(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103200909 B
(45)授权公告日 2016.05.04

(21)申请号 201180046566.2
(22)申请日 2011.09.27
(30)优先权数据
61/386,625 2010.09.27 US
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2013.03.27
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2011/053501 2011.09.27
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2012/044621 EN 2012.04.05
(73)专利权人 范德比尔特大学
地址 美国田纳西州
(72)发明人 莱恩·J·法里斯 雨果·A·昆特罗 迈克尔·戈德法布
(74)专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务所(普通合伙) 31239
代理人 胡艳
(51)Int.Cl.
A61F 5/01(2006.01)
A61H 3/00(2006.01)
B25J 9/00(2006.01)
(56)对比文件
WO 2006/074029 A2,2006.07.13,
WO 2006/074029 A2,2006.07.13,
CN 1586434 A,2005.03.02,
CN 101589983 A,2009.12.02,
CN 1057581 A,1992.01.08,
审查员 旷世佳

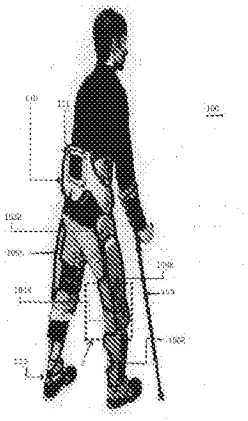
权利要求书3页 说明书17页 附图18页

(54)发明名称

行动辅助设备

(57)摘要

一种包括外骨骼系统的装置,具有多个传感器、髋部段和至少一个下肢,所述传感器用于产生表示至少所述外骨骼系统的当前动作和当前布置的信号。所述下肢包括用于耦接到用户腿部的侧表面的大腿段和小腿段。所述大腿段包括将所述大腿段耦接到所述髋部段的第一带动力的关节、将所述大腿段耦接到所述小腿段的第二带动力的关节以及耦接到所述传感器、所述第一带动力的关节和所述第二带动力的关节的控制器。所述控制器是构造来基于所述信号确定所述外骨骼系统的当前状态和所述用户的当前意图,并基于所述当前状态和所述当前意图给所述第一和第二带动力的关节生成控制信号。



CN 103200909 B

1. 一种行动辅助装置，包括：

外骨骼系统，其包括多个传感器、髋部段和至少一个下肢，所述传感器用于产生表示至少所述外骨骼系统的当前动作和当前布置的信号，所述至少一个下肢包括用于耦接到用户腿部的侧表面的大腿段和小腿段，所述大腿段包括：

壳体，

第一带动力的关节，设置在所述壳体内并且被构造用于将所述大腿段耦接到所述髋部段，

第二带动力的关节，设置在所述壳体内并且被构造用于将所述大腿段耦接到所述小腿段，

控制器，设置在所述壳体中并且耦接到所述多个传感器、所述第一带动力的关节和所述第二带动力的关节，所述控制器是构造来基于所述信号确定所述外骨骼系统的当前状态和所述用户的当前意图，并基于所述当前状态和所述当前意图给所述第一带动力的关节和所述第二带动力的关节生成控制信号。

2. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述多个传感器是设置在所述壳体中。

3. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述至少一个下肢是一个下肢。

4. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述第一带动力的关节或者所述第二带动力的关节中至少有一个包括电动机、至少一个链轮和至少一个用于将转矩从所述电动机传输到所述链轮的链条。

5. 根据权利要求 4 的行动辅助装置，其中进一步包括用于所述至少一个链条的链条张紧系统。

6. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述第一带动力的关节或者所述第二带动力的关节中至少有一个包括电动机、至少一个滑轮和至少一个用于将转矩从所述电动机传输到所述滑轮的传送带。

7. 根据权利要求 6 的行动辅助装置，其中每一个所述第一和第二带动力的关节部还包括传送带张紧系统。

8. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述第一带动力的关节或者所述第二带动力的关节中至少有一个包括至少一个制动器。

9. 根据权利要求 8 的行动辅助装置，其中至少一个制动器是构造来在没有电力的情况下锁住。

10. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述至少一个下肢是非承重的。

11. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其中所述外骨骼系统进一步包括功能性电刺激系统，用于响应于来自于所述控制器的所述控制信号，为所述用户的肌肉产生功能性电刺激信号。

12. 根据权利要求 11 的行动辅助装置，其中所述功能性电刺激系统包括设置在所述壳体上的至少一个功能性电刺激源位置、设置在所述用户的大腿上的至少一个功能性电刺激接收位置、设置在所述大腿上并且电耦接在所述至少一个功能性电刺激接收位置上的至少一个电极，其中所述至少一个功能性电刺激接收位置是构造来从所述至少一个功能性电刺激源位置接收所述功能性电刺激信号。

13. 根据权利要求 12 的行动辅助装置，其中所述至少一个功能性电刺激源位置的空间

布置和所述至少一个功能性电刺激接收位置大致重合。

14. 根据权利要求 12 的行动辅助装置，其中所述至少一个功能性电刺激源位置被构造用于无线发送所述功能性电刺激信号。

15. 根据权利要求 12 的行动辅助装置，其中所述功能性电刺激系统进一步包括至少一个由所述用户穿着的覆盖物，其中至少一个功能性电刺激接收位置和至少一个电极是设置在所述覆盖物上。

16. 根据权利要求 13 的行动辅助装置，其中所述至少一个功能性电刺激源位置是构造来和所述至少一个电极区域进行物理和电接触，用于传输所述功能性电刺激信号。

17. 根据权利要求 1 的行动辅助装置，其还包括至少一个用于将所述髋部段用机械的方式和电方式耦接到所述第一带动力的关节的第一连杆和至少一个用于将所述小腿段用机械的方式耦接到所述第二带动力的关节的第二连杆。

18. 根据权利要求 17 的行动辅助装置，其中所述至少一个第一连杆或所述至少一个第二连杆中至少有一个包括快速连接设备。

19. 一种控制行动辅助装置的非治疗用途的方法，所述行动辅助装置包括外骨骼系统，其具有多个传感器、髋部段和至少一个下肢，所述传感器用于产生表示至少所述外骨骼系统的当前动作和当前布置的信号，所述至少一个下肢包括用于耦接到用户腿部的侧表面的大腿段和小腿段，用于提供所述大腿段相对于所述髋部段的动作的第一带动力的关节和用于提供所述小腿段相对于所述大腿段的动作的第二带动力的关节，所述多个传感器设置在所述至少一个髋部段或者所述至少一个下肢上，

所述非治疗用途的方法包括 ：

从所述多个传感器接收所述信号 ；

基于所述信号确定所述外骨骼系统的当前状态 ；

至少基于所述外骨骼的当前状态推断所述用户的当前意图 ；

至少基于所述当前状态和所述当前意图确定所述外骨骼的下一个状态 ；和产生控制信号使所述外骨骼转换到所述下一个状态。

20. 根据权利要求 19 的方法，其中所述确定当前状态的步骤进一步包括 ：基于所述接收到的信号估计身体的压力中心，其中所述确定所述下一个状态的步骤还包括基于所述压力中心选择所述下一个状态。

21. 根据权利要求 19 的方法，进一步包括使所述外骨骼的至少一部分以预定的模式震动，以给所述用户提供与所述控制状态有关的反馈。

22. 根据权利要求 19 的方法，进一步包括生成至少一个触觉标记、视觉标记或声音标记以给所述用户提供与所述控制状态有关的反馈。

23. 根据权利要求 19 的方法，其中所述确定所述下一个状态的步骤进一步包括选择多个活动模式中的其中一个和在所述其中一个活动模式下的状态。

24. 根据权利要求 23 的方法，其中所述多个活动模式包括坐着、从坐着转换到站立、站立、从站立转换到坐下或者行走。

25. 根据权利要求 24 的方法，其中所述多个活动模式进一步包括上斜坡、下斜坡、上楼梯和下楼梯。

26. 根据权利要求 24 的方法，其中所述多个活动模式进一步包括上路沿和下路沿。

27. 根据权利要求 19 的方法，进一步包括为所述用户的至少一个下肢产生功能性电刺激信号，并且其中所述为推动系统产生控制信号的步骤包括基于所述功能性电刺激信号为所述推动系统配置所述控制信号。

28. 根据权利要求 27 的方法，其中所述配置所述控制信号的步骤进一步包括：

确定转换到所述下一个状态所需的第一转矩量，

监控响应所述功能性电刺激信号而产生的第二转矩量，以及

配置所述控制信号，使所述推动系统产生等于所述第一和第二转矩量之差的第三转矩量。

29. 根据权利要求 20 的方法，其中所述压力中心是基于所述大腿段相对于惯性参考系的角度结合所述当前状态。

行动辅助设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2010年9月27日提交的序号为61/386,625、标题为“行动辅助设备”的临时专利申请的权益，其全部内容通过引用包含于此处。

技术领域

[0003] 本发明涉及带动力的辅助设备领域，尤其是涉及带动力的辅助设备和方法。

背景技术

[0004] 美国目前约有262,000个脊髓损伤(SCI)的人，大概每年保持12000个新伤、平均受伤年龄为40.2岁。其中，约44％（每年5300例）导致截瘫。截瘫产生的最主要障碍之一是丧失可动性，特别是在比较年轻的时候受伤。对截瘫用户的调查表明，可动性问题是最普遍的问题之一，可动性希望中主要是行走和站立的能力。除了行动不便，无法站立和行走带来严重的生理作用，包括肌肉萎缩、骨矿物质成分流失、皮肤频繁破损的问题、尿路感染发病率增加、肌肉痉挛、淋巴管和血管循环受损、消化功能受损、呼吸系统和心血管系统功能减弱。

[0005] 在努力恢复截瘫的人的一定程度的腿可动性方面，已经开发出了几种下肢矫形器。形式最简单的被动矫形器是长腿支具，其包括在脚踝处提供支撑的双踝足矫形器(AFO)，AFO与将膝关节锁在完全伸直的状态的腿支具耦接。髋部通常是由骨盆前方的韧带和肌肉组织的张力来稳定。因为几乎所有的行动能量都是由上半身提供的，这些(被动的)矫形器需要大量的上半身力量并且体力消耗程度高，而提供的行走速度非常慢。髋部导矫形器(HGO)，这是在长腿支具上的变型，包括硬性抵挡髋关节的内收和外展的髋关节以及提高脚趾离地的重心的刚性鞋板，从而使每迈一步，前进的程度较大。长腿矫形器的另一种变型，交替式步态矫形器(RGO)，包括将一条腿的髋部屈曲与另一条腿的髋部伸展链接起来的运动约束，通常是通过一个推拉式缆线组件。像戴着其它被动矫形器那样，用户向前倾靠住稳定性辅助设备，而去掉摆动腿的重量并利用重力提供站立腿的髋部伸展。由于髋关节的动作是通过交替式机构交替耦接的，所述重力引起的髋部伸展还提供了对侧髋部的屈曲(摆动腿)，使得步态的跨步长度增加。RGO的一种变型是包括在左右髋关节之间的基于液压电路的可变耦接。具有这种变型的实验表明，经调制的液压耦接的髋部运动得到改善。

[0006] 为了降低与被动矫形器相关的高程度用力，以前已经研究过使用带动力的矫形器，其包括启动器和相关的电源来辅助位移。最近，通过结合三个电动马达和RGO研发出一种带动力的矫形器，两个放在膝盖关节处，使得在摆动过程中，膝盖能够屈伸，而另一个帮助髋部耦接，其实质上辅助站立的髋部伸展和对侧的摆动髋部屈曲两者。相对于没有带动力的辅助的行走而言，所示的矫形器是来增加步态速度并减小补偿动作。

[0007] 此外提出了控制方法，给戴有带动力的下肢矫形器HAL的截瘫的人提供辅助性操作(坐下到站立、站立到坐下、行走)，带动力的下肢矫形器HAL是一种带有六个电动马达(即，带动力的矢状平面髋关节、膝关节和踝关节)的新兴的商业设备。与带动力的下

肢矫形器 HAL 一样，另外两个新兴的商业设备包括阿尔戈医疗技术公司(Argo Medical Technologies)的带动力的矫形器 ReWalk™和伯克利仿生公司(Berkeley Bionics)的带动力的矫形器 eLEGS™。这两种设备都是特别为截瘫的人研发的。

发明内容

[0008] 本发明的实施例关注的是体现为带动力的下肢矫形器或者外骨骼的行动辅助设备，与已经提到的设备一样，是用来通过在髋关节和膝关节两处提供矢状平面辅助转矩来给截瘫患者提供步态辅助。根据各种实施例的矫形器与现有的矫形器不同，因为事实上它既不包括穿在肩上的一部分，也不包括穿在鞋子下面的一部分。同样，相对于报道的其它设备的质量，根据各种实施例的矫形器具有显著较轻的质量。

[0009] 此外，根据各种实施例的矫形器包括新的控制架构，使用户能够直观地、自主地控制(即，没有按钮控制或者系统操作员的帮助)与腿部可动性相关的基本行动(即，坐、站立和行走)。提供控制架构，使用户能够自主导航这些行动，而不用按钮或开关或外部操作员的帮助。具体而言，所述根据各种实施例的控制架构，在用户的上身行动和矫形器的状态的基础上，使用户能够在坐着、站立和行走之间切换。

[0010] 可以给根据各种实施例的带动力下肢假肢补充用户肌肉的功能性电刺激(FES)(即，使用电刺激引起用户肌肉的收缩)。在其余行动由辅助设备提供的情况下，可以控制 FES 来提供尽可能多的行动。

附图说明

[0011] 图 1 图示的是使用根据各种实施例的矫形器的用户；

[0012] 图 2 示出了图 1 中所示的矫形器的主视图；

[0013] 图 3 示出了图 1 中所示的矫形器的侧视图；

[0014] 图 4 示出了图 1 中所示的矫形器的轴测图；

[0015] 图 5A 示出了图 1 中所示的矫形器的一部分的局部剖视图；

[0016] 图 5B 示出了图 5A 的截面 B 的详细分解视图；

[0017] 图 6 是根据各种实施例的矫形器的示例性分布式嵌入系统的功能图；

[0018] 图 7 示出了根据本发明各种实施例的状态机；

[0019] 图 8A 是在转换到行走状态的过程中关节角度是跨步百分比的函数的 X-Y 图；

[0020] 图 8B 是在行走状态之间转换的过程中关节角度是跨步百分比的函数的 X-Y 图；

[0021] 图 8C 是在转换到站立状态的过程中关节角度是跨步百分比的函数的 X-Y 图；

[0022] 图 9 是示出在行走的过程中的压力中心的示意图；

[0023] 图 10A 是示出在从坐着转换到站立的过程中压力中心的示意图；

[0024] 图 10B 是示出在从站立转换到坐着的过程中压力中心的示意图；

[0025] 图 11 是示出根据各种实施例的功能性电刺激的示例性布置的示意图；

[0026] 图 12 和图 13 示出了从 23 个右步和 23 个左步测量到的每个关节的关节角度数据，它们是时间的函数，叠加在同一幅图上；

[0027] 图 14 示出了图 13 的数据的为跨步的函数的用电；

[0028] 图 15 示出了测试患者的为时间的函数的关节角度(左右髋部、左右膝部)和状态；

[0029] 图 16A 示出了为时间的函数的(步幅稍微不同的)几个步子的系统状态；

[0030] 图 16B 示出了与图 16A 的步子相同的步子的估计 CoP（Xc）(实线)和 CoP 切换阈值($\hat{Xc}$)(虚线)；

[0031] 图 16C 示出了与图 16A 和 16B 中的步骤相同的步骤的步幅(Xh)的估计值；

[0032] 图 17A、17B 和 17C 分别给出了和第一、第二、第三 TUG 测试每一个相对应的有限状态序列；

[0033] 图 18 以图形方式示出了使用各种行走方法的患者的 TUG 心率和 TMWT 心率的结果；

[0034] 图 19 以图形方式示出了使用各种行走方法的患者的 TUG 心率％变化、TMWT 心率％变化和博格感觉尽力度。

具体实施方式

[0035] 本发明是参考附图来描述的，其中，贯穿附图，同样的参考标号指的是类似的或者等同的要素。这些图并非是按比例绘出，它们仅用来说明本发明。下文参考用于说明的示例应用描述本发明的几个方面。应当理解的是，许多具体细节、关系和方法列举出来是提供本发明的全面理解。但是，相关技术领域内的普通技术人员会容易理解，本发明可以在没有一个或多个具体细节或者其它方法的情况下实践。在其它示例中，众所周知的结构或者操作没有详细示出，避免使本发明模糊。本发明不受所图示的行为或者事件的顺序的限制，因为一些行为可以与其它行为或者事件发生的顺序不同和 / 或与之同时发生。此外，并非所有图示的行为或者事件都要求实施根据本发明的方法。

[0036] 1. 带动力的矫形器构造

[0037] 虽然有时是根据给截瘫用户提供可动性辅助的矫形器来讨论各种实施例，但是各种实施例并不局限于这个方面。所述各种实施例同样适用于其它应用。例如，这些应用可以包括其它非截瘫病情用户的可动性辅助、中风致伤的用户的复健和可动性辅助和具有使腿部可动性受损的神经肌肉残疾的用户(举例而言，包括人和非人类用户)的可动性辅助。因此，可以暂时或者永远将各种实施例应用于任何需要可动性辅助和增强的应用中。

[0038] 此外，虽然将根据下面描述的示例矫形器来笼统地描述各种实施例，但是，各种实施例并不局限于这个特殊的构造。各种实施例可以体现为任意类型的外骨骼系统(比如下面描述的矫形器)或与之一起使用。

[0039] 本文所用的术语“外骨骼系统”是指任意类型的能够穿戴或者附在用户身上的设备，其中所述设备是构造来给用户的一个或多个部分的运动提供能量。

[0040] 在图 1-4 示出了根据各种实施例的示例的带动力的下肢矫形器 100。具体而言，图 1-4 所示的矫形器 100 包括四个电动机，它们在每个髋关节 102R、102L 和膝关节 104R、104L 施加矢状平面转矩。矫形器 100 可以与如拐杖、助行器之类的稳定性辅助设备 103 一起使用。

[0041] 如从图中可见，该矫形器包含五段，它们是：两个小腿段 106R 和 106L、两个大腿段 108R 和 108L 和一个髋部段 110。每个大腿段 108R 和 108L 分别包括大腿段壳体 109R 和 109L，并分别包括从每个膝关节 104R 和 104L 延伸并且被构造为根据膝关节 104R 和 104L 的操作来移动的连杆或连接器 112R 和 112L，在膝关节 104R 和 104L 处提供矢状平面转矩。

连接器 112R 和 112L 进一步用来将每个大腿段 108R 和 108L 用机械的方式耦接到各个小腿段 106R 和 106L。此外，每个大腿段 108R 和 108L 还分别包括从每个髋部关节 102R 和 102L 延伸并根据髋关节 102R 和 102L 的操作来运动的连杆或者连接器 114R 和 114L，以在膝关节 104R 和 104L 处提供矢状平面转矩。连接器 114R 和 114L 进一步用来将每个大腿段 108R 和 108L 机械耦接到髋部段 110。

[0042] 如图 1 所示，矫形器 100 可以由用户穿着。要将矫形器附在用户身上的话，矫形器 100 可以包括固定点 101，用于通过皮带、绳圈、橡皮膏之类将矫形器附在用户身上。进而，为了使用户舒服，矫形器 100 可以包括沿着任何可能会与用户接触的表面设置的衬垫(图中未示)。

[0043] 在一些实施例中，矫形器 100 的各个组成部分可以为用户定制的尺寸。然而，在其它实施例中，该组件可被构造为适应各种不同的用户。例如，在一些实施例中，可以在小腿段 106R 和 106L 和大腿段 108R 和 108L 之间布置一个或多个延伸元件，以适应长腿的用户。在其它构造中，两个小腿段 106R 和 106L、两个大腿段 108R 和 108L 和一个髋部段 110 的长度是可以调节的。也就是说，大腿段壳体 109R、109L、小腿段 106R、106L 的小腿段壳体 107R 和 107L 以及髋部段 110 的髋部段壳体 113 可以用来让用户或者康复专家在现场调节这些部件的长度。例如，这些部件可以由可以被用螺丝、夹子或者其它任意类型的紧固件保持在一个或多个位置的可滑动或者可移动部分构成。鉴于前述情况，两个小腿段 106R 和 106L、两个大腿段 108R 和 108L 和一个髋部段 110 可以形成一个模块化系统，允许有选择地替换矫形器 100 的一个或多个部件，以及允许在不需要定制部件的情况下为用户造出矫形器。这样的模块化还极大地方便了穿脱所述设备的过程。

[0044] 在矫形器 100 中，设置在每个大腿段壳体 109R、109L 内包括用于操作对应的一个膝关节 104R、104L 和髋关节 102R、102L 的基本上所有的部件。特别地，每个的大腿段壳体 109R、109L 包括两个电动机，用于驱动髋关节和膝关节。然而，各实施例并不限于在这方面，一些部件可以位于髋部段 110 和 / 或小腿段 106R、106L。例如，矫形器的电池 111 可以位于髋部段壳体 113 内，连接器 114R 和 114L 可以还提供将电池 111 连接到大腿段 108R 和 108L 其中之一内的任何部件的装置。例如，连接器 114R 和 114L 可以包括电线、接触件或者用于将电池 111 电连接到大腿段 108R 和 108L 中的电动部件上的任何其它类型的电气元件。在各种不同的实施例中，电池 111 不局限于放置在髋部段壳体 113 内。相反，电池可以是位于任意一段矫形器 100 内的一个或多个电池。

[0045] 在各种实施例中，为了保持矫形器的低重量和各个部件减小的外形，使用一个基本上为平面的驱动系统来驱动髋关节和膝关节。例如，每个电动机可以每个使用基本上与矢状运动的平面平行的链轮和链条的布置、通过减速传动机构来驱动相关的关节。这样一种电动机布置的示例构造在图 5A 中图示。使用图 5A 中的构造，有可能实现外形轮廓较小的矫形器，在髋部和大腿段的增加尺寸小于 5cm。

[0046] 例如，在一个实施例中，可以构造在正面平面上的矫形器的外形，以在髋部和膝关节增加 3.2cm，在大腿中部增加 4.8cm，使得用户能够坐在现有的扶手椅或者轮椅中。类似地，髋部段从用户的下背部向后突出大约 3.2cm，使它不会显著与座椅靠背干扰。矫形器不在中腹部上延伸，不需要在肩膀上戴什么东西，也不需要在下背上有什么，这使得假如坐在凳子上或者桌子边上时，设备不那么明显。通过将分布式嵌入式系统集成在矫形器结构内，

极大地促进了矫形器的紧凑设计。

[0047] 在各种实施例中，不是构造矫形器 100 来承重的。也就是说，如图 1 所示，矫形器 100 不会包括脚或其它承重结构。相反，如图 1 所示，构造矫形器 100，使得小腿段 106R 和 106L 和对应的一个大腿段 108R 和 108L 的组合长度小于用户的腿长。这产生一个对用户有潜在的健康益处的矫形器。特别是，站立和行走的能力可以扭转或减弱通常与不能动相关的生理障碍的程度，包括肌肉萎缩、骨矿物质成分流失、皮肤频繁破损的问题、尿路感染发病率增加、肌肉痉挛、淋巴管和血管循环受损、消化工作受损、呼吸系统和心血管系统功能减弱。

[0048] 虽然将根据膝关节 104R 的操作来描述图 5A，但这是为了便于说明。也就是说，可以构造其它关节来用基本上类似的方式操作。图 5A 是膝关节 104R 周围的矫形器 100 的剖视图，其图示了根据各种实施例的矫形器中驱动膝关节 102R 的电动机 502 一个示例构造。如图 5A 所示，可以通过在大腿段壳体 109R 的一端放置与矢状平面平行的关节链轮 504 并构造关节链轮 504 以平行于矢状平面转动来实现膝关节 102R。为了给膝关节 102R 提供矢状平面转矩，连接器 112R 可以从关节链轮 504 延伸，并通过机械的方式连接，使得关节链轮 504 的转动在小腿段 106 上产生转矩。如图 5A 所示，可以给连接器 112R 提供一个槽或者容放元件 506，以链接大腿段 108R 和小腿段 106R。可以构造容放元件 506 和连接器 112R，使得连接器可以是可拆卸地连接大腿段 108R 和小腿段 106R。在各种实施例中，可以用夹子、螺丝或者其它任何类型的紧固件的布置来提供一个永久的或可拆卸的连接。在一些实施例中，可以提供快速连接或者“掀钮(snap-in)”设备来提供连接。也就是说，这些快速连接设备允许不需要工具就进行连接。这些类型的快速连接设备不仅能够用于机械耦接，而且还能用于电耦接。在一些实施例中，可以用单个的快速连接设备来提供电耦接和机械耦接两种耦接。但是，各种实施例并不局限于这个方面，可以为电耦接和机械耦接提供单独的快速连接设备。值得注意的是，当在每个关节有快速断开设备的情况下，可以容易地将矫形器分成三个模块化部件 - 右腿、左腿和髋部段 - 便于穿脱，也增加了便携性。

[0049] 图 5B 示出了示例的快速连接构造的详细视图。图 5B 是图 5A 的截面“B”的详细视图。如图 5B 所示，连接器 112R 是从大腿段 108R 延伸的一个构件。将连接器 112R 构造成滑入容放元件 506 中。然后，可以通过小腿段 106R 上的锁闩 526 和连接器 112R 上的锁扣 528 的组合将连接器 112R 用机械的方式锁在适当的位置。

[0050] 如上所述，可以构造连接器 112R、112L、114R 和 114L 来提供机械和电气连接。回看图 5B，在大腿段 108R 和小腿段 106R 之间需要电连接的情况下，可以将电线经过连接器 112R 的内部引到电触头 530 上。在容放元件 506 的内部还可以提供一组对应的电触头(未示)。相应地，当连接器 112R 锁在容放元件 506 内时，电触头 530 与容放元件 506 内的电触头接触放置。可以为连杆 112L、114R 和 114L 提供类似的构造。不过要注意的是，各种实施例不限于图 5B 的单独的锁扣和锁闩组合。相反，可以没有限制地使用任何其它类型的紧固或锁定机构。

[0051] 再参考图 5A，膝关节 104R 是通过电动机 502 的操作来执行的，如上文讨论那样。电动机 502 可以是使用二级链条驱动传动来驱动膝关节 104R (即，关节链轮 504)的电动马达。例如，如图 5A 所示，第一级由电动机 502 直接或者经由第一链条 512 驱动第一驱动链轮 514 来构成。第一驱动链轮 514 是用机械的方式耦接在第二驱动链轮 516 上，使得他们

在电动机 502 施加到第一驱动链轮 514 的动力的基础上，绕着同一个轴一起转动。可以设置第二驱动链轮 516 使得它是放置在和链轮 504 相同的平面内。因此，然后可以用第二链条 518，使用第二驱动链轮 516 来驱动关节链轮 504 并启动膝关节 104R。可以在关节、动力限制和空间限制所需的转矩的量的基础上，选择上面描述的各种部件的齿轮比。

[0052] 每级链驱动传动可以包括张力器，它们可以消除链条上的松弛，并减轻冲击负荷。这样的张力器可以是可调节的或者是弹簧加载的。例如，如图 5A 所示，所示的弹簧加载的张力器 508 和 510 是第二链条 518 的。类似地，张力器 509 和 511 还可以被提供给第一链条 512（如果有的话）。

[0053] 另外，可以给电动机 502 提供制动器。例如，如图 5 所示，提供电磁制动器 520，它在一个状态下与制动垫 522 啮合抵着电动机 502 的转子 524，在另一个状态下与制动垫 522 分开。然而，各种实施例并不局限于这个特定的制动器布置，可以没有限制地使用任何其它的方法来提供电动机 502 的制动。

[0054] 上文根据链轮和链条的布置讨论了图 5A 中图示的构造。然而，各种实施例并不限于这个方面。也就是说，可以使用任何其它带或不带链条并提供减小的外形的齿轮布置。进而，各种实施例并不局限于齿轮和 / 或链条的布置。例如，在一些构造中，可以用皮带和滑轮布置来代替链条和链轮布置。再者，还可以使用摩擦驱动布置。同样，也可以使用上面讨论的布置的任意组合。另外，不同的关节可以使用不同的排列。

[0055] 在各种实施例中，可以为每个关节 102R、102L、104R、104L 构造一个电动机，提供最低量的连续转矩和并在较短的时间段内提供较高量的转矩。例如，在一个构造中，提供至少 10Nm 的连续转矩和在较短的（即，2 秒）时间段内至少有 25Nm 的转矩。在另一个示例中，提供达到 12Nm 的连续转矩和在较短的（即，2 秒）时间段内有 40Nm 的转矩。作为一种保护措施，两个膝关节 104R 和 104L 都可以包括正常地锁定的制动器，如上文讨论那样，目的是为了排除电源故障情况下膝盖屈曲。

[0056] 值得注意的是，根据各种实施例的矫形器不包含足部或踝部部件。然而，可以构造根据各种实施例的矫形器以与标准的踝足矫形器（AFO）115 结合使用，以给脚踝提供稳定性并且 / 或者排除在步态的摆动阶段脚下垂。

[0057] 在矫形器 100 中，分别使用嵌入在一个大腿段 108R 和 108L 中的一对嵌入式控制系统 116R 和 116L 来提供各种关节的控制。嵌入式控制系统 116R 和 116L 可以用来限定一个分布式嵌入系统（DES）来提供大腿段 108R 和 108L 之间的协同操作。嵌入式控制系统 116R 和 116L 是在图 3 和 4 中示出，用虚线表示它们是被这些图中的其它特征隐藏了。

[0058] 图 6 给出了使用嵌入式控制系统 116R 和 116L 形成的示例 DES600 的功能图。DES600 由电池 111 供电，比如 29.6V、3.9A·hr 的锂聚合物电池 111。DES600 可以包括电力管理模块 602、计算或者数据处理模块 604、电信号调节和传感器接口模块 606、电力电子器件 608 和通信电子器件 610，与 DES600 内的以及在 DES600 和主机之间的部件形成接口。为了形成 DES600，嵌入式控制系统 116R 和 116L 可以是经由髋部段 110 中的有线通信链路或者嵌入式控制系统 116R 和 116L 之间的无线通信链路可通信地耦接。它们可以包括任何一种类型的无线通信链路。例如，这些可以包括根据 IEEE802.xx 标准、蓝牙 ™ 及其派生物中的任何一种的无线通信链路。但是，各种实施例不局限于这方面，可以使用任何其它类型的无线通信链路。

[0059] 电力管理模块602提供，可以从电池111提供信号调节和调整。另外，电力管理模块，例如，电力管理模块602被构造成提供用于信号调节和计算并且是从中间的±12.5和+5V的切换调节器获得的线性调节的±12和+3.3V，进行有效的转换。在一些实施例中，矫形器100可以包括可视显示器，由电力管理模块602控制，指示电池的状态。可视显示器可以是字母数字或者符号(例如，一个或多个灯来表示电池状态)。

[0060] 计算模块604由每个嵌入式控制系统116R和116L中的微控制器单元构成。例如，如图6所示，微控制器单元可以是80MHz PIC32控制器，每个有512kB闪存和32kB RAM，并且每个大约消耗400mW的功率。可以对这些微控制器进行编程。例如，所述编程可以使用MPLAB IDE和MP32C编译器(都是微芯科技公司(Microchip Technology, Inc.)的产品)用C编程语言来编程。然而，各种实施例不局限于这个方面，可以使用任何其它类型的编程方法。

[0061] 在操作中，计算模块604(即，两个微控制器)使用电力电子器件608中的伺服驱动器或者伺服放大器(比如，四象限切换伺服放大器或者脉冲宽度调制(PWM)的功率晶体管驱动器)驱动和每个关节102R、102L、104R和104L相关的电动机。计算模块604还通过电力电子器件608中的脉冲宽度调制(PWM)功率晶体管驱动膝部制动器。

[0062] 像下文进一步讨论的那样，在各种实施例中构造计算模块604，至少部分基于和矫形器100的状态相关的传感器数据来驱动与每一个关节102R、102L、104R和104L相关的电动机。相应地，传感器接口模块606可以配置成提供以及/或者可以提供与矫形器100中放置的传感器进行通信。在一些实施例中，所有的传感器都可以被放置在其中一个大腿段108R和108L内。例如，这些传感器可以嵌入在每个嵌入式控制系统116R和116L中。在矫形器100的一个构造中，物理感应由每个髋关节104R、104L和每个膝关节102R、102L中以及放置在每个大腿段108R和108L别处的3-轴加速度传感器和单轴陀螺仪的基于霍尔效应的角度和角速度感应构成。

[0063] 虽然上面的说明中描述了一种每个嵌入式控制系统116R和116L的部件的对称布置，但是各种实施例并不局限于这方面。在其它实施例中，上面描述的一个或多个模块可以位于其中一个嵌入式控制系统116R和116L内。

[0064] 在一些实施例中，可以将矫形器100构造成与嵌入在稳定性辅助设备103中的传感器协同工作。DES可以被构造成与这样的传感器经由有线或者无线通信链路通信，如上文讨论的那样。

[0065] 2. 电动矫形器控制架构

[0066] 2.1关节水平控制器

[0067] 根据各种实施例的矫形器的整体控制结构由变阻关节水平控制器构成，变阻关节水平控制器的行为由事件驱动型有限状态控制器来监督。关节水平控制器由每个(髋部和膝部)关节周围的可变增益比例-导数(PD)反馈控制器构成，其中在一个给定的时间，除了所述反馈控制器的比例和微分增益之外，输入到每个控制器的控制输入由关节角度基准构成。注意，为了确保反馈控制器的稳定，微分增益只限制在正值。在有这种控制结构的情况下，结合矫形器关节的开环低输出阻抗，通过模拟每个关节处的物理弹簧阻尼力偶，所述关节可以用高阻抗轨迹跟踪模式或者用(相对的)低阻抗模式来控制。前者用在希望实施预定的轨迹(例如，在步态的摆动阶段过程中)之处使用，而后者是在优选的是不实施预定的关

节轨迹、而是提供方便于朝向给定的关节平衡点的辅助转矩的情况下(如,从坐着转换到站立)使用,或者在关节处施加耗散行为(如,从站转换到坐)。

[0068] 2.2 有限状态控制结构

[0069] 接下来的部分描述控制结构的一个示例实施例,其使得站立、行走和坐的自主控制成为可能。然而,这个特殊的控制结构仅用来使各种实施例的说明变得容易。在各种实施例中,所述控制结构可以包括以类似的方式实现的额外的活动模式。这些可以包括上坡和下坡行走、上楼梯和下楼梯、上人行道边和下人行道边,仅举几例。值得一提的是,上人行道边和下人行道边还可以是上楼梯和下楼梯功能的子集。

[0070] 关节水平控制器从监督有限状态机(FSM)700 接收轨迹命令以及 PD 增益,状态机(用于坐着、站立和行走)由 12 个状态构成,如图 7 所示。FSM700 由两种类型的状态构成:静止状态和转换状态。静止状态由坐着(S1)、站立(S2)、右腿向前(RLF)双支撑(S3)和左腿向前(LLF)双支撑(S4)构成。在四个静止状态之间转换的剩下 8 个状态,包括坐下到站立(S5)、站立到坐下(S6)、从站立到走右半步(S7)、从站立到走左半步(S11)、从走到站左半步(S10)、从走到站右半步(S12)、右步(S9)和左步(S8)。

[0071] FSM700 的每个状态完全由一组轨迹和一组关节反馈增益来限定。在一般情况下,后者或高或低。应用在八个转换状态中的六个转换状态下的轨迹组在图 8A-8C 中示出。图 8A 是在转换到行走状态的过程中(图 7 中的 S7、S11),关节角度是步伐的百分比的函数的 X-Y 图。曲线 802 是分别用曲线和实线表示的髋部和膝盖的摆动的曲线。曲线 804 是分别用虚线和实线表示的髋部和膝盖站姿的曲线。图 8B 是在行走状态之间转换的过程中(图 7 中的 S8、S9),关节角度是步伐的百分比的函数的 X-Y 图。曲线 806 是分别用虚线和实线表示的髋部和膝盖的摆动的曲线。曲线 808 是分别由虚线和实线表示的髋部和膝盖站立的曲线。图 8C 是在转换到站立状态的过程中(图 7 中的 S10、S12)关节角度是步伐的百分比的函数的 X-Y 图。曲线 810 是分别由虚线和实线表示的髋部和膝盖的摆动的曲线。曲线 812 是分别由虚线和实线表示的髋部和膝盖站立的曲线。

[0072] 对于图 8A-8C 所示的所有轨迹,关节反馈增益是设置成高的。图 8A-8C 所示的各种关节的轨迹的最终角度限定了与 RLF 双支撑(S3)、LLF 双支撑(S4)和站立(S2)的静止状态相对应的恒定的关节角度。剩下三个状态,它们是坐着的静止状态(S1)和从坐着到站立(S5)和从站立到坐下(S6)的两个转换状态。坐着的静止状态(S1)由零增益限定,因此关节角度并不重要。从站立到坐下的转换(S6)由零比例增益和高导数增益(即,没有刚度的阻尼)。因此,对于这个状态,关节角度也是无足轻重的,假设它们是恒定的。最后,从坐着到站立(S5)的状态是由站立(S2)关节角度来限定,并利用从零上跳到与高阻抗状态对应的值的一组 PD 增益。表 1 和图 8A-8C 总结了轨迹和反馈增益的属性,它们一起完全定义图 7 中所示的 FSM 的所有状态中的行为。

[0073] 表 1. 每个状态内的关节控制器特征

[0074]

状态	类型	增益	控制优先级
S1-坐着	静止	低	无
S2-站立	静止	高	位置
S3-右向前	静止	高	位置
S4-左向前	静止	高	位置
S5-1 至 2	转换	无	增益
S6-2 至 1	转换	无	增益
S7-2 至 3	转换	高	轨迹
S8-3 至 4	转换	高	轨迹
S9-4 至 3	转换	高	轨迹
S10-3 至 2	转换	高	轨迹
S11-2 至 4	转换	高	轨迹
S12-4 至 2	转换	高	轨迹

[0075] 2.3 状态之间的切换

[0076] FSM 中的基本行动的意志命令是基于(估计的)压力中心(CoP)的位置,为所述(假设的准静态用户 / 矫形器)系统定义,作为在(假设的水平)地平面上伸出的质量中心。图 9 图示了这个概念,该图是用来图示,相对于最前的脚跟,如何确定 CoP 的大概位置。假设,在使用稳定性辅助设备的情况下,用户可以影响他或者她上身的姿势,因此可以影响 CoP 的位置。通过在矫形器中利用加速度计结合关节角度传感器(提供对矫形器构造和用户的测量),所述加速度计提供相对于惯性参考系(即,相对于重力向量)对大腿段角度(图 9 中是 α)的测量,矫形器控制器可以估计 CoP(在矢状平面)的位置。更具体地,在这个估计值中,作者假设是在平地 ;脚后跟保持在地面上 ;头部、手臂和躯干(HAT)可以用具有固定的惯性属性的单个段来表示 ;脱离矢状平面的运动是小的。给定这些假设,与每一段(右和左小腿、右和左大腿以及 HAT)的长度、质量、质量中心的位置的估计值一起,控制者可以估计 CoP 在地面上的投影。让从最前脚后跟到 CoP 的距离为 Xc,其中正值表示 CoP 位于脚跟的前方,负值表示 CoP 位于脚跟的后方(见图 9)。

[0077] 从双支撑的状态(S3 或 S4),用户通过使 CoP 向前移动来命令下一步,直到它达到了预定的阈值,在阈值点,FSM 会进入右步或者左步状态,这取决于哪一步开始向前。

[0078] 从站立位置(S2),用户通过以类似的方式使 CoP 向前移动直到达到预定的阈值而且通过倾向正面中的一侧来命令一步(如大腿段中的 3- 轴加速度计所指的那样),其表明矫形器应当用和正面倾斜的方向相反的腿来迈步(即,用假设的没有重量的腿向前迈步)。也就是说,向右倾(并使 CoP 向前移动)会启动左步,而向左倾(并使 CoP 向前移动)会启动右步。

[0079] 站立(S2)和坐下(S1)状态之间的转换在图 10A 和 10B 所示的示意图中图示。为了从坐着转换到站立状态(S1 至 S2),用户向前倾,如图 10A 所示那样,其将 CoP 向前移到预定的阈值,这启动从坐着到站立的转换。注意,图 10A 所示为用户的 CoP 没有充分向前以启动从坐着到站立的转换的情况。为了从站立状态(S2)转换到坐下状态(S1),用户使 CoP 向后移,使得 CoP 位于用户后方,如图 10B 所示。

[0080] 最后,从双支撑(两种情况中的一种情况)到站立(即,从 S3 或者 S4 到 S2)的转换

是在和经过 CoP 阈值相关的时机的基础上。也就是说，如果在脚跟着地之后的给定时间内，CoP 没有经过所述 CoP 阈值（即，如果控制器在给定的期间保持在状态 S3 或者 S4），随后经过 CoP 阈值会转换到站立（S2），而非到对应的双支撑构造。也就是说，在步态过程中充分的暂停给系统表明用户希望站立，而不是继续向前行走。所有用 FSM 控制器掌管用户接口的切换条件在表 2 中给出总结。

[0081] 表 2. 有限状态控制器切换条件状态机切换条件

[0082]

转换	条件
S1 至 S5	用户向前倾并向上推
S5 至 S2	髋关节和膝关节满足站立（S2）形态
S2 至 S7	用户向前和向左倾
S7 至 S3	髋关节和膝关节满足右边向前（S3）形态
S3 至 S8	用户向前倾
S8 至 S4	髋关节和膝关节满足左边向前（S4）构造
S4 至 S9	用户向前倾
S9 至 S3	髋关节和膝关节满足右边向前（S3）构造
S3 至 S10	在向前倾之前，用户暂停一个预定的周期
S10 至 S2	髋关节和膝关节满足站立（S2）构造
S2 至 S6	用户向后倾
S6 至 S1	过了预定的时间
S2 至 S11	用户向前和向右倾
S11 至 S4	髋关节和膝关节满足左边向前（S4）构造
S4 至 S12	在向前倾之前，用户暂停一个预定的周期
S12 至 S2	髋关节和膝关节满足站立（S2）构造

[0083]

[0084] 前面的讨论表明，当估计的 CoP 的位置（相对于向前脚跟）超过给定的阈值时，出现用户启动的右步和左步。作者发现，当这个阈值是步幅的函数时，这个方法的鲁棒性增强。也就是说，不用考虑摆动阶段过程中矫形器的关节上的高增益轨迹控制，脚在地上拖步，像

偶然会出现的那样，结合矫形器结构的柔度，可以改变行走过程中的步幅。在小步幅的情况下，前大腿几乎是垂直的，用户比较容易能够将 CoP 移动到向前的脚跟的前方。在大步幅的情况下，向前的大腿与垂直方向形成较大的角度，更难使 CoP 向前移动。如此一来，行走过程中 CoP 阈值被构造成线性函数，其中 CoP 阈值（即，CoP 必须位于向前的脚跟之前的量）随着步子的大小增加而减小。

[0085] 在各种实施例中，任何位于稳定性辅助设备内的传感器可以用来提供额外的数据来确定 CoP 或者状态机内的当前状态。

[0086] 在一些实施例中，可以在矫形器的一个或多个部分内（比如在壳体 109R 和 109L 其中之一内）嵌入一个或多个声能转换器。在这样的实施例中，可以构造声能转换器来生成表示状态变化的声响信号（即，震动）。例如，可以操作转换器来为每个状态或者转换提供具体模式的震动或者声音。在其它实施例中，用于启动髋关节或者膝关节的电动机可以用作发出声音或者震动的转换器。再在其它实施例中，可以提供状态或者转换的视觉标记。也就是说，可以提供显示器或者灯来表示状态或者转换。例如，在包括表示电池状态的显示器或者灯的实施例中，还可以构造显示器或者灯来从视觉上表示状态或者转换。再在其它实施例中，可以提供状态或者转换的听觉标记。也就是说，可以提供一个或多个声响来表明状态或者转换。在其它实施例中，可以提供状态或者转换的触觉标记。也就是说，矫形器可以包括具有可调节特征的设备，使得可以将状态或者转换通过触摸告知用户。

[0087] 上面根据包括用户的两条腿的大腿段和小腿段的矫形器描述了控制方法。但是，各种实施例并不局限于这个方面。在一些实施例中，可以构造矫形器来辅助用户的第一条腿的移动，让用户在没有帮助的情况下移动第二条好腿。在这些实施例中，可以定位传感器来检测好腿的动作，然后 DES 可以确定第一条腿的控制信号。例如，用户可以在好腿上穿上包括这些传感器的覆盖物，比如衣服或者夹板。

[0088] 3. 功能性电刺激

[0089] 可以给上面描述的矫形器补充用户肌肉的功能性电刺激（FES）（即，使用电刺激引起用户肌肉的收缩）。在用辅助设备提供余下的运动的情况下，FES 可以由 DES 来控制以提供尽可能多的运动。

[0090] 一种提供补充 FES 的方法如下。首先可以构造 DES 来获得在没有 FES 的情况下给定运动所需的电动机转矩的量的测量值。之后，DES 可以利用这个测量值来估计给定肌肉群的 FES 的时机和程度。然后 DES 可以在逐步的基础上增加或者减小那个肌肉群的 FES，以使辅助设备上的电动机所需的转矩的量最小。这样的构造允许用于用户进行复健，以在复健的开始阶段主要依赖矫形器，并随着时间的推移，减少他对矫形器的依赖。可替换的是，在截瘫情况下，FES 可以用来刺激腿部的肌肉群，引起它们的使用。产生的益处会是双重的。首先，当允许截瘫用户在他的腿上承受重量、使腿部的肌肉起作用时，全身的健康得到改善，如前文讨论的那样。其次，减少了矫形器所需的电量。也就是说，随着时间变化，FES 刺激并使腿部肌肉工作，可以由肌肉而不是由矫形器进行动作更多的工作。

[0091] 有关矫形器的 FES 电极的一般布局是在图 11 中示出。图 11 是给使用图 1-4 的右大腿段 108R 的用户的右大腿提供 FES 的示意图。虽然本文只讨论了右大腿段 108R，但是这仅是为了解释起来容易。可以用类似的构造来提供额外的 FES，另一段在矫形器 100 中。为了提供 FES，将右大腿段 108R 构造成包括在朝向用户的右大腿 1104 或者与之接触的表面上

的一个或多个 FES 源位置 1102。提供图 11 中的 FES 源地点 1102 的布置仅用于说明。FES 源位置 1102 是构造来与右大腿 1104 上的 FES 接收位置 1106 重合，然后 FES 接收位置在电极 1107 处提供 FES。注意，在一些实施例中，并不要求 FES 接收位置 1106 与右大腿 1104 上的电极 1107 的定位精确重合。相反，可以将 FES 接收位置 1106 构造成大体上和 FES 源位置 1102 重合，以与放置在右大腿 1104 上别处的电极 1107 直接或者间接地通信。

[0092] 在各种实施例中，FES 源位置 1102、FES 接收位置 1106 和电极 1107 的尺寸和布置可以根据 FES 所需的构造和 / 或特定的用户来改变。例如，可以基于哪个肌肉群要来接收 FES 来选择电极 1107 的布置。相应地，可以给绳肌群或者大腿前方肌群的 FES 提供特殊的布置。电极源位置和定位的其它可能的位置是在小腿段 106R 和 106L 的前后方面。然而，各种实施例并不局限于这个方面，可以使用其它位置。

[0093] 在一些实施例中，通过使用粘合剂之类，可以分别将 FES 接收位置 1106 和电极 1107 设置在右大腿 1104 上。在其它实施例中，可以使用用户穿在右大腿 1104 上、在用户衣服 1110 下面的覆盖物 1108 将 FES 接收位置 1106 和电极 1107 设置在右大腿 1104 上。在各种实施例中，覆盖物 1108 可以是衣服、夹板或者可由用户穿戴的其它类型的设备或者装饰。这样的构造会是有利的，因为减少了用户利用粘合剂的需要，或者用户考虑所有电极区域的正确对准。

[0094] 例如，在一些实施例中，可以提供电线连接。也就是说，FES 源位置 1102 可以直接连线到 FES 接收位置 1106。在这样一种电线构造中，不必包括重合的 FES 源位置 1102。相反，可以将线从一个 FES 源位置 1102 绕到每一个 FES 接收位置 1106。在其它电线实施例中，FES 源位置 1102 可以包括针型的电极，它们与 FES 接收位置 1106 中的电触头配合。在这样一种构造中，会将针型的电极构造成刺穿覆盖 FES 接收位置 1106 的衣物 1110，因此将电流传送经过衣服。但是，各种实施例不局限于电线方法，还可以包括无线 FES 方法。例如，可以使用互感来将 FES 电流从 FES 源位置 1102 穿过用户的衣服 1110 输送到 FES 接收位置 1106，然后到电极 1107 上。在这样的实施例中，覆盖物 1108 可以包括穿过衣物 1110 使 FES 接收位置 1106 相对于 FES 源位置 1102 定位的特征。FES 源位置 1102 然后包含主线圈，而 FES 接收位置 1106 包含次级线圈，使得在没有电线的情况下经过衣服传输 FES。可替换的是，覆盖物 1108 可以包括单独的电源、FES 信号发生器和用于从矫形器接收信号的收发器，使信号生成并被应用在用户上。

[0095] 4. 示例

[0096] 这里所示的示例不旨在限制各种实施例。相反，它们的目的只用于说明。

[0097] 4.1 初步评估

[0098] 在第一组测试中，前面描述的矫形器和控制器是在截瘫患者身上实施的，目的是使根据各种实施例的带动力矫形器具体化，以提供步态辅助。表 3 示出了生成的矫形器的质量分解，所示的是提供轻重量的矫形器。

[0099] 表 3. 矫形器的质量分解

[0100]

部件	质量（kg）	质量分布
关节启动	3.57	30%
大腿框架	4.08	34%
髋部支具	2.10	17%
小腿框架	1.09	9%
电池	0.68	6%
电子器件	0.50	4%
总计	12.02	100%

[0101] 第一个测试的患者是有T10完全性损伤的35岁男性(1.85m、73kg)，伤后为8年。本文所描述的评估是在标准的双杠内进行的。对于下文所给出的数据，评估协议如下。患者通过发出“站”的语音命令去掉脚踏，而从轮椅上站起来。注意，如果脚踏没有去掉的话，会妨碍患者将他的脚靠近椅子的能力，因此，会妨碍他从坐下转换到站立的能力。一旦患者舒适地站立时，患者发出“左步”或者“右步”声音命令，然后，“跨步”声音命令启动接下来的步子。一旦接近双杠的尽头，患者发出“小步”命令，该命令使他恢复到站立构造。然后，患者通过用他的胳膊提升他的体重并逐渐扭转来在杠杆上转动到适当地方，以走向相反方向。重复这个过程，典型情况是四个至八个双杠的长度，在该点，患者坐下(在他的轮椅中，通过发布“坐”的语音命令)，使得站立试验的数据可以得到记录。

[0102] 图12示出了从23个右步和23个左步测量到的每个关节的关节角度数据，作为时间的函数，放在同一个图上。注意，在每个右步和左步之间存在大约一秒的延迟，在这段时间内，患者调节了他的上半身准备命令下一步。图13示出了和图12所示的数据相同的数据，步子之间的延迟由垂直虚线替代(其表示时间上是间断的)，时间基数由百分比跨步基数来代替，左右关节角度放在同一个图上。通过这种方式，在行走时，可以定量地比较膝关节和髋关节角度与标准的关节运动学，这典型的是表示成大步的函数。这些正常的生物力学轨迹也绘制在图13中，如虚线所示。这些23大步上的关节角度数据的重复性和这种数据与正常生物力学数据(尤其是在膝盖屈曲、髋关节屈伸幅度方面)的相似度表明，带动力的矫形器能够给行走中的用户提供适当的、可重复性步态辅助。这个数据代表的步态的特征在于有0.22m/s（0.8km/hr或者0.5mi/hr）的平均地上行走速度。

[0103] 图12和13所呈现的行走过程中的电力消耗被记录下来。伺服放大器所需的电力，与图13所示的数据相对应，对所有46个步子(或者23个大步)进行平均在图14中示出。如图14所示，每个膝盖启动器(在主动跨步期间)有大约35W的平均功率消耗，每个髋部启动器(在跨步期间)有大约22W的平均功率消耗。除了在左右步期间需要电力，关节启动器还用电来保持双支撑状态下关节的硬度(即，当患者转移他的体重为下一步做好准备时)。对于前面描述的46步序列，在步态的摆动阶段，每个启动器所需的总电功率，对于每个膝部电动机，平均为27W，对于每个髋部电动机，平均为21W，在步态的站立阶段，膝部电动机和髋部电动机的平均功率分别为26W和29W。在摆动过程中，膝部制动器平均额外需要大约7W的电功率，但是在站立过程中不需要任何功率(即，正常情况下它们是锁定的制动器)。最后，测量到的分布式嵌入式系统的剩余部分所需的平均电功率为7.2W。行走周期，每个部

件和每个阶段的平均测量到的电功率消耗是在表 4 中总结出。

[0104] 表 4 :矫形器功率消耗

部件	跨步过程中的功率（W）	跨步之间的功率（W）	*行走过程中的平均功率（W）
摆动的膝盖的电动机	34.8	19.6	27.2
站立的膝盖的电动机	35.6	16.5	26.1
摆动的髋部的电动机	21.4	19.8	20.6
站立的髋部的电动机	23.9	34.0	29.0
嵌入式电子器件	7.2	7.2	7.2
摆动的膝盖的制动器	13.5	0	6.7
站立的膝盖的制动器	0	0	0
总计	136.4	97.1	116.8

[0105]

[0106] * 在跨步之间有一秒暂停的平均功率(即,在“行走”过程中 50% 的时间在走步)

[0107] 步子之间有一秒的平均暂停(对应于图 13 所呈现的 0.22 米 / 秒行走数据),系统所需的总的电功率是 117W。回想一下,包括在本文所描述的带动力矫形器原型中的电池是 680g 锂聚合物电池,具有 115W-hr 的容量。基于图 14 的行走数据和表 3,电池会在充电之间提供大约一小时的连续行走。在先前陈述的(测量的)0.8km/hr (0.5mi/hr)的平均地上速度,带动力矫形器会在电池充电之间提供大约 0.8km (0.5mi)的范围。注意,如果需要的话,可以容易地通过增加电池的尺寸来增大该范围,而不会招致显著的质量损失,电池当前是构成系统质量的 6%(见表 3)。例如,使电池的尺寸加倍会使所述范围加倍,并产生 12.7kg 的总设备质量,而不是 12kg,如这里实施的那样。

[0108] 在带着矫形器行走时,还使用数字声级计来评估噪声。与矫形器距离一米开外测量的平均声级大约为 55+2 分贝(环境噪声水平为 38 分贝)。

[0109] 4.2 控制系统的适宜性评估

[0110] 在第二组测试中,上文描述的系统的使用户能够自主地进行与腿部可动性(即,坐下、站立和水平步行)相关的基本运动的能力是在用截瘫患者进行的试验中评估的。患者是带有 T3 电动机和传感器完全性损伤(即,ASIA A)的 35 岁的男性(1.85m、73kg),伤后为

9 年。这里提供的所有数据对应于使用助行器作为稳定性辅助设备来进行的行走。这些测试的数据在图 15 中示出。

[0111] 图 15 示出了上述确定的患者的作为时间的函数的关节角度(左右髋部,左右膝盖)和状态。带动力的矫形器和控制架构自主地提供所命令的坐下、站立和行走的能力是通过让患者自主地进行“起立 - 行走”(TUG)计时测试来评估的。TUG 测试是用于评估腿部可动性的标准临床测量。在这个测试中,患者开始时坐在椅子上,给他开始命令,站起来,朝前走三米,在适当的位置转身,走回到起点,坐到椅子上。为了评估患者自主控制矫形器的行动的能力,多次重复这个测试,直到患者能够舒适地进行测试。一旦对该任务感到舒适,便要求患者重复 TUG 测试三次。与这三次 TUG 测试的第三次测试对应的那组数据是图 15 中所示的数据。

[0112] 如图 15 所示,数据示出与这个 TUG 测试相对应的右和左髋关节和膝关节角度,与 FSM 的对应状态一起。在所述序列中,用户开始时是在坐着状态(S1),在这之后,系统进入坐下到站立模式(S5),其中双髋及双膝提供转矩,促使关节伸展。在 S5 之后,状态历史描绘了在助行器的辅助下的一组连续的步子,之后是一段站立(S2),在这段时间期间,患者在适当位置转身。然后在第一组步子之后跟着第二组,在第二组步骤期间,患者返回椅子。一旦在椅子处时,患者再次进入站立模式(S2),允许患者在返回到椅子上的落座位置之前在适当的位置转身。

[0113] 回想一下,在行走过程中,CoP 的阈值是步长的函数。图 16A 展示了作为时间的函数的(步长稍微不同的)几步的系统状态。图 16B 示出了和图 16A 中步骤相同的步骤的估计 CoP (X_c)(实线)和 CoP 切换阈值(X_c)(虚线)。图 16C 示出了和图 16A 和 16B 的步骤相同的步骤的步长估计值(X_h)。如从图 16A-16C 可见,CoP 阈值(X_c)随着步长(X_h)的改变而改变。在一般情况下,当在摆动阶段轨迹的末端,CoP (X_c)超过了阈值时,控制器会立即切换到对侧摆动阶段(即,在 S8 和 S9 之间切换)。如果在摆动阶段结束时,CoP 没有经过 CoP 阈值,控制器会仍在各双支撑阶段(S3 或 S4),直到用户移动 CoP 以经过 CoP 阈值。

[0114] 图 17A、17B 和 17C 给出了分别与每个第一、第二和第三 TUG 测试相对应的有限状态序列。患者分别用了 103 秒、128 秒和 112 秒完成了这三个测试。完成所述序列的平均时间为 114 秒,标准偏差为 8.6 秒(7.5%)。试验之间的一致性(即 ±7.5% 的标准偏差)表明,上文描述的控制方法似乎给患者提供了可重复的方式来控制与腿部可动性相关的基本运动。

[0115] 4.3 评估对截瘫的影响

[0116] 先前描述的矫形器原型和控制接口是在单个截瘫患者身上实施的,表征其性能方面的标准 TUG 测试和 10 米长的步行测试(TMWT)。患者是一个 35 岁的男性,身高 1.85m,体重 73kg,9 年伤后。使用稳定性目的的助行器对每个步行测试协议进行三次,使用稳定性目的的前臂拐杖进行三次。为了理解患者使用所述设备的体力消耗,在每次测试之前休息时记录心率测量值,随后在完成每次测试之后,记录 30 秒。根据博格评级还要求患者对他的感觉尽力程度进行评级。

[0117] 为了进行比较,然后患者带着他自己的长腿支具和助行器重复所述测试。传统的长腿支具用于交替步态和摆过步态(后者典型的是带有舒展杆,限制双脚一起移动)两者,因此,所述测试是在带有长腿支具的两种行走模式下进行的。以类似的方式进行心律测量

和博格(Borg)评级。

[0118] 在 TUG 测试和 TMWT 中,用带助行器的带动力的矫形器行走产生最快的次数。摆过步态下的长腿支具和具有前臂拐杖的带动力的矫形器在每个测试中大约慢了 10%。记录下来的最慢次数是长腿支具在交替步态,与带动力矫形器和助行器达到的次数相比,在 TUG 测试中慢了 66%,在 TMWT 测试中慢了 35%。在图 18 中用图形的方式展示计出的步行测试结果。

[0119] 测试前后的心率数据表明,在戴着有前臂拐杖的矫形器步行时,消耗的用户体力最小,而在 TUG 期间,心率只升高了 3.9%,在 TMWT 期间,心率下降了 1.2%。用矫形器和助行器进行所述测试需要稍微多一些的用户费力,在 TUG 期间,平均增加了 10.1%,在 TMWT 期间,增加了 5.4%。摆过步态中的长腿支具需要显著更多的用户费力,导致在 TUG 期间,心率平均增加了 19.0%,在 TMWT 期间,增加了 1.6%。在交替步态中带着长腿支具测试中,可见最高程度的用户尽力,在 TUG 期间心率平均增加了 41.8%,在 TMWT 期间,增加了 18.4%。可以看出,在心率增加和用户感觉尽力之间有直接的关联。他把博格评级 9 分配给用矫形器和拐杖的行走,10 分配给矫形器和助行器,13 分配给摆过步态的长腿支具,14 给交替步态的长腿支具。在表 5 中提供了博格 RPE 评级。

[0120] 表 5 感觉尽力程度评级

[0121]

分数	描述
6	完全没有投入
7	
7.5	投入一点点
8	
9*	很轻松
10	
11	轻松
12	
13**	有点辛苦
14	
15	辛苦(沉重)
16	
17***	非常辛苦
18	
19****	辛苦极了
20	倾尽全力

[0122]

[0123] “9”对应的是“很轻松”的锻炼。对于一个健康的用户而言,就像是以他或者她自己的节奏慢走几分钟。评级“13”是“有点辛苦”的锻炼,但是仍会感觉良好地继续。“17”或“非常辛苦”是很费劲的。健康的用户仍然可以继续下去,但他或她真的要推动他自己或

她自己。感觉很沉重，用户非常累。评级“19”是非常剧烈的锻炼水平。对于大多数人来说，这是他们所经历过的最艰苦的锻炼。

[0124] 从行走测试计出的心率数据(就变化百分比方面而言)和博格评级用图形的方式显示在图 19 中。表 6 提供了 TUG 和 TMWT 评分、心率改变和博格评级的总结。

[0125] 表 6: 计出的步行测试数据的总结

[0126]

行走方法	TUG 时间（秒）	心率改变（%）	TMWT 时间（秒）	心率改变（%）	博格评级
长腿支具+助行器（交替）	178±14	41.8±17.1	109±7	18.4±5.9	14
长腿支具+助行器（摆过）	118±3	19.0±7.2	89±17	16.1±2.9	13
带动力的矫形器+助行器	107±5	10.1±4.6	81±10	5.4±9.5	10
带动力的矫形器+前臂拐杖	120±4	3.9±5.4	89±4	-1.2±10.7	09

[0127] 每种行走方法中，结果是从三个实验得到的平均值。

[0128] 虽然上面已经描述了本发明的各种实施例，但应当理解的是，他们仅是通过示例的方式给出，而不是限制。在不脱离本发明的精神或者范围的情况下，可以对所披露的实施例进行许多改动。因此，本发明的广度和范围不应该局限于任何上述实施例。相反，本发明的范围应根据下面的权利要求及其等同物来定义。

[0129] 虽然已经根据一个或多个实施方式图示并描述了本发明，对于本领域其它技术人员而言，在阅读和理解这篇说明书和附图时会得到等同变化和修改。另外，虽然可能只根据几个实施例中的一个描述了本发明的特定的特征，但是根据需要和给定的或特殊应用，这样的特征可以与其它实施方式的一个或多个特征结合起来。

[0130] 本文使用的术语是用于描述特定实施例，而并非旨在限制本发明。如本文所用，单数形式“一个”旨在也包括复数形式，除非上下文另有清楚地指出。此外，术语“包括”、“包含”、“具有”、“有”或其变型用于详细描述和 / 或权利要求中，这样的术语旨在为和术语“包括”类似的方式包括。除非另有定义，本文所用的所有术语(包括技术和科学术语)具有相同的含义，如本发明所属领域内的一个普通技术人员通常理解的那样。进一步理解的是，术语，比如在常用字典中定义的那些，应当解释成具有与它们在相关技术领域的上下文中的含义一致的含义，而不应解释为理想化的或过于正式的意义，除非这里明确定义出。

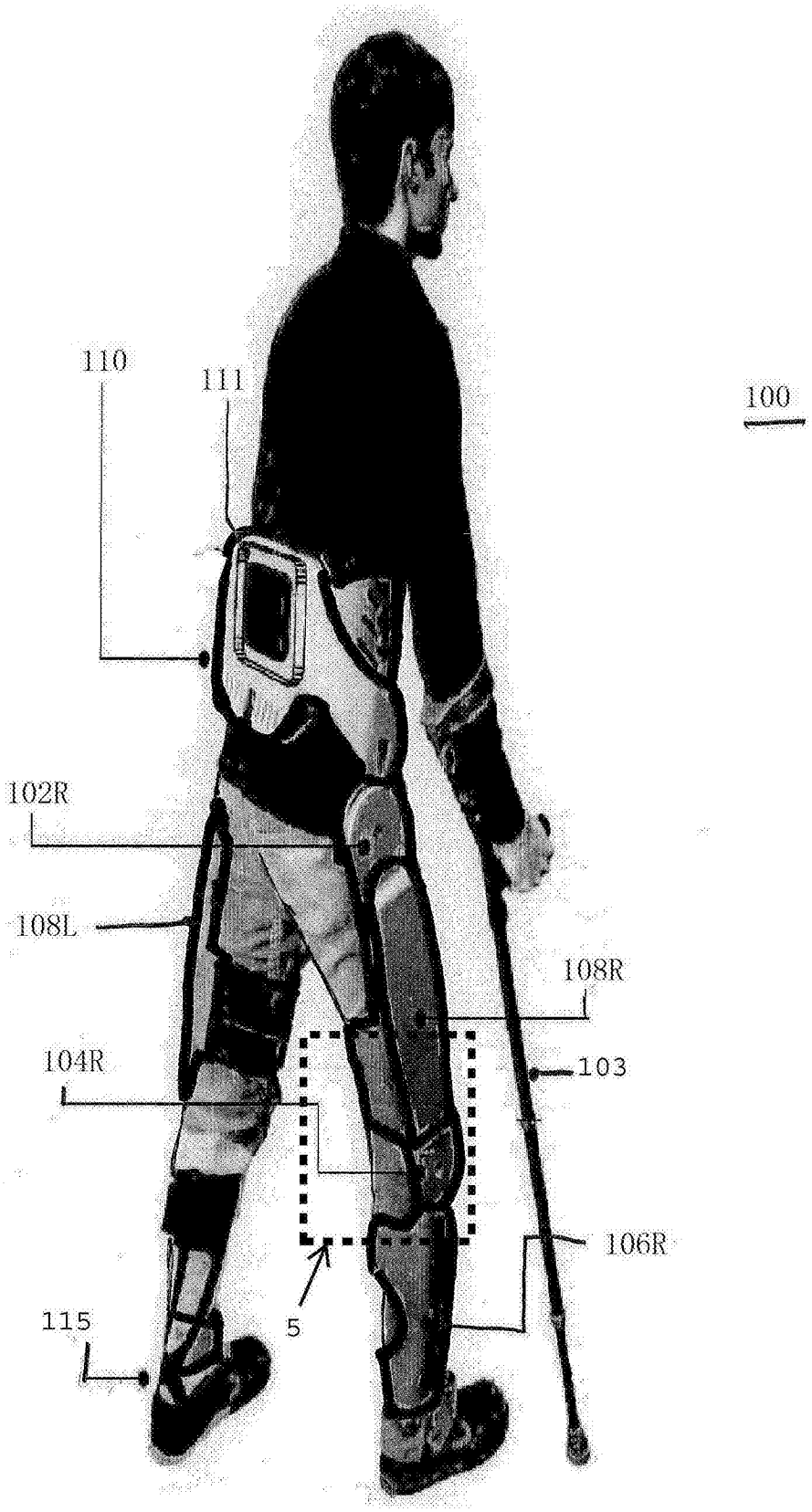


图 1

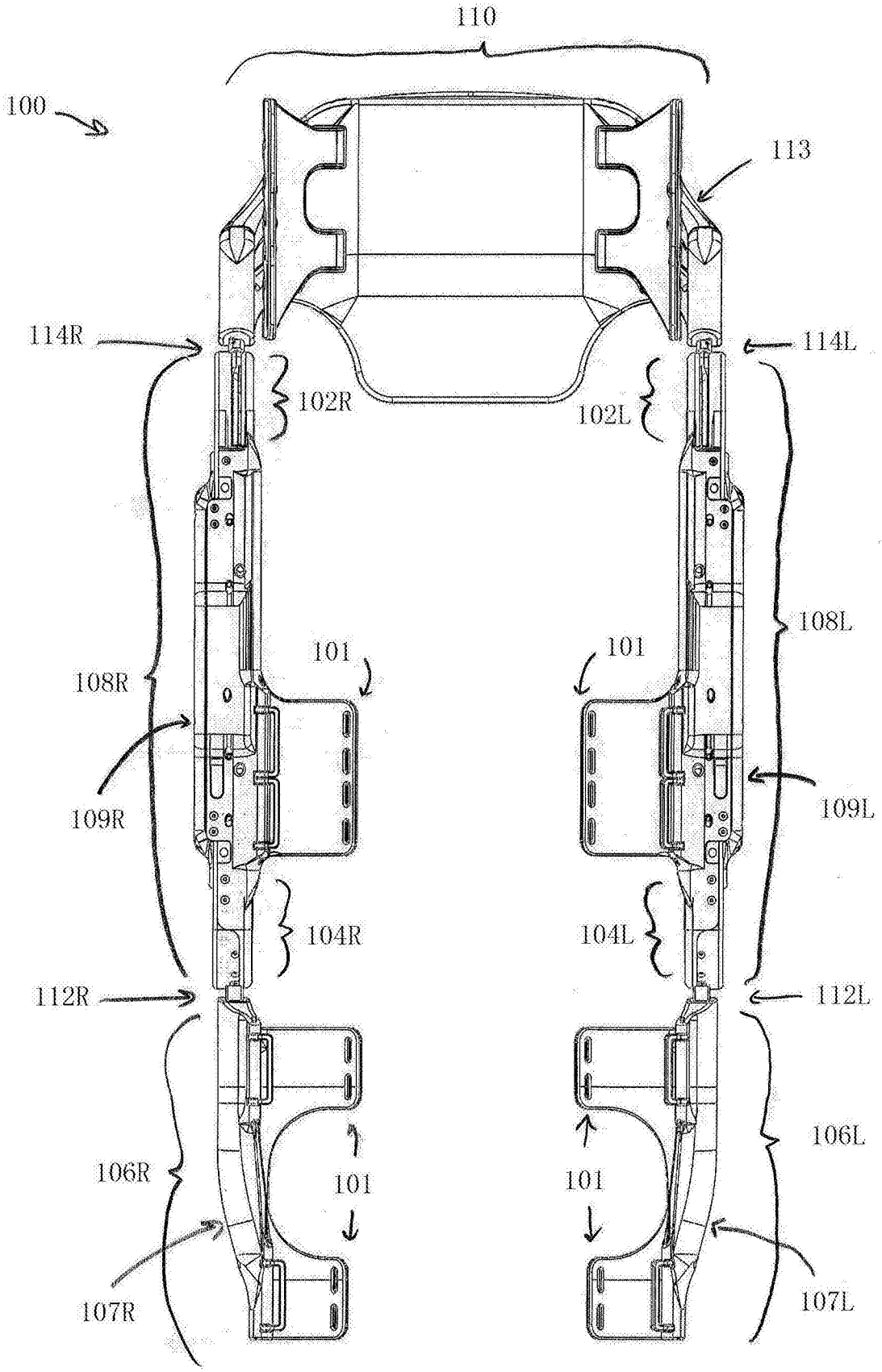

110
100
113
114R
114L
102R
102L
108L
101
101
108R
109R
109L
104R
104L
112R
112L
106L
106R
101
101
107R
107L

图 2

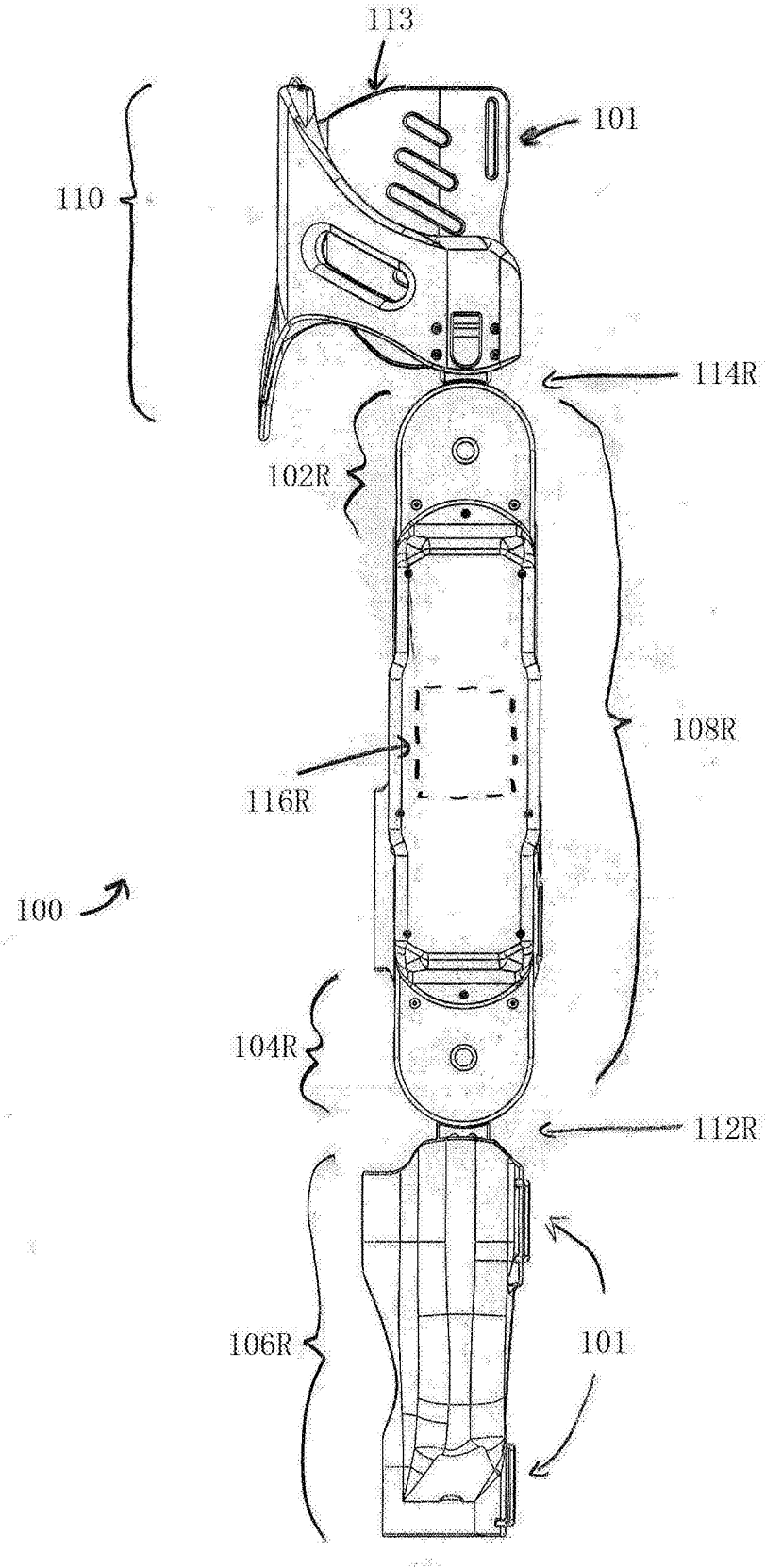


图 3

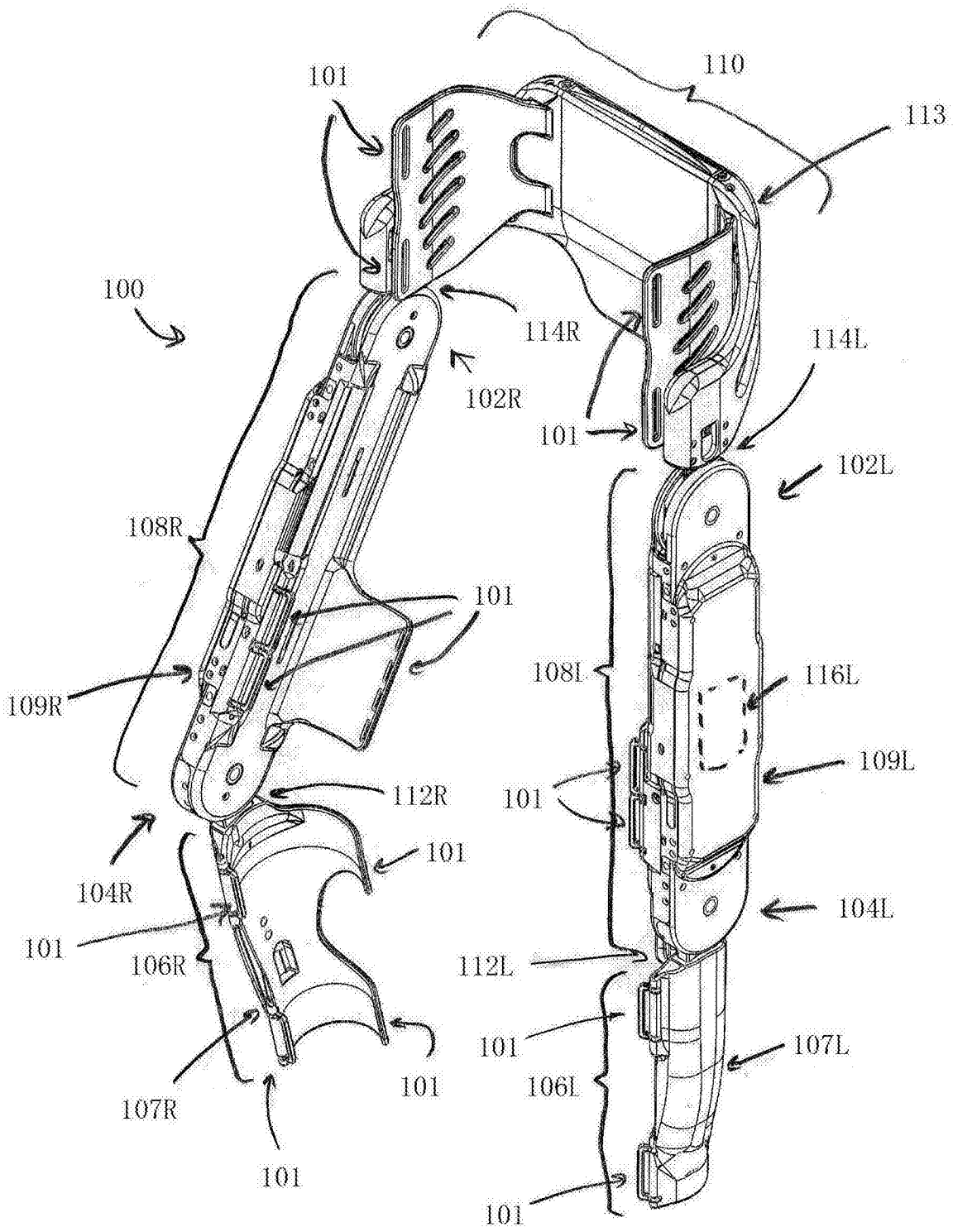

101
110
113
100
114R
114L
102R
101
102L
108R
101
108L
116L
109R
109L
101
112R
101
104R
104L
101
106R
112L
101
107L
101
106L
107R
101
101

图 4

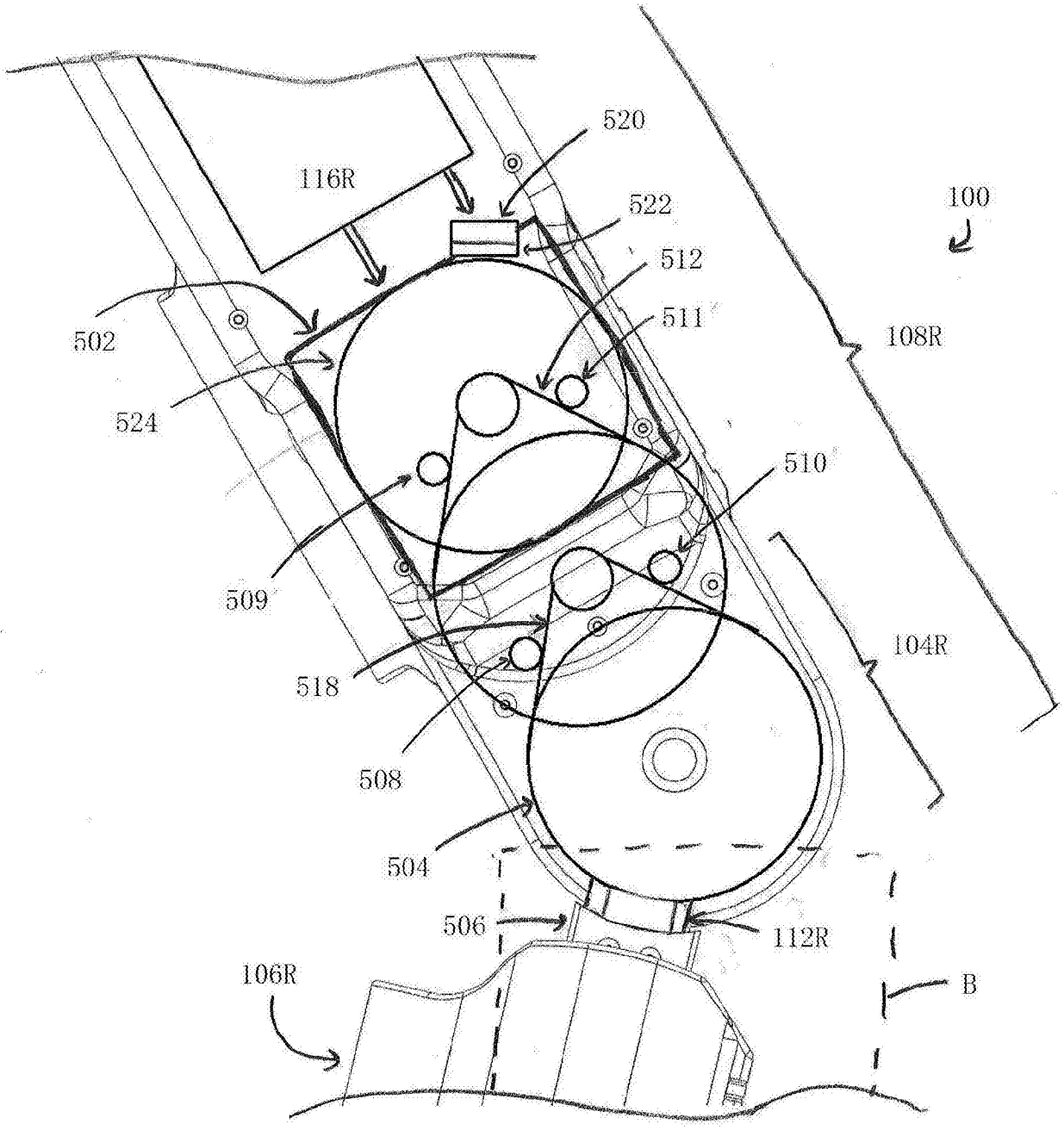

520
116R
522
100
512
502
511
108R
524
510
509
104R
518
508
504
506
112R
106R
B

图 5A

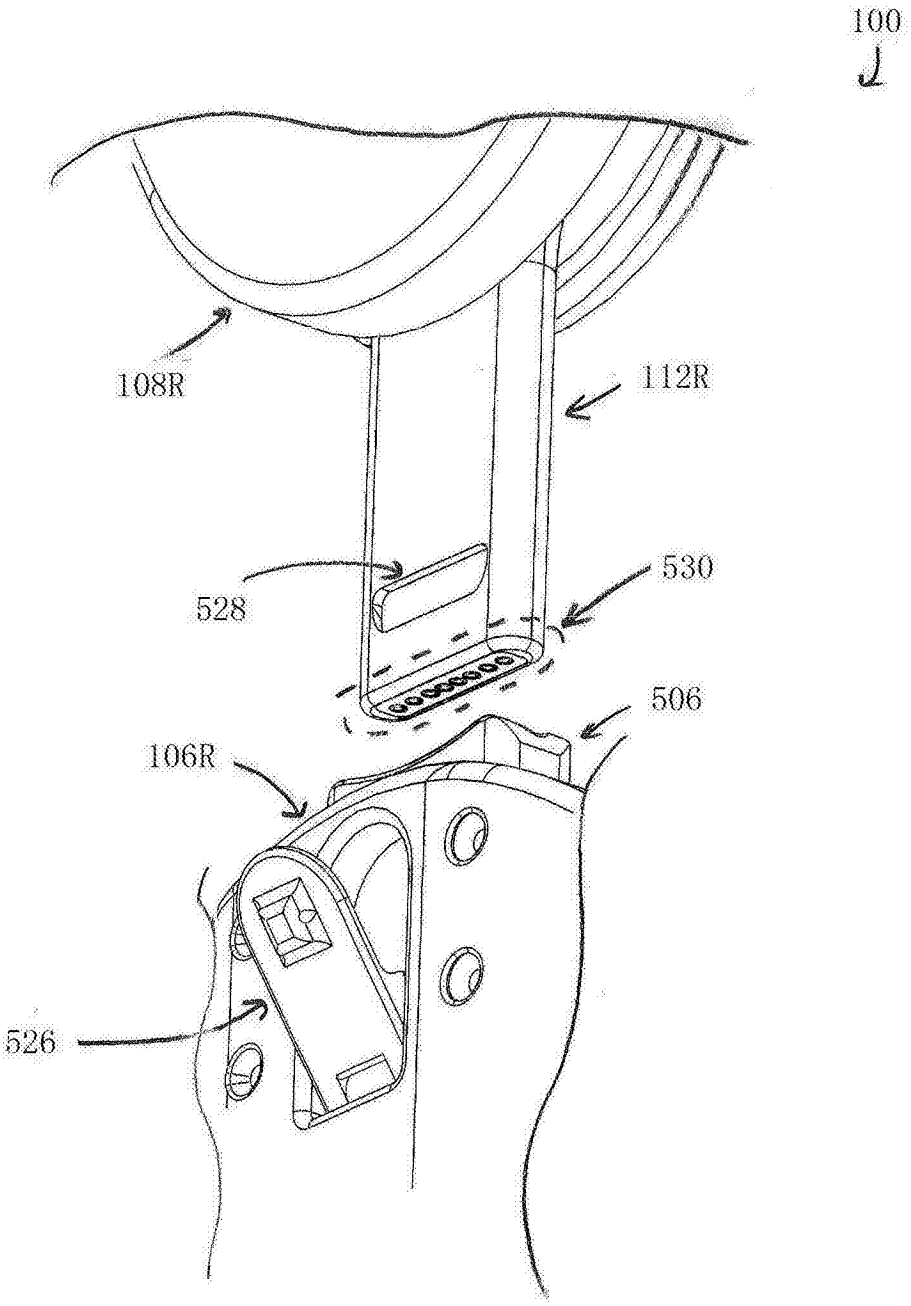
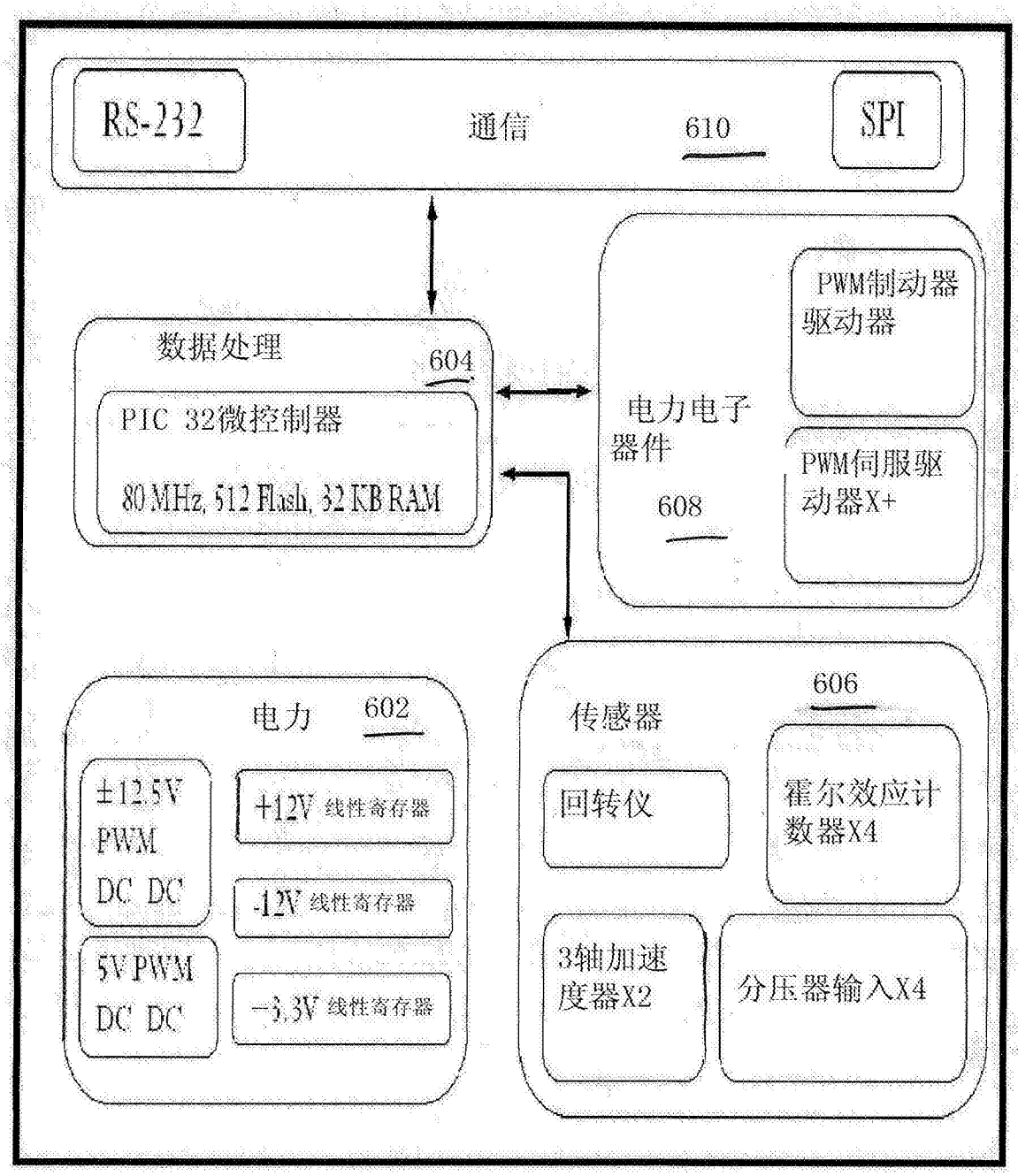


图 5B


RS-232
通信
610
SPI
数据处理
604
PIC 32微控制器
80 MHz, 512 Flash, 32 KB RAM
电力电子器件
608
PWM制动器驱动器
PWM伺服驱动器X+
电力
602
±12.5V PWM DC DC
+12V 线性寄存器
-12V 线性寄存器
5V PWM DC DC
−3.3V 线性寄存器
传感器
606
回转仪
霍尔效应计数器X4
3轴加速度器X2
分压器输入X4

400

图 6

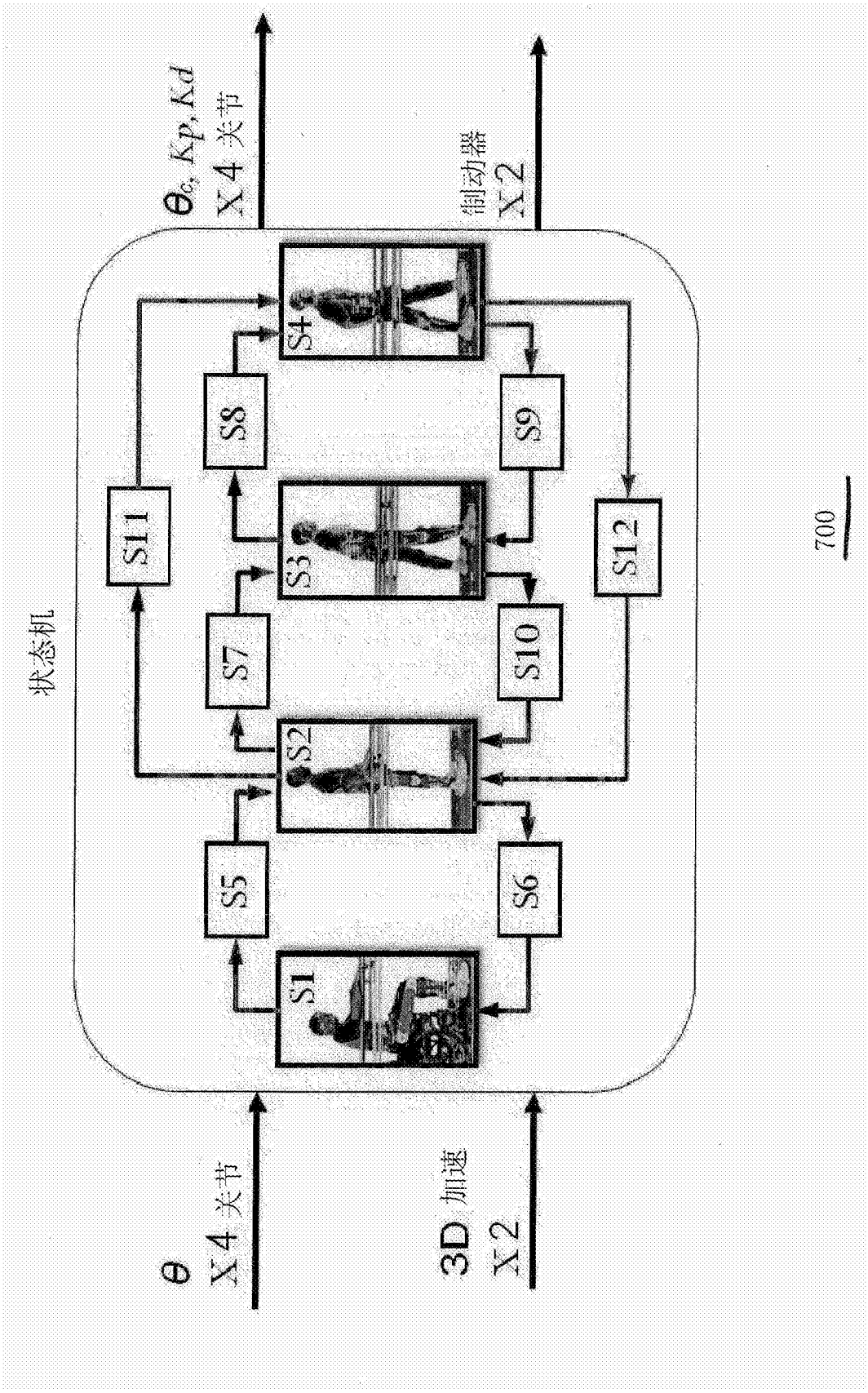

θc, Kp, Kd
X4 关节
制动器
X2
状态机
S1
S2
S3
S4
S5
S6
S7
S8
S9
S10
S11
S12
700
θ
X4 关节
3D 加速
X2

图 7

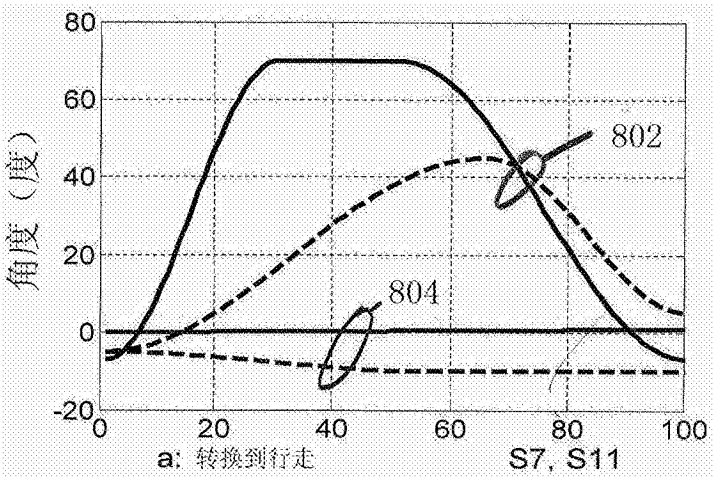

80
60
40
20
0
-20
角度（度）
802
804
0
20
40
60
80
100
a: 转换到行走
S7, S11

图 8A

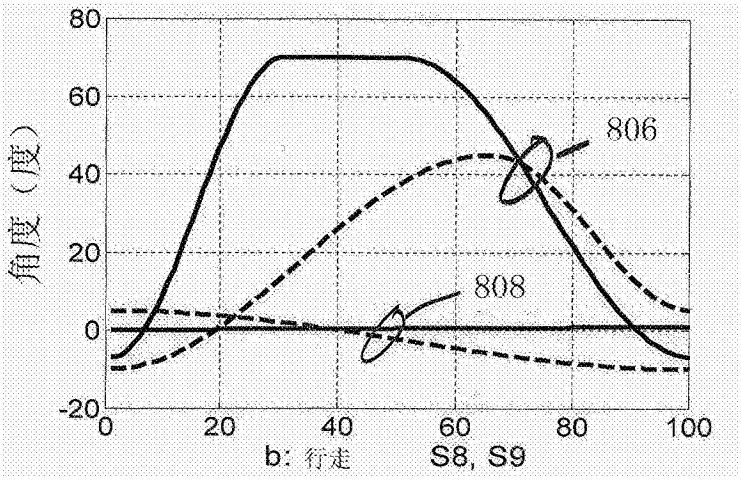

80
60
40
20
0
-20
角度（度）
806
808
0
20
40
60
80
100
b: 行走
S8, S9

图 8B

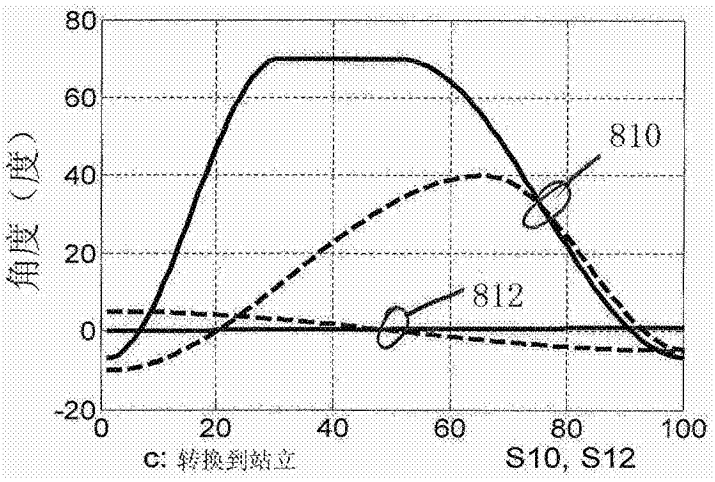

80
60
40
20
0
-20
角度（度）
810
812
0
20
40
60
80
100
c: 转换到站立
S10, S12

图 8C

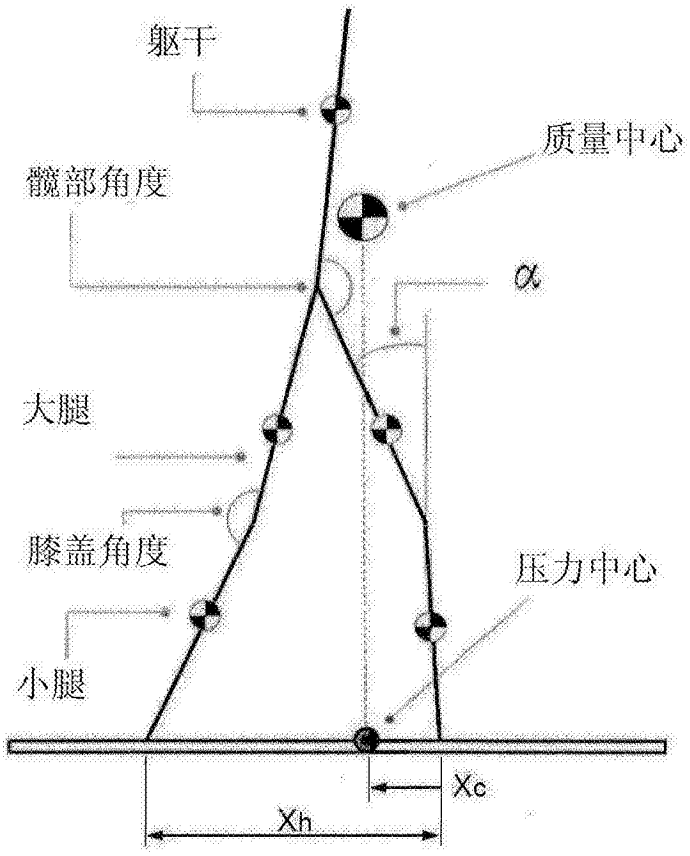

躯干
质量中心
髋部角度
α
大腿
膝盖角度
压力中心
小腿
Xc
Xh

图 9

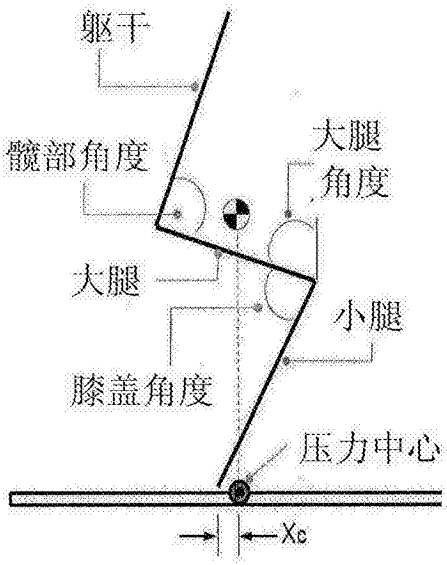

躯干
髋部角度
大腿
角度
大腿
小腿
膝盖角度
压力中心
Xc

图 10A

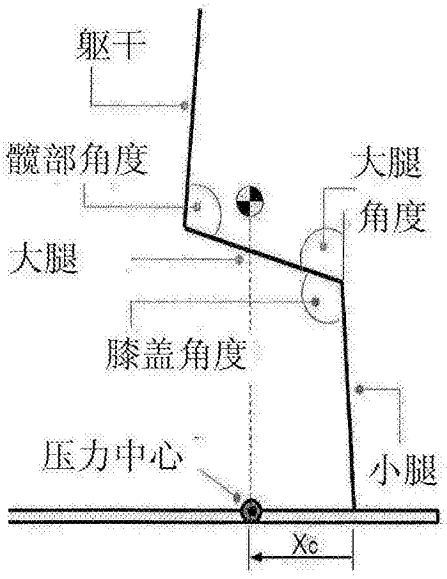

躯干
髋部角度
大腿
角度
大腿
膝盖角度
压力中心
小腿
Xc

图 10B

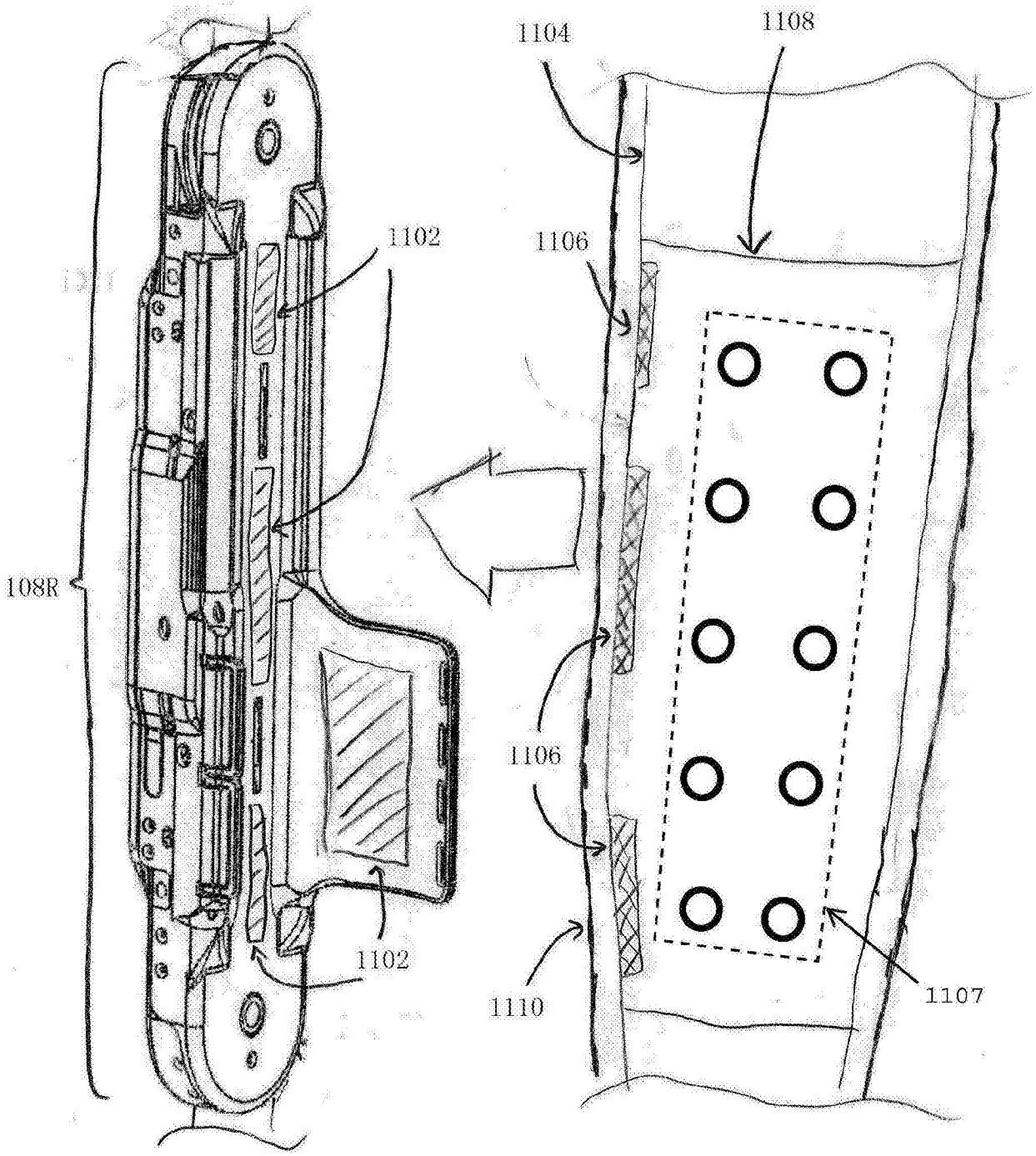


图 11

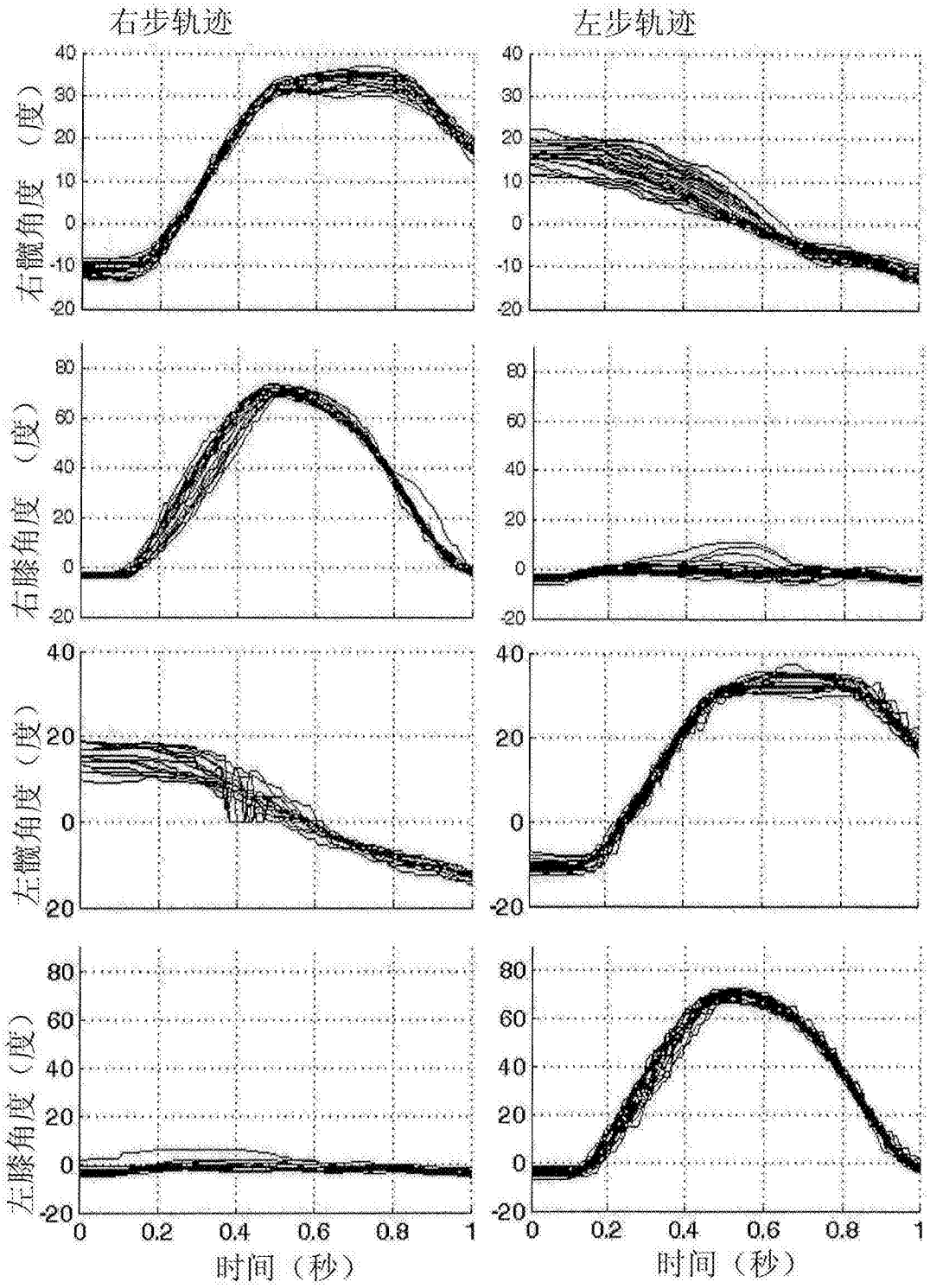


图 12

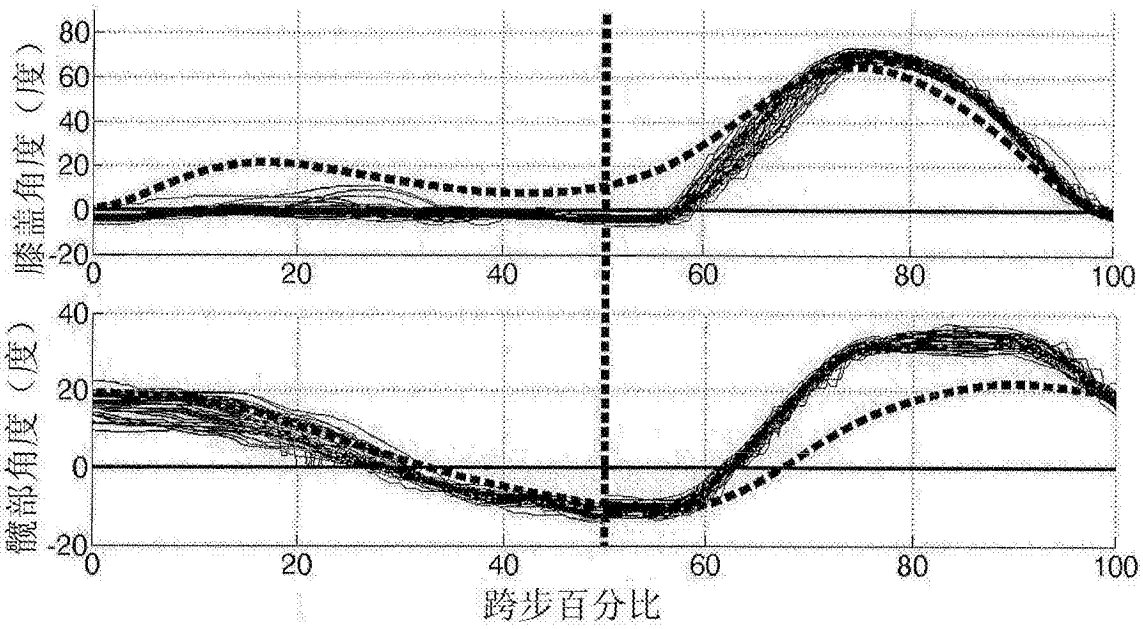

膝盖角度（度）
80
60
40
20
0
-20
0
20
40
60
80
100
髋部角度（度）
40
20
0
-20
跨步百分比

图 13

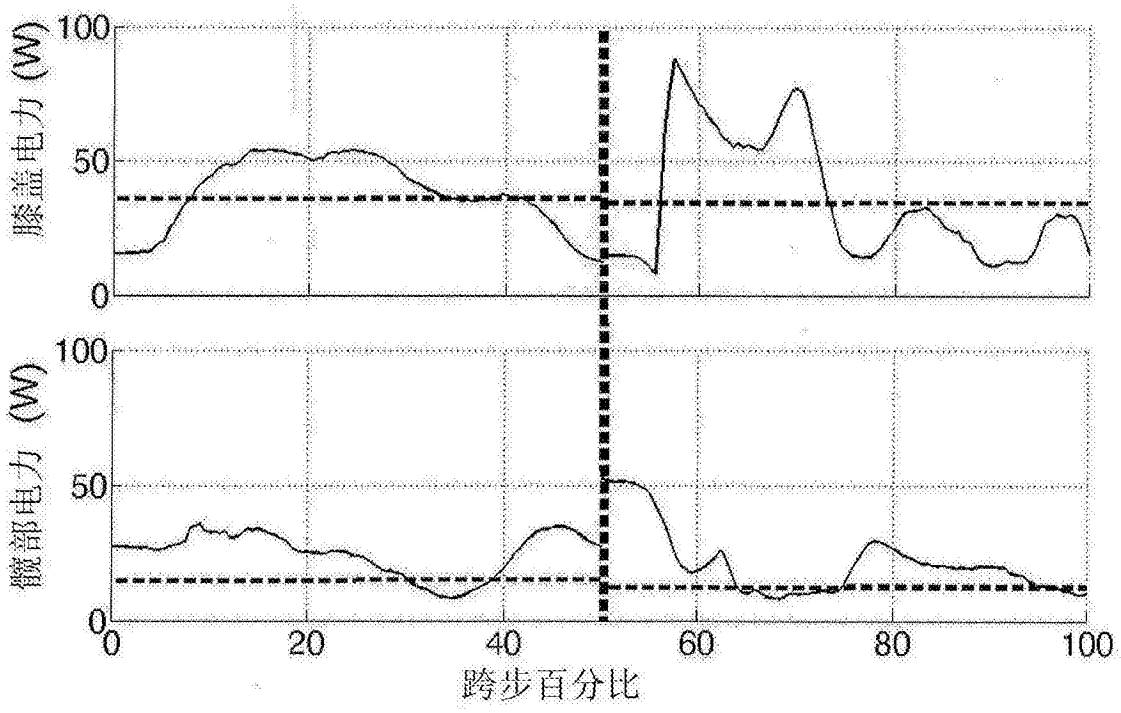

膝盖电力 (W)
100
50
0
髋部电力 (W)
跨步百分比

图 14

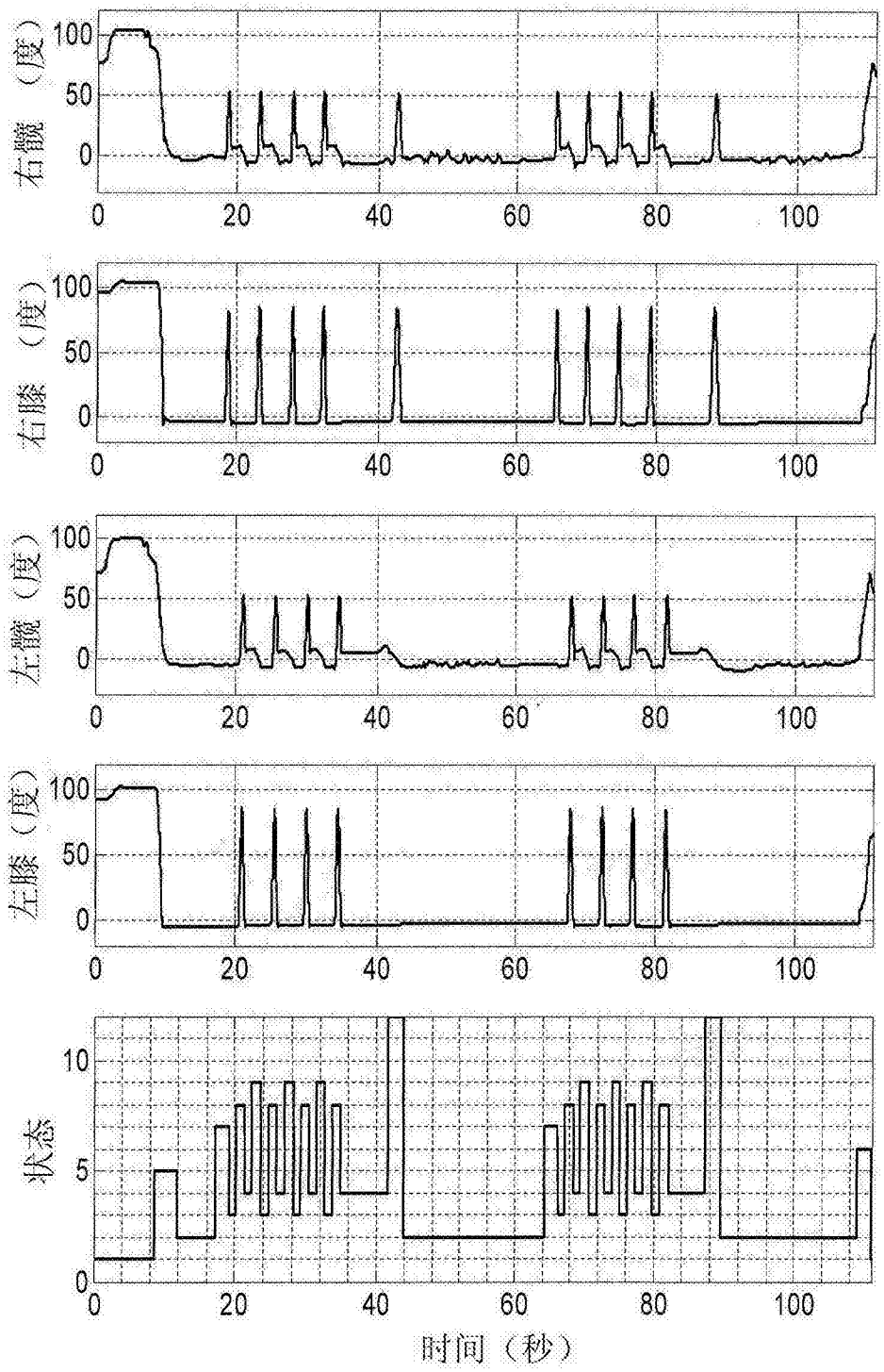


图 15

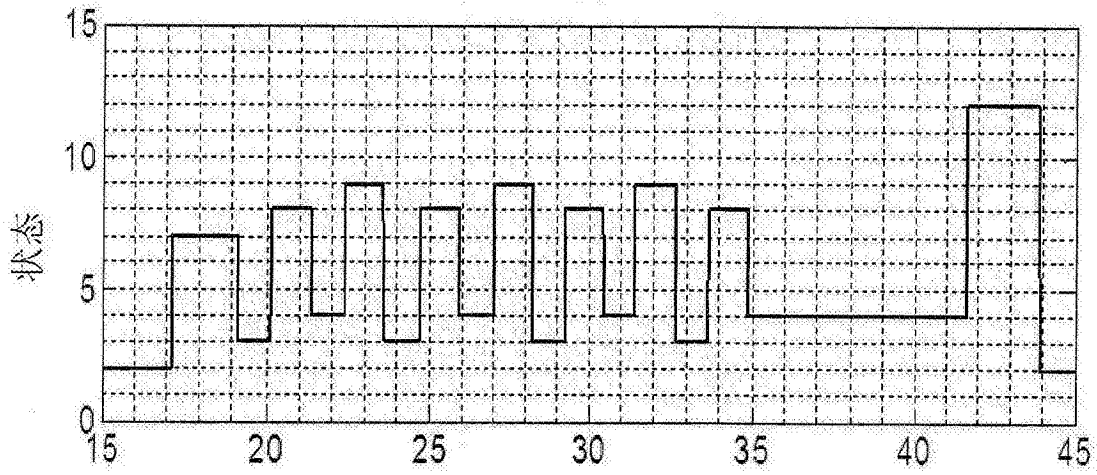


图 16A

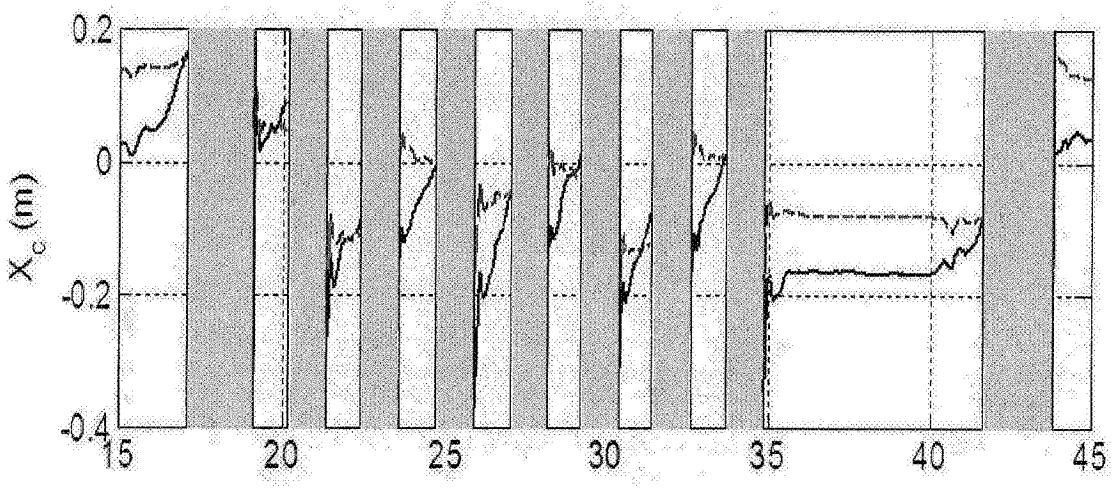


图 16B

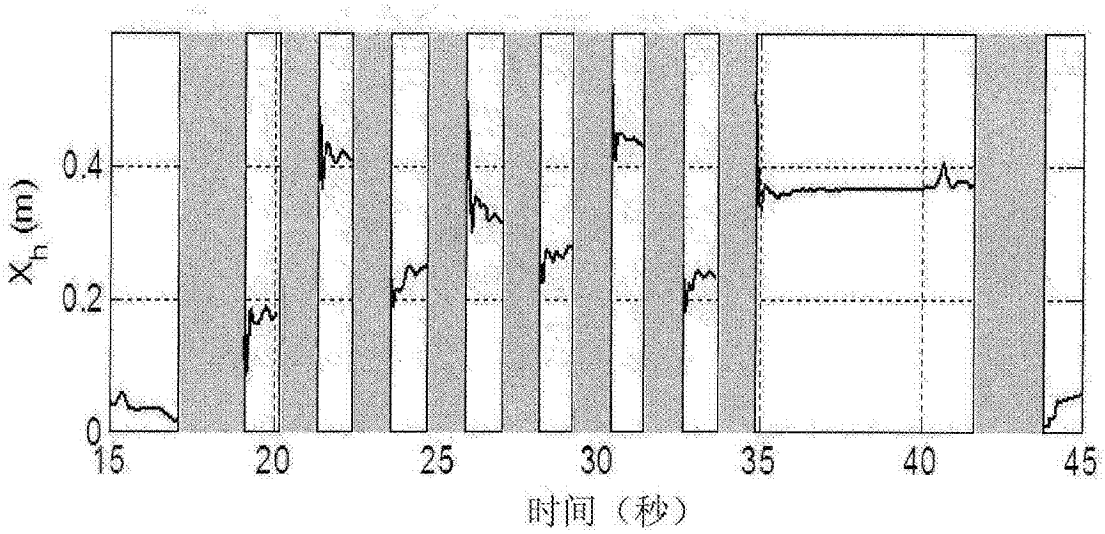


图 16C

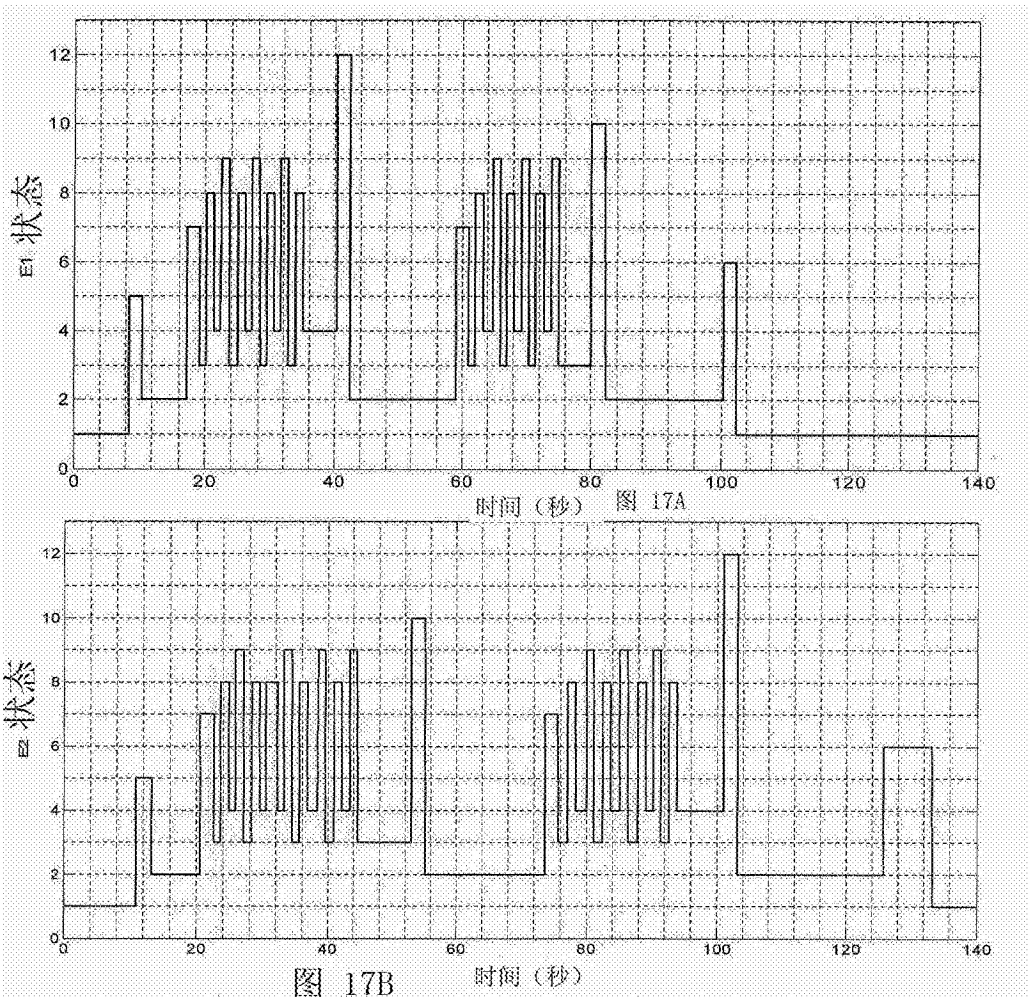


图 17A

图 17B

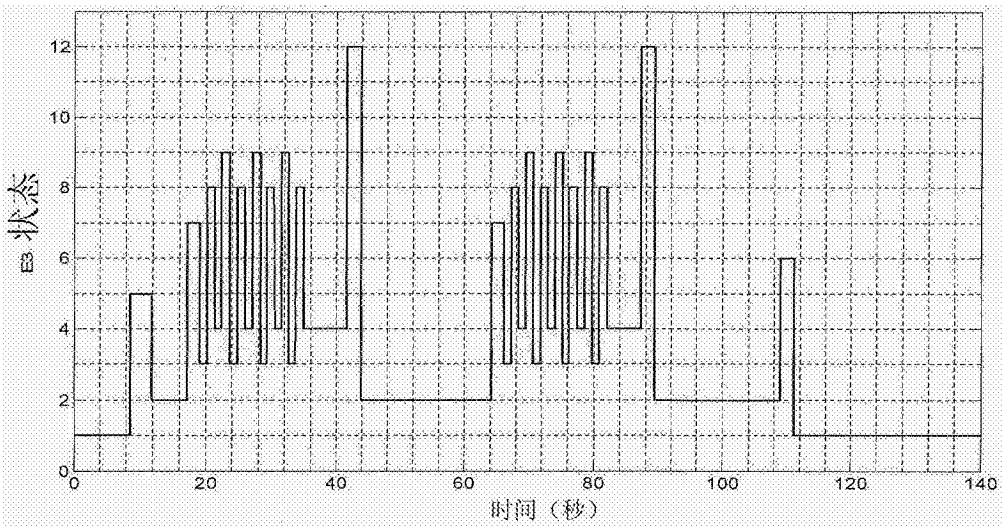

EB 状态
时间（秒）
0
2
4
6
8
10
12
0
20
40
60
80
100
120
140

图 17C

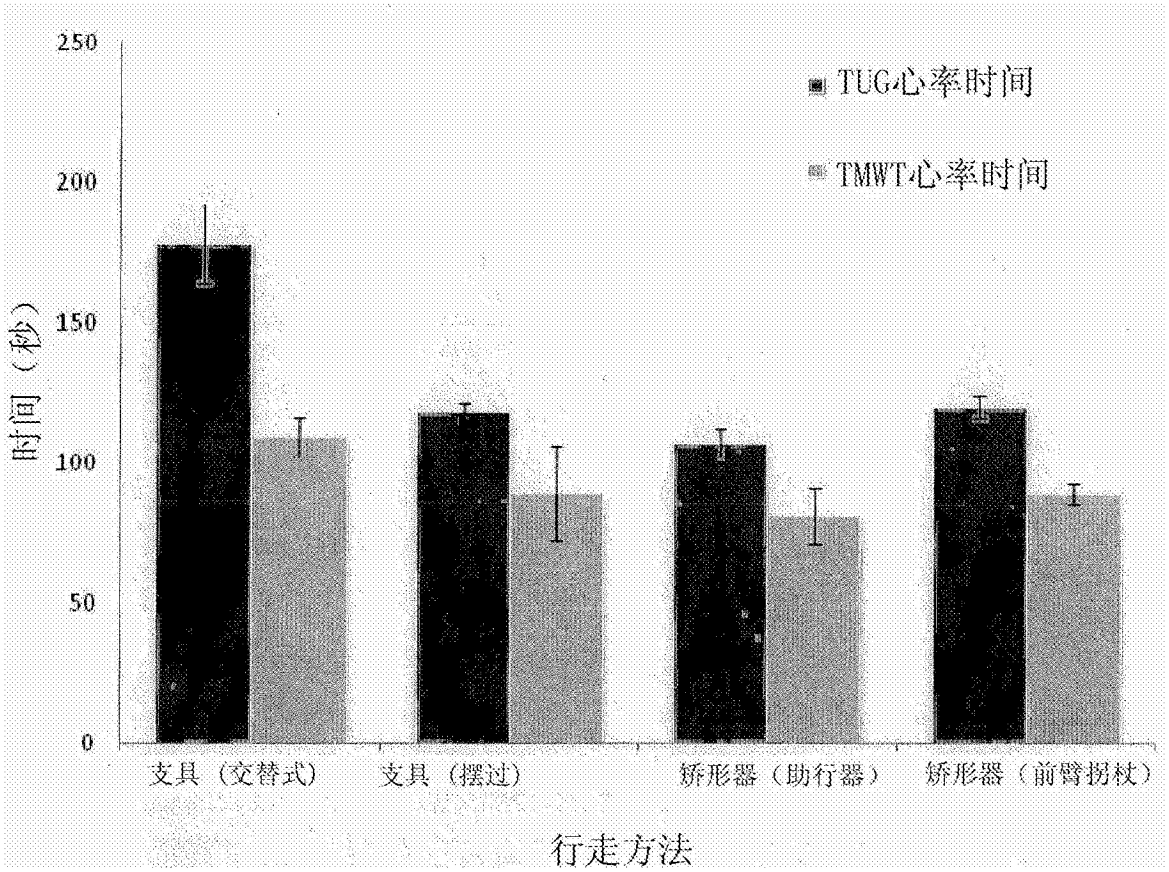

TUG心率时间
TMWT心率时间
时间（秒）
250
200
150
100
50
0
支具（交替式）
支具（摆过）
矫形器（助行器）
矫形器（前臂拐杖）
行走方法

图 18

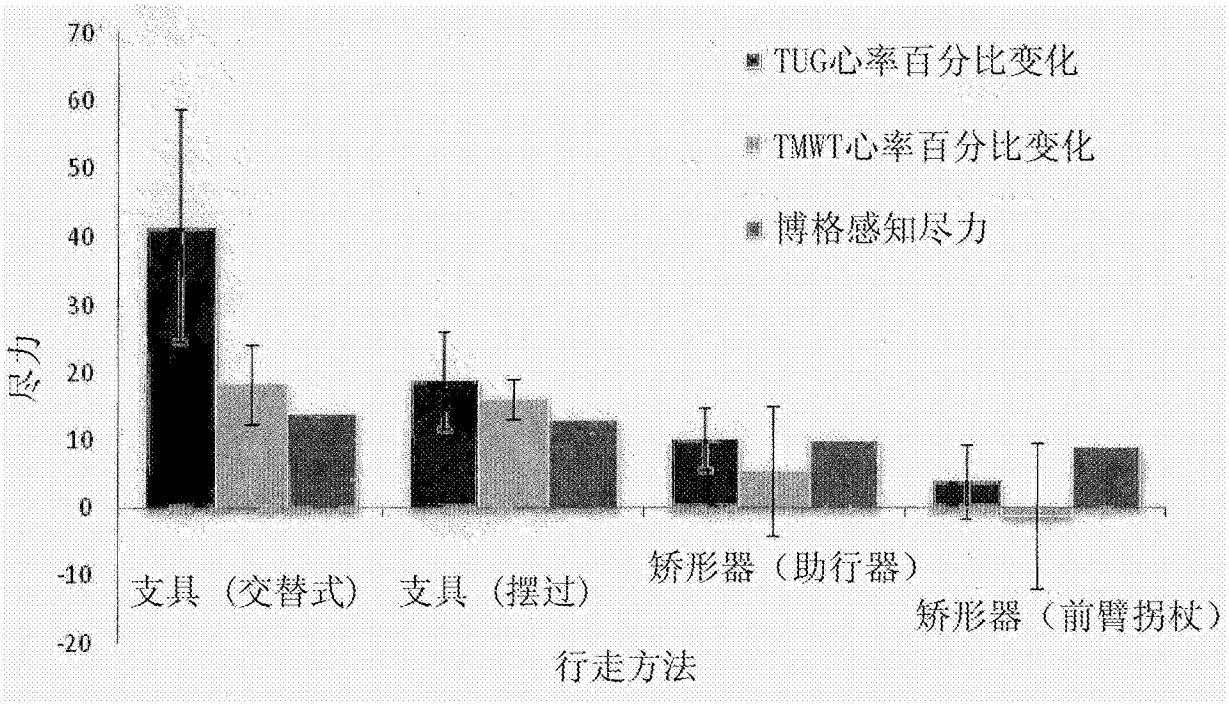

70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
尽力
TUG心率百分比变化
TMWT心率百分比变化
博格感知尽力
支具（交替式）
支具（摆过）
矫形器（助行器）
矫形器（前臂拐杖）
行走方法

图 19