



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1929797 B

(45) 授权公告日 2010.05.26

(21) 申请号 200580008119.2

(22) 申请日 2005.02.11

(30) 优先权数据

60/544,259 2004.02.12 US

60/588,232 2004.07.15 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2006.09.13

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2005/004878 2005.02.11

(87) PCT申请的公布数据

W02005/079712 EN 2005.09.01

(73) 专利权人 奥瑟 HF 公司

地址 冰岛雷克雅未克

(72) 发明人 海顿·G·拉格纳多提尔

阿里比约恩 V·克劳松

约迪斯 索哈德多蒂 海尔吉 荣松

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 宋合成

(51) Int. Cl.

A61F 2/68(2006.01)

A61F 2/66(2006.01)

(56) 对比文件

US 2568051(A), 1951.09.18, 说明书全文.

CN 1074109 A, 1993.07.14, 说明书全文.

US 2003/0163206 A1, 2003.08.28, 说明书第 1 页第 [0009] 段, 第 5 页第 [0077]-[0078] 段, 第 8 页第 [0102]-[0104] 段, 图 1, 10, 11A.

CN 2043873 U, 1989.09.06, 说明书全文.

W0 03/003953 A, 2003.01.16, 说明书全文.

GB 2301776 A, 1996.12.18, 说明书全文.

US 2002/0138153 A1, 2002.09.26, 说明书全文.

审查员 陈飞

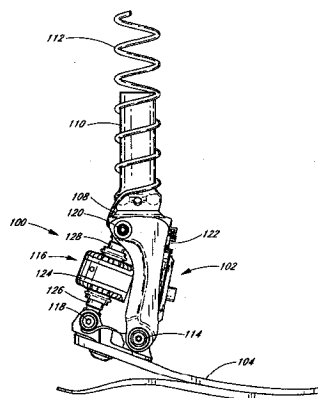
权利要求书 3 页 说明书 16 页 附图 11 页

(54) 发明名称

用于运动受控制的足单元的系统和方法

(57) 摘要

与肢体的运动相关联的系统和方法。在一个示例中,所述系统,例如假体或矫正系统,包括活动地控制或调整足单元与下肢元件之间的角度的致动器。基于从传感器模块获得的数据,处理模块可以控制致动器的运动。例如,传感器模块数据可以包括与使用者的步态有关的信息、并可以用来将足单元调整到大体上模拟自然健康的足的运动。所述系统还可以适应例如水平地面行走、上/下楼、上/下倾斜表面以及多种其它的使用者的运动。另外,通过外部接口,处理模块可以接收使用者的输入信息或显示输出信号。例如,处理模块可以接收来自使用者的脚后跟高度输入信息。



1. 一种与肢体的运动相关联的系统,所述系统包括:
足单元;
连接元件,所述连接元件具有上端和下端,其中所述下端可枢转地连接到足单元上的第一位置;
致动器,所述致动器可操作地联接到足单元上和连接元件上,其中所述致动器构造为以大体上模拟健康踝的运动的方式活动地调整连接元件与足单元之间的角度;
至少一个传感器,所述传感器构造为监视所述系统的位置和运动中的至少一者,并产生指示所述位置和运动中的所述至少一者的数据;以及
处理模块,所述处理模块构造用于确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个,其中限定所述多个步态模式或结果的信息存储在所述系统的存储器中,
其中,所述处理模块构造用于确定对应于所确定的步态模式或结果的踝角度调整。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述致动器包括线性致动器。
3. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述线性致动器包括螺杆电动机。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述致动器包括回转致动器。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述至少一个传感器包括加速计。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述至少一个传感器包括回转器。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括电源,所述电源构造为为所述致动器的运动供电。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括连接部分,其中所述连接部分构造为便于将所述连接元件联接到截肢者的残肢上。
9. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括连接部分,其中所述连接部分构造为便于将所述连接元件联接到暂用假肢上。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述足单元包括矫正器。
11. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述足单元包括假体。
12. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述足单元上的第一位置定位在足单元的自然踝位置。
13. 一种用于模拟踝的自然运动的假体系统,所述假体系统包括:
假足;
枢轴组件,所述枢轴组件连接到假足上的第一位置,其中所述第一位置在假足的自然踝位置附近;
在胫骨方向上延伸的下肢元件,所述下肢元件具有上端和下端,其中下肢元件的下端可操作地联接到枢轴组件上;
致动器,所示致动器可操作地联接到假足上和下肢元件上,其中所述致动器构造为以大体上模拟健康踝的运动的方式绕枢轴组件活动地调整下肢元件与假足之间的角度;
至少一个传感器,所述传感器构造为监视所述假体系统的位置和运动中的至少一者,并产生指示所述位置和运动中的所述至少一者的数据;以及
处理模块,所述处理模块构造用于确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个,其中限定所述多个步态模式或结果的信息存储在所述假体系统的存储器中,
其中,所述处理模块构造用于确定对应于所确定的步态模式或结果的踝角度调整。

14. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器包括线性致动器。
15. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器相对于所述下肢元件位于后面的位置。
16. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器相对于所述下肢元件位于前面的位置。
17. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述至少一个传感器包括加速计。
18. 根据权利要求 13 所述的假体系统,还包括充电电池,所述充电电池构造为向所述致动器供给电力。
19. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器构造为将所述下肢元件与所述假足之间的角度调整到大于在中性位置的角度至少 10 度。
20. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器构造为将所述下肢元件与所述假足之间的角度调整到小于在中性位置的角度至少 20 度。
21. 根据权利要求 13 所述的假体系统,其中所述致动器包括第一端和第二端,其中所述致动器的第一端联接到所述假足上的第二位置,且其中所述致动器的第二端联接到所述下肢元件。
22. 一种用于控制与肢体的运动相关联的装置的方法,所述方法包括:
使用至少一个传感器监视与肢体相关联的可致动装置的位置和运动中的至少一者;
产生指示所述位置和运动中的所述至少一者的数据;
使用处理模块处理数据以确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个,其中限定所述多个步态模式或结果的信息存储在系统的存储器中;以及
基于所确定的步态模式或结果调整可致动装置,其中所述调整包括大体上模拟健康踝的运动。
23. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述可致动装置包括矫正装置。
24. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述可致动装置包括假体装置。
25. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括确定安全系数,其中只有当所述安全系数超出预先确定的阈值时,调整所述可致动装置。
26. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括当电池电力水平下降到预先确定的阈值以下时,将所述可致动装置大体上锁定在固定位置。
27. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述至少一个传感器位于所述可致动装置上。
28. 根据权利要求 22 所述的方法,其中调整所述可致动装置包括延伸和缩回致动器。
29. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括调整所述可致动装置的后跟高度。
30. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述至少一个传感器位于肢体上。
31. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述与肢体相关联的可致动装置是可连接到肢体上的可致动装置。
32. 根据权利要求 22 所述的方法,其中使用处理模块处理数据以确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个的步骤包括使用处理模块处理数据以确定可致动装置的步态模式。
33. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述多个规定的步态模式或结果是下面中的一种:水平地面行走、上楼梯、下楼梯、上倾、下倾、坐下、坐、站立位置、调整脚后跟高度、关闭、

脚后跟高度校准、传感器校准、中性和裤子。

34. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括使用所述至少一个传感器测量所述可致动装置的步态循环中的变量。

35. 根据权利要求 22 所述的方法,其中使用处理模块处理数据以确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个的步骤包括使用处理模块处理数据以确定下面的一种:可致动装置相对于地面的位置、可致动装置的倾斜角、相对于踝的位置的重力的方向、在迈步期的峰值处可致动装置离地面的距离以及迈步期峰值的定时。

36. 一种用于控制假体踝装置的方法,所述方法包括:

使用至少一个传感器监视可致动假体踝装置的位置和运动中的至少一者,其中所述至少一个传感器产生指示假体踝装置的所述位置和运动中的所述至少一者的数据;

使用控制模块接收和处理所述数据以确定所述数据是否对应于多个规定的步态模式或结果中的一个,其中限定所述多个步态模式或结果的信息存储在所述装置的存储器中;

使用控制模块基于对应于所述数据的所述多个规定的步态模式或结果中的所述一个输出至少一个控制信号;以及

至少基于所述控制信号调整可致动假体踝装置,其中所述调整包括大体上模拟健康踝的运动。

37. 根据权利要求 36 所述的方法,还包括接收和处理指示至少一个地形变量的数据。

38. 根据权利要求 36 所述的方法,其中大体上模拟健康踝的运动包括将可致动假体踝装置从大约 10 度的背屈移动到大约 20 度的足底屈。

39. 根据权利要求 36 所述的方法,其中所述至少一个传感器定位在所述假体踝装置上。

40. 根据权利要求 39 所述的方法,其中所述至少一个传感器包括至少一个加速计。

41. 根据权利要求 36 所述的方法,其中监视可致动假体踝装置的运动包括监视可致动假体踝装置在三个不同轴线上的运动。

42. 根据权利要求 36 所述的方法,还包括提供阻尼以抵消可致动假体踝装置的不期望的运动。

43. 根据权利要求 36 所述的方法,还包括当与可致动假体踝装置相关联的电源降到特定电力阈值水平以下时,将可致动假体踝装置锁定在固定角度。

44. 根据权利要求 36 所述的方法,还包括从使用者接收指示脚后跟高度调整的第二信号。

45. 根据权利要求 36 所述的方法,其中调整可致动假体踝装置包括使可致动假体踝装置绕枢转点旋转。

46. 根据权利要求 37 所述的方法,其中所述至少一个地形变量包括指示地面坡度的数据。

用于运动受控制的足单元的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明的优选实施例涉及具有运动（或动作）受控制的肢体特别是踝运动受控制的足的系统和方法。

背景技术

[0002] 世界上成百万的个人依靠假肢和 / 或矫正装置以弥补诸如截肢或衰弱的残疾并帮助受伤肢体的康复。矫正装置包括用于支撑、校直、预防、保护、矫正人体的畸形或提高人体的可运动部分的功能的外部装置。假体装置包括作用于诸如臂或腿的人体缺失部分的人工替代物的装置。

[0003] 因为个体的平均年龄增加,因为诸如糖尿病的衰弱疾病的盛行,残疾人和截肢人的数量每一年都在增加。结果,对假体和矫正装置的需要也在增加。传统的矫正法经常用于支撑个体的诸如踝或膝盖的关节,且矫正的运动通常仅以使用者的能量消耗为基础。一些传统的假体配备有基本的控制器,所述控制器在与截肢者没有任何相互作用的情况下人工地移动关节,并仅能够产生基本的动作。这样的基本控制器没有考虑工作环境的动力条件。这些传统的假体装置和矫正装置的消极的特性典型地导致运动的不稳定、对于残疾人或截肢者而言消耗很高的能量、步态偏移和其他短期或长期的不利效果。对于腿部矫正和腿部假肢这尤其确切。

发明内容

[0004] 因此,本发明的一个实施例包括假体或矫正系统,所述假体或矫正系统是自供动力的、且模拟健康肢体的自然运动特别是健康踝的运动。本发明的另一实施例包括传感器系统和控制系统,所述传感器系统和控制系统管理假体或矫正系统的运动,以便于残疾人或截肢者的运动。

[0005] 本发明的一个实施例包括与肢体相关联的系统。在一个实施例中,所述系统包括足单元;连接元件,所述连接元件具有上端和下端,其中所述下端可枢转地连接到足单元上的第一位置;致动器,所述致动器可操作地联接到足单元上和连接元件上,其中所述致动器构造为活动地(或自主地,积极地)调整连接元件与足单元之间的角度。例如足单元可以是假体或矫正装置。

[0006] 本发明的另一实施例包括用于模拟踝的自然运动的假体系统。在一个实施例中,所述假体系统包括:假足;枢轴组件,所述枢轴组件连接到假足上的第一位置,其中所述第一位置在假足的自然踝位置附近;在胫骨方向上延伸的下肢元件,所述下肢元件具有上端和下端,其中下肢元件的下端可操作地联接到枢轴组件上;和致动器,所述致动器可操作地联接到假足上和下肢元件上,其中所述致动器构造为绕枢轴组件活动地调整下肢元件与假足之间的角度。

[0007] 本发明的一个实施例包括用于控制与肢体的运动相关联的装置的方法。在一个实施例中,所述方法包括使用至少一个传感器监视与肢体相关联的可致动装置的运动;产

生指示（或表示）所述运动的数据；使用处理模块处理所述数据以确定可致动装置的移动（行进，运动）的当前状态；以及基于确定的移动状态调整可致动装置，其中所述调整包括大体上模拟健康踝的运动。例如，可致动假体踝装置可以是假体或矫正器。

[0008] 本发明的另一实施例包括用于控制假体踝装置的方法。在一个实施例中，所述方法包括使用至少一个传感器监视可致动假体踝装置的运动，其中所述至少一个传感器产生指示（或表示）假体踝装置运动的数据；使用控制模块接收和处理所述数据以确定可致动假体踝装置的移动的当前状态；使用控制模块输出基于所述确定的移动状态的至少一个控制信号；以及至少基于所述控制信号调整可致动假体踝装置，其中所述调整包括大体上模拟健康踝的运动。

[0009] 在一个实施例中，提出了具有踝运动受控制的足的假体或矫正系统。所述假体或矫正系统包括尤其是下肢元件、致动器和足单元。所述致动器构造为通过调整下肢元件与足单元之间的角度模拟踝的动作。所述假体或矫正系统也包括连接部分，所述连接部分便于将下肢元件联接到另一个假体或矫正元件上、联接到截肢者的残肢上、或联接到另一元件上。所述假体或矫正系统也可以包括可充电电池以向致动器或系统的其它元件供给电力。本发明的实施例包括用于小腿和大腿的截肢者的系统。

[0010] 在本发明另一实施例中，所述假体或矫正系统包括传感器系统，所述传感器系统用于获取关于假体或矫正装置的位置和运动的信息。此信息可以被实时处理从而为假体或矫正装置预测适当的运动并从而相应地调整假体或矫正装置。

[0011] 在本发明的一个实施例中，提出了具有传感器模块、中央处理器单元、存储器、外部接口、控制驱动模块、致动器、和踝装置的系统结构。所述系统结构通过外部接口可以接收来自外部来源的例如使用者或电子装置的指令和 / 或数据。

[0012] 在一个实施例中，可以设置控制系统，所述控制系统管理矫正器或假体的运动。在一个实施例中，控制系统管理例如螺杆电动机的致动器的运动。这种动作控制提供使用者的上到上倾表面、下下倾表面或在楼梯上的运动。在一个实施例中，所述控制系统可以构造为通过传感器监视健康肢体的运动并使用此测量值控制假体或矫正器的运动。所述控制系统也管理致动器的阻尼或矫正器或假体的其它部分。

[0013] 在一个实施例中，提供了一种用于控制假体或矫正装置的致动的方法。所述方法包括在可致动的假体或矫正装置上设置一个或多个传感器。从传感器接收的数据被处理且用于确定假体装置的移动的当前状态。处理单元使用从传感器接收的数据的至少一部分，然后预测假体或矫正装置的运动。在一个实施例中，提出了模拟健康踝的运动的假踝。所述一个或更多个传感器可以包括例如回转器和 / 或加速计。在本发明另一实施例中，除非使用者的移动类型被处理单元确定高于预定阈值的安全系数，否则不对可致动的假体或矫正装置作出调整。

[0014] 在另一实施例中，提出了用于识别假体或矫正装置的动作的方法。所述方法包括在装置移动的同时从放置在假体或矫正装置上的一个或更多个传感器接收数据。由传感器接收的数据产生波形。通过将所述波形与已知的用于特定动作类型的波形相关联，用于假体或矫正装置的特定动作被识别。例如，已知的波形可以由使用者输入或从外部装置或系统下载。所述波形也可存储在在假体或矫正装置上的存储器内。

[0015] 在另一实施例中，提出了一种用于致动踝帮助装置的方法。通过提供计算机控制

器,所述装置被致动以提供装置的第一部分和第二部分之间的相对动作。在一个实施例中,所述装置是矫正器。在另一实施例中,所述装置是假体。在一个实施例中,所述计算机控制器预测装置的将来动作。在另一实施例中,所述计算机控制器从至少一个传感器模块接收输入信号,所述至少一个传感器模块接收关于环境变量和 / 或假体或矫正装置的运动或位置的信息。在另一实施例中,所述计算机控制器从至少一个传感器模块接收输入信号,所述至少一个传感器模块接收关于健康肢体的运动和位置的信息。

[0016] 为总结本发明,本发明的一些方面、优点和新颖性特征已经在此描述。要理解:不是必然地所有的这样的优点可以根据本发明的任何特定的实施例被实现。从而,本发明能够实现或最优化在此教导的一个优点或一组优点的方式体现或实施,而不必实现在此教导或建议的其它优点。

附图说明

[0017] 图 1 是具有根据本发明的一个实施例的具有踝动作受控制的足单元的下肢假体的透视图;

[0018] 图 2 是图 1 的下肢假体的透视图,其中盖子被移除以显示假体的内部元件;

[0019] 图 3 是图 2 的假体的侧视图;

[0020] 图 4 是图 2 的假体的后视图;

[0021] 图 5 是图 1 的下肢假体的侧视图,显示的盖子部分移除的,其中踝动作受控制的足被调整以适应上倾。

[0022] 图 6 是图 5 的下肢假体的侧视图,其中踝动作受控制的足被调整以适应下倾。

[0023] 图 7 是表示在假体的足单元的示范性实施例上的踝枢轴点与人足的自然踝关节之间的相关性的图解图;

[0024] 图 8 是描述在水平表面上的一个完整步幅期间假体系统或矫正系统的示范性实施例的踝动作的范围的图表。

[0025] 图 9 是具有踝动作受控制的足的假体或矫正系统的控制系统结构的示范性实施例的框图;

[0026] 图 10 是图示可用于调整根据本发明的一个实施例的假体或矫正系统的踝的角度控制信号的表格;和

[0027] 图 11 是描述在假体或矫正系统的控制与对应的完好的肢体的动作之间的关系的示范性实施例的图表。

具体实施方式

[0028] 在此描述的本发明的一些优选的实施例一般与假体和矫正系统有关,特别地与具有踝动作(或运动)受控制的足的假体和矫正装置有关。在描述阐述多种特定实施例的细节时,应该理解所述描述只是说明性的且不应该以任何方式解释为限制本发明。而且,本领域普通技术人员易于想到的本发明的各种应用和对其的修改,也都被在此描述的上位概念所包含。

[0029] 现在将参照在上面概括的附图描述本系统和发明的特征。在全部附图中,标号被再次使用以表示元件之间的一致(同样的标号表示同样的元件)。附图、相关的描述和特定

的实施被用来说明本发明的实施例而不是限制本发明的保护范围。

[0030] 使用在此的术语“假体的”和“假体”是宽泛（或上位）的术语且在它们的一般意义上使用，并且，没有限制地，术语“假体的”和“假体”指任何可用于支撑、校直、预防、保护、矫正人体的畸形、固定或提高人体的诸如关节和 / 或四肢的部分的功能的系统、装置或装置。

[0031] 在此使用的术语“踝装置”是宽泛的术语且在其一般意义上使用，并涉及任何假体、矫正或踝帮助（或辅助）装置。

[0032] 在此使用的术语“横过胫骨的（transtibial, 小腿）”是宽泛的术语且在其一般意义上使用，并没有限制地涉及位于包括人造膝关节在内的人体膝关节处或其下面的任何平面、方向、位置或横截面。

[0033] 在此使用的术语“横过股骨的（transfemoral, 大腿）”是概括的术语且在其一般意义上使用，并没有限制地涉及位于包括人造膝关节在内的人体膝关节处或其上面的任何平面、方向、位置或横截面。

[0034] 在此使用的术语“矢状的”是宽泛的术语且在其一般意义上使用，且涉及与平面有关或位于平面内或在平面内或靠近平面的任何描述、位置或方向，所述平面是人体的正中面（即将人体纵向分成左右半边的平面）或与正中面大体上平行的任何平面。“矢状面”也可以指任何在前面垂直于通过人体的后面平面，所述后面平面平行于或大体上平行于正中面，且将人体分成相等的或不等的右边部分和左边部分。

[0035] 在此使用的术语“冠的”是宽泛的术语且在其一般意义上使用，且涉及与平面有关或位于平面内或在平面内或靠近平面的任何描述、位置或方向，所述平面穿过人体的纵向轴线。“冠状面”也可以指竖直穿过或大体上竖直穿过人体的、并且与正中面垂直或大体垂直的任何平面，且所述平面将人体分为前部和后部。

[0036] 图 1 图示了下肢假体 100 的一个实施例，所述下肢假体 100 具有踝动作（或运动）受控制的足，所述足具有联接元件。假体 100 包括下肢元件 102 形式的联接元件，所述下肢元件 102 可操作地联接到足单元 104 上。如在此使用的，术语“联接元件”是宽泛的术语且在其一般意义上使用，并且在假体足实施例中没有限制地涉及直接或间接连接到足单元 104 上的、并以例如枢转的方式相对于足单元 104 可移动的任何元件，所述联接元件用于将假体 100 连接到残肢或中间假体上。如图解地，在踝假体实施例中联接元件可以采取下肢元件的形式。在其它实施例中，例如矫正实施例中，联接元件例如使用支架可以用来连接到身体部分上并支撑身体部分，所述联接元件也可移动地连接到例如足单元的第二元件上，所述足单元也会连接到例如足的身体部分上并支撑该身体部分。在一个实施例中，下肢元件 102 通常是具有主纵向轴线的细长元件，所述纵向轴线在大体上胫骨的方向，即通常沿着自然胫骨骨头的轴线延伸的方向，上延伸。例如，图 1 描述下肢元件 102 为大体上竖直的方向。

[0037] 在另一实施例中，下肢元件 102 可以包括多个部分。例如，下肢元件 102 可以包括两个细长部分，所述两个细长部分在胫骨方向上大体平行地延伸并且连接在一起。在另一实施例中，下肢元件 102 包括具有两侧的腔室，所述腔室具有两个大体上对称的部分以形成局部封闭的壳体。在另一实施例中，下肢元件 102 可以包括例如管状结构的中空元件。在其它实施例中，下肢元件 102 可以包括细长的扁平部分或圆形部分。在其它实施例中，下肢

元件 102 的结构不是细长的。例如,下肢元件 102 可以包括大体上圆形、圆柱形、半圆形、圆顶形,椭圆形或矩形结构。下肢元件可能的一个示例是踝组件,2003 年 12 月 18 日申请的、名称为“PROSTHETIC FOOT WITHROCKER MEMBER(具有摇杆元件的假足)”的美国专利申请 No. 10/742455 中描述了其结构,所述专利的整体在此通过参考并入并被认为是此说明书的一部分。

[0038] 在一个实施例中,下肢元件 102 通常由例如铝的加工金属或碳纤维材料形成。在本发明的另一实施例中,下肢元件 102 可以包括适于假体装置的其它材料。在一个实施例中,下肢元件 102 有利地具有在约 12 至 15 厘米之间的高度。在本发明的其它实施例中,基于使用者的尺寸和 / 或假体 100 的预期使用,下肢元件 102 可以具有小于 12 厘米或高于 15 厘米的高度。例如,下肢元件 102 可以具有大约 20 厘米的高度。

[0039] 在一个实施例中,假体 100 构造为当假体 100 在静止位置时,下肢元件 102 的主纵向轴线与足单元 104 的下表面大体垂直。在另一实施例中,当足单元 104 停留在地面上时,下肢元件 102 可以与水平地面大体垂直。这样的结构有利地给使用者提供了改进的支撑和 / 或稳定性。

[0040] 如图 1 中所示,下肢元件 102 还包括盖子 106。所述盖子 106 容纳和 / 或保护下肢元件 102 的内部元件。在另一实施例中,盖子 106 可以是圆形的或可以是自然人的腿的形状。

[0041] 下肢元件 102 还包括联接部分 108 以方便下肢元件 102 的联接。例如,如图 1 中所示,下肢元件 102 的联接部分 108 将假体 100 联接到暂用假肢 110 上。在本发明的其它实施例中,联接部分 108 可以构造为将假体 100 联接到截肢者的残肢上或另外的假体装置上。图 1 也示出了控制线 112,所述控制线 112 可用于提供电力到假体 100 上和 / 或传送控制信号到假体 100 上。

[0042] 足单元 104 可以包括多种类型的假足或矫正足。如图 1 中所图示的,足单元 104 装有 2003 年 8 月 15 日申请的、名称为“LOW PROFILE PROSTHETIC FOOT(不引人注目的假足)”的、本申请人的同时待审美国专利申请 No. 10/642125 中描述的设计,所述专利申请的整体因此通过参考并入并被认为是此说明书的一部分。例如,足单元可以包括可以从 Össur 可得到的、标准的 LP VARI-FLEX®。

[0043] 在一个实施例中,足单元 104 构造为对在足单元 104 上的重力或冲击水平作出成比例的反应。另外,足单元 104 可以包括阻尼器(振动吸收器),所述阻尼器用于舒适地装载脚后跟和 / 或用于回复消耗的能量。足单元 104 可以包括具有增强的灵活性的全长的足尖杆,从而提供用于模拟健康肢体步长的假肢的步长。另外,如图 1 中所示,足单元 104 可以包括分开的足尖构造,这便于在不平的地形上的行走。足单元 104 也可以包括美化物或诸如从 Össur 可得到的标准的 Flex-Foot 盖子的足盖。

[0044] 图 2 示出了盖子 106 移除时的假体 100。如图所示,下肢元件 102 的下端在枢轴组件 114 处联接到足单元 104 上。如图所示,下肢元件 102 联接到足单元 104 的踝板上,所述踝板从足单元 104 的足尖部分大体上向后向上延伸。枢轴组件 114 允许足单元 104 的相对于下肢元件 102 的角运动。例如,在一个实施例中,枢轴组件 114 有利地包括至少一个枢销。在其它实施例中,枢轴组件 114 包括铰链、多轴结构、多中心结构、以上的组合等。优选地,枢轴组件 114 位于足单元 104 的、靠近足单元 104 的自然踝位置的部分上。在本发明的其它实施例中,枢轴组件 114 可以用螺栓固定的或可释放地连接到足单元 104 上。

[0045] 图 2 还示出了具有致动器 116 的假体 100。在一个实施例中,致动器 116 有利地为假体 100 提供必要的能量以执行与截肢者的行动同步的角位移。例如,致动器 116 可以使足单元 104 与自然人足相似地移动。在一个实施例中,致动器 116 的下端在第一联接点 118 处联接到足单元 104。如图所示,足联接点 118 有利地位于足单元 104 的、在其后面部分上的上表面上。致动器 116 的上端在第二联接点 120 处联接到下肢元件 102。

[0046] 在一个实施例中,致动器 116 的线性移动(或延伸与收缩)控制或活动地(或自主地,活动地)调整下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度。图 2 示出了包括双头螺纹电动机的致动器 116,其中电动机相对于下肢元件 102 推或拉足单元 104 的后部。在其它的实施例中,致动器 116 包括能够活动地调整多个元件之间的角度或规定多个元件之间的动作的其它机构。例如,致动器 116 可以包括单螺纹电动机、活塞气缸式结构、伺服电动机、步进电动机、回转电动机、弹簧、流体致动器等。然而在其它的实施例中,致动器 116 可以仅在一个方向上调整下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度。在这样的实施例中,使用者的重量也可以用在由和 / 或致动器 116 的运动引起的角度的控制中。

[0047] 图 2 示出了在后部构造中的致动器 116,其中致动器 116 位于下肢元件 102 的后面。在其它实施例中,致动器 116 可以被使用在前面结构中,其中致动器 116 位于下肢元件 102 的前面。在本发明另一实施例中,致动器 116 包括自动调整踝结构且装有例如在美国专利 No. 5957981 中描述的设计,所述专利的整体因此通过引用并入并被认为是此说明书的一部分。可以选择特定的构造或结构以最接近地模仿自然人踝关节的运动和位置,并便于假体 100 插入到外部的美化物内。

[0048] 而且,致动器 116 有利地构造为运行不发出大的、被使用者和 / 或其他人察觉的、例如间歇噪音的噪音。致动器 116 也可以构造为在假体 100 经受例如在矢状面内的、超过某一水平的扭矩的情况下不运行或调整。例如,如果扭矩水平超过四个牛顿米 (N. m),致动器 116 可以停止运行或发出警报。

[0049] 致动器 116 也可以如图 1 中所示大体上被包围在盖子 106 内,从而致动器 116 的部分看不见和 / 或没有暴露到环境中。在另一实施例中,致动器 116 可以被下肢元件 102 至少部分地包围。

[0050] 图 2 进一步描述了控制电路 122 和 / 或致动器 116,所述控制电路 122 能够用于控制致动器 116 的操作。在一个实施例中,控制电路 122 包括至少一个印刷电路板 (PCB)。所述 PCB 可以进一步包括微处理器。软件也可以置于 PCB 上以便执行信号处理和 / 或控制假体 100 的运动。

[0051] 在一个实施例中,假体 100 包括向控制电路 122 和 / 或足单元 116 供电的电池(没有示出)。在一个实施例中,所述电池包括可充电的锂离子电池,所述锂离子电池优选地具有至少 12 至 16 小时的动力循环(动力冲程)。然而在其它实施例中,电池的动力循环可以小于 12 小时或大于 16 小时。在本发明的其它实施例中,电池包括锂聚合物电池、燃料电池技术、或其它形式的能够向假体 100 供给电力的电池或技术。然而在其它实施例中,电池可移除地连接到下肢元件 102 的后表面上、假体 100 的其它部分上或电池位于离假体 100 较远的地方。在进一步的实施例中,假体 100 例如通过墙壁适配器或汽车适配器可以连接到外部电源上以给电池充电。

[0052] 在一个实施例中,当电池没有电或进入低动力阶段时,假体 100 构造为锁定在中性

(或中间)位置,例如当足单元 104 停留在水平地面表面上时、下肢元件 102 调整成相对于水平地面基本垂直。这种锁定为使用者提供了运行上的安全、可靠、和 / 或稳定。假体 100 也提供电池状态显示屏,所述显示屏给使用者警告电池的状态(即电荷)。在另一实施例中,当假体 100 的动作控制功能被使用者关闭或禁止时,假体 100 锁定到大体上的中性位置内。

[0053] 如上所述,美化材料或其它装饰可以被假体 100 使用从而给假体 100 更加自然的外表或形状。另外,美化物、装饰、或其它填充材料可以用于防止例如灰尘或水的致污物接触假体 100 的元件。

[0054] 图 3 示出了根据本发明的一个实施例的假体的侧视图。如图 3 所示,致动器 116 还包括主壳体 124、下可延伸部分 126 和上可延伸部分 128。下可延伸部分 126 在第一连接点 118 处将致动器 116 的主壳体 124 联接到足单元 104 上。上可延伸部分 128 在第二连接点 120 处将致动器 116 的主壳体 124 联接到下肢元件 102 上。在运行和积极调整假体 100 期间,下可延伸部分 126 和 / 或上可延伸部分 128 移动到致动器 116 的主壳体 124 内或从主壳体 124 中移动出来、以调整下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度。

[0055] 例如,为增加下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度,致动器 116 使下可延伸部分 126 和 / 或上可延伸部分 128 收缩或缩回到主壳体 124 内。例如,可延伸部分 126、128 中的至少一个可以具有螺纹表面从而一个方向(例如顺时针方向)上的旋转使可延伸部分缩回到致动器的主壳体 124 内。在其它实施例中,可延伸部分 126、128 中的至少一个包括多个伸缩件,从而在缩回时,在不缩进主壳体 124 内的情况下,可延伸部分的多个伸缩件中的一个收缩到多个伸缩件中的另一个内。同样,为减小下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度,下可延伸部分 126 和 / 或上可延伸部分 128 可以从主壳体 124 延伸出。

[0056] 在本发明的、具有用于致动器 116 的前面构造的实施例中,下可延伸部分 126 和 / 或上可延伸部分 128 的延伸使下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度增加。同样,下可延伸部分 126 和 / 或上可延伸部分 128 的收缩使下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度降低。

[0057] 图 4 示出了图 1-3 所示的假体 100 的后视图。在本发明的其它实施例中,盖子 106 绕假体 100 的后部延伸以容纳致动器 116 的至少一部分从而部分致动器 116 不可见和 / 或没有暴露到环境中。

[0058] 图 5 和 6 图示了当假体 100 调整以向上倾斜和向下倾斜时假体 100 的一个实施例。参照图 5,示出了调整到上倾时的假体 100。在此实施例中,致动器 116 延伸从而减小下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度 θ (或背屈)。关于背屈,在一个实施例中,假体 100 运动的角范围是从中性位置起的约 0 至 10 度。在摆动期间,其它实施例也可以便于过度增大的背屈。

[0059] 图 6 图示了假体 100 调整到向下倾斜表面时的假体 100。致动器 116 收缩从而增加下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度 θ (或足底屈)。关于足底屈,在一个实施例中,假体 100 动作的角范围是从中性位置起的约 0 至 20 度。这样的足底屈模拟了自然踝运动并向截肢者或使用者提供了更大的稳定性。在一个实施例中,绕假体 100 的踝枢轴动作的总范围,既包括足底屈也包括背屈,是大约 30 度或更多。

[0060] 除了在向上倾斜表面和向下倾斜表面上运行,假体 100 的动作受控制的足有利地适应不同的地形、在上下楼梯时运行,并且便于水平地面行走。另外,假体 100 可以提供角后跟高度自动可调整能力。在一个实施例中,当足单元 104 基本平伸到地面上时,脚后跟从下肢元件 102 的踝部到地面的高度可以被测量。例如,诸如通过按下一个或多个按钮,使用

者可以调整到不同的脚后跟高度,从而假体 100 自动地调整其到适当的脚后跟高度。在一个实施例中,假体 100 包括多个预定的脚后跟高度。然而在其它实施例中,不需要使用者输入的情况下,假体 100 可以自动地调整脚后跟的高度。

[0061] 图 5 和 6 还图示了连接部分 108 的一个实施例。连接部分 108 提供截肢者的自然肢体与假体 100 之间的对准,且可以构造为降低压力峰值和剪切力。例如,连接部分 108 可以构造为连接到另一个假体上、截肢者的残肢上、或另外的元件上。在一个实施例中,连接部分 108 包括接插件(套接接头)。接插件可以构造为容纳 32mm 的螺纹元件、阳棱锥联轴器或其它元件。在其它实施例中,连接元件 108 也可以包括构造为容纳阴棱锥适配器。

[0062] 如图 5 和 6 中所示,枢轴组件 114 定位成模仿正常人的踝轴。图 7 还图示了表示在假足单元 204 上的踝枢转点与足的自然人的踝关节之间的相关性的图解图。特别地,假足单元 204 包括对应于人足 242 的踝关节 240 的枢轴组件 214。例如,在本发明的一个实施例中,枢轴组件 114 位于假体 100 的机械踝旋转中心附近。

[0063] 图 8 图示了描述在水平表面上的一个完整步幅(步测,或大步)期间假体 100 的实施例的踝动作的可能范围的图表。如图所示,图表的 x 轴表示在使用者的一个完整步幅期间(即 0 至 100%)的不同的点。y 轴表示假体 100 相对于当所述假体处于中性位置时的踝角(Δ)。在一个完整步幅期间,踝角(Δ)从大约 20 度的足底屈(即中性位置角 +20 度)变化到大约 10 度的背屈(即中性位置角 -10 度)。

[0064] 在上述实施例中,当调整动作的角范围时没有设置阻尼。在本发明的另一实施例中,假体 100 构造为设置阻尼或消极的、柔和的阻力以改变下肢元件 102 与足单元 104 之间的角度。用于控制这种阻尼的示例披露在美国专利 No. 6443993 中,所述美国专利因此通过引用在此并入并被认为是此说明书的一部分。

[0065] 例如,当使用者在站立位置时,致动器 116 可以提供增加的阻力或阻尼从而给使用者提供稳定性。在本发明的一个实施例中,假体 100 的阻尼可以由液压阻尼器提供。在本发明的其它实施例中,在本技术领域已知的其他元件或装置也可以用来为假体 100 提供阻尼(或减震)。另外,在本发明的一个实施例中,例如通过电子控制系统,阻尼器可以动态地控制,所述电子控制系统在下面将更详细地讨论。在其它的实施例中,阻尼器可以通过机械的和/或流体式的结构控制。

[0066] 也可以认识到:尽管上面的描述已经通常指向假体系统和装置,但是所述描述也可以应用到具有矫正系统或装置的本发明的实施例中。例如,在本发明的一个实施例中,矫正系统可以包括积极控制矫正的角度的至少一个致动器,所述矫正用于受伤或衰弱的踝。另外,在矫正系统的电子控制之外,矫正系统可以提供使用者的受伤的踝或腿的控制或自然运动。

[0067] 另外,上述系统可以在小腿或膝盖以下的系统以外的假体系统或矫正系统中实施。例如,在本发明的一个实施例中,假体系统或矫正系统可以使用在大腿或膝盖以上的系统中,例如 2004 年 5 月 7 日申请的、名称为“MAGNETORHEOLOGICALLY ACTUATED PROSTHETIC KNEE”的美国临时专利申请 No. 60/569512,以及 2004 年 11 月 3 日申请的、名称为“MAGNETORHEOLOGICALLY ACTUATED PROSTHETIC KNEE”的美国临时专利申请 No. 60/624986 中所披露的系统,所述专利申请中的每一个因此通过引用在此整体并入并被认为是此说明书的一部分。例如,假体或矫正系统可以既包括假体或矫正踝,也/或包括假体或矫正膝盖。

[0068] 图 9 图示了用于踝动作受控制的足的控制系统 300 的系统结构的一个实施例的方框图。在本发明的一个实施例中,在图 1-6 中示出的下肢假体 100 可使用控制系统 300。在本发明的其它实施例中,具有踝动作受控制的足或其它动作受控制的肢体的矫正系统或康复系统可使用控制系统 300。在一个实施例中,控制系统 300 以分散处理(分布式处理)系统为基础,其中由假体或矫正系统执行的例如传感、数据处理和致动的不同的功能,由彼此通信的多个处理器执行或控制。参照图 9,控制系统 300 包括传感器模块 302、踝装置 304(诸如图 1 中所描述的假体 100)、中央处理器单元(“CPU”)305、存储器 306、控制驱动模块 310、致动器 316 和电源模块 318。

[0069] 在一个实施例中,图 9 中所示的控制系统 300 用 CPU305 处理接收自传感模块 302 的数据。CPU305 与控制驱动模块 310 通信以控制致动器 316 的运行从而通过踝装置 304 模拟自然踝运动。而且,控制系统 300 可以预测踝装置 304 怎样可以需要被调整以便适合使用者的运动。通过接口模块 308,CPU305 也可以接收来自使用者和/或其它装置的命令。电源模块 318 向控制系统 300 的其它元件提供电力。这些模块中的每一个在下面将更详细地描述。

[0070] 在一个实施例中,传感器模块 302 用于测量与踝装置 304 有关的在整个步态循环中的变量,例如踝装置 304 的位置和/或运动。在这样的实施例中,传感器模块 302 有利地位移踝装置 304 上。例如,传感器模块 302 可以位于踝装置 304 的、如图 2 中描述的假体 100 的枢轴组件 114 的机械踝旋转中心附近。在另一实施例中,传感器模块 302 可以位于使用者的自然肢体上,所述自然肢体连接到踝装置 304 上或与踝装置 304 相关联。在这种实施例中,传感器用于获取与在使用者的踝装置侧上的自然肢体的运动有关的信息以调整踝装置 304。

[0071] 在一个实施例中,传感器模块 302 有利地包括印刷电路板壳体、例如加速计的多个传感器,所述加速计每一个测量踝装置 304 在不同轴线上的加速度。例如传感器模块 302 可以包括三个加速计,所述三个加速计测量 - 装置 304 的在三个大体上彼此垂直的轴线上的加速度。适合用于传感器模块 302 的传感器例如从 Dynastream Innovations, Inc. (Alberta, Canada) 可以获得。

[0072] 在其它实施例中,传感器模块 302 可以包括一种或更多种其它类型的传感器,所述其它类型的传感器与加速计结合或代替加速计。例如,传感器模块 302 可以包括构造为测量例如身体部分和/或踝装置 304 的角速度的回转器。在其它实施例中,传感器模块 302 包括脚底压力传感器,所述脚底压力传感器构造为测量例如特定足下区域的竖直足底压力。在另一实施例中,传感器模块 302 可以包括构造为可以从使用者的自然肢体获取数据的、一个或多个下面的装置:运动传感器、单轴回转器、单轴或多轴加速计、负载传感器、挠曲传感器或肌电传感器。美国专利 No. 5955667、美国专利 No. 6301964 和美国专利 No. 6513381 也说明了可以被本发明的实施例使用的传感器的示例,所述这些美国专利通过引用在此整体并入并被认为是此说明书的一部分。

[0073] 而且,传感器模块 302 可以用来获取例如与下面中的一个或多个相关的信息:踝装置 304 相对于地面的位置;踝装置 304 的倾斜角度;重力相对于踝装置 304 的位置的方向;与使用者的步幅有关的信息,例如当踝装置 304 接触地面(例如“脚后跟着地”),在中步幅中,或离开地面(例如“足尖离开”)时,假体 100 在迈步期峰值处的离地面的距离;迈步期峰值的定时等。

[0074] 在其它实施例中,传感器模块 302 构造为检测步态模式和/或结果。例如,传感器

模块 302 可以确定使用者是否在站立 / 停止位置、在水平地面上行走、在上和 / 或下楼梯或倾斜表面等。在其它实施例中,传感器模块 302 构造为检测或测量踝装置 304 的脚后跟高度和 / 或确定静态的胫骨角度以便检测使用者何时处于坐姿。

[0075] 如图 9 中所示,在本发明的一个实施例中,传感器模块 302 还构造为测量包括以下一项或多项环境的或地形的变量:地面的特性、地面的角度、空气温度和风阻。在一个实施例中,被测量的温度可以用于校准步态和 / 或其它传感器的偏差。

[0076] 在其它实施例中,传感器模块 302 获取关于例如健康腿的使用者的自然肢体的运动和 / 或位置的信息。在这种实施例中,优选地,当在向上倾斜表面上或向下倾斜表面上运行时,使用者的第一步可以用健康的腿迈出。这允许在调整踝装置 304 之前取自健康腿的自然运动的测量。在本发明的一个实施例中,控制系统 300 检测使用者的步态(步法)并在踝装置 304 处于第一步迈步期时因此调整踝装置 304。在本发明的其它实施例中,可以存在延迟期,在所述延迟期内,在能够准确地确定使用者的步态以及能够适当地调整踝装置 304 之前,控制系统 300 需要一个或两个步幅。

[0077] 在本发明的一个实施例中,传感器模块 302 具有默认的 100 赫兹(Hz)的采样率。在其它实施例中,采样率可以高于或低于 100Hz 或者可以被使用者调整,或者通过软件或参数设定自动调整。另外,传感器模块 302 可以提供数据类型之间的同步或包括时间戳记。为了允许踝装置 304 的精细调整,传感器也可以构造为具有大约 0.5 度的角分辨率。

[0078] 在一个实施例中,当不需要传感时,诸如当使用者处于坐着的位置或向后靠的位置放松时,传感器模块 302 构造为掉电到“睡眠”模式。在这种实施例中,当传感器模块 302 运动时或当使用者输入时,传感器模块 302 可以从睡眠状态被唤醒。在一个实施例中,当在“激活”模式下时,传感器模块 302 消耗大约 30 毫安(mA),当在“睡眠”模式下时,消耗大约 0.1mA。

[0079] 图 9 图示了与 CPU305 通信的传感器模块 302。在一个实施例中,传感器模块 302 有利地向 CPU305 和 / 或控制系统 300 的其它元件提供测量数据。在一个实施例中,传感器模块 302 联接到诸如 Bluetooth® 变送器的变送器上,所述变送器将测量值传输到 CPU305。在其它实施例中,可以使用诸如红外线、WiFi®,或射频(RF)技术的其它类型的变送器或无线技术。在其它实施例中,有线技术可以用来与 CPU305 通信。

[0080] 在一个实施例中,传感器模块 302 向 CPU305 发送数据串,所述数据串包括多种类型的信息。例如,所述数据串可以包括 160 位且包括下面的信息:

[0081] [TS ;AccX ;AccY ;AccZ ;GyroX, GyroY, GyroZ, DegX, DegY, FS, M] ;

[0082] 其中 TS = 时间戳 ;AccX = 足沿 X 轴的线性加速度 ;AccY = 足沿 Y 轴的线性加速度 ;AccZ = 足沿 Z 轴的线性加速度 ;GyroX = 足沿 X 轴的角加速度 ;GyroY = 足沿 Y 轴的角加速度 ;GyroZ = 足沿 Z 轴的角加速度 ;DegX = 足在冠状面内的倾斜角 ;DegY = 足在矢状面内的倾斜角 ;FS = 踝装置 304 内的开关的逻辑状态 ;以及 M = 传感器的方位。在本发明其它的实施例中,可以使用包括更多或更少信息的其它长度的数据串。

[0083] CPU305 有利地处理接收自控制系统 300 的其它元件的数据。在本发明的一个实施例中,CPU305 处理与使用者的步态有关的信息,例如接收自传感器模块 302 的信息;确定移动类型(即步态模式);和 / 或向控制驱动模块 310 发送命令。例如,由传感器模块 302 获取的数据可以用于产生波形,所述波形描述与使用者的步态或移动相关的信息。波形的随后变化可以被 CPU305 识别以预测使用者将来的移动、并相应地调整踝装置 304。在本发明的一个

实施例中, CPU305 可以检测从低至每分钟 20 步到高至每分钟 125 步的步态模式。在本发明的其它实施例中, CPU305 可以检测低于每分钟 20 步或高于每分钟 125 步的步态模式。

[0084] 在本发明的一个实施例中, CPU305 根据下表 (表 1) 处理与状态变换相关的数据。特别地, 表 1 显示了控制系统 300 用到的可能的状态变换。表 1 的第一列列出了踝装置 304 的可能的初始状态, 且第一行列出了踝装置 304 的可能的第二状态。表 1 的主体识别由 CPU305 在从第一状态变换到第二状态期间、在控制或活动地调整致动器 316 和踝装置 304 中使用的数据的来源; 其中“N”表示没有额外的数据需要用于状态变换; “L”表示 CPU305 在状态变换期间使用变换逻辑以确定对踝装置 304 的调整; 以及“T”表示 CPU 从接口 (例如接口模块 308, 外部用户界面, 电子接口等) 接收数据。本发明的实施例可以使用的变换逻辑可以由相关领域的普通技术人员开发出来。使用在本发明的实施例的相似系统和方法中的变换逻辑的示例在 2004 年 5 月 19 日申请的、名称为“用于假膝的控制系统和方法”的美国临时专利申请 No. 60/572996 中披露出来, 且所述美国临时专利因此通过引用在此整体并入并被认为是此说明书的一部分。

[0085] 表 1

[0086]

从状态到状态的变换	关闭	脚后跟高度校准	传感器校准	中性	行走	上楼梯	下楼梯	放松	裤子
关闭	N	I	I	I	N	N	N	I	I
脚后跟高度校准	L	N	N	L	N	N	N	N	N
传感器校准	L	N	N	L	N	N	N	N	N
中性	I	I	I	N	L	L	L	L	I
行走	I	N	N	L	N	L	L	N	N
上楼梯	I	N	N	L	L	N	L	N	N
下楼梯	I	N	N	L	L	L	N	N	N
放松	I	N	N	L	N	N	N	N	I
裤子	I	N	N	I	N	N	N	N	N

[0087] 在一个实施例中,在表 1 中的上面描述的状态是踝装置 304 的预先规定的状态。例如,“关闭”状态可以表示踝装置 304 和致动器 316 的功能在关闭或停止模式。“脚后跟高度校准”状态与诸如当踝装置 304 没有动作时从静态传感器角度测量脚后跟高度有关。“传感器校准”状态与当使用者走在水平表面上时的表面角校准有关。“中性”状态与当踝装置 304 被锁定在大体上固定位置时有关。“行走”状态与当使用者在例如水平表面上或倾斜表面上行走时有关。“上楼梯”和“下楼梯”状态与当使用者分别上楼梯和下楼梯时有关。“放松”状态与当使用者在放松位置时有关。例如,在一个实施例中,“放松”状态与当使用者坐着且具有踝装置 304 的肢体交叉放在另外的肢体上时有关。在这种实施例中,控制系统 300 可以使踝装置 304 移动到最大足底屈位置以模拟例如健康足的自然位置和 / 或外观。“裤子”状态与当使用者穿上衬裤、长裤、短裤等时有关。在这种状态中,在一个实施例中,控制系统 300 可以使踝装置 304 移动到最大足底屈位置以方便通过踝装置 304 穿上衣服。

[0088] 在本发明的其它实施例中,踝装置 304 可使用其它状态以代替表 1 中确定的状态,或者与表 1 中确定的状态组合。例如,可以限定对应于躺下、骑脚踏车、登梯子等的状态。而且,在控制状态变换中,CPU305 和 / 或控制系统 300 可以处理数据或获得数据,所述数据来自表 1 中所列的来源以外的来源。

[0089] 在其它实施例中,CPU305 可以执行多种其它功能。例如,CPU305 可以使用接收自传感器模块 302 的信息以检测使用者的绊倒。CPU305 可以用作控制系统 300 的元件之间的通信的管理者。例如,CPU305 可以作为用于控制系统 300 的多个元件之间的通信总线的主要装置。如图所示,在一个实施例中,CPU305 与电源模块 318 通信。例如,CPU305 可以向控制系统 300 的其它元件提供配电和 / 或能量变换,且也可以监视电池能量或电池寿命。另外,当使用者处于坐姿或站姿时,CPU305 可以作用为临时停止或降低到控制系统 300 的电能。这种控制在减少使用的时间段期间,提供能量节约。例如当元件之间的通信失败时,从传感器模块 302 接收未被承认的信号或波形时,或者当从控制驱动模块 310 或踝装置 304 的反馈引起差错或出现错误时,CPU305 也进行错误处理。

[0090] 在本发明的其它实施例中,当分析来自传感器模块 302 的信息和 / 或将命令发送到控制驱动模块 310 时,CPU305 使用或计算安全系数。例如,安全系数可以包括一个范围内的值,其中较高的值表示与使用者的确定的移动类型相关联的较高确定性,而较低的值表示与使用者的确定的移动类型相关联的较低确定性。在本发明的一个实施例中,除非使用者的移动类型以高于预定阈值的安全系数被识别,则不对踝装置 304 作出调整。

[0091] 在一个实施例中,CPU305 包括下述模块,所述模块包括包含在硬件或固件内的逻辑,或者包括以诸如 C++ 的编程语言编写的软件指令的集合。软件模块可以编译和连接成安装在动态连接程序库内的可执行的程序,或可以例如 BASIC 的编译语言编写。将可理解:软件模块可以从其它模块或从它们自身被调用,和 / 或可以响应于检测到的结果(事件)或中断被调用。软件指令可以植入例如 EPROM 或 EEPROM 的固件内。将可进一步理解:硬件模块可以由例如门和触发器的被连接的逻辑单元构成,和 / 或可以由例如可编程门阵列或可编程处理器的可编程单元构成。

[0092] 图 9 还示出了包括用于存储指令和 / 或数据的存储器 306 的 CPU305。例如,存储器 306 可以存储下面类型的数据或指令中的一个或多个:用于控制系统 300 的其它元件的出错记录;有关步态模式或曲线的信息;有关使用者的过去行动的信息(例如步数);控

制参数和设定点;有关软件排出故障或升级的信息;用于假体或矫正系统的基本运动的预编程算法;与传感器模块 302 或其它元件相关的校准值和参数;从外部装置下载的指令;上述数据或指令的组合等。

[0093] 存储器 306 可以包括任何缓冲器、计算装置、或能够存储计算机指令和 / 或用于由另一计算装置或计算机处理器存取的数据。在一个实施例中,存储器 306 为是 CPU305 的一部分的高速缓冲存储器。在本发明的其它实施例中,存储器 306 与 CPU305 是分离的。在本发明的其它实施例中,存储器 306 包括随机存取存储器 (RAM) 或可以包括其它诸如只读存储器 (ROM)、可编程 ROM (PROM) 和电可擦除 ROM (EEPROM) 的集成可存取存储装置。在另一实施例中,存储器 306 包括诸如存储卡、可去除驱动器等的可去除 (移动) 存储器。

[0094] 在一个实施例中,CPU305 也可以构造为通过接口模块 308 从使用者或从外部装置接收用户或活动特定指示。CPU305 也可以与个人计算机、个人数字助手等通信从而下载或接收操作指令。特定活动指令可以包括例如与骑脚踏车、驾驶、上梯子或下梯子、在雪中或沙子中行走的调整等有关的数据。

[0095] 在一个实施例中,接口模块 308 包括使用者访问的接口从而控制或管理假体或矫正系统的部分或功能。在一个实施例中,接口模块 308 是具有多个按钮和 / 或多个发光二极管 (LEDs) 的柔性小键盘,所述小键盘可用来从使用者接收信息和 / 或将信息传送到使用者。例如,LEDs 可以表示电池的状态或可以将确认信号传送到使用者。接口模块 308 可以包括 USB 连接器,所述 USB 连接器可用于通信到例如个人计算机的外部计算装置。

[0096] 在另一实施例中,接口模块 308 包括开 / 关开关。在另一实施例中,接口模块 308 可以接收输入,所述输入与用户控制的脚后跟高度或假体或矫正系统的强迫放松模式有关。在其它实施例中,使用者可以调整假体预期的反应类型或启动 / 禁止踝装置 304 的特定功能。来自使用者的输入可以通过接口模块 308 例如通过启动按钮直接输入,或使用者输入可以通过遥控器接收。

[0097] 接口模块 308 可以包括触摸屏、按钮、开关、振动器、警报器、或其它输入接收或输出结构或装置,所述结构或装置允许使用者将指令送到控制系统 300 或从控制系统 300 接收信息。在本发明另一实施例中,接口模块 308 包括例如插头的附加结构,所述附加结构用于例如在家里或在汽车上给向控制系统 300 供电的电池充电。在本发明的其它实施例中,接口模块 308 也可以与控制系统 300 的除了 CPU305 之外的元件直接或间接通信。

[0098] 控制驱动模块 310 用于将从 CPU305 接收的、高水平计划或指令转化为将被送到致动器 316 的低电平控制信号。在一个实施例中,控制驱动模块 310 包括印刷电路板,所述印刷电路板执行涉及致动器 316 的管理的算法和任务。另外,控制驱动模块 310 可以用来执行硬件提取层 (hardware abstraction layer),所述硬件提取层将 CPU305 的判定过程转换成致动器 316 的硬件定义 (hardware definition)。在本发明的另一实施例中,控制驱动模块 310 可以用来向 CPU305 提供关于致动器 316 或踝装置 304 的位置或运动的反馈。当 CPU305 检测到使用者行走在倾斜表面上时,控制驱动模块 310 也可以用来调整致动器 316 到新的“中性 (或中间)”设定值。

[0099] 在本发明的一个实施例中,控制驱动模块 310 位于踝装置 304 内。在其它实施例中,控制驱动模块 310 可以位于踝装置 304 的外面,例如在穴孔上,或者远离踝装置 304。

[0100] 致动器 316 提供踝装置 304 的受控制运动。在一个实施例中,致动器 316 与参照

图 1-6 描述的致动器 116 相似地发挥作用,参照图 1-6 描述的致动器 116 控制假体 100 的踝运动。在本发明的其它实施例中,致动器 316 可以构造为控制矫正装置的动作,例如支架或其它类型的支撑结构。

[0101] 踝装置 304 包括用来模拟关节例如踝的动作的、且至少部分地由致动器 316 控制的任何结构装置。特别地,踝装置 304 可以包括假体装置或矫正装置。

[0102] 电源模块 318 包括一个或多个可向控制系统 300 供给电力的电源和 / 或连接器。在一个实施例中,电源模块 318 有利地是便携式的,且可以包括例如如前所述的充电电池。如图 9 中所图示的,电源模块 318 与控制驱动模块 310 与 CPU305 通信。在其它实施例中,电源模块 318 与代替驱动模块 310 与 CPU305 的其它控制系统 300 元件通信,或者电源模块 318 与控制驱动模块 310 与 CPU305 与其它控制系统 300 元件的组合通信。例如,在一个实施例中,电源模块 318 直接与传感器模块 302 通信。而且,电源模块 318 可以与接口模块 308 通信从而使用者能够直接控制供给到控制系统 300 的一个或更多个元件上的电力。

[0103] 控制系统 300 的元件可以通过不同的通信线路彼此通信。图 9 描述了两种类型的线路:在元件之间描绘为实线的第一通信线路,和描绘为虚线的第二通信线路。在一个实施例中,第一通信线路根据建立的协议运行。例如,第一通信线路可以在控制系统 300 的物理元件之间敷设。另一方面,第二通信线路可以以与第一通信线路不同的协议或等级运行。例如,如果冲突存在于第一通信线路与第二通信线路之间,来自第一通信线路的数据将超越来自第二通信线路的数据(即来自第一通信线路的数据将占先)。第二通信线路在图 9 中显示为控制系统 300 与外界的信道。在本发明的其它实施例中,通过其它类型的通信线路或方法,所述模块可以彼此通信和 / 或与外界通信。例如,所有的通信线路可以相同的协议或在同样的级别等级运行。

[0104] 也可以设想控制系统 300 的元件可以集成为不同的形式。例如,所述元件能够被分成几个子元件或者能够被分成更多的装置,所述装置处于不同的位置且例如通过有线网或无线网彼此通信。例如,在一个实施例中,所述模块可以通过 RS232 或 . 串行外围接口 (SPI) 通道通信。多个元件也可以组合成单个元件。也可以设想在此描述的元件可以集成为更少数量的模块。一个模块也可以分成多个模块。

[0105] 尽管参照特定实施例被披露,控制系统 300 也可以包括比前述更多或更少的元件。例如,控制系统 300 可以还包括可以用来控制或调整致动器 316 的位置的致动器电位计。使用者也可以使用致动器电位计调整踝装置 304 的脚后跟高度。在一个实施例中,致动器电位计与 CPU305 通信。在其它实施例中,控制系统 300 可以包括振动器、DC 插座、保险丝、以及它们的组合等。

[0106] 在以下的美国专利申请中披露了相似的示例或其它控制系统和其它有关的结构和方法:在 2003 年 6 月 17 日申请的、名称为“ACTUATED LEGPROSTHESIS FOR ABOVE-KNEE AMPUTEES(用于膝盖以上截肢者的驱动的假腿)”、现在以公开号 No. 2004/0111163 公布的美国专利申请 No. 10/463495;在 2003 年 6 月 20 日申请的、名称为“CONTROL SYSTEM AND METHOD FOR CONTROLLING AN ACTUATED PROSTHESIS(用于控制驱动的假体的控制系统和方法)”、现在以公开号 No. 2004/0049290 公布的美国专利申请 No. 为 10/600725;在 2003 年 7 月 25 日申请的、名称为“POSITIONING OF LOWEREXTREMITIES(下肢人工本体感受器的定位)”的、现在以公开号 No. 2004/0088057 公布的美国专利申请 No. 10/627503;在 2003

年 11 月 25 日申请的、名称为“用于截肢者的驱动假体”的、现在以公开号 No. 2004/0181289 公布的美国专利申请 No. 10/721764, 上述每一个美国专利申请通过引用在此整体并入并被认为是此说明书的一部分。例外, 可以使用在本发明的实施例中的其它类型的控制系统被披露在 2004 年 3 月 10 日申请的、名称为“CONTROL SYSTEM FOR PROSTHETIC KNEE (用于假膝的控制系统)”的美国临时专利申请 No. 60/551717; 在 2004 年 5 月 7 日申请的、名称为“CONTROL SYSTEM FOR PROSTHETIC KNEE (用于假膝的控制系统和方法)”的美国临时专利申请 No. 60/569511; 以及在 2004 年 5 月 19 日申请的、名称为“CONTROL SYSTEM AND METHOD FOR PROSTHETIC KNEE (用于假膝的控制系统和方法)”的美国临时专利申请 No. 60/572996, 所述美国临时专利申请通过引用在此整体并入并被认为是此说明书的部分。

[0107] 图 10 是描述可能的控制信号的表, 根据本发明的一个实施例, 当使用者在不同的状态、或移动类型之间变换时, 所述控制信号可以涉及调整假体或矫正装置的踝角度。特别地, 列在 402 列中的状态确定了使用者的第一状态, 而列在 404 排中的状态确认了使用者的第二状态或使用者正在变换到的状态。表中剩下部分确认了假体或矫正装置相对于踝角度可以采取的可能的行动。“使用者设定点”是在鞋根高度调整期间可以设定的中性或默认值。详细说明的角度是改变假体或矫正装置的踝角度的示例。例如, 当使用者从“站立姿态”的状态变换成“上楼梯”状态时, 踝角度可以调整到楼梯的角度, 诸如 -10° (或 10° 背屈)。在“上倾”和“下倾”栏中给定的踝角度反映了根据斜面的角度调整踝角度的阈级。

[0108] 下表 (表 2) 说明了用于本发明的一个实施例的可能的踝动作策略。表 2 的第一栏列出了可以经常被检测的不同类型的移动类型或步态模式。表 2 的第二栏确定了在确定的移动类型中的每一个的迈步期期间, 假体或矫正装置的踝角度调整的示例。

[0109] 表 2

[0110]

移动类型 / 步态模式	踝装置的迈步期期间的踝动作
水平地面行走	在迈步期间足尖 (离地) 间隙
上楼梯	踝调整到背屈 (例如 7.5°)
下楼梯	踝调整到背屈 (例如 5°)
倾斜 (向上)	踝调整到背屈: a) 两个上倾角阈级 (x° , y°) b) 逐步 (2 步) 角调整 (z° , w°) 示例: 如果上倾角 $> x^\circ$, 踝调整到 $-z^\circ$; 如果上倾角 $> y^\circ$, 踝调整到 $-w^\circ$, 其中 $x = 2.5^\circ$ $y = 5^\circ$ 。

移动类型 / 步态模式	踝装置的迈步期间的踝动作
下倾	踝调整到足底屈（曲）： a) 两个下倾角阈级 (x° , y°) b) 逐步（2步）角调整 (z° , w°) 示例：如果下倾角 $> x^\circ$, 踝调整到 z° ; 如果下倾角 $> y^\circ$, 踝调整到 w° , 其中 $x = 2.5^\circ$ $y = 5^\circ$ 。
坐 / 放松	设定脚后跟高度
调整脚后跟高度	无级脚后跟高度调整直到 20° 足底屈

[0111] 图 11 描述了说明假腿或矫正腿的控制与从健康完好的腿取得的测量值之间的相互作用和关系。特别地,图 11 描述了在使用者的一个完整步幅期间假腿或矫正腿和健康腿的运动。例如,在步幅的大约第一 60%期间,图表显示假腿或矫正腿为“站姿”位置或例如站在地面的表面上。在一个实施例中,在站姿阶段开始部分期间,假腿或矫正腿的踝角度可以减小（背屈）。朝着站姿阶段的末尾,假腿或矫正腿的踝角度然后可以增加（足底屈）以便于自然的大步行走运动。在本发明的其它实施例中,假腿或矫正腿的踝角度在站姿期间没有活动地调整。在此同样时期的一部分期间,直到大约 40%的点,健康腿可以在迈步（或摆动）位置,其中健康腿没有与地面接触。在大约 40%点与 60%点之间,两条腿都与地面接触。

[0112] 从大约 60%点至 100%点（步幅的结束）,假腿或矫正腿在迈步位置,且健康腿与地面接触。图 11 中的图表显示在此迈步（或摆动）期间假腿或矫正腿的踝角度被调整。此角调整可以基于在健康腿的迈步阶段期间的健康腿的预先测量值。在一个实施例中,假腿或矫正腿的迈步阶段的开始部分期间,假腿或矫正腿的踝角度可以减小。这允许例如假腿或矫正腿的足尖部分越过楼梯。朝着假腿或矫正腿的迈步阶段的后部,假腿或矫正腿的踝角度然后可以在接触地面之前增加。在其它实施例中,角调整基于在假体侧的传感器采得的读数。

[0113] 将会理解:图 11 说明了在特定条件下本发明的一个实施例的功能。其它实施例或情形可以要求更长或更短的站姿或迈步阶段,并要求对假腿的踝部分的角度其它调整。

[0114] 尽管本发明的某些实施例已经被描述,但是这些实施例仅通过示例呈现,且这些实施例不用于限制本发明的保护范围。实际上,在此描述的新颖的方法和系统可以其它多种形式体现。例如,前述可以应用于除了踝以外的关节的动作控制,例如膝盖或肩膀。而且,在不偏离本发明的精神的情况下,可以对在此描述的方法和系统的形式做出多种省略、替换、改变。所附的权利要求和其等同物用于覆盖落入本发明的保护范围和精神之内的这种形式或修改。

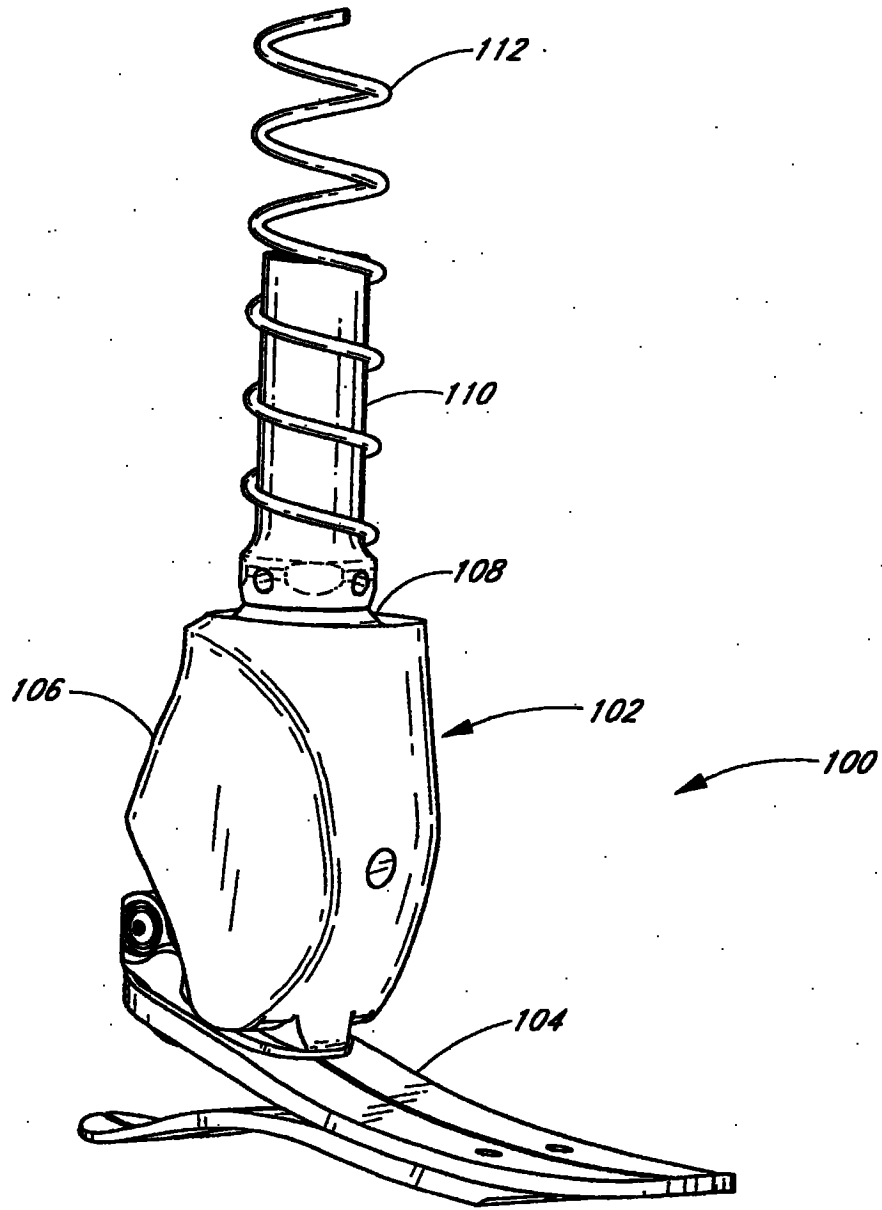


图 1

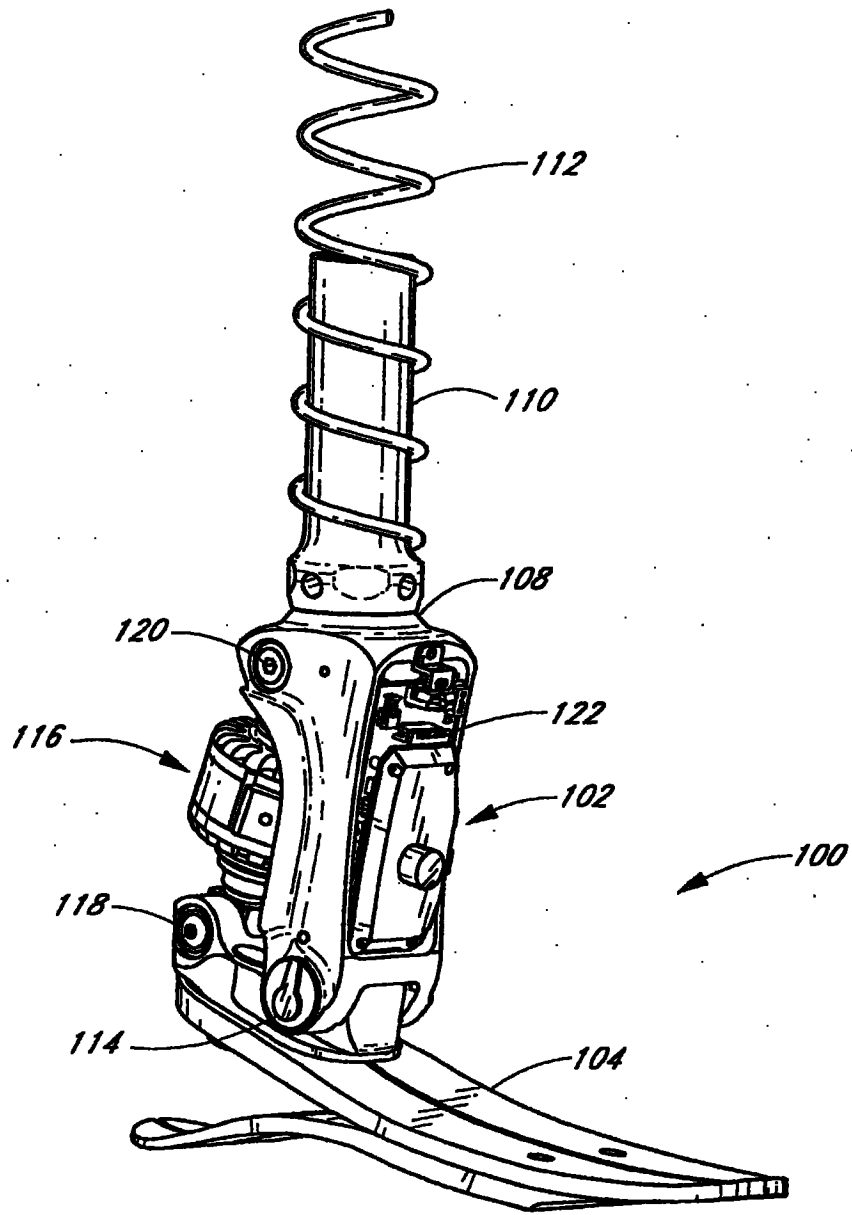


图 2

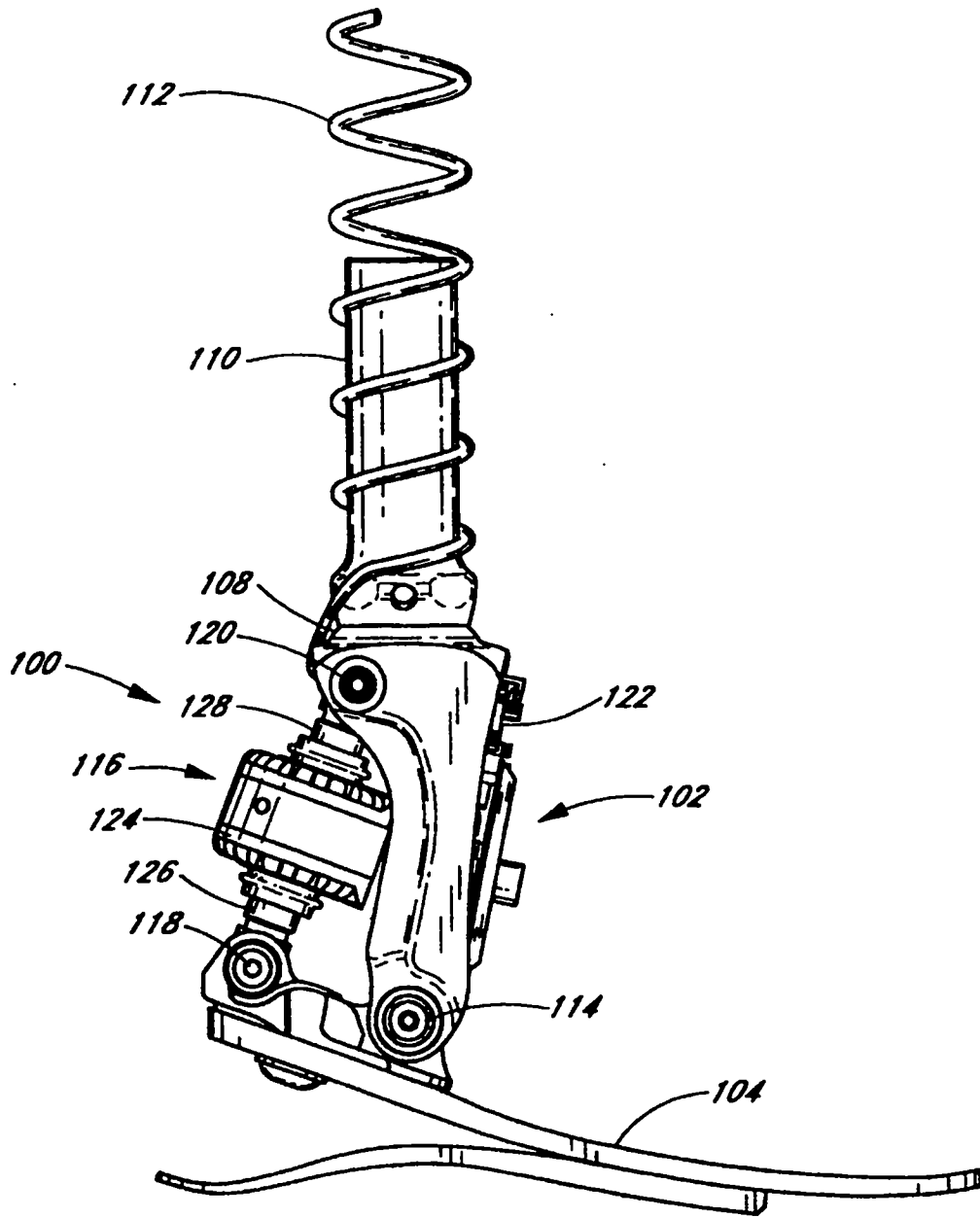


图 3

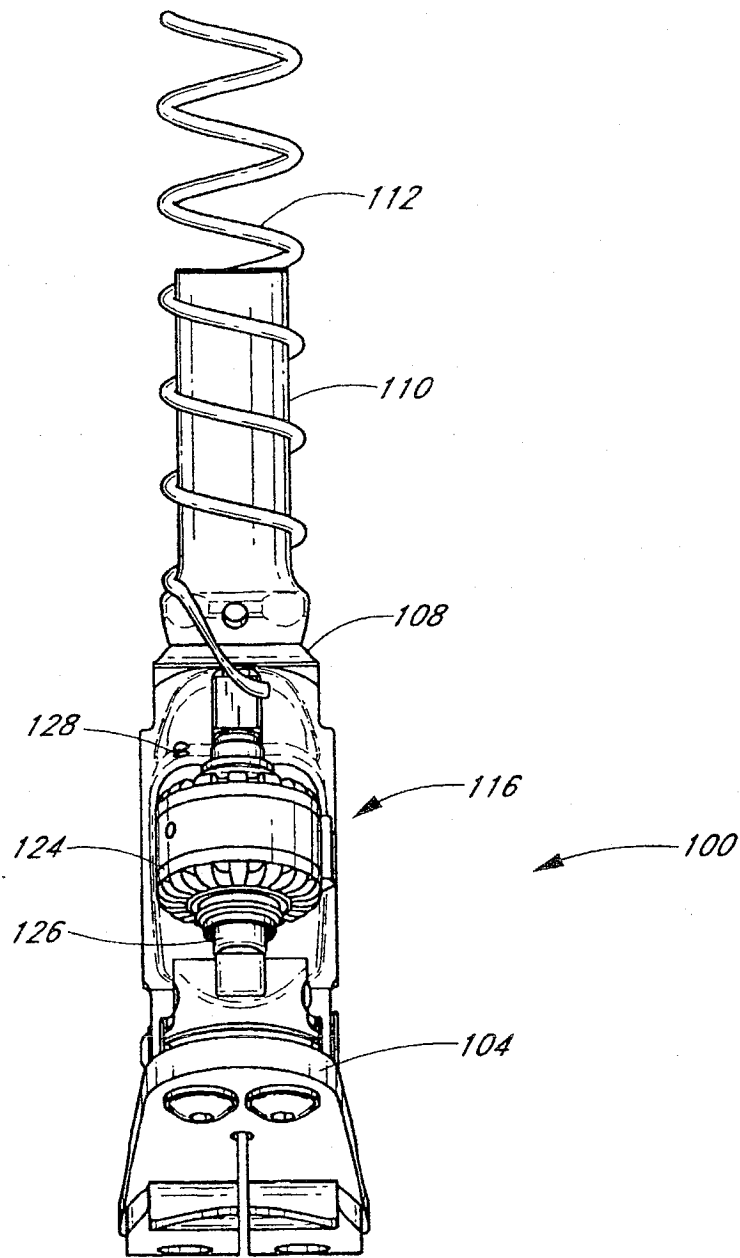


图 4

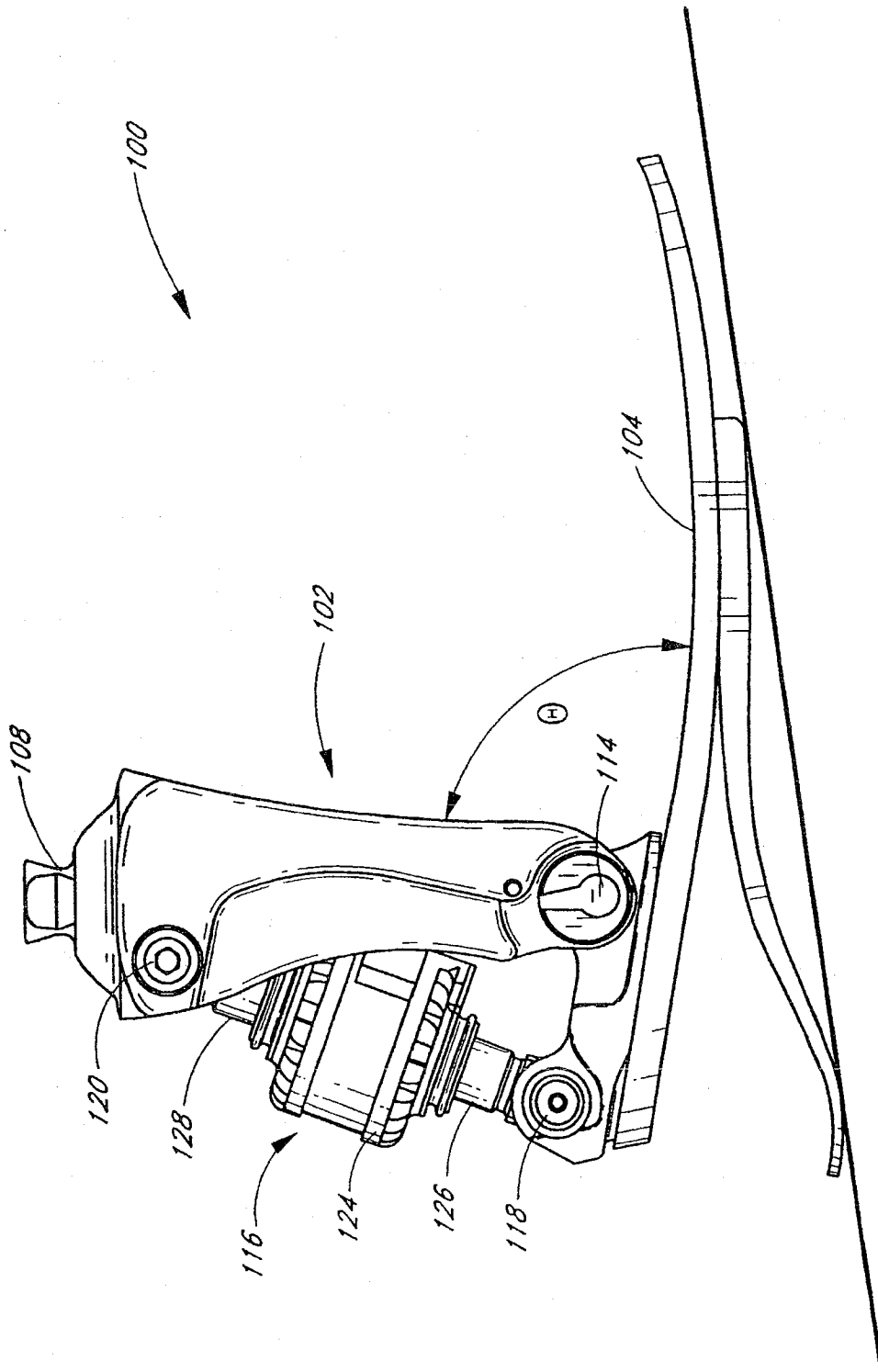


图 5

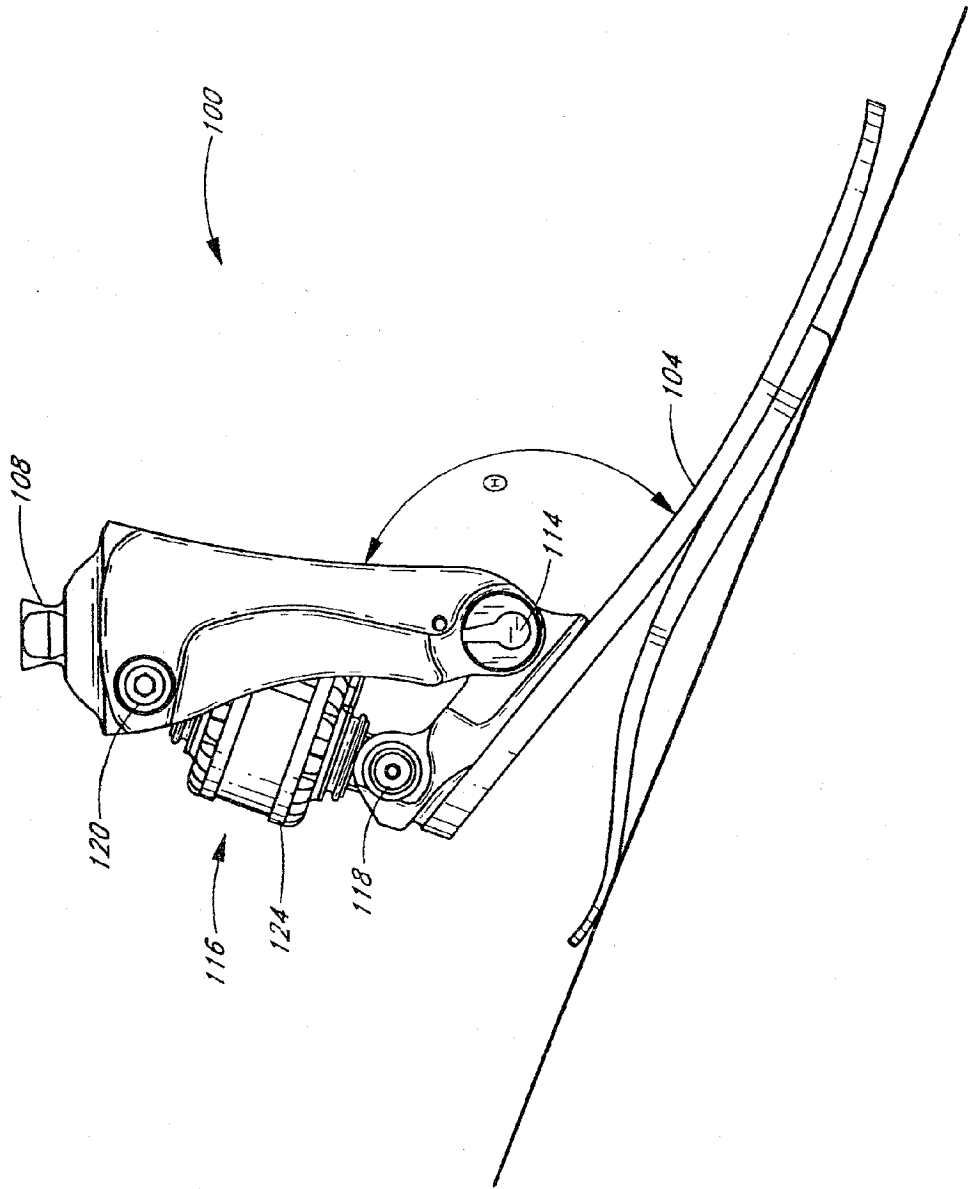


图 6

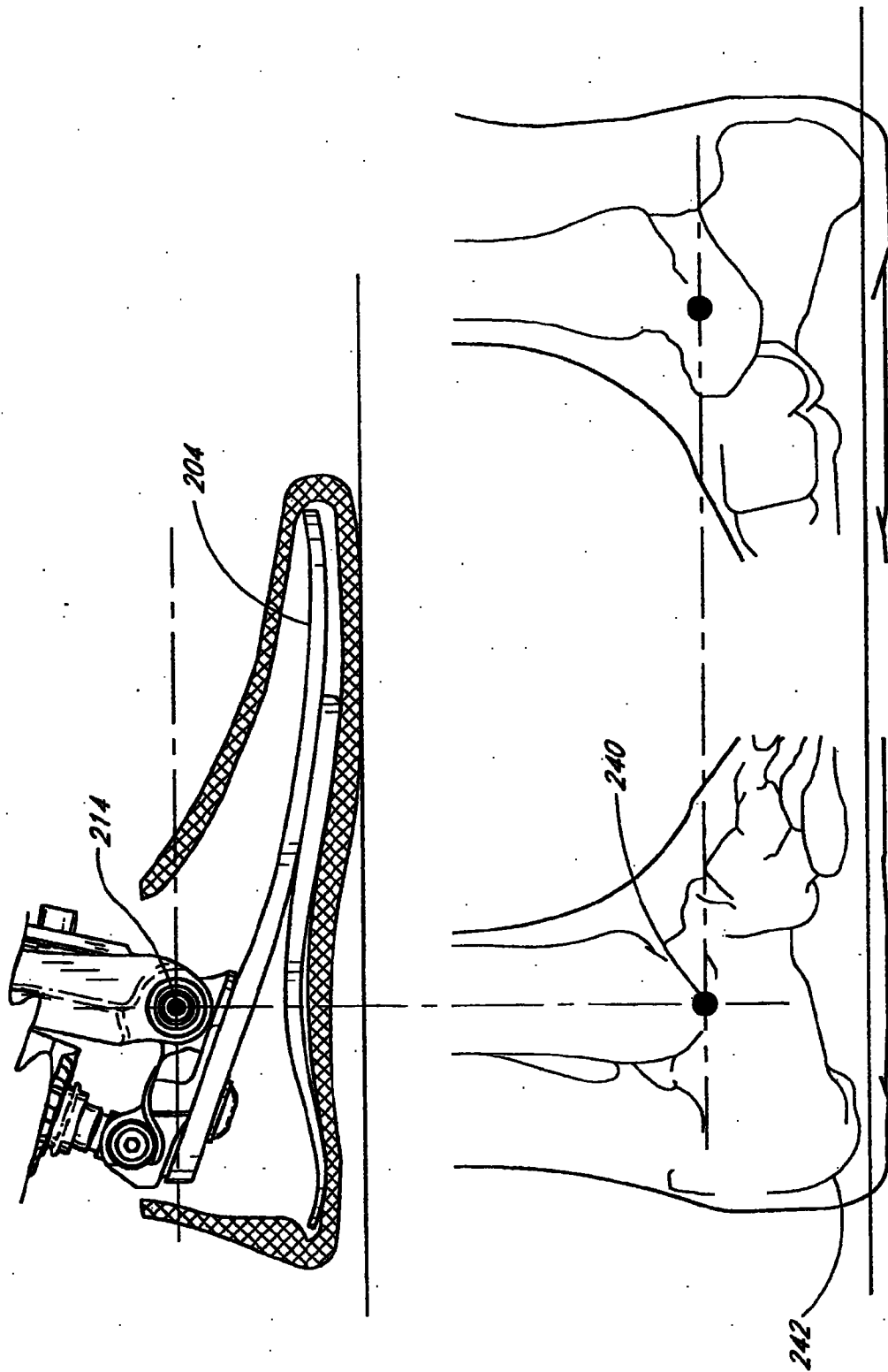


图 7

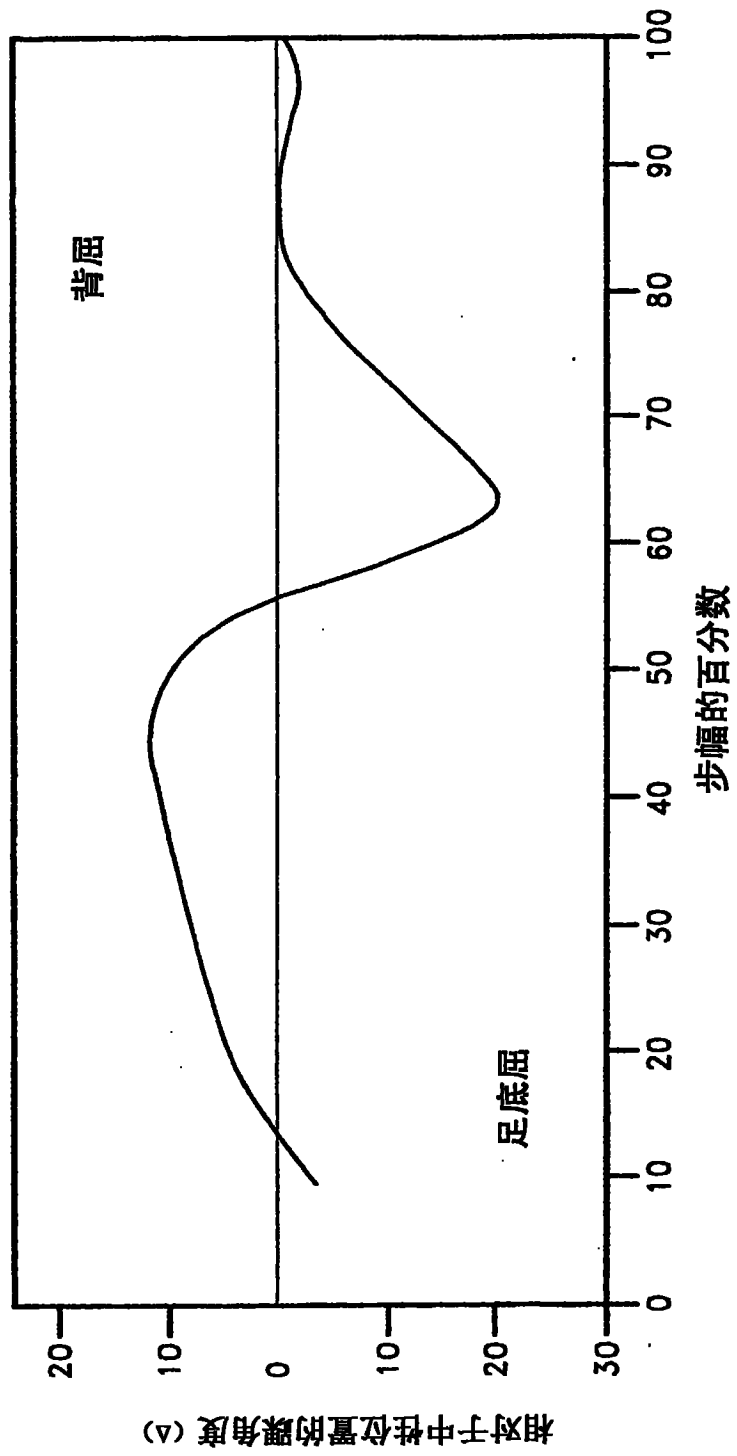


图 8

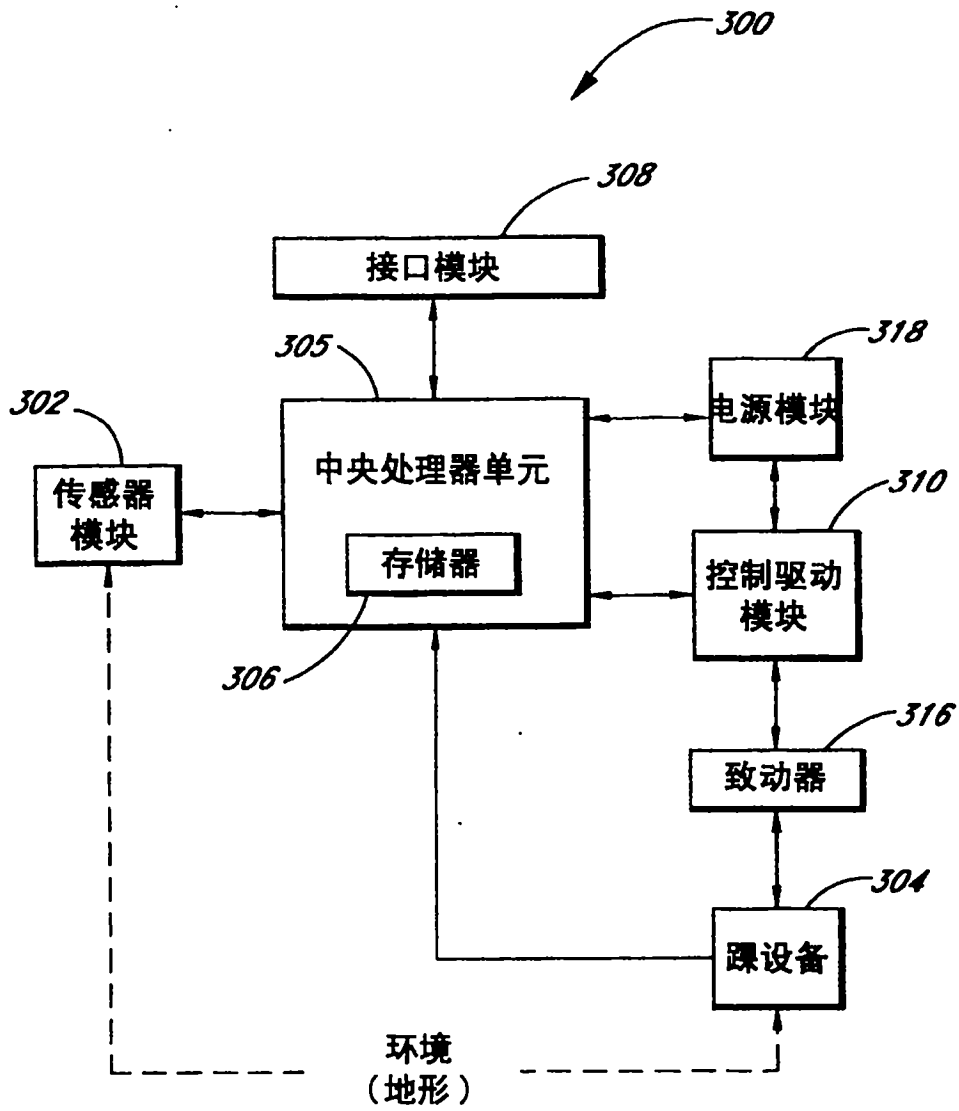


图 9

402

404

从状态到状态的可能转变	站姿	水平地面行走	上楼	下楼	倾斜(向上)	下倾	坐下	坐	站起	调整脚后跟高度
站姿	N/A	足尖间隙	-10°	-10°	-2.5°, -5°	+2.5°, +5°	无动作			设定脚后跟高度
水平地面行走	无动作	N/A	-10°	-10°	-2.5°, -5°	+2.5°, +5°				
上楼	使用者设定点	足尖间隙	N/A	-10°	-2.5°, -5°					
下楼	使用者设定点	足尖间隙	-10°	N/A	-2.5°, -5°	+2.5°, +5°				
倾斜(向上)	无动作	足尖间隙	-10°		N/A	+2.5°, +5°				
下倾	无动作	足尖间隙		-10°	-2.5°, -5°	N/A				
坐下							N/A	放松踝		
坐									使用者设定点	设定脚后跟高度
站起	使用者设定点	足尖间隙						N/A	N/A	
调整脚后跟高度	使用者设定点									N/A

图 10

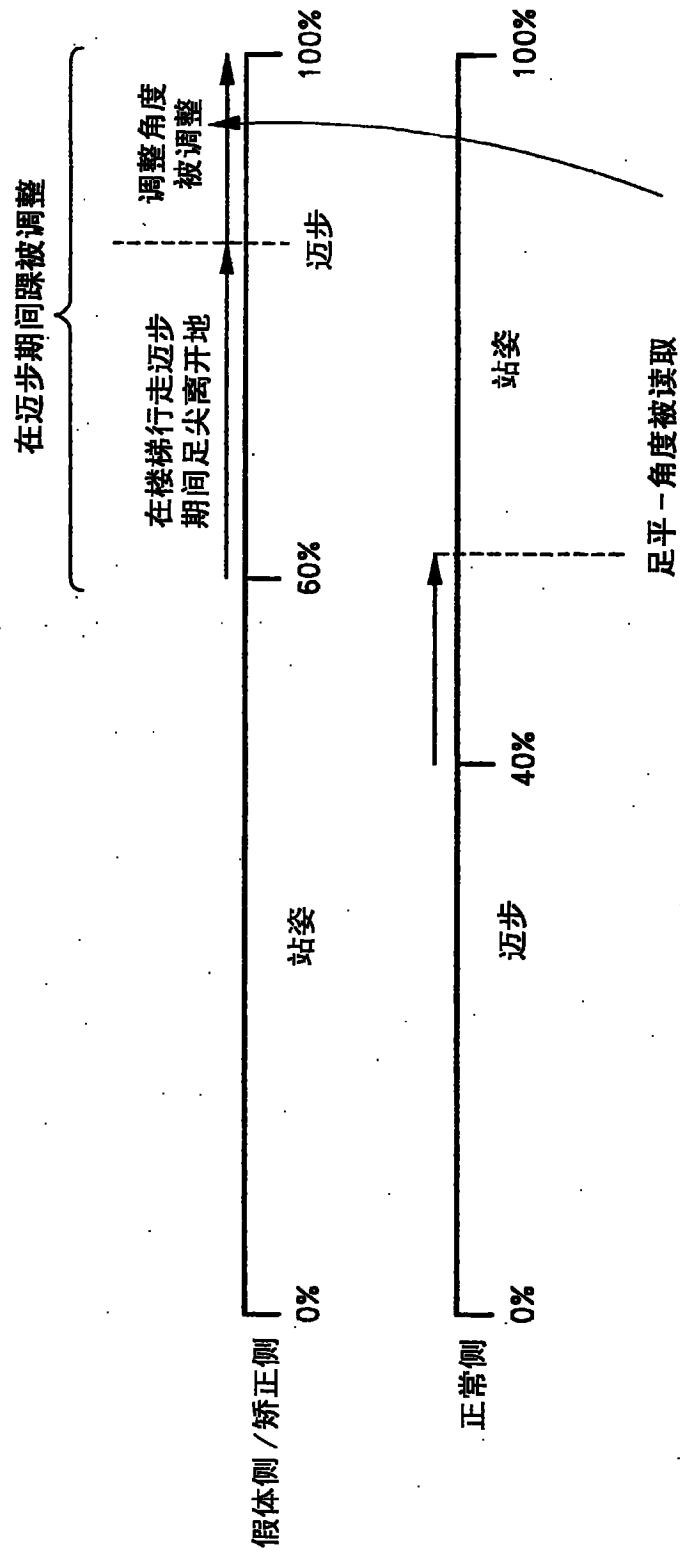


图 11