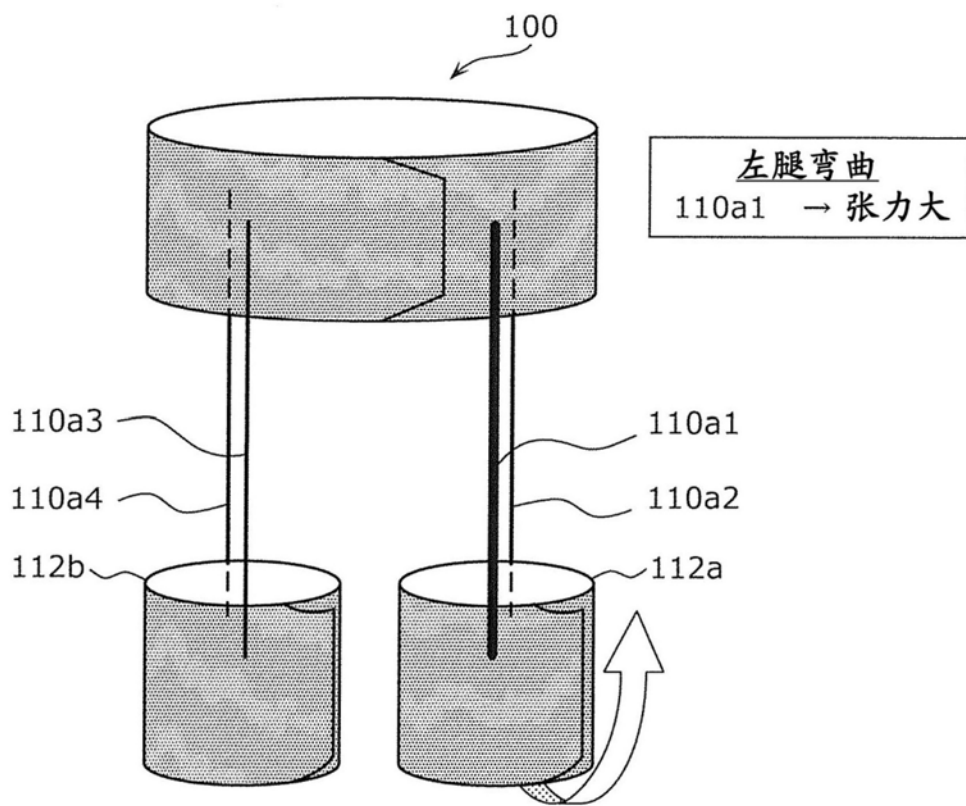


图6A

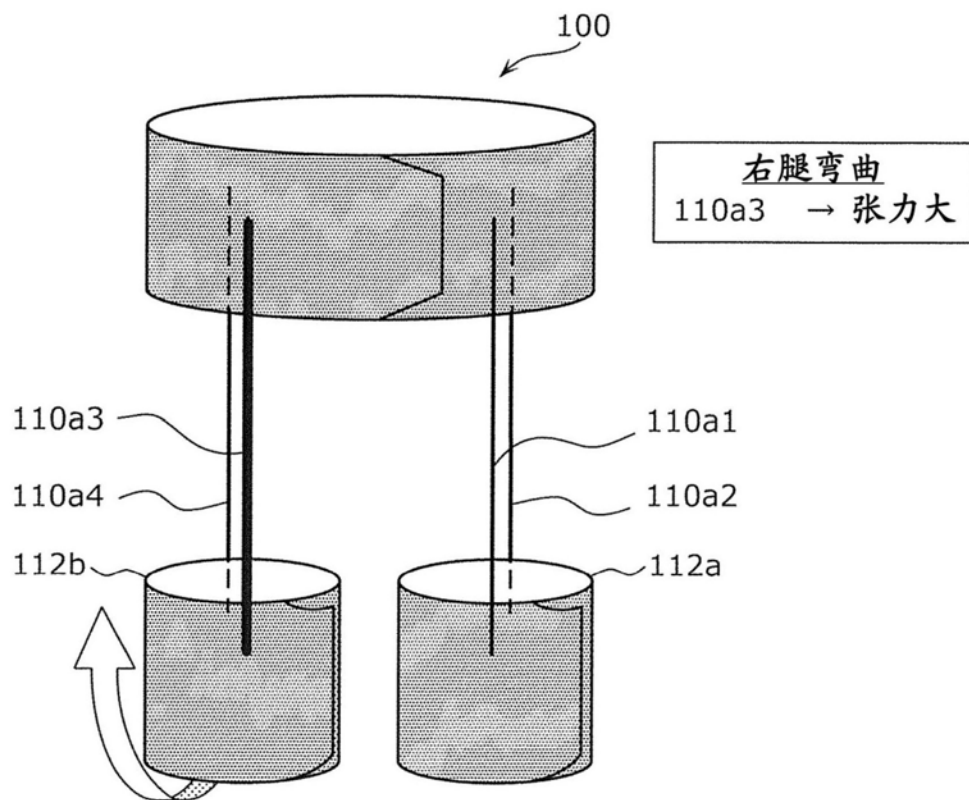


图6B

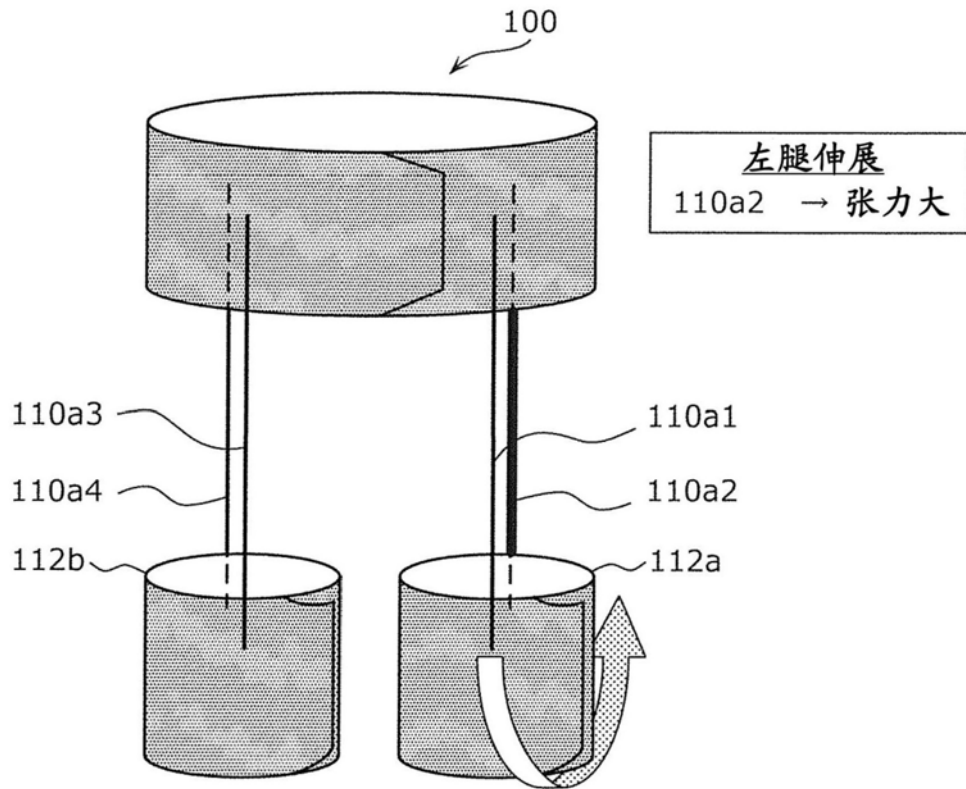


图7A

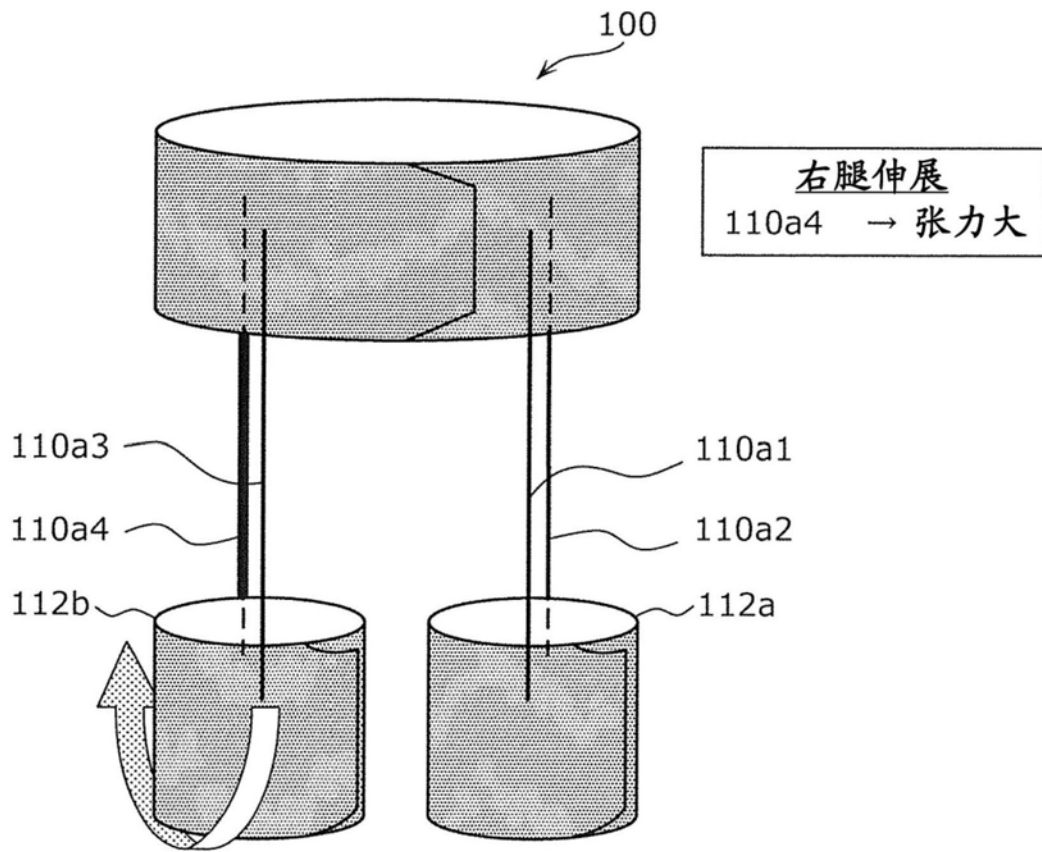


图7B

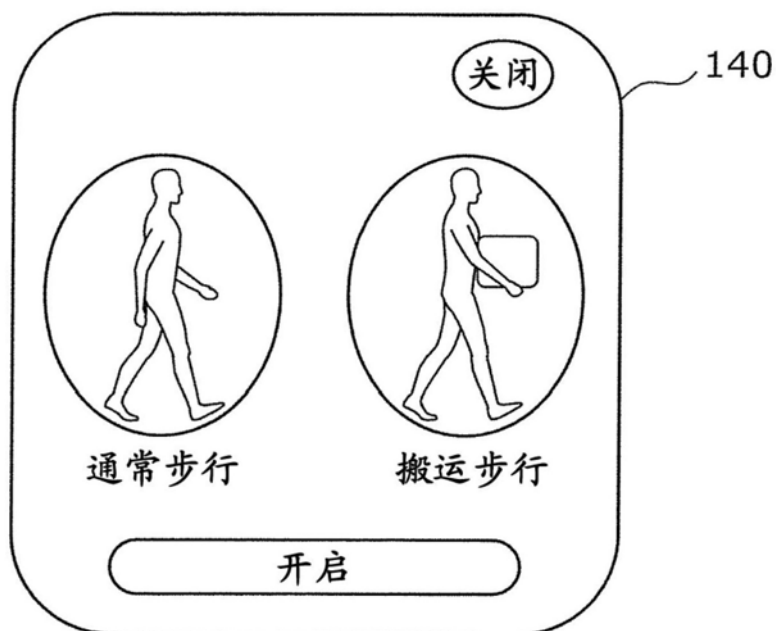


图8

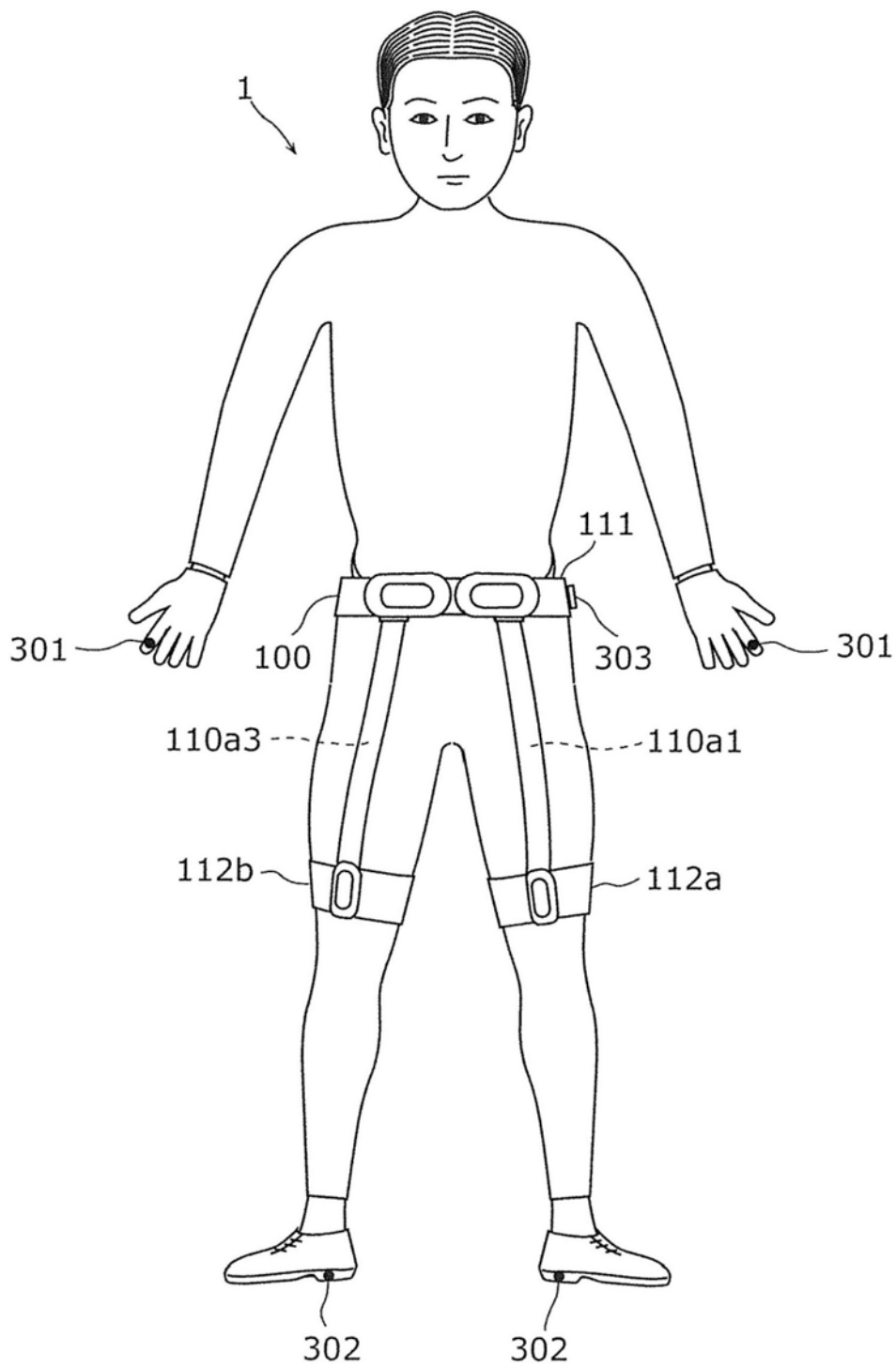


图9

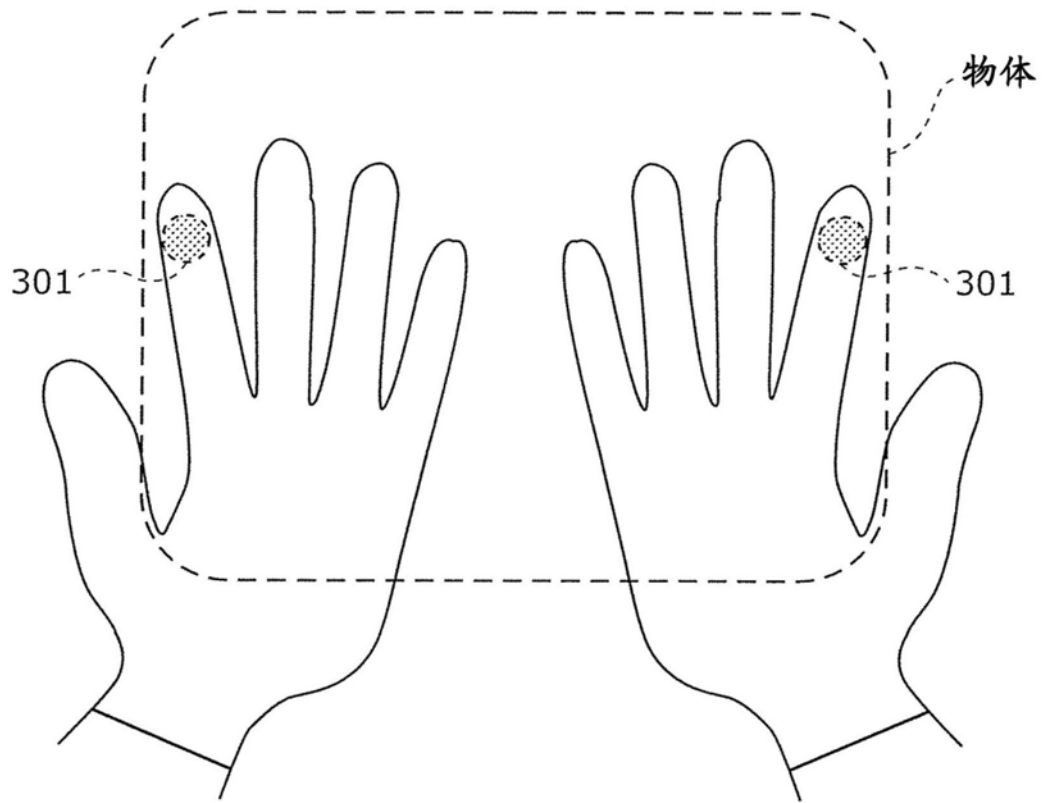


图10A

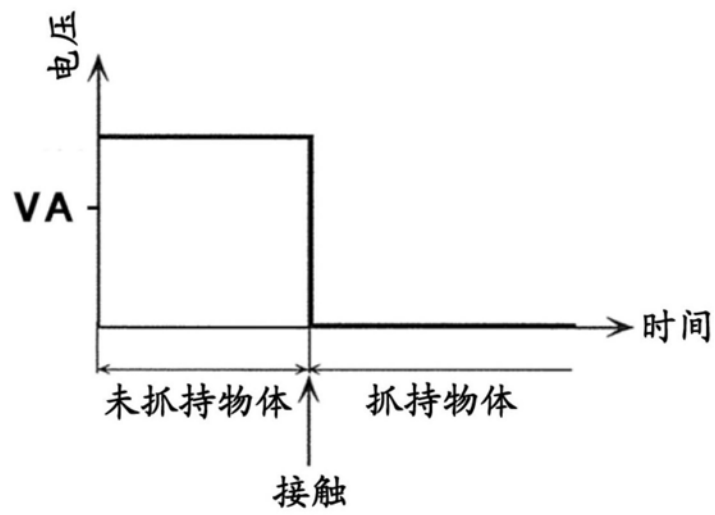


图10B

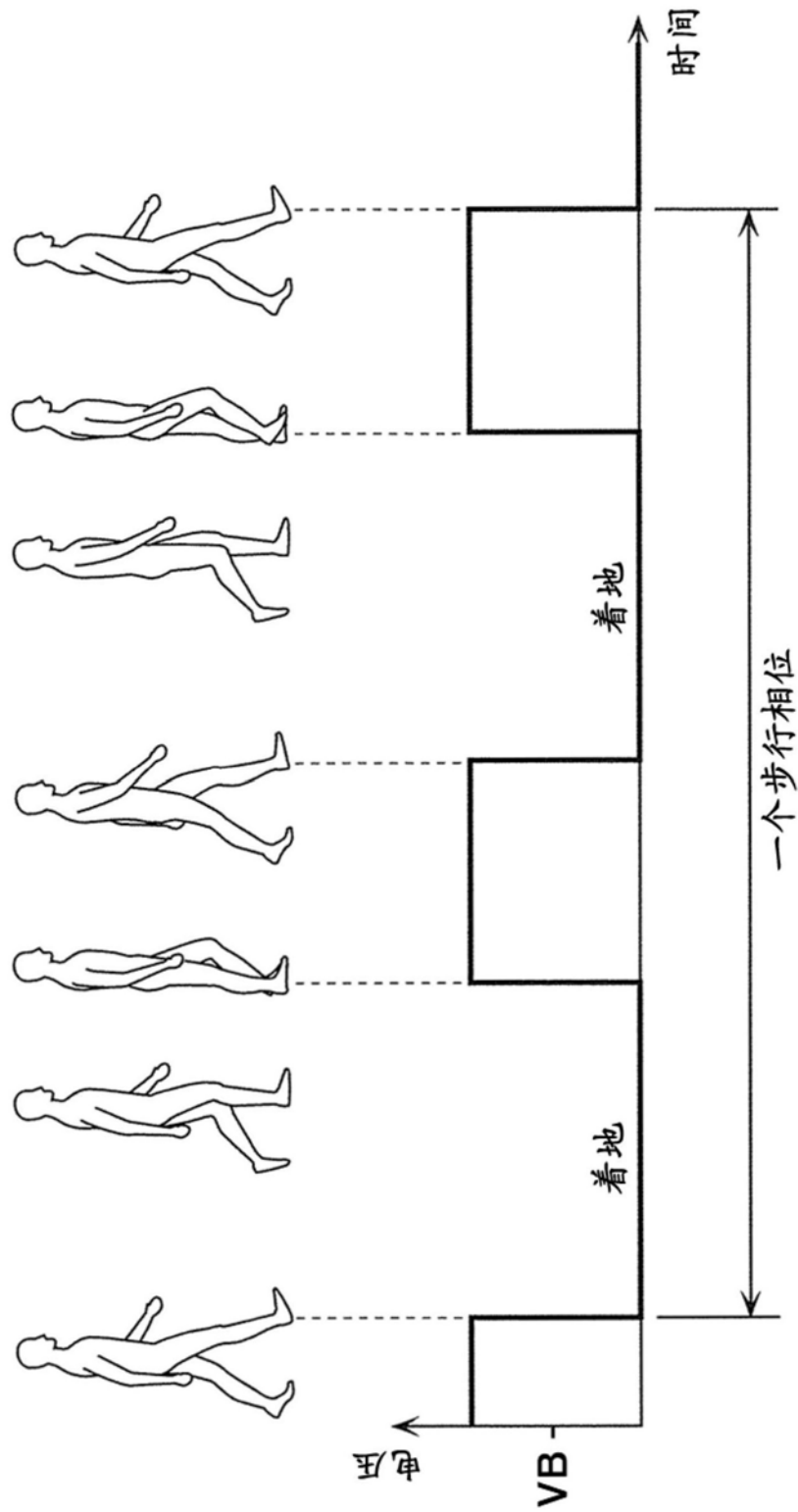


图11

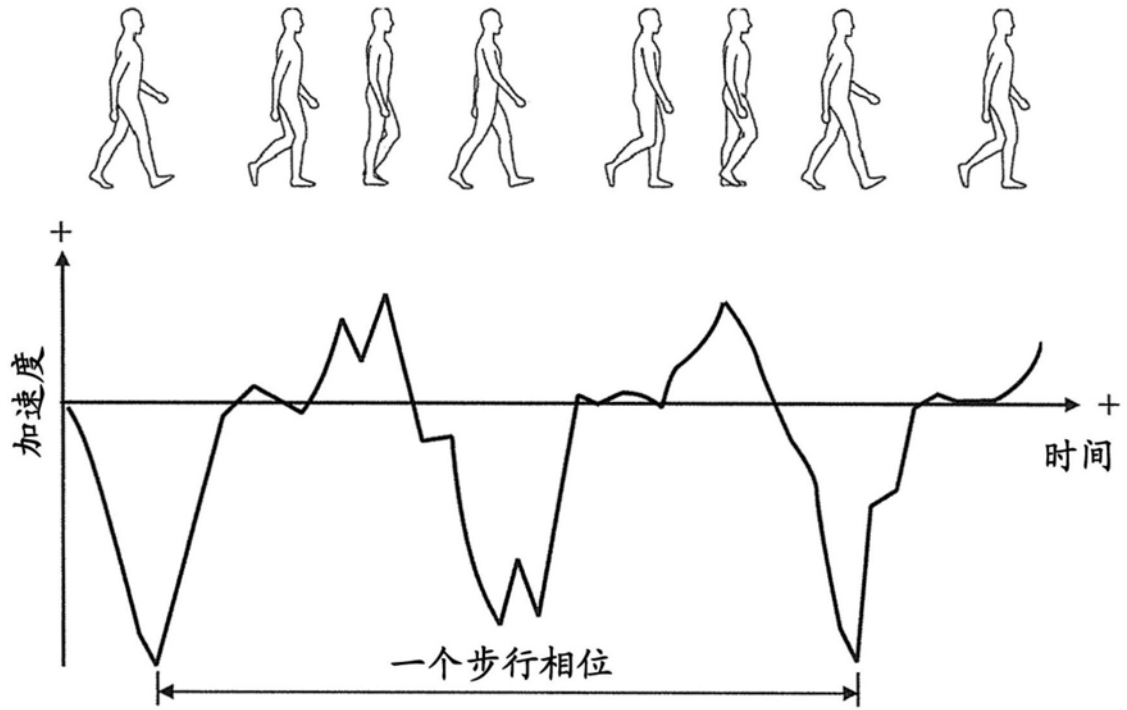


图12

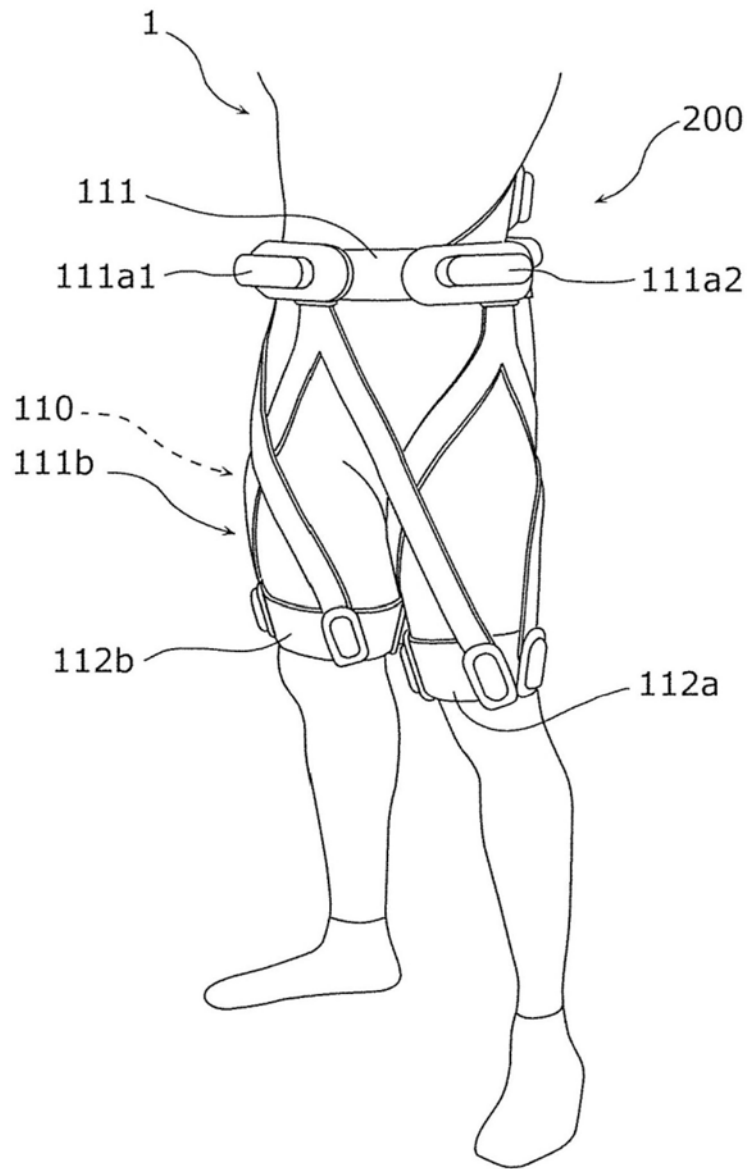


图13

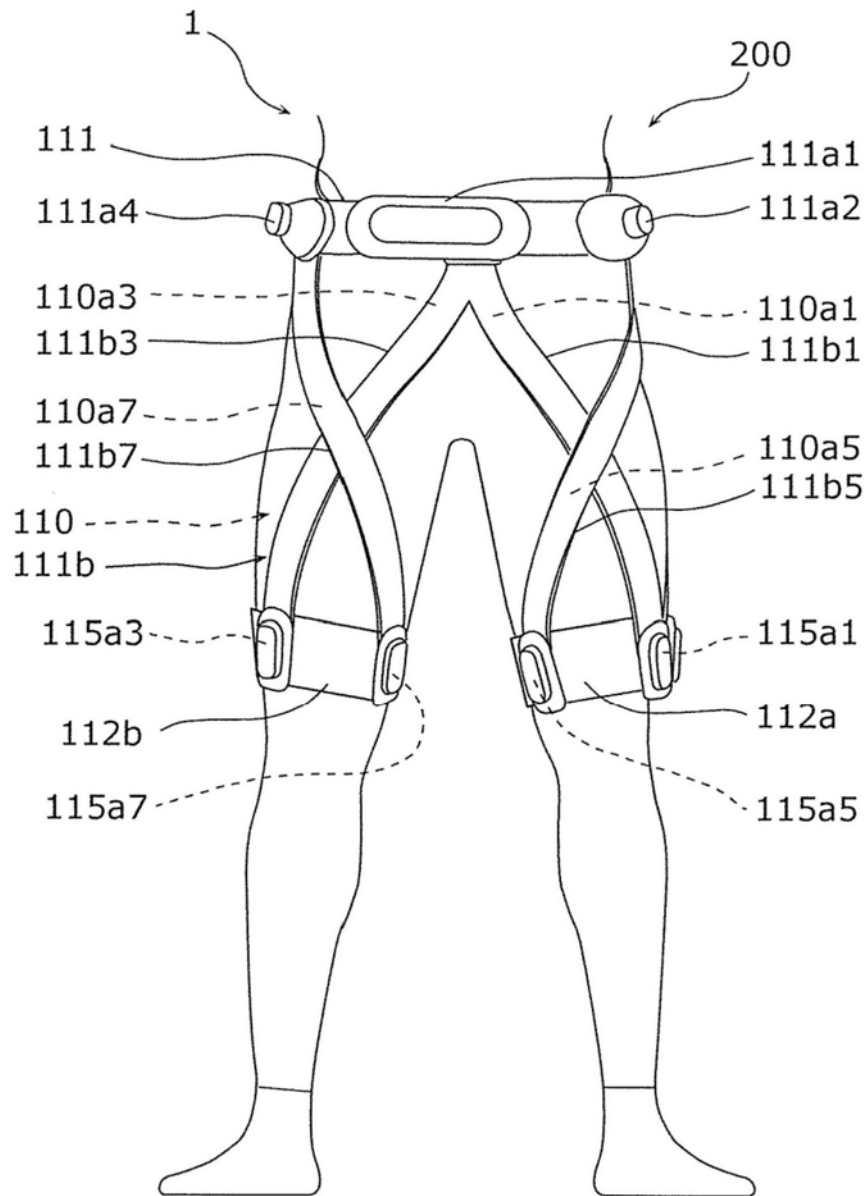


图14

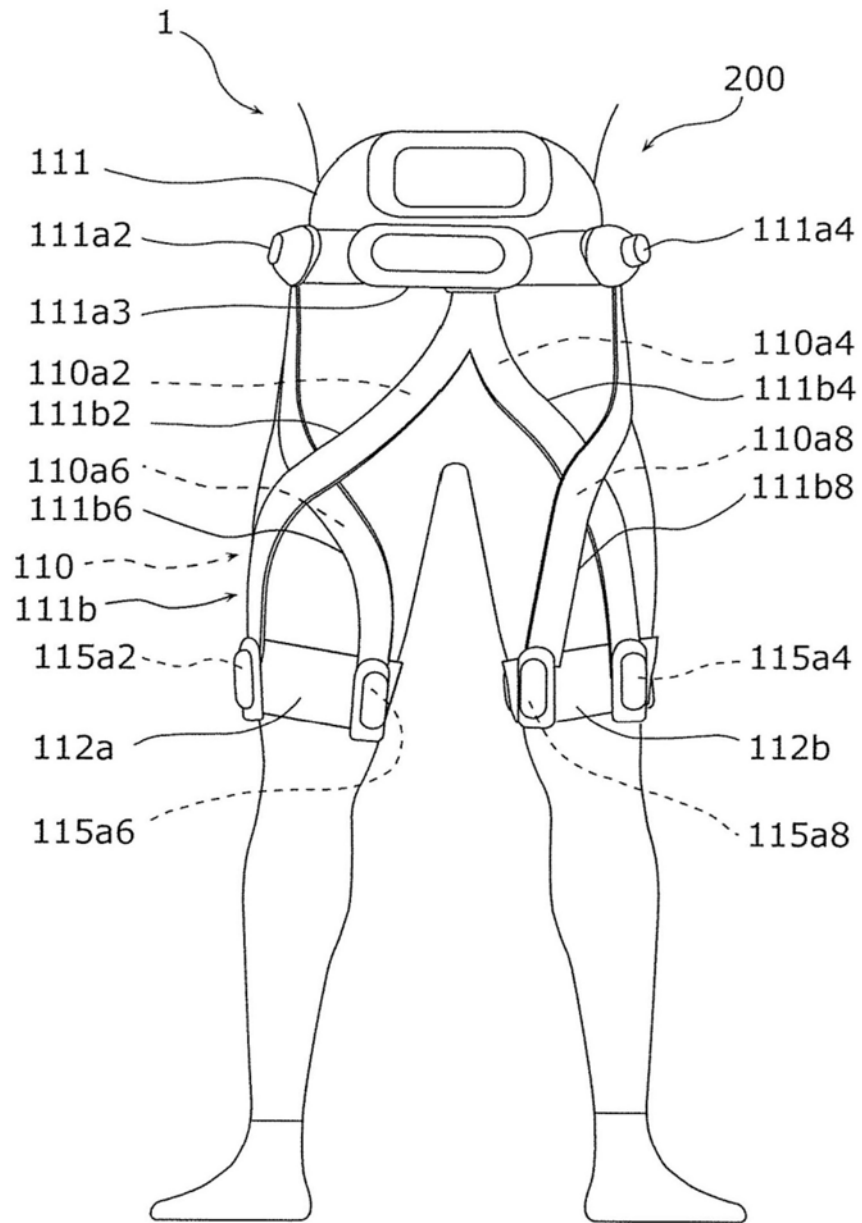


图15

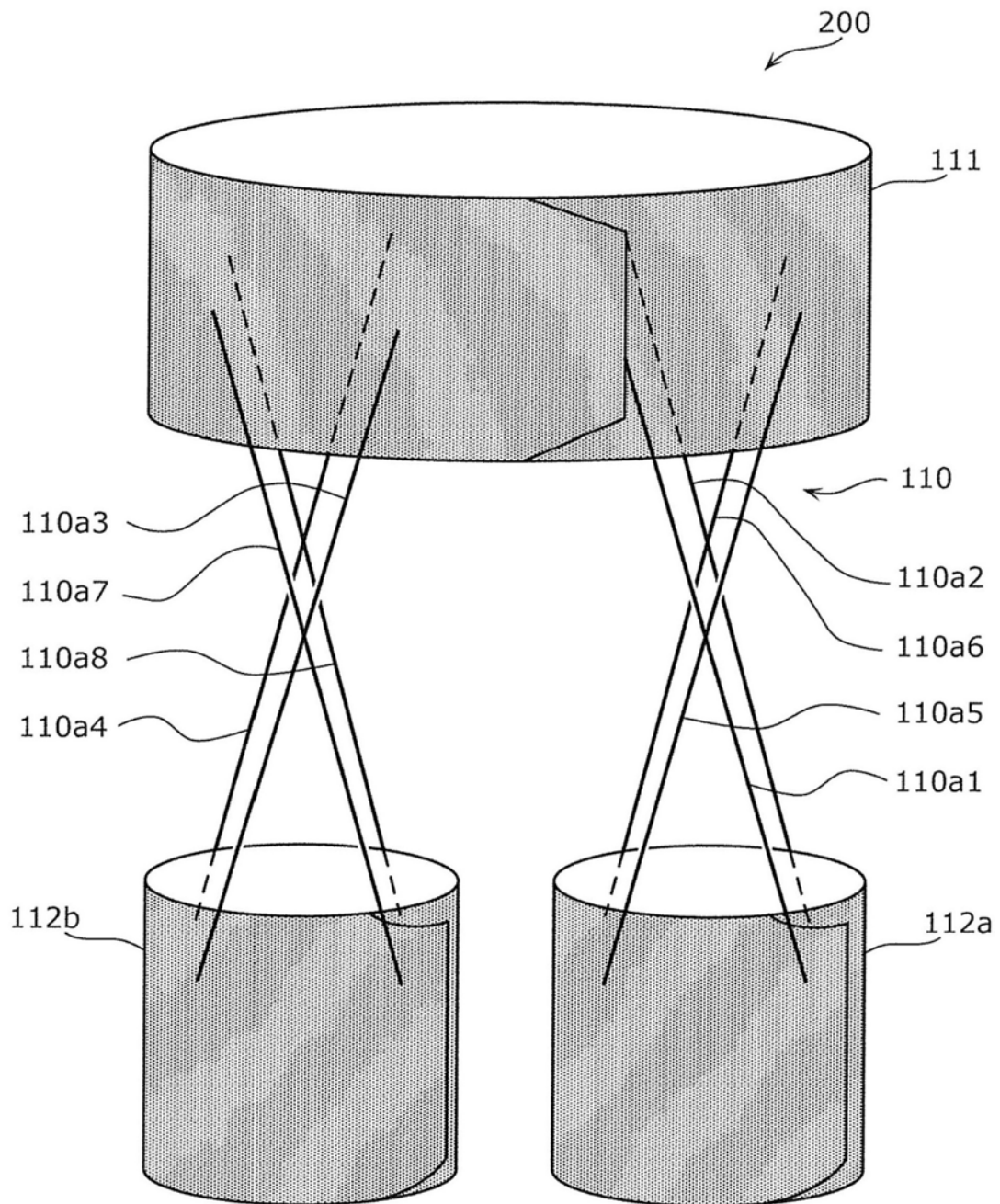


图16

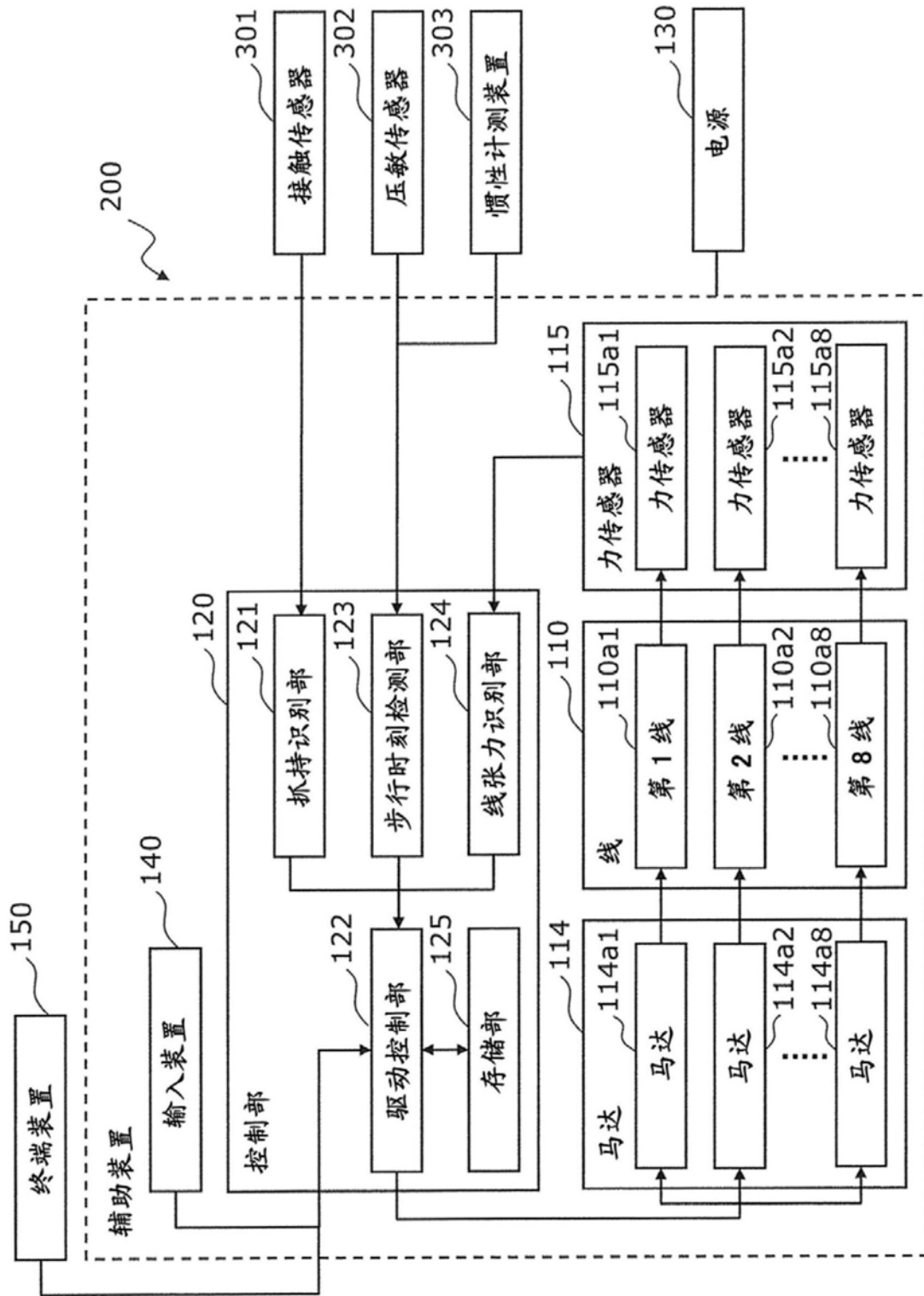


图17

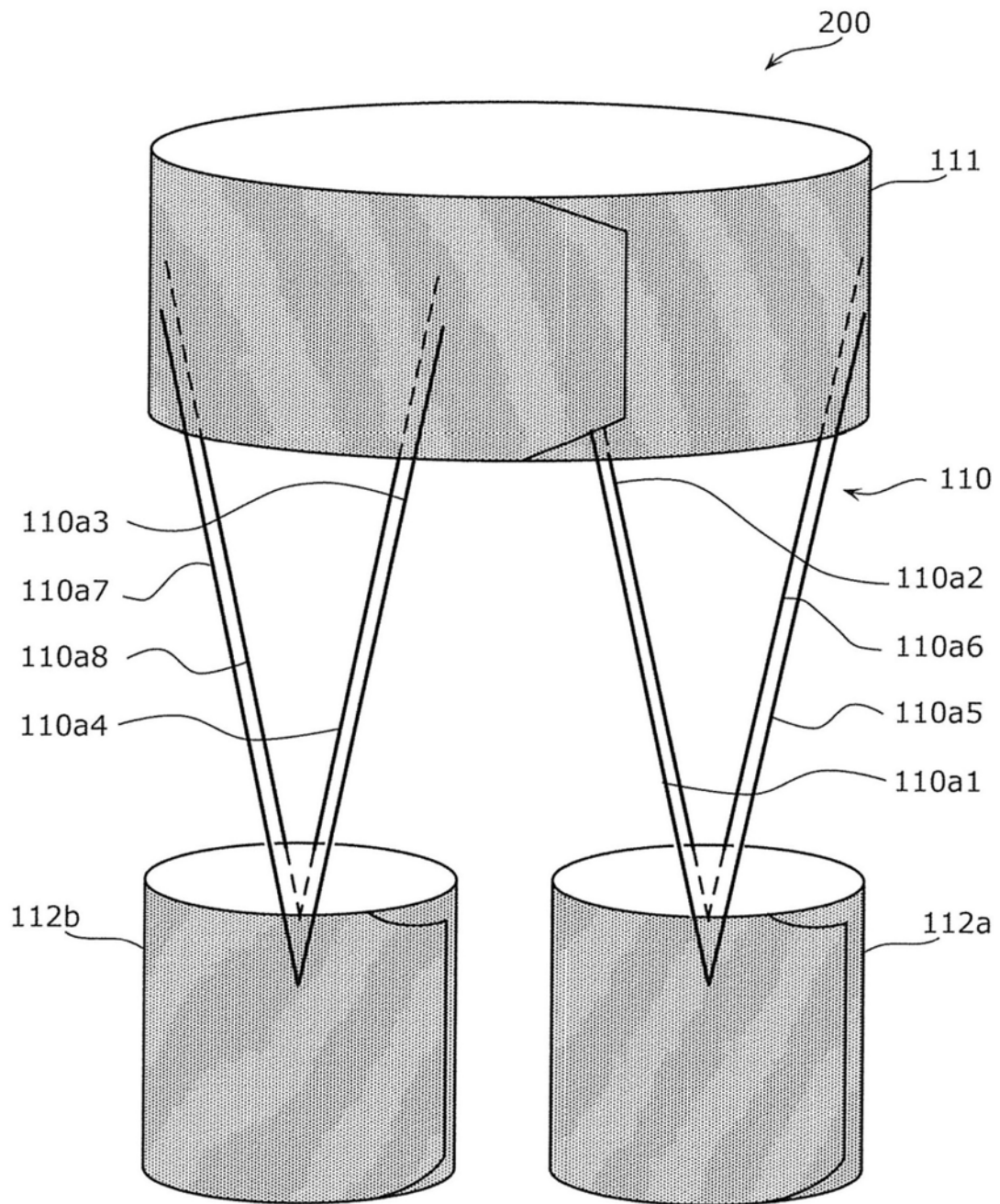


图18

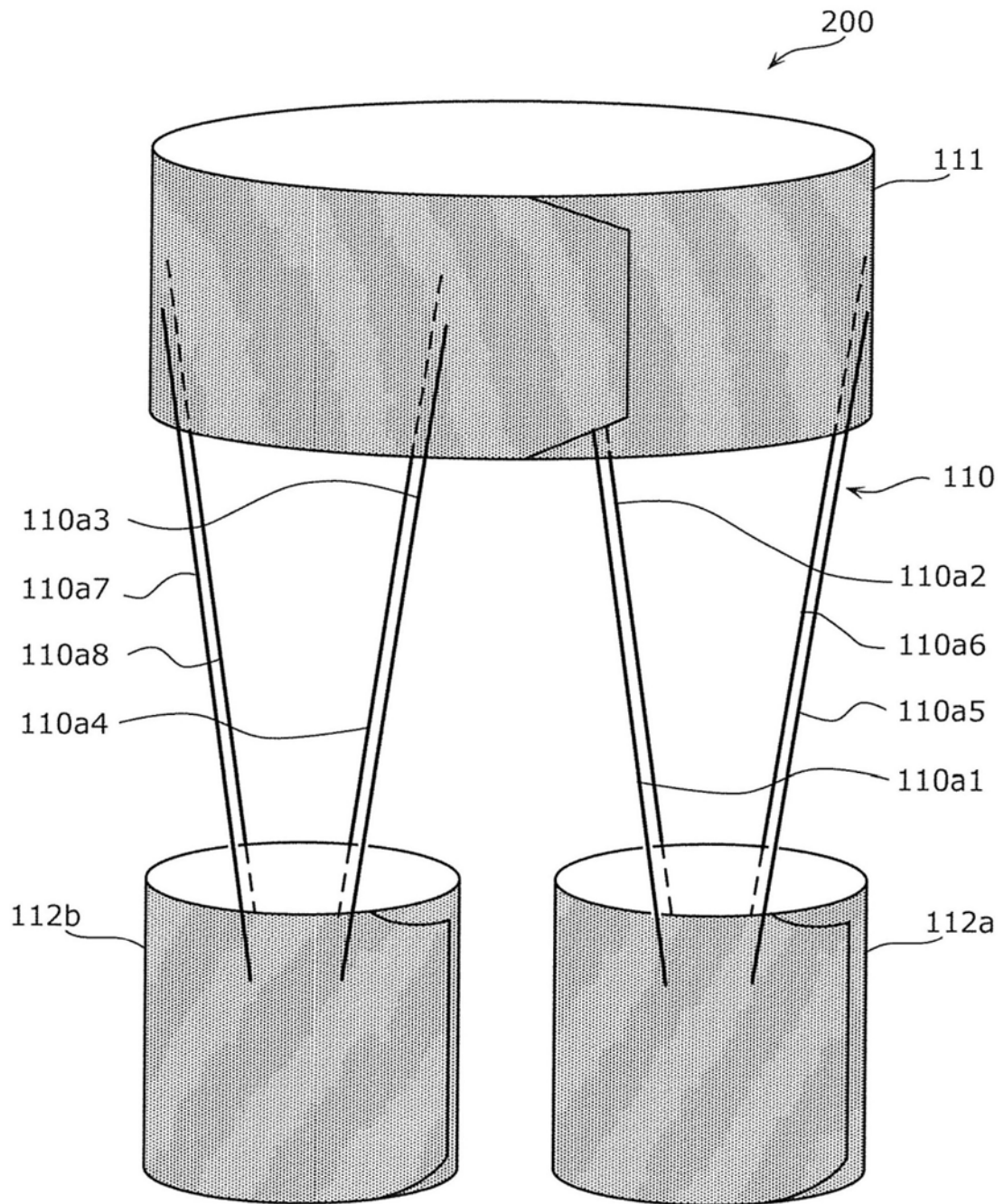


图19

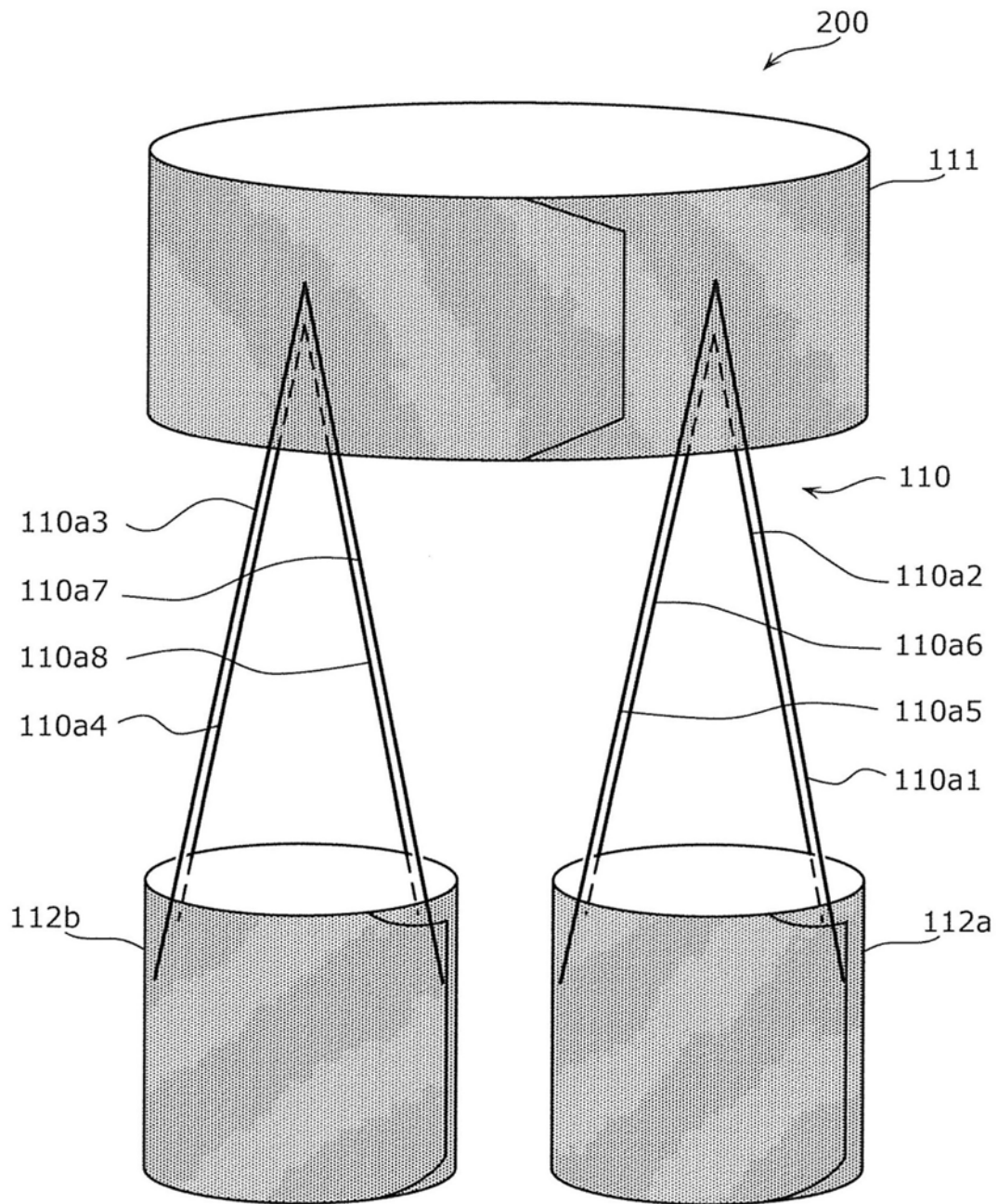


图20

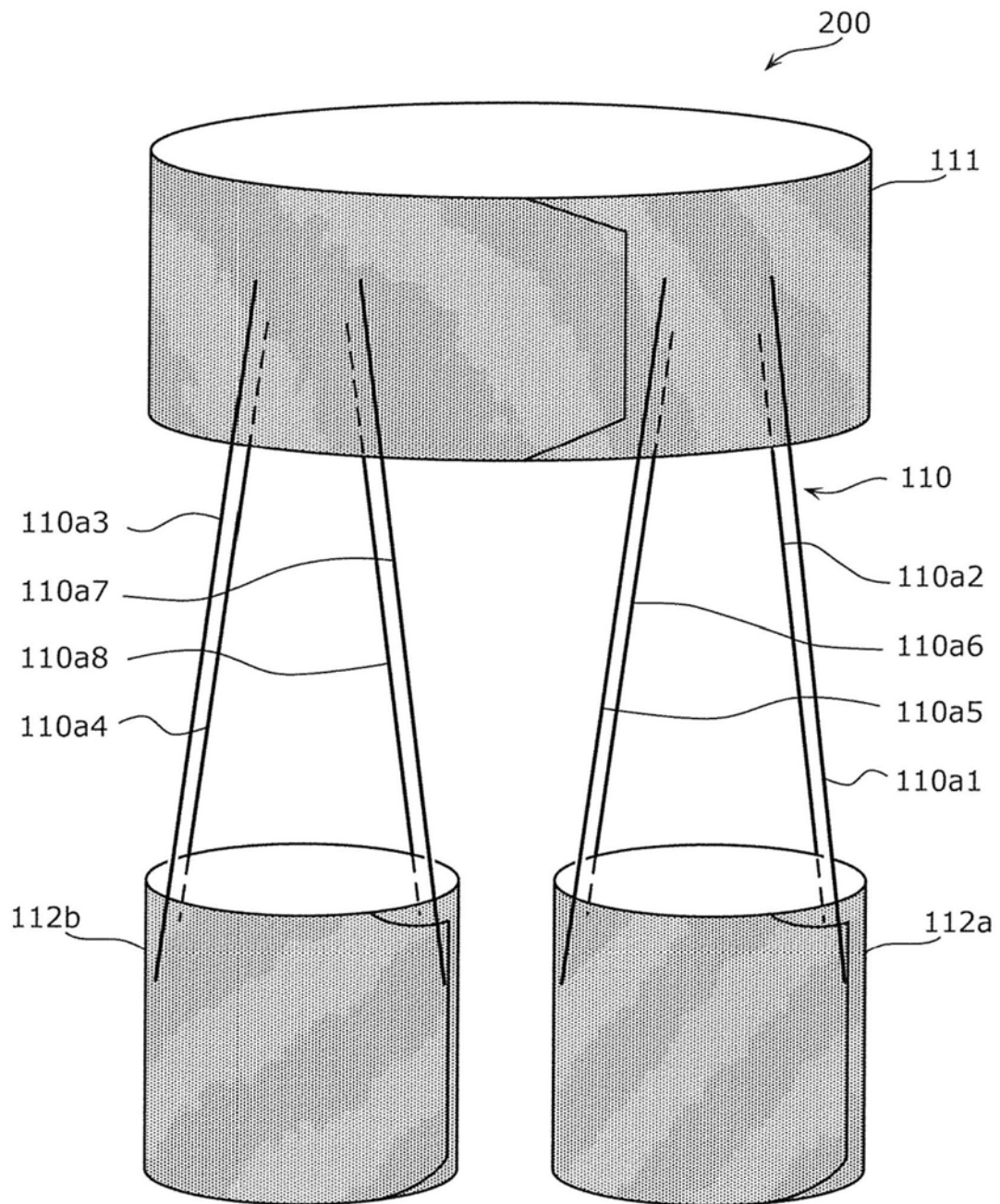


图21

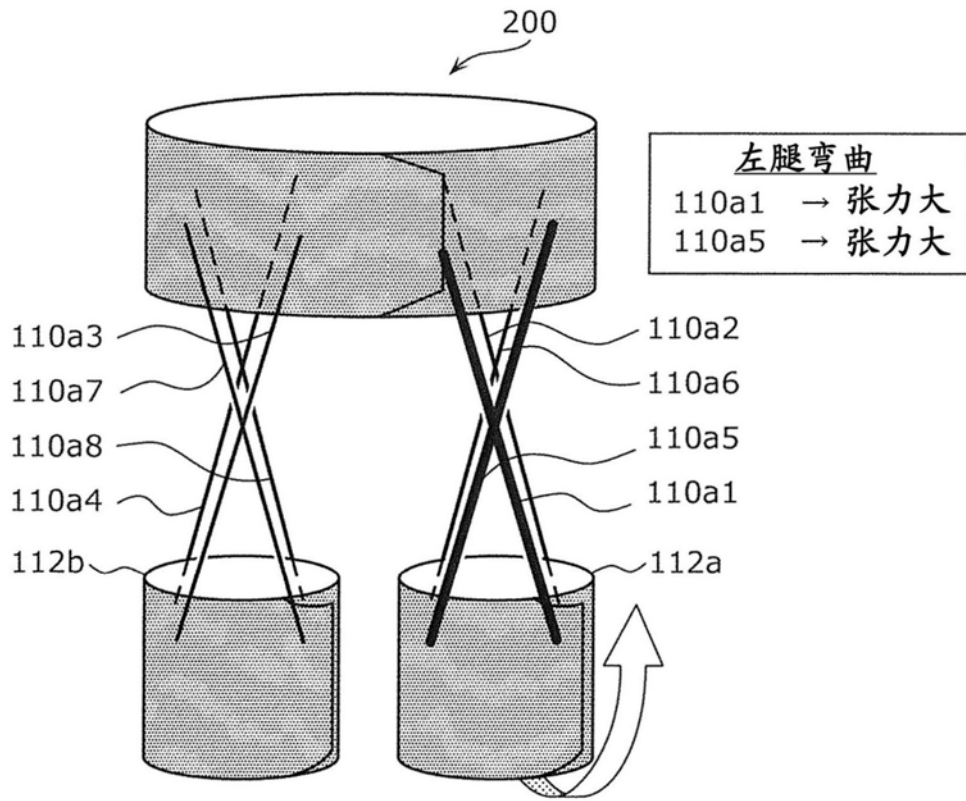


图22A

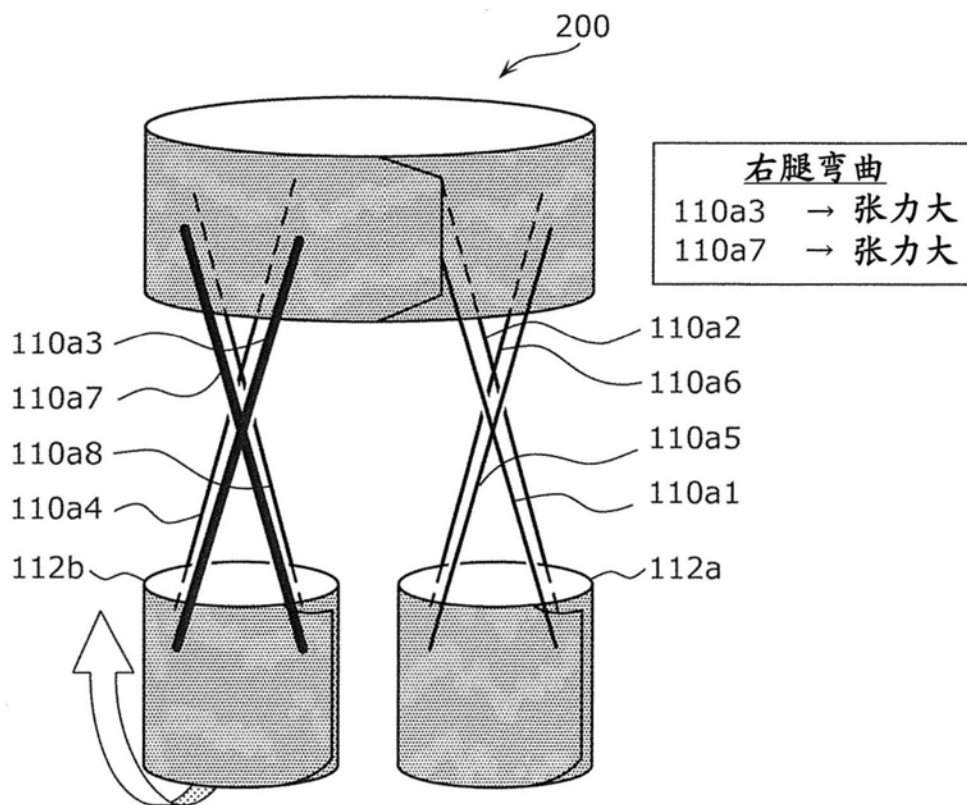


图22B

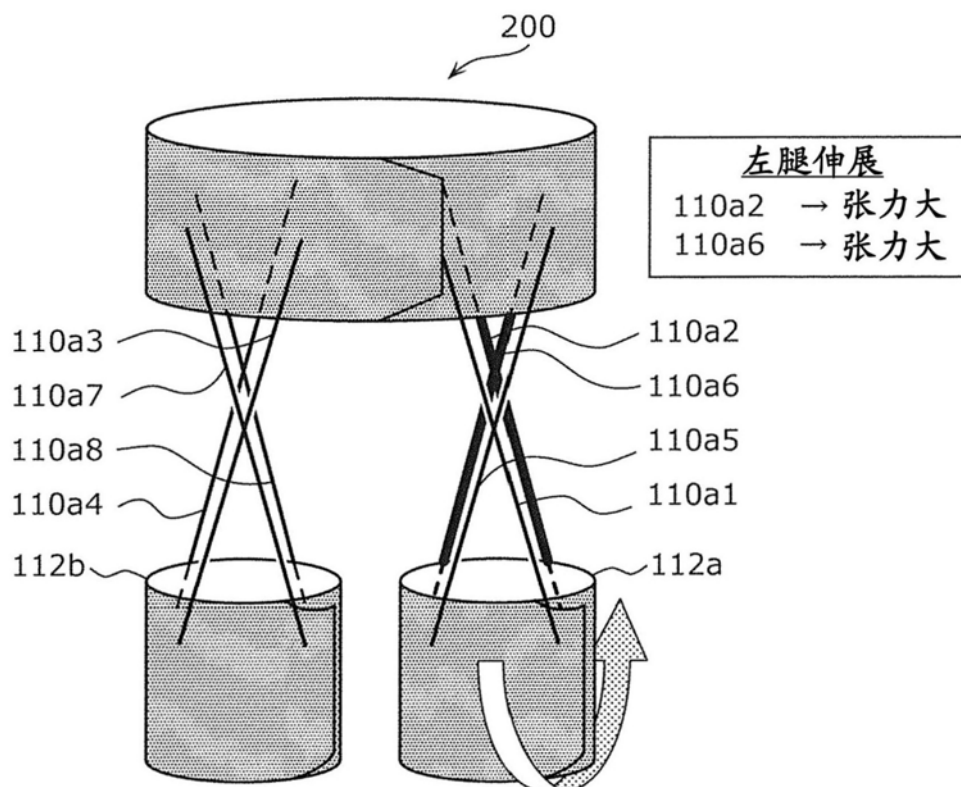


图23A

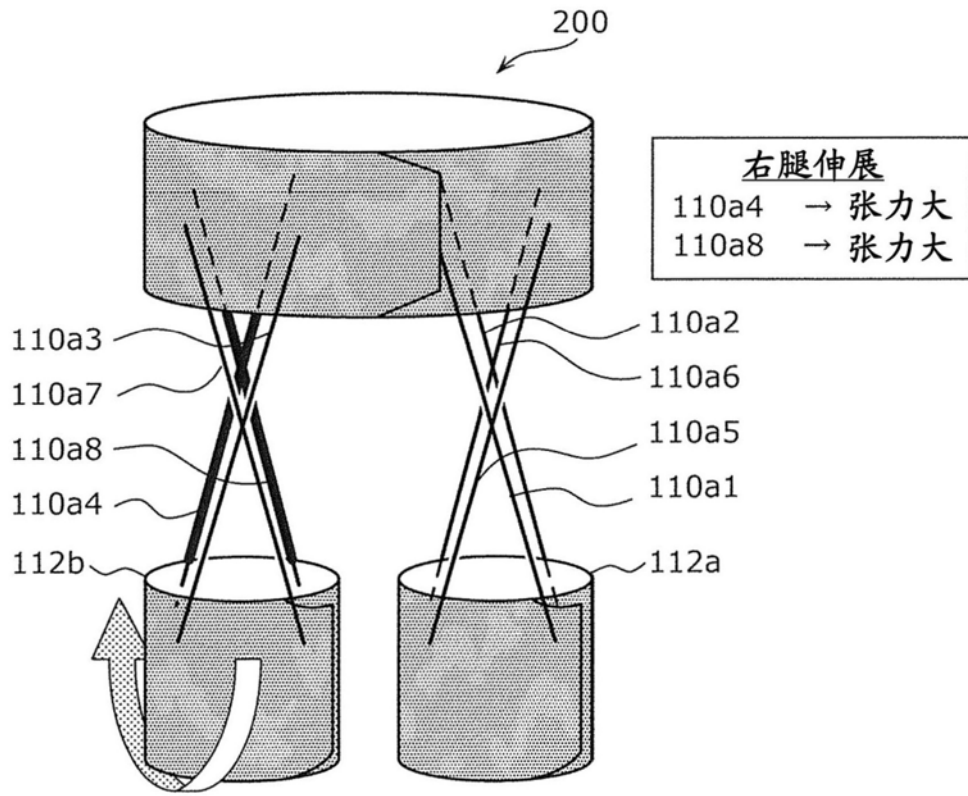


图23B

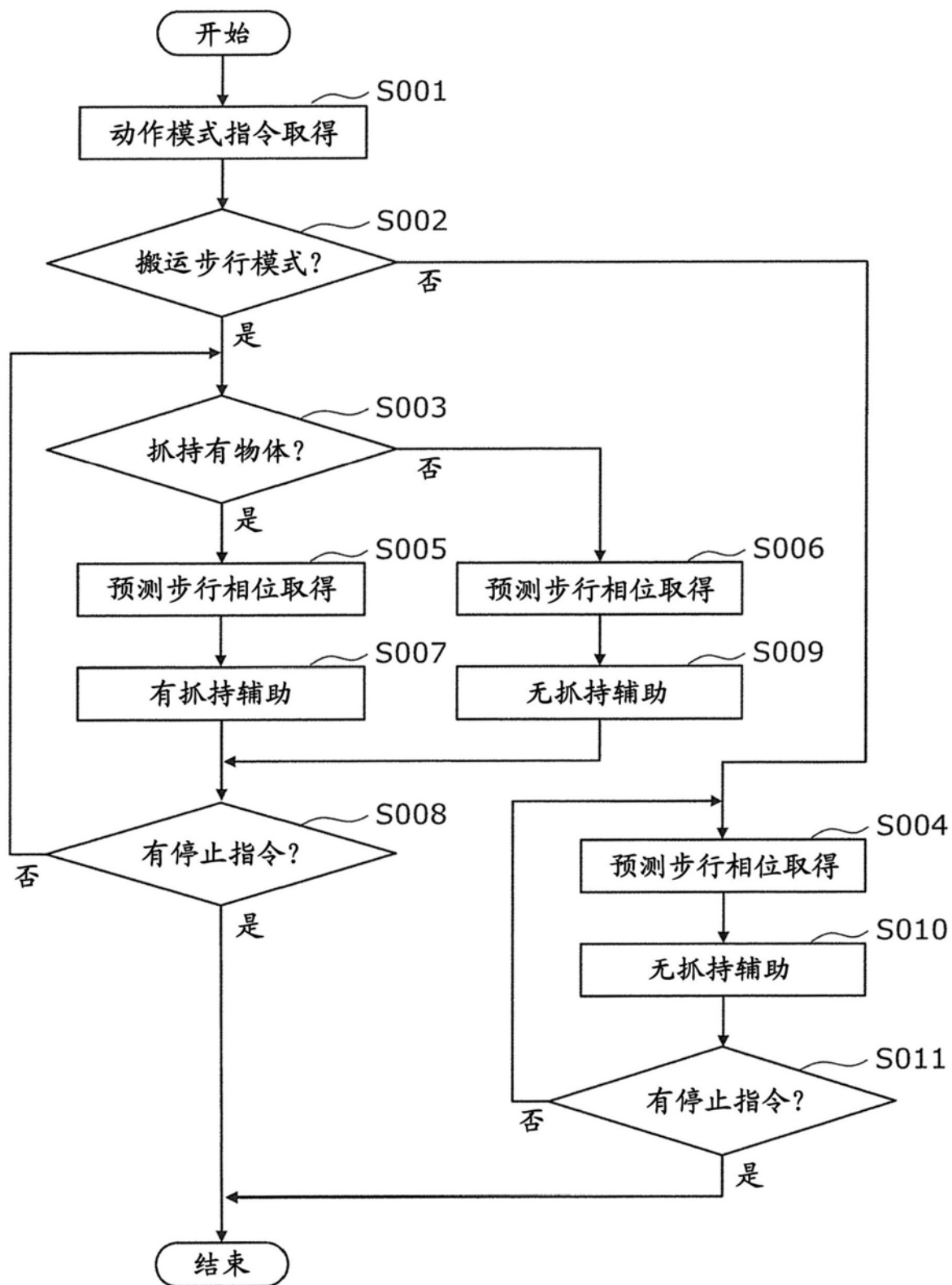


图24

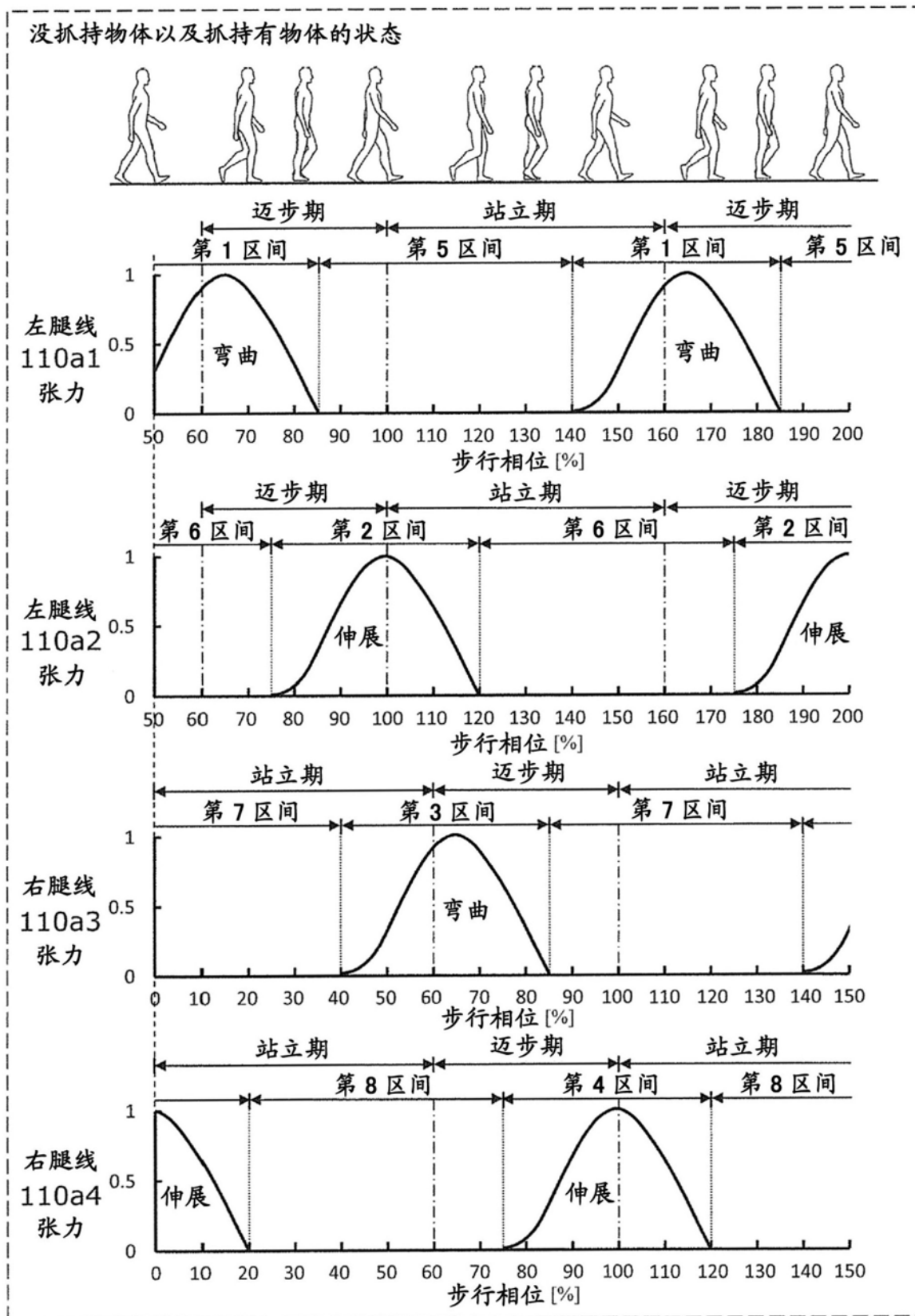


图25

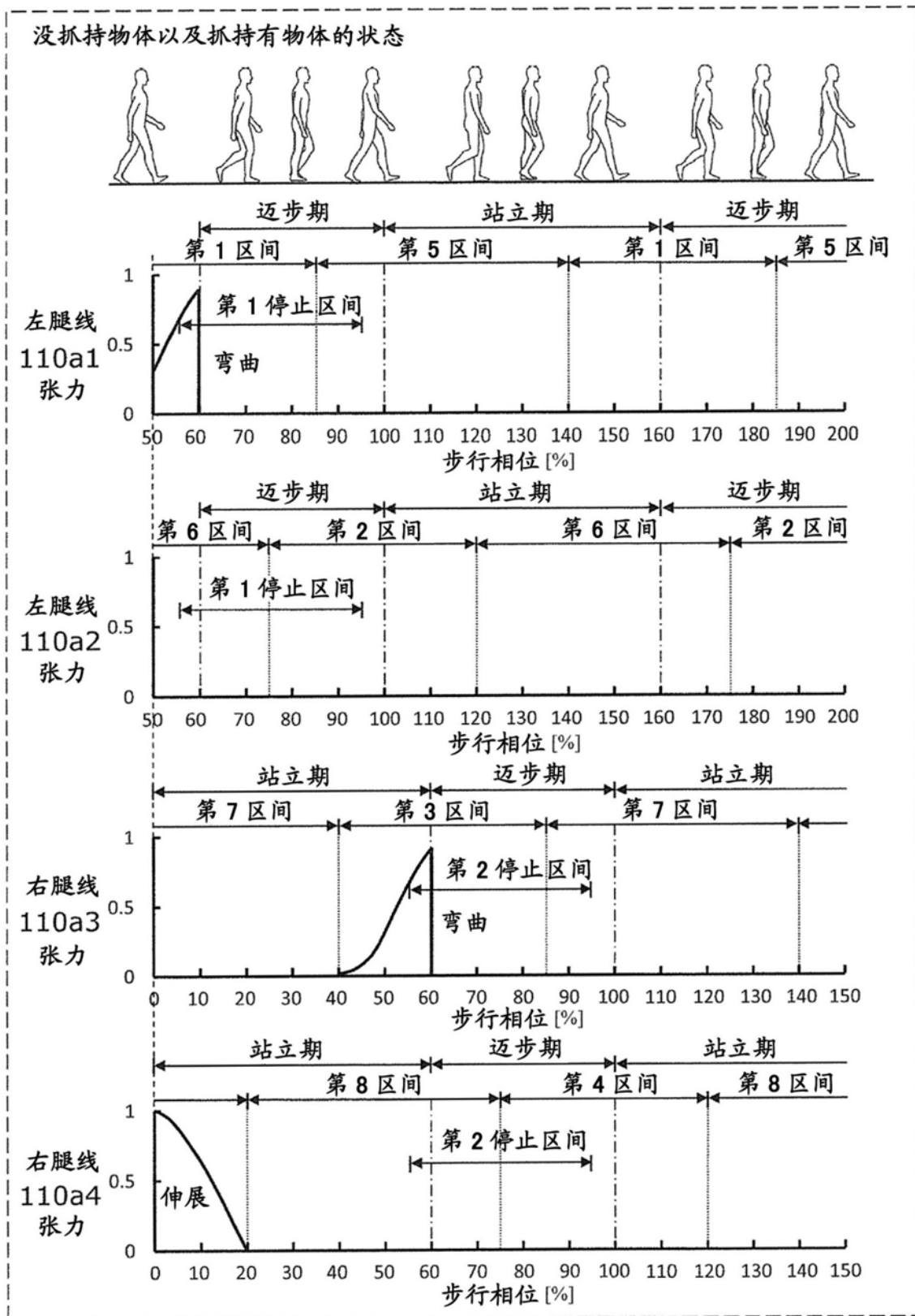


图26

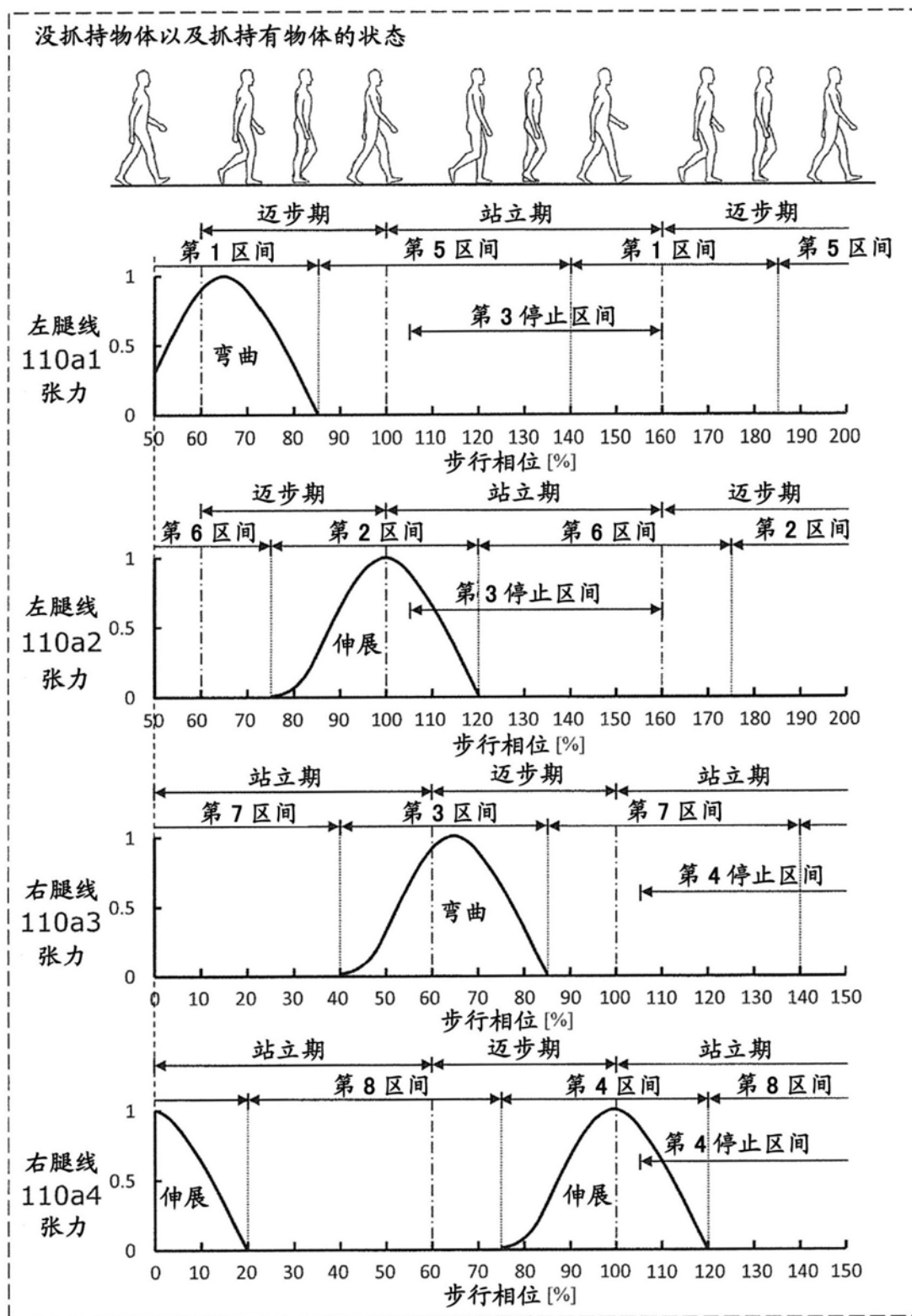


图27A

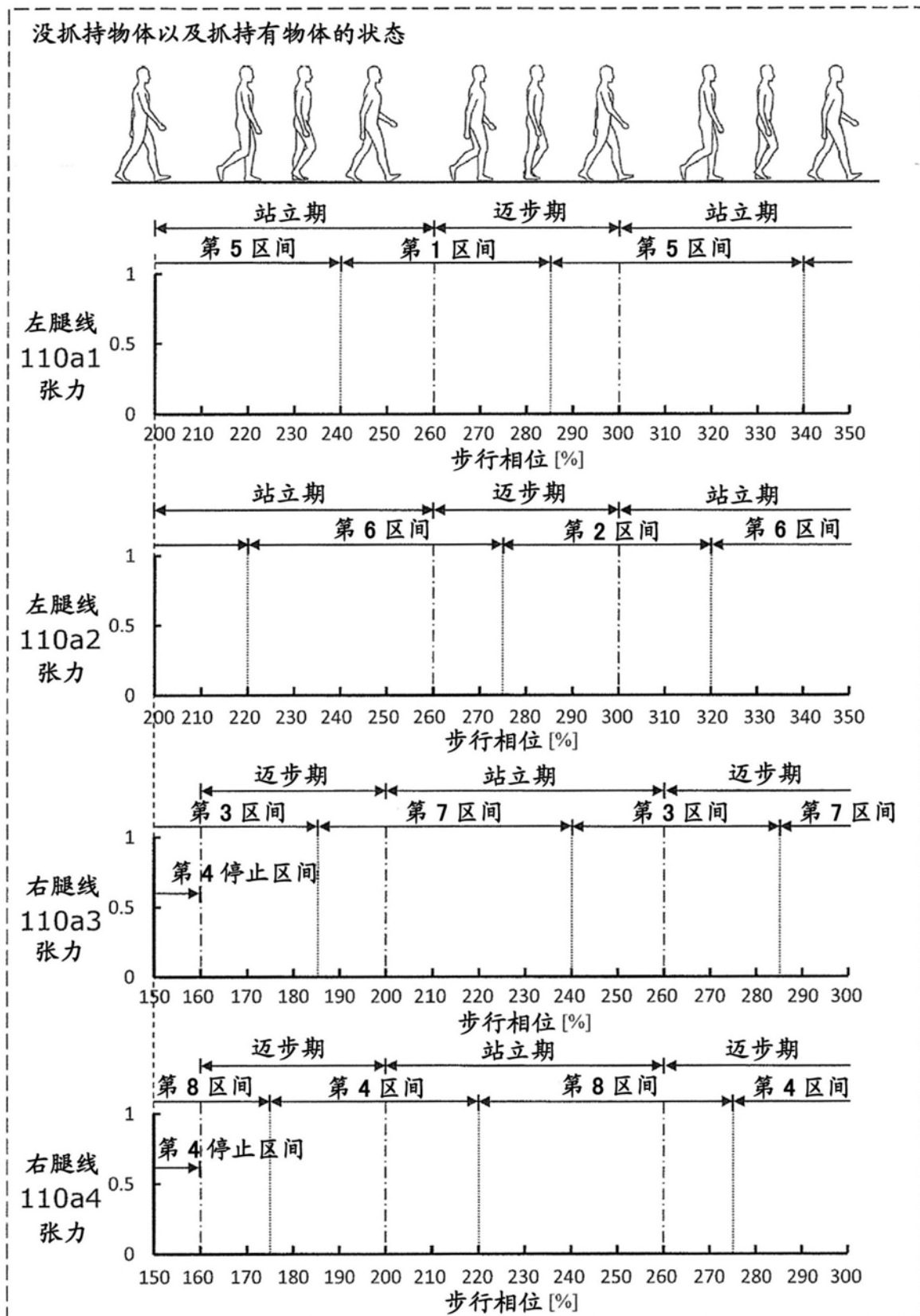


图27B

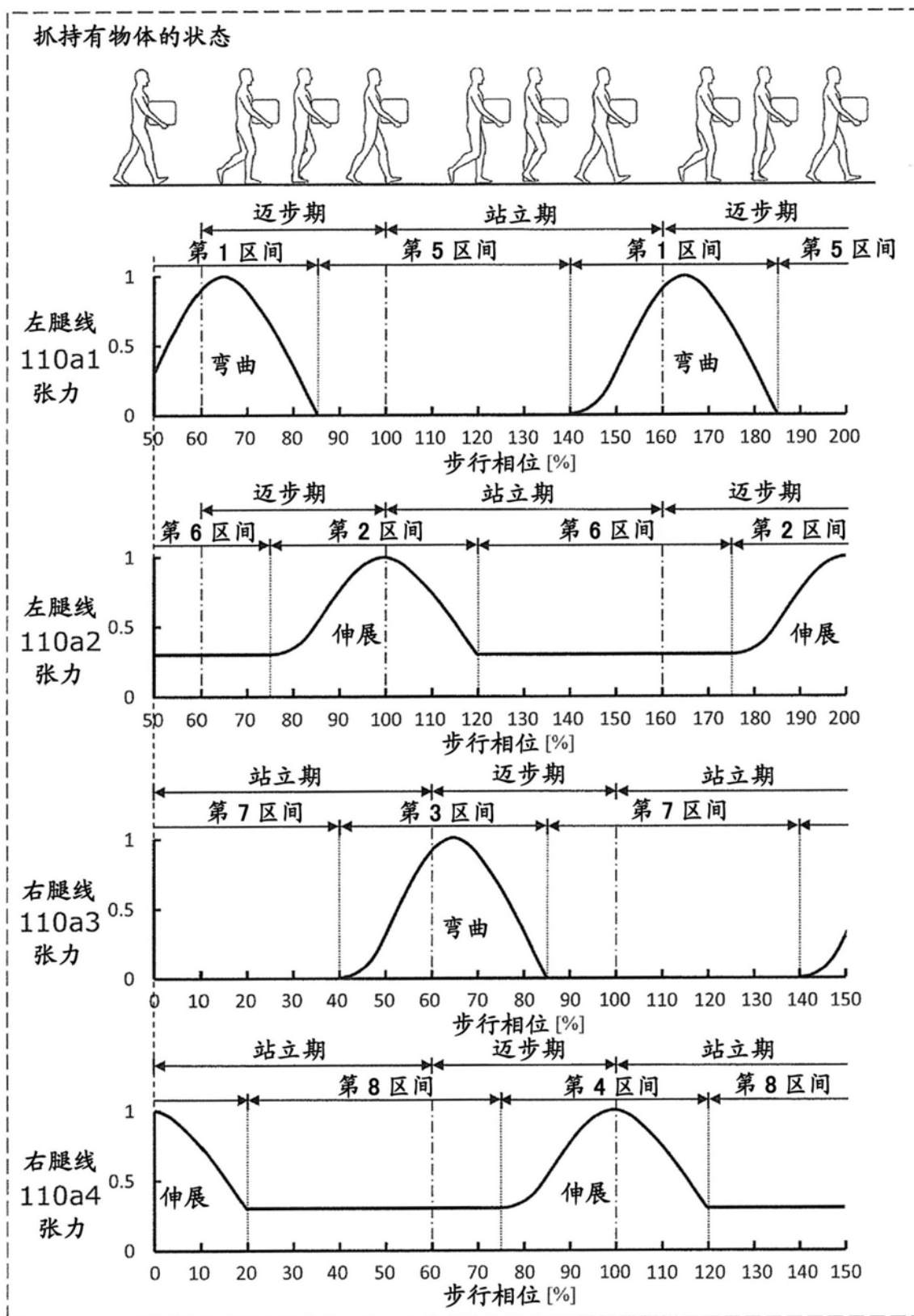


图28

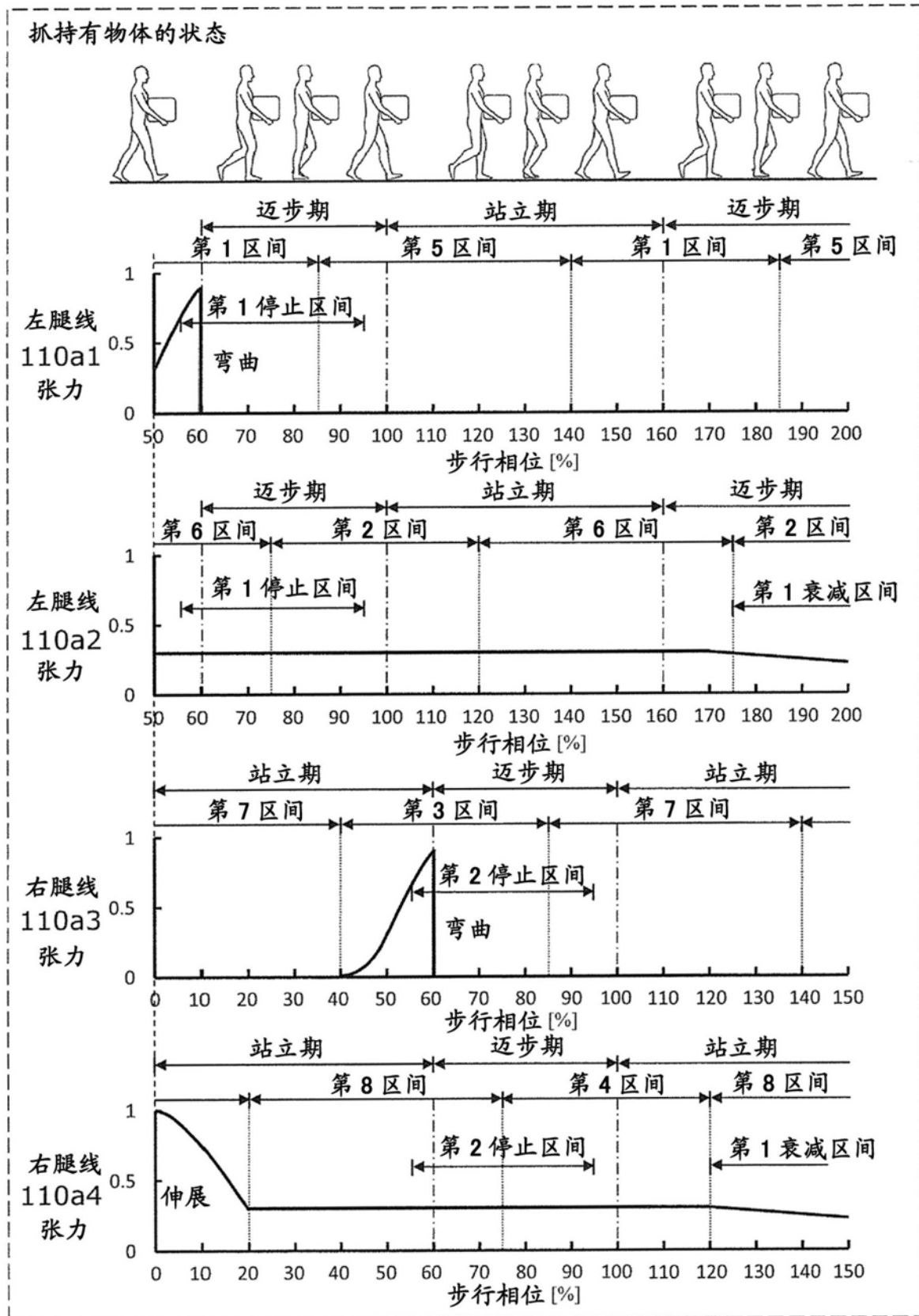


图29A

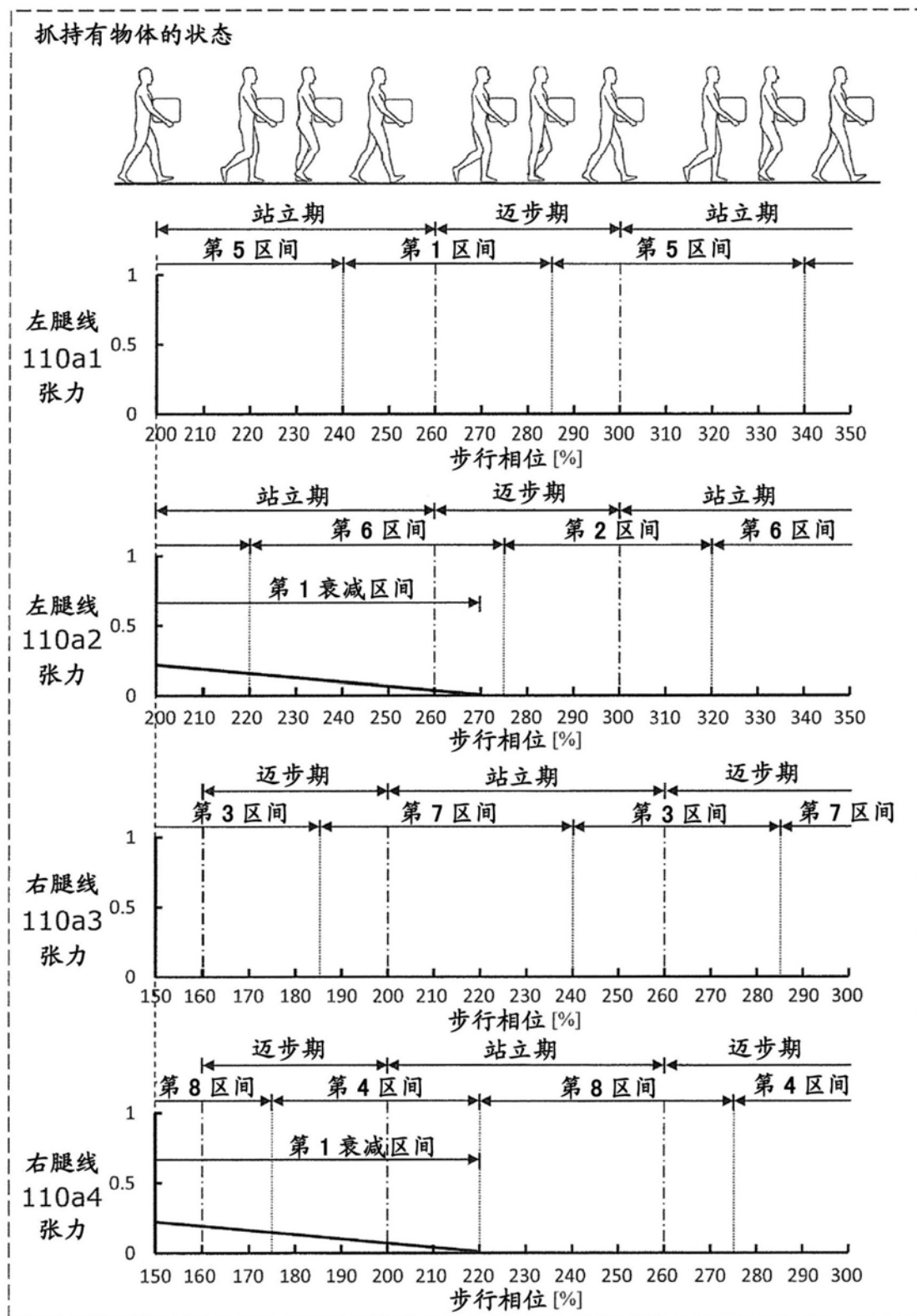


图29B

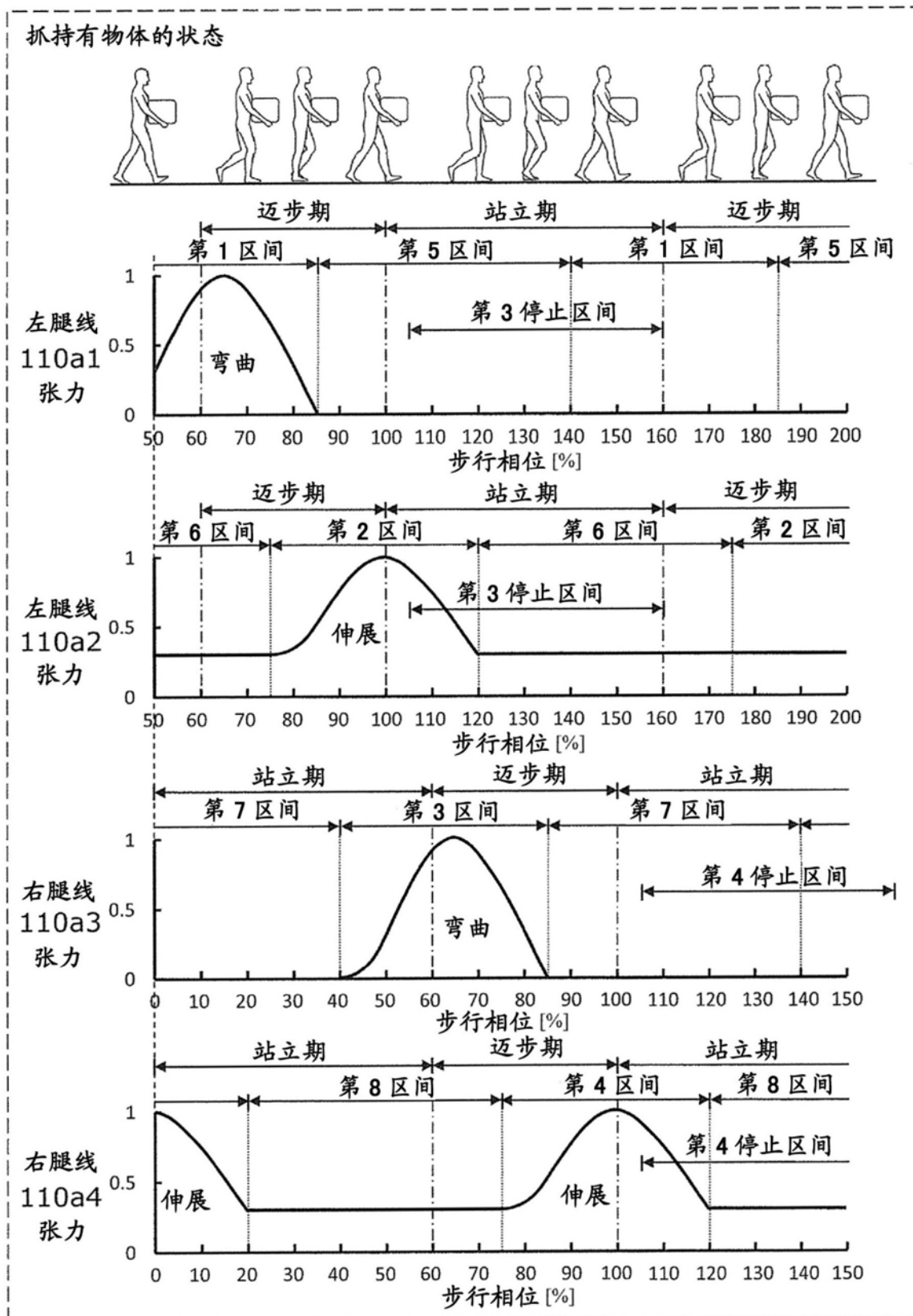


图30A

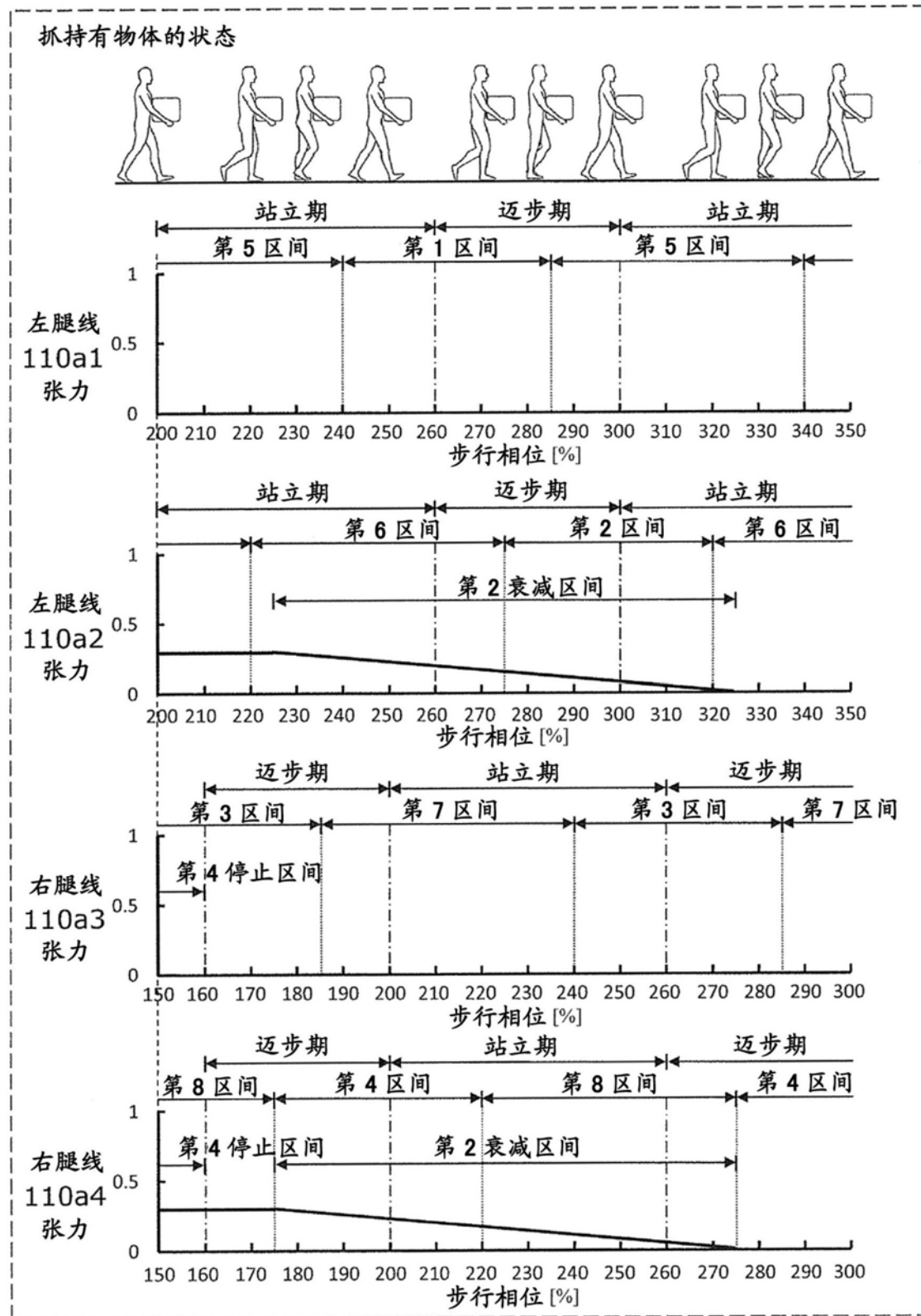


图30B