



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105142581 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 09

(21) 申请号 201480014840. 1

(22) 申请日 2014. 03. 12

(30) 优先权数据

61/781, 347 2013. 03. 14 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 14

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/024244 2014. 03. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/159577 EN 2014. 10. 02

(71) 申请人 埃克苏仿生公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 鲁宾·山德勒 库尔特·阿蒙森

詹姆斯·斯特莱克

凯瑟琳·斯特劳塞尔 亚当·佐斯

蒂姆·斯威夫特

(74) 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限  
责任公司 11287

代理人 齐杨

(51) Int. Cl.

A61F 5/00(2006. 01)

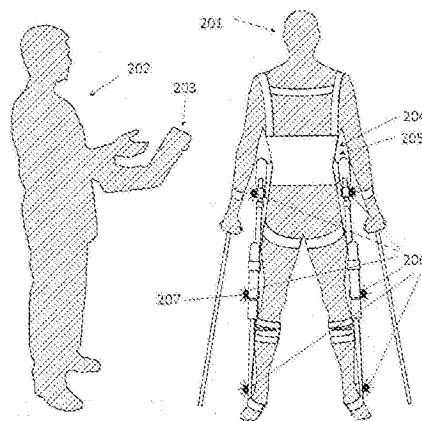
权利要求书4页 说明书19页 附图11页

(54) 发明名称

用于来自下肢矫形器的通信的人机界面

(57) 摘要

一种外骨骼 (100 ; 204 ; 304 ; 404 ; 504 ; 602 ; 702 ; 802 ; 902 ; 1002) 包含控制系统 (120 ; 205 ; 305 ; 405 ; 505 ; 603 ; 703 ; 803 ; 903 ; 1003 ; 1010), 所述控制系统合并有反馈系统, 所述反馈系统用于建立矫形器操作信息及将所述矫形器操作信息传达给物理治疗师 (202, 302, 402) 及 / 或外骨骼用户 (109 ; 201 ; 301 ; 401 ; 501 ; 601 ; 701 ; 801 ; 901 ; 1001)。所述反馈系统可采用各种形式, 包含运用传感器 (704 ; 804 ; 1004 ; 1010) 以建立反馈就绪值以及通过一或多个可靠近外骨骼关节的关节的光源 (206 ; 306 ; 503 ; 608) 传达所述值。



1. 一种下肢矫形器,其经配置以耦合到人,所述矫形器包括,  
躯干连杆,其经配置以耦合到所述人的躯干,  
至少一个腿连杆,其经配置以耦合到所述人的腿,  
至少一个致动器,其经配置以使所述腿连杆相对于所述躯干连杆偏移,  
多个传感器,其经配置以测量所述矫形器及所述人的定向及力中的至少一者,  
控制器,其经配置以接收来自所述多个传感器的信号,基于来自所述多个传感器的信号估计至少一个反馈就绪值,及控制所述至少一个致动器以辅助所述人的步态或移动,以及

至少一个反馈系统,其由所述控制器操作且经配置以将所述反馈就绪值传达给所述人,借此所述矫形器为所述人提供在其它情况下所述人无法获得的矫形器操作信息。

2. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含对应于每一所述致动器的至少一个灯,所述灯指示由所述矫形器在所述对应致动器处产生的作用力。

3. 根据权利要求 2 所述的装置,其中所述至少一个灯包含多个灯,且照明的灯的数目与由所述对应致动器提供的扭矩成比例。

4. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述多个传感器包含定位在界面点处的力传感器,且所述反馈系统包含对应于所述界面点的至少一个灯,所述灯指示在所述界面点处感测的力。

5. 根据权利要求 4 所述的装置,其中所述至少一个灯包含多个灯,且照明的灯的所述数目与在所述界面点处感测的所述力成比例。

6. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含通过至少一个反馈致动器安装到所述矫形器的至少一个激光,所述反馈致动器由所述控制器控制以指向在支撑表面上的位置。

7. 根据权利要求 6 所述的装置,其中所述控制器估计下一个步态辅助器放置的理想位置,且所述位置为由所述激光指示的位置。

8. 根据权利要求 7 所述的装置,其进一步包含向所述人提供滤光片,使得由照射在所述支撑表面上的所述激光反射而得到的光大体上仅对所述人可见。

9. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含安装在所述人的视野中的显示器,所述显示器叠加图形使得所述图形指示所述支撑表面上的位置。

10. 根据权利要求 9 所述的装置,其中所述控制器估计所述下一个步态辅助器放置的理想位置,且所述理想位置为由所述图形指示的所述位置。

11. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含至少一个反馈致动器及触觉接触点,所述触觉接触点与所述人接触且经配置以由所述反馈致动器移动,且所述反馈致动器由所述控制器控制以向所述人传送信息。

12. 根据权利要求 11 所述的装置,其中所述反馈系统包含至少两个反馈致动器及至少一个触觉接触点,所述触觉接触点与所述人接触且经配置以由所述反馈致动器移动,且所述反馈致动器由所述控制器控制以向所述人传送至少两个信道的信息。

13. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含由所述控制器控制的多个振动致动器。

14. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含由所述控制器控制的热栅格。

15. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈系统包含扬声器,所述控制器控制由所述扬声器的音量、频率、咪啉声速率组成的群组中的至少一个参数,且所述控制器控制所述至少一个所述参数以向所述人传送信息。

16. 根据权利要求 15 所述的装置,其中所述反馈系统包含第二扬声器且所述控制器控制来自每一扬声器的至少一个所述参数,借此所述控制器向所述人传送两个单独信道的信息。

17. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述人使用至少一个步态辅助器,且所述反馈系统包含振动致动器且耦合到所述步态辅助器,借此所述控制器通过所述振动致动器向所述人传送信息。

18. 根据权利要求 1 所述的装置,其进一步包括人机界面,所述人机界面包含提供给所述人的发信号装置,所述控制器经配置以接收来自所述发信号装置的信号,借此所述控制器可将所述人合并作为所述矫形器的闭环控制的部分。

19. 根据权利要求 18 所述的装置,其中所述反馈系统向所述人提供关于测量的压力中心的信息,且所述人机界面向所述控制器提供关于所述人想要的压力中心的信息,借此所述人能控制所述矫形器。

20. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈就绪值选自由以下各项组成的群组:

- a. 所述人与所述矫形器之间的力,
- b. 由所述矫形器施加的作用力,
- c. 由所述矫形器施加的扭矩,
- d. 由所述矫形器在步态循环期间施加的最大作用力,
- e. 由所述矫形器在步态循环期间施加的平均作用力,
- f. 在与所述支撑表面的界面上的压力中心位置,
- g. 肢体位置,
- h. 质心位置,
- i. 脚间隙,
- j. 关于所述矫形器的状态的信息,
- k. 下一个矫形器动作,以及
- l. 最优步态辅助器定向。

21. 根据权利要求 1 所述的装置,其中所述反馈就绪值向所述人提供关于所述人的移动的信息。

22. 一种操作下肢矫形器的方法,所述下肢矫形器包含:躯干连杆,其经配置以耦合到人的躯干;至少一个腿连杆,其经配置以耦合到所述人的腿;至少一个致动器,其经配置以使所述至少一个腿连杆相对于所述躯干连杆偏移;多个传感器,其经配置以测量所述矫形器或人的定向及力中的至少一者;及反馈系统,其经配置以与所述人通信,所述方法包括:

控制所述至少一个致动器以辅助所述人的步态,

基于来自所述多个传感器的信号估计至少一个反馈就绪值,以及

通过所述反馈系统向所述人传达所述反馈就绪值,以向所述人提供在其它情况下所述人无法获得的矫形器操作信息。

23. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈系统包含对应于所述至少一个致动器

中的每一者的至少一个灯,所述方法进一步包括:指示由所述矫形器在对应的所述致动器处产生的作用力。

24. 根据权利要求 23 所述的方法,其中所述至少一个灯包含多个灯,所述方法进一步包括:与由所述对应所述致动器提供的扭矩成比例地照明所述多个灯中的若干灯。

25. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述多个传感器包含定位在界面点处的力传感器,且所述反馈系统包含对应于所述界面点的至少一个灯,所述方法进一步包括:通过所述至少一个灯指示在所述界面点处感测的力。

26. 根据权利要求 25 所述的方法,其中所述至少一个灯包含多个灯,所述方法进一步包括:与在所述界面点处感测的所述力成比例地照明所述多个灯中的若干灯。

27. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈系统包含安装到所述矫形器的至少一个激光,所述方法进一步包括:将所述至少一个激光指向在支撑表面上的位置。

28. 根据权利要求 27 所述的方法,其进一步包括:估计下一个步态辅助器放置的理想位置,且将所述至少一个激光指向所述理想位置。

29. 根据权利要求 28 所述的方法,其进一步包括:向所述人提供滤光片,使得由照射在所述支撑表面上的所述至少一个激光反射而得到的光大体上仅对所述人可见。

30. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈系统包含安装在所述人的视野中的显示器,所述方法进一步包括:叠加图形使得所述图形指示所述支撑表面上的位置。

31. 根据权利要求 30 所述的方法,其进一步包括:估计所述下一个步态辅助器放置的理想位置,且由所述图形指示所述理想位置。

32. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈系统包含至少一个反馈致动器及触觉接触点,所述触觉接触点与所述人接触且经配置以由所述至少一个反馈致动器移动,所述方法进一步包括:通过移动所述触觉接触点将信息传送给所述人。

33. 根据权利要求 32 所述的方法,其中所述反馈系统包含至少两个反馈致动器及至少一个触觉接触点,所述至少一个触觉接触点与所述人接触且经配置以由所述至少两个反馈致动器移动,所述方法进一步包括:通过移动所述至少一个触觉接触点将信息传送给所述人。

34. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:控制被控制为所述反馈系统的部分的多个振动致动器。

35. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:控制被控制为所述反馈系统的部分的热栅格。

36. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈系统包含扬声器,所述方法进一步包括:改变从由所述扬声器的音量、频率及咔嗒声速率组成的群组中选择的至少一个参数,以向所述人传送信号。

37. 根据权利要求 36 所述的方法,其中所述反馈系统包含第二扬声器,所述方法进一步包括:改变来自每一扬声器的至少一个参数以向所述人传送两个单独信道的信息。

38. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:

借助于所述矫形器的使用来运用至少一个步态辅助器,以及

通过耦合到所述步态辅助器的所述反馈系统的振动致动器向所述人传送信息。

39. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:

接收来自人机界面的发信号装置的信号,以及  
通过所述人机界面将所述人合并作为所述矫形器的闭环控制的部分。

40. 根据权利要求 39 所述的方法,其进一步包括:

向所述人提供关于测量的压力中心的信息,以及  
接受所述人想要的所要的压力中心,借此所述人控制所述矫形器的运动。

41. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括:从由以下各项组成的群组中选择所述反馈就绪值:

- a. 所述人与所述矫形器之间的力,
- b. 由所述矫形器施加的作用力,
- c. 由所述矫形器施加的扭矩,
- d. 由所述矫形器在步态循环期间施加的最大作用力,
- e. 由所述矫形器在步态循环期间施加的平均作用力,
- f. 在与所述支撑表面的界面上的压力中心位置,
- g. 肢体位置,
- h. 质心位置,
- i. 脚间隙,
- j. 关于所述矫形器的状态的信息,
- k. 下一个矫形器动作,以及
- l. 最优步态辅助器定向。

42. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈就绪值被持续地传达给所述人。

43. 一种控制下肢矫形器的方法,所述下肢矫形器包含:躯干连杆,其经配置以耦合到人的躯干;至少一个腿连杆,其经配置以耦合到所述人的腿;至少一个致动器,其经配置以使所述至少一个腿连杆相对于所述躯干连杆偏移;多个传感器,其经配置以监测所述矫形器;及至少一个灯,所述方法包括:

接收来自所述多个传感器的信号及控制所述至少一个致动器以辅助所述人的步态,以及

控制所述至少一个灯以持续地指示由所述至少一个致动器产生的作用力,借此所述矫形器提供由所述矫形器提供的辅助的视觉指示。

44. 根据权利要求 43 所述的方法,其进一步包括:

提供至少一个力传感器,其经配置以产生所述人与所述矫形器之间的力的估计,以及  
通过所述至少一个灯持续地指示所述力的所述估计,借此所述矫形器提供施加到所述人的所述力的视觉指示。

45. 根据权利要求 43 所述的方法,其进一步包括:

感测由所述矫形器的多个致动器产生的力;以及  
在提供由所述矫形器提供的所述力的视觉指示时照明多个灯中的所选择者。

## 用于来自下肢矫形器的通信的人机界面

### [0001] 相关申请案的交叉参考

[0002] 本申请案主张 2013 年 3 月 14 日申请的标题为“用于来自下肢矫形器的通信的人机界面 (Machine to Human Interfaces for Communication from a Lower Extremity Orthotic)”的序列号为 61/781,347 的美国临时申请案的权利。

### 背景技术

[0003] 本发明涉及辅助肌肉机能或控制受损的患者康复及恢复肌肉机能的装置及方法。更特定来说,本发明涉及适合于附肢的神经肌肉 / 肌肉机能受损的患者的治疗用途的装置及方法,其包括对于包含(但不限于)行走的活动增强附肢的改善机能的电动支架系统及相关控制系统。

[0004] 数百万人患有行走能力的部分或全部丧失。此残疾状态可源于外伤性损伤、中风或导致影响肌肉控制失调的其它医学病况。无论起因如何,行走机能障碍的发病及持续可对患病个体造成额外不利的生理及 / 或心理后果。为了改善具有行走机能障碍的患者的健康及生活质量,开发能改善或恢复行走机能的装置对医疗界非常有用。除了行走机能障碍,还存在会干扰附肢的肌肉控制,从而引起受影响个体的机能丧失及其它不利状况的一系列医学病况。用于改善或恢复这些机能的装置的开发也引起医疗界的极大兴趣。

[0005] 在医学领域,正在开发人类外骨骼装置以恢复及康复肌肉控制失调的人的正常肌肉机能。这些外骨骼装置是可施加力到穿戴者的附肢的电动支架系统。在康复环境中,外骨骼通常由物理治疗师控制,所述物理治疗师使用多个可能输入构件中的一者以命令外骨骼控制系统。外骨骼控制系统又致动电动支架的位置,从而引起力施加到外骨骼穿戴者的身体且通常引起外骨骼穿戴者身体移动。在一些情形中,可通过来自外骨骼穿戴者的输入或穿戴者及物理治疗师两者对外骨骼控制系统的输入的组合而类似地控制外骨骼。

[0006] 外骨骼控制系统规定及控制外骨骼的关节的轨迹。可将这些轨迹规定为基于位置、基于力或两种方法的组合(例如,在阻抗控制器中所见的)。可直接通过修改所规定的位置而修改基于位置的控制系统的。也可直接通过修改所规定的力分布曲线而修改基于力的控制系统。

[0007] 在康复时段期间及 / 或在康复进程中,物理治疗师有能力取决于患者的特定生理机能或康复阶段而修改所规定的位置及 / 或所规定的力分布曲线是非常有益的。构建能够在康复期间物理治疗师所希望的全方位修改的外骨骼控制界面是极为复杂及困难的。此外,重要的是,控制界面不仅允许物理治疗师可能希望的全方位修改,而且与物理治疗师的界面对于可能并非十分了解技术的物理治疗师而言是直观的。在一些情况下,使外骨骼的穿戴者能够修改外骨骼轨迹同样是有益的。

[0008] 外骨骼控制系统从外骨骼操作者(可为物理治疗师或外骨骼穿戴者)接收意图命令,且随后相应地执行所要的动作。为了正确地执行这些动作,在整个外骨骼内放置一系列传感器以感测外骨骼状态。外骨骼的操作者(可为物理治疗师或外骨骼穿戴者)可通过多种可能的构件而输入命令到外骨骼控制系统。然而,为了最大化外骨骼的康复效益,接收来

自外骨骼控制系统的额外信息对外骨骼操作者来说是非常有用的,所述外骨骼控制系统可传达关于来自外骨骼及穿戴者的相对力输入、从先前轨迹循环的偏转、外骨骼的平衡、引导或未来定位信息或众多其它参数中的任一者的信息。

[0009] 尽管现有技术提及了旨在指示被动矫形器的安全运动范围或所要运动的装置,但通常这些标示器限于向人们提醒他们已拥有的信息(通常是关节角度)。此外,在这些情形下,当装置确定干扰确实存在时,信息被间歇地提供。所属领域尚未认识到需要外骨骼或动力矫形器将其意图及运动传达给人所需的方式。外骨骼所属领域中已知的实例限于离散的状态标示器(相当于汽车上的仪表盘标示器);本发明针对允许人理解装置的运动且参与装置的运动的持续反馈,其更类似于通过现代汽车上的方向盘提供的力反馈。驾驶员能够感觉到汽车施加到转向系上的力的部分,使得他们可感知作用在汽车上的力。

[0010] 存在尚未满足的需要,即提供允许外骨骼将来自外骨骼控制系统的信息传达给外骨骼操作者(可为物理治疗师或外骨骼穿戴者)的装置及方法,其方式是外骨骼操作者能够直观地理解由外骨骼传达的信息且利用此信息来改善外骨骼的康复效益或其它用途。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种新颖的装置及方法,所述装置及方法允许外骨骼控制系统以直观格式将信息传达给物理治疗师,从而允许物理治疗师利用由所述外骨骼控制系统传达的信息来最大化所述外骨骼对患者的治疗效益,包含(但不限于)允许物理治疗师更好地实时(或针对未来轨迹循环)修改规定的外骨骼轨迹,或评估患者的康复状态进展。

[0012] 本发明的另一目的是提供一种新颖的装置及方法,所述装置及方法允许外骨骼控制系统以直观格式将信息传达给外骨骼穿戴者,从而允许外骨骼穿戴者利用由所述外骨骼作为直接或间接“反馈”传达的信息,以允许改善关于外骨骼数据的信息(例如,外骨骼作用在何处发生、外骨骼位置在何处改变)及允许故障预测/告警。

[0013] 本发明的另一目的是提供一种新颖的装置及方法,所述装置及方法允许外骨骼控制系统以直观格式将信息传达给外骨骼穿戴者或物理治疗师,从而允许所述外骨骼传达外骨骼引导信息(例如,下一步位置、平衡定心或预测的行进方向)。

[0014] 本文揭示的发明包括经由外骨骼反馈系统将来自外骨骼控制系统的信息传达给物理治疗师及/或外骨骼用户的新颖方法。这些外骨骼-操作者通信界面及反馈系统建立在当前外骨骼技术的基础之上以使得外骨骼系统不仅能够恢复或增强人的移动,也能够恢复或增强人的感官。一般来说,术语反馈系统用于与更宽广的显示技术集合区分:此处的“反馈系统”用于表示供应非文本信息的装置;文本显示器用于表示正供应文本信息的装置。本文揭示反馈系统的十个不同实施例,以及外骨骼控制器借助于这些反馈装置可传达给人的各种各样的信息。

[0015] 本发明的主要实施例包括靠近外骨骼关节配备有一或多个发光二极管或其它照明构件的外骨骼装置。所述照明构件连接到外骨骼控制系统且与外骨骼关节中的扭矩成比例地照明。所述照明构件可替代地与由外骨骼装置提供的辅助级成比例地照明。这将为物理治疗师或外骨骼穿戴者提供直观放置的视觉反馈系统,所述视觉反馈系统传达可由物理治疗师或外骨骼穿戴者直接看到的合成移动以外的人机交互。

[0016] 在第二实施例中,视觉反馈系统包括外骨骼系统,所述外骨骼系统包含靠近外骨

骼穿戴者连接点的一或多个发光二极管或其它照明构件。外骨骼穿戴者连接点含有连接到外骨骼控制系统的力传感器,所述力传感器确定在外骨骼穿戴者连接点处施加在外骨骼穿戴者与外骨骼之间的力。所述照明构件连接到外骨骼控制系统且通过强度及/或颜色的调制与在所述连接点中的力(如由在外骨骼穿戴者连接点中的力传感器所确定)成比例地照明。与第一实施例类似,这将允许物理治疗师或外骨骼穿戴者理解在外骨骼与外骨骼穿戴者之间所传递的力的位置。

[0017] 在第三实施例中,视觉反馈系统包括包含整体式激光指示器的外骨骼系统。所述激光指示器通过控制光束平摇及俯仰投射角度的致动构件连接到外骨骼结构。所述平摇及俯仰投射角度致动构件连接到外骨骼控制系统,且经控制使得所述激光指示器瞄准外骨骼穿戴者的相关位置(例如,理想的拐杖放置目标、理想的脚放置目标及下一个移动目标)。这将允许外骨骼穿戴者直观地受到外骨骼操作训练,以及允许外骨骼穿戴者更准确地判断外骨骼移动将把他们带到何处。应注意,单个激光指示器可经设计以通过在地面上反复回扫轮廓来叠加地面上的多个同时图像,或替代地,能利用多个激光指示器(可能为多个颜色)以投射不同的图像。

[0018] 在第四实施例中,视觉反馈系统包括包含多个整体式照明构件以及由外骨骼穿戴者佩戴的眼镜的外骨骼系统,其中所述照明构件通过合成白光的多个有色照明构件投射一或多个图像/目标;所述眼镜具有移除所投射的颜色中的一者的滤光片,使所述图像/目标对于外骨骼穿戴者来说是可见的有色光且同时使所述图像/目标对于未佩戴具有滤光片的眼镜的人来说是难以察觉的白光。所述照明构件通过控制照明构件平摇及俯仰投射的致动构件连接到外骨骼结构。所述平摇及俯仰投射角度致动构件连接到外骨骼控制系统,且经控制使得所述激光指示器瞄准用户的相关位置(例如,理想的拐杖放置目标、理想的脚放置目标及下一个移动目标)。此实施例具有允许在公共场合使用放置目标而不使旁观者注意到的显著优点。

[0019] 在第五实施例中,视觉反馈系统包括由外骨骼穿戴者佩戴的具有集成显示系统及摄像机系统的眼镜,其中所述眼镜向外骨骼穿戴者显示引起“抬头显示”的放置目标。所述眼镜及所述摄像机与外骨骼控制系统通信,且外骨骼控制系统通过与外骨骼系统形成整体的确定外骨骼姿态的多个传感器来确定外骨骼的位置,而眼镜相对于外骨骼系统的位置是通过比较安装在外骨骼系统内的惯性传感器及安装在具有整体式显示器的眼镜内的惯性传感器而确定。在此实施例中,所述眼镜构成反馈系统,因为其正显示非文本信息(在这种情形下,是叠加在地形上的几何图形)。

[0020] 本发明的第六实施例包括安装到外骨骼或外骨骼穿戴者上的方法及装置,其将来自外骨骼控制系统的信息传输到外骨骼穿戴者,所述信息提供对外骨骼装置及穿戴者的压力中心的反馈。人使用压力中心的知识以感觉到其脚处于平衡。然而,针对脚上感觉不到压力的用户,必须以其它方法呈现此信息。多个针对压力中心的反馈方法是可行的。一种优选方法是在用户能够感觉及处理所述信息的区域处使用触觉反馈。压力中心反馈的一个实施例包括附接到由外骨骼穿戴者所穿的外骨骼或另一结构的轮子。所述轮子在平行于外骨骼穿戴者身体的平面中移动以指示压力中心运动。所述轮子也可经致动以移入及移出从而提供变化水平的压力。此压力可指示压力中心的速度、自理想状态的偏差、或压力中心与质心之间的差。在一些实施例中,许多此类轮子与用户接触使得可显示许多不同的值。在



一些实施例中,所述轮子包括球且由外骨骼驱动而以二维(X-Y)移动且以变化水平的力推动,从而产生能够显示信息(例如(但不限于),外骨骼穿戴者的压力中心在前向及横向轴中的映射,以及外骨骼用户的垂直力)的三维显示。

[0021] 在第七实施例中,压力中心触觉反馈系统包括放置在外骨骼穿戴者的身体上的振动或其它触觉电机。所述电机与外骨骼控制系统通信且通过向外骨骼穿戴者将移动的方向给予推动感或扫掠而将反馈施加给外骨骼穿戴者。振动的幅度可指例如所要的速度或所需要的运动的程度的信息。可在躯干、手臂、颈部或头部上给予振动反馈,只要适于所述反馈及外骨骼穿戴者的损伤/机能障碍等级。可组合这些方法。一个实施例包含在外骨骼穿戴者的手臂上的触觉致动器,所述触觉致动器经激活以模仿如在步态训练期间物理治疗师将给予的左推或右推。同样地,在另一实施例中,在外骨骼穿戴者的胸部及背部(或肩膀的前部及后部)上的致动器模仿如物理治疗师将给予的前推或后推。在一些实施例中,可使用振动电机阵列以产生外骨骼穿戴者的身体各处的相关信号。

[0022] 在第八实施例中,压力中心反馈系统包括连接到外骨骼穿戴者的与外骨骼控制系统通信的温度栅格。所述温度栅格通过诱发温度感而将信息传送给外骨骼穿戴者。一个实施例包括位于外骨骼穿戴者的舌头上的热栅格。在此实施例中,外骨骼穿戴者的舌头的表面映射到外骨骼穿戴者的脚底。随后通过加热栅格中与脚上的压力中心处于相同位置的节点来指示外骨骼穿戴者及外骨骼装置的压力中心。温度的度数表示在脚处的力。

[0023] 在第九实施例中,压力中心反馈系统包括安装在外骨骼或外骨骼穿戴者上的听觉装置,所述听觉装置通过声音将来自外骨骼控制系统的信息传送给外骨骼穿戴者。所述听觉装置包括扬声器阵列,且所述装置向外骨骼穿戴者指示偏离压力中心的方向及量值。当外骨骼穿戴者向左偏移时,扬声器将在外骨骼穿戴者的左边产生越来越响亮的声音。在一实施例中,所述扬声器阵列可仅包括用于以此方式给予左右或前后信息的两个扬声器。在另一实施例中,添加更多扬声器到所述扬声器阵列导致能够将更精确的位置信息从外骨骼控制系统传输给外骨骼穿戴者。在另一实施例中,可使用具有各种音调的一或多个扬声器以向外骨骼穿戴者指示偏离压力中心的方向及量值。在另一实施例中,可使用扬声器中的一或多者以依据横向位置持续改变频率以将压力中心信息传送给外骨骼穿戴者。

[0024] 本发明的第十实施例包括附接到行走辅助器的装置,所述行走辅助器附接到外骨骼穿戴者,将来自外骨骼控制系统的信息传送给外骨骼穿戴者,所述信息向外骨骼穿戴者提供有关行走辅助器的使用的反馈及引导。在实施例中,所述行走辅助器包括外骨骼穿戴者各手中握着的拐杖。拐杖手柄配备有由外骨骼控制系统控制的振动电机。在行走过程期间,当外骨骼穿戴者偏移其重心时,拐杖手柄提供关于外骨骼穿戴者应向何处偏移重心及外骨骼穿戴者应偏移重心的程度的振动反馈。此装置有助于确保外骨骼穿戴者用其双脚保持平衡而非过度依赖于所述行走辅助器来实现平衡。这些用于给予外骨骼穿戴者关于压力中心的信息的反馈方法也可用于给予外骨骼穿戴者关于其整体定位(例如,其髋部在站立脚上方的位置或其向前及横向倾斜)的信息。这些反馈机制可指示需要按必要向前/向后偏移或向左/向右偏移以实现所要的定向。在另一实施例中,拐杖手柄中的反馈机制是静电触觉或任何其它触觉反馈机制。

[0025] 每一外骨骼反馈系统包括一种算法以及一种方法,所述算法将外骨骼控制系统的

数据转换成适合于传达给外骨骼操作者(可为物理治疗师或外骨骼穿戴者)的“反馈就绪”

格式;所述方法持续将此“反馈就绪”外骨骼数据传达给外骨骼操作者。已开发了能够传达外骨骼传感器信息、传达外骨骼状态信息、传达当前外骨骼动作、传达计划的外骨骼动作、传达性能反馈/训练及传达外骨骼控制模式变化的“反馈就绪”转换算法。已开发了使用基于视觉、触觉、听觉及热量的人类感官途径的从外骨骼到外骨骼操作者的通信方法。

[0026] 已开发各种实施例以便将外骨骼数据转换成适合传达给外骨骼操作者的“反馈就绪”格式。已基于传达给外骨骼操作者的信息的效用对这些概念进行评估。第一组“反馈就绪”算法利用直接来自外骨骼的各种整体式传感器的信息,所述各种整体式传感器收集关于外骨骼状态的数据,包含(但不限于)关节角度及关节扭矩。

[0027] 相对于最大可用外骨骼关节扭矩计算当前外骨骼关节扭矩的算法已被认为是传达给外骨骼操作者的重要的新颖“反馈就绪”触发器。这些算法及所需要的传感器对外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。当关节扭矩信息被传达给外骨骼穿戴者时,外骨骼穿戴者被给予与人体肌肉拉紧感相应的感觉。此信息使得穿戴者更好地理解外骨骼的极限,正如人理解其自身身体的极限一样。此理解在外骨骼穿戴者将外骨骼装置推至接近扭矩极限时给予外骨骼穿戴者更大的信心且给予了理解极限所在之处的能力。

[0028] 也已开发了为关节扭矩算法的变体的概念。这些其它新颖“反馈就绪”触发器中的一者为预期关节扭矩减去所提供的实际关节扭矩。能够基于外骨骼穿戴者的重量及外骨骼装置姿态近似计算预期关节扭矩;进行此计算的方法对于外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。当被传达给外骨骼穿戴者时,此预期扭矩信息减去实际扭矩信息为外骨骼穿戴者提供了立即感测到阻碍外骨骼移动的障碍物的能力。主要地,能够感测绊住外骨骼的物体且使得外骨骼穿戴者能够改变路线,而非增大扭矩直到外骨骼挣脱障碍,潜在地引起对外骨骼的损坏或对外骨骼穿戴者的损伤。

[0029] 另一涉及关节扭矩的新颖“反馈就绪”触发器为外骨骼与外骨骼操作者之间的相互作用力。此力可使用在人-外骨骼界面点处的普通应变计或压力传感器来测量。将此信息传达给外骨骼操作者允许实现与直接传达关节扭矩类似的优点。

[0030] 另一涉及关节扭矩的新颖“反馈就绪”触发器为在康复训练中使用装置时由所述装置提供的辅助级。辅助级的计算是外骨骼与外骨骼穿戴者之间的相互作用力的函数,且对外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。此辅助级使得物理治疗师或康复患者能够理解机器起了多少作用与患者起了多少作用。此给予物理治疗师及患者最小化辅助级以最大化康复效益的目标。此尤其适用于针对肌肉失调的康复性步态训练,该训练的目标是改善在患者不使用外骨骼的情况下的机能;在此环境中,此触发器给予外骨骼穿戴者关于外骨骼将其移动修改到何种程度的直接反馈,且因此使外骨骼穿戴者了解在无外骨骼辅助的情况下他们移动的模样。

[0031] 如果此基于关节扭矩的信息传达给在康复环境中使用外骨骼装置的物理治疗师,将使物理治疗师加深外骨骼对患者的效果的理解。此理解将使得物理治疗师能够对患者的进步及最大康复效益所需要的外骨骼装置环境做出更好的决策。

[0032] 另一类别的“反馈就绪”触发器基于外骨骼及外骨骼穿戴者姿态信息,例如,压力中心位置、重心位置及相对外骨骼区段位置。当用于有感官缺陷的患者(例如,脊髓损伤患者)时,这些触发器试图替代外骨骼穿戴者的运动感或体感以恢复正常的本体感受。这些实施例包含关节相对于彼此的位置,其能够使得外骨骼穿戴者更准确地理解其在空间中的

位置。

[0033] 在外骨骼中,可使用定位在外骨骼穿戴者或外骨骼装置(在具有脚的外骨骼的情形中)的脚下方的力或压力传感器来计算压力中心。可使用关节角度传感器、外骨骼及外骨骼穿戴者的区段重量来计算质心。为改善这些计算的准确度,应基于外骨骼结构的弯曲而使用嵌入外骨骼结构内的应变计来校正关节角度。也可使用关节角度、区段长度及弯曲校正来计算相对外骨骼区段位置。

[0034] 在压力中心类别中的一种新颖“反馈就绪”触发器为外骨骼及外骨骼穿戴者系统的压力中心及质心的相对位置。此“反馈就绪”触发器表明系统降落的方向且也可用于通过压力中心与质心之间的距离来指示降落的速度。此使得外骨骼穿戴者能够直接感测其动态稳定性,在健全的个体中,所述动态稳定性是经由其脚上的体感及其下身的运动感的组合传达。

[0035] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为每只脚距离地面的高度。此触发器用以恢复外骨骼穿戴者的运动感。能够以所属领域的技术人员清楚的各种方式来感测此反馈。一实施例利用接近传感器(例如,声纳发射器及接收器)以结合压力传感器计算到地面的距离来确定接触。替代实施例可包含摄像机或激光距离测量。

[0036] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为每只脚的前部到最近障碍物的距离。此触发器允许外骨骼穿戴者感测进行给定的动作是否为安全。反馈给外骨骼穿戴者的信息可包含到障碍物的距离或仅包含给定路径范围内障碍物的存在。

[0037] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为选定动作的预测末端效应器位置。此触发器既向外骨骼穿戴者提供关于待执行的动作的信息,又提供为完成所述动作而对准的训练目标。在此方法的一个实施例中,视觉显示器(通过投射点或抬头显示器)告知外骨骼穿戴者在动作执行后其脚的最终位置。在替代实施例中,视觉显示器可指示在何处放置拐杖或其它行走辅助器以为迈步做好准备。

[0038] 另一类别的“反馈就绪”触发器将包含当前动作、计划动作及控制变化的控制系统参数传达给外骨骼穿戴者。这些触发器使外骨骼穿戴者加深对外骨骼控制系统的状态的理解,使得外骨骼穿戴者总是在外骨骼动作执行之前清楚所要执行的外骨骼动作。这些触发器需要以无阻碍的方式予以传达。此参数变化或动作的传达也向外骨骼穿戴者提供确认或认可变化(如果需要)的机会。

[0039] 对额外的“反馈就绪”触发器进行概念化,其包含手对行走辅助器的力向量、行走辅助器对地面的力、躯干前后角度、躯干左右角度、关节角度、罗盘指向、模式变化请求、模式变化确认、动作起始、动作完成、对不稳定位置的告警及基于个别触发器的功能的状况。

[0040] 也已结合对外骨骼穿戴者的视觉、触觉、听觉及热感官途径提供反馈的新颖构件来使用上述反馈触发器而开发了若干新颖反馈系统。以下为本发明的这些特定实施例的描述,其包含必需的构成传感器、控制器及输出界面作为这些装置与外骨骼控制器连接的组件。

## 附图说明

[0041] 图 1 为耦合到行走式外骨骼的残疾人的示意性侧视图。

[0042] 图 2 为表示第一实施例的图,其展示具有整体式关节灯的行式外骨骼以及从所

述整体式关节灯接收视觉反馈的物理治疗师及外骨骼穿戴者。

[0043] 图 3 为表示第二实施例的图,其展示具有整体式外骨骼-穿戴者界面点灯的行走式外骨骼以及从所述整体式外骨骼-穿戴者界面点灯接收视觉反馈的物理治疗师及外骨骼穿戴者。

[0044] 图 4 为表示第三实施例的图,其展示具有整体式平摇/俯仰控制激光指示器的行走式外骨骼以及从所述激光指示器接收视觉反馈(特别是包含拐杖放置信息)的物理治疗师及外骨骼穿戴者。

[0045] 图 5 为表示第四实施例的图,其展示具有整体式投射灯的行走式外骨骼,所述整体式投射灯产生仅对外骨骼穿戴者(其也佩戴具有滤光片的特殊眼镜)高度可见的放置目标。

[0046] 图 6 为表示第五实施例的图,其展示行走式外骨骼及佩戴含整体式摄像机的显示眼镜的外骨骼穿戴者。所述眼镜向外骨骼穿戴者显示放置目标及其它信息。

[0047] 图 7 为表示第六实施例的图,其展示具有向外骨骼穿戴者提供压力中心反馈的轮子装置的行走式外骨骼。

[0048] 图 8 为表示第七实施例的图,其展示行走式外骨骼及外骨骼用户,其中振动腰带反馈构件附接到外骨骼装置或外骨骼穿戴者,其中所述腰带向外骨骼穿戴者提供压力中心/平衡反馈。

[0049] 图 9 为表示第九实施例的图,其展示行走式外骨骼及外骨骼用户,其中听觉反馈构件附接到外骨骼装置或外骨骼穿戴者,其中所述听觉反馈构件向外骨骼穿戴者提供压力中心/平衡反馈。

[0050] 图 10 为表示第十实施例的图,其展示行走式外骨骼及外骨骼用户,其中由外骨骼用户握着的拐杖一体化反馈构件向外骨骼用户提供反馈。

[0051] 图 11 为具有特定位置的行走式外骨骼的图,所述特定位置可被用于任何实施例或实施例的组合中以供额外放置任何实施例中涵盖的装置(包含(但不限于)照明构件、传感器或激光指示器)。

[0052] 图 12 为展示基于向穿戴外骨骼装置的人反馈信息及从穿戴外骨骼装置的人反馈信息的外骨骼控制器的控制环路示意图。

## 具体实施方式

[0053] 本发明结合为穿戴者提供行走运动的动力矫形器装置而使用。动力外骨骼是此动力矫形器装置的一实例。在康复环境中,动力外骨骼由物理治疗师控制,所述物理治疗师使用多个可能输入构件中的一者以命令外骨骼控制系统。外骨骼控制系统又致动电动支架的位置,从而引起力施加到外骨骼穿戴者的身体且通常引起外骨骼穿戴者的身体的移动。

[0054] 参考图 1,具有主干部分 110 及小腿支撑件 112 的外骨骼 100 与拐杖 102(包含下部接地啮合端 101 及手柄 103)组合在一起由患者或穿戴者 109 使用以行走。所展示的穿戴者 109 具有上臂 111、下臂(前臂)122、头部 123 及下肢 124。以所属领域中已知的方式,主干部分 110 可配置以耦合到穿戴者 109 的上身(未分开标记),腿支撑件 112 可配置以耦合到穿戴者 109 的下肢 124,脚支撑件 161 可配置以耦合到穿戴者 109 的脚且连结到踝关节 160 及致动器,所述致动器整体以 125 指示,但实际上以在所属领域中广泛知晓的方式置于

腿支撑件 112 的部分之间以及腿支撑件 112 与主干部分 110 之间,用于使腿支撑件 112 相对于主干部分 110 偏移以使得穿戴者 109 的下肢 124 能够移动。在一些实施例中,主干部分 110 可为相当小且包括缠绕穿戴者 109 的骨盆的骨盆连杆。在图 1 展示的实例中,外骨骼致动器 125 特定展示为髋部致动器 135 及膝致动器 140,髋部致动器 135 用于使髋关节 145 屈伸移动,膝致动器 140 用于使膝关节 150 屈伸移动。外骨骼致动器 125 以外骨骼控制的所属领域的技术人员知晓的多种方式由 CPU 120 控制,其中 CPU 120 为外骨骼控制系统的构成体。虽然未在图 1 中展示,但提供与 CPU 120 通信的各种传感器使得 CPU 120 可监测装置的定向。此类传感器可包含不具有限制编码器、电位计、加速度计及陀螺仪。由于外骨骼的特定结构可采用各种形式,在所属领域是已知的且不是本发明的部分,所以在本文中不做进一步详述。

[0055] 外骨骼控制系统规定及控制外骨骼的关节的轨迹。可将这些轨迹规定为基于位置、基于力或两种方法的组合(例如,在阻抗控制器中所见的)。可直接通过修改所规定的位置而修改基于位置的控制系统的。也可直接通过修改所规定的力分布曲线而修改基于力的控制系统。由于在此提及的概念同样适用于基于位置、基于力及基于混合“阻抗”的控制策略,因此由外骨骼控制系统规定的位置及/或力在本发明中可指外骨骼轨迹。

[0056] 本发明的主要实施例包括靠近外骨骼关节配备有一或多个发光二极管或其它照明构件的外骨骼装置。所述照明构件连接到外骨骼控制系统且与外骨骼关节中的扭矩成比例地照明。所述照明构件可替代地与由外骨骼装置提供的辅助级成比例地照明。这将为物理治疗师或外骨骼穿戴者提供直观放置的视觉反馈系统,所述视觉反馈系统传达可由物理治疗师或外骨骼穿戴者直接看到的合成移动以外的人机交互。

[0057] 在一些实施例中,光的强度可相对于信号强度而改变,其中信号强度由外骨骼穿戴者身上的力传感器的任一内部外骨骼传感器来测量,且其中此信号强度由外骨骼控制系统解释且中继到照明构件。在另一实施例中,灯闪烁频率将相对于信号强度而改变。在另一实施例中,将使用灯阵列,其中照明的灯的数目及位置与信号强度有关。在另一实施例中,灯的颜色将相对于信号强度而调制。照明反馈的其它实施例是可能的,如所属领域的技术人员所知晓。能够使用多个类型的传感器来测量各种外骨骼或外骨骼穿戴者参数,且这些参数中的每一者可以各种照明格式报告。可优选地组合这些多个格式及参数反馈类型。

[0058] 参考图 2,患者 201 正穿戴外骨骼 204,外骨骼 204 由外骨骼控制系统 205 控制。物理治疗师 202 正监测处于康复环境中的外骨骼 204 及患者 201 的表现,在此期间,物理治疗师 202 可通过控制系统输入构件 203 发出命令到外骨骼控制系统 205。而输入构件 203 在此展示为计算机,此仅为说明性实例。由于输入装置不是本发明的特定目的,因此输入构件 203 可为任意数目的装置,其包含(不限于)与外骨骼 204 形成整体的键盘、语音命令、手柄等等。整体式关节灯 206 响应于来自外骨骼控制系统 205 的信号而照明,其中此信号与外骨骼 204 状态参数(在此情形下为在每一外骨骼关节处的外骨骼关节扭矩)相关,导致当每一位置处的关节扭矩增加时整体式关节灯 206 增加照明强度,如由外骨骼控制系统 205 所计算。物理治疗师 202 及外骨骼穿戴者 201 两者看见来自整体式关节灯 206 的照明,允许物理治疗师 202 及外骨骼穿戴者 201 更好地理解在此外骨骼状态中施加的力。

[0059] 在主要实施例的一个实例中,如果物理治疗师在治疗进程中想要响应于患者的进步而修改行走式外骨骼的步态循环,那么知道在循环运动(例如,行走)中相对于由外骨骼

施加的力而言由患者在每一关节处正在施加多少力对于物理治疗师来说是有帮助的。随着患者在治疗进程中进步,患者相对于外骨骼在每一关节处将施加更多的力。然而,外骨骼的移动将看起来一样。添加提供与由外骨骼在每一关节处施加的力成比例的照明的整体式照明构件可用作由患者施加的力的间接报告手段—因为在特定移动中患者力及外骨骼力相加。在极简化的实例中,物理治疗师可监测左膝 207 处的照明,以便监测由外骨骼在左膝处正施加多大关节扭矩,且因此获知在移动循环及治疗进程中的各点处患者能够在此左膝处施加多少力。此信息随后可被物理治疗师使用以修改外骨骼轨迹以改善对患者的康复效益。

[0060] 在第二实施例,视觉反馈系统包括外骨骼系统,所述外骨骼系统包含靠近外骨骼穿戴者连接点的一或多个发光二极管或其它照明构件。外骨骼穿戴者连接点含有连接到外骨骼控制系统的力传感器,所述力传感器确定在外骨骼穿戴者连接点处施加在外骨骼穿戴者与外骨骼之间的力。所述照明构件连接到外骨骼控制系统且通过强度及颜色的调制与在所述连接点中的力(如由在外骨骼穿戴者连接点中的力传感器所确定)成比例地照明。与第一实施例类似,这将允许物理治疗师或外骨骼穿戴者理解在外骨骼与外骨骼穿戴者之间所传递的力的位置。

[0061] 参考图 3,患者 301 正穿戴外骨骼 304,外骨骼 304 由外骨骼控制系统 305 控制。物理治疗师 302 正监测处于康复环境中的外骨骼 304 及患者 301 的表现,在此期间,物理治疗师 302 可通过控制系统输入构件 303 发出命令到外骨骼控制系统 305。整体式界面点灯 306 响应于来自力传感器的信号而照明,所述力传感器在位于外骨骼 304 与患者 301 之间的外骨骼结构上、处于每一整体式界面点灯 306 的部位处,其中力传感器与外骨骼控制系统 305 通信,其中此信号指示施加在外骨骼 304 与患者 301 之间的力,导致当每一位置处的力增加时整体式界面点灯 306 增加照明强度。物理治疗师 302 及外骨骼穿戴者 301 两者看见来自整体式界面点灯 306 的照明,允许物理治疗师 302 及外骨骼穿戴者 301 更好地理解在此外骨骼状态中由外骨骼穿戴者施加的力。

[0062] 在第二实施例的一个实例中,如果物理治疗师在治疗进程中想要响应于患者的进步而修改行走式外骨骼的步态循环,那么知道在循环运动(例如,行走)中相对于由外骨骼施加的力而言由患者在每一关节处正在施加多少力对于物理治疗师来说是有帮助的。随着患者在治疗进程中进步,在各种移动期间患者相对于外骨骼将施加更多的力。然而,外骨骼的移动将看起来一样。添加提供与由患者在一或多个外骨骼-患者界面点处施加的力成比例的照明的整体式界面点照明构件允许物理治疗师或者患者接收展示外骨骼与患者之间施加的力的视觉信息。在极简化的实例中,物理治疗师可监测在左小腿耦合部 307 处的照明,以便监测在左小腿耦合部处施加多大力扭矩,且因此获知在移动循环及治疗进程中的各种点处患者能够在此左小腿耦合部处施加多少力。此信息随后可被物理治疗师使用以修改外骨骼轨迹以改善对患者的康复效益。

[0063] 前两个实施例两者均适用于康复环境。新颖的视觉反馈为物理治疗师提供直观放置的反馈,所述反馈描述外骨骼与用户之间的交互,其允许物理治疗师改善康复治疗的质量。当为物理治疗师提供针对装置辅助级的控制时,此反馈变得尤其重要;此反馈将使得物理治疗师能够更智能地设置辅助级。对物理治疗师在确定外骨骼及外骨骼用户在特定移动中正施加多少相对力特别有用的是组合第一实施例及第二实施例,允许实现对外骨骼关节

扭矩及外骨骼 - 外骨骼穿戴者界面力两者的反馈。

[0064] 在第三实施例中,视觉反馈系统包括包含整体式激光指示器的外骨骼系统。所述激光指示器通过控制光束平摇及俯仰投射角度的致动构件连接到外骨骼结构。所述平摇及俯仰投射角度致动构件连接到外骨骼控制系统,且经控制使得所述激光指示器瞄准外骨骼穿戴者的相关位置(例如,理想的拐杖放置目标、理想的脚放置目标及下一个移动目标)。这将允许外骨骼穿戴者直观地受到外骨骼操作训练,以及允许外骨骼穿戴者更准确地判断外骨骼移动将把他们带到何处。应注意,单个激光指示器可经设计以通过在地面上反复回扫轮廓来叠加地面上的多个同时图像,或替代地,可利用多个激光指示器(可能为多个颜色)以投射不同的图像。在另一实施例中,多个激光指示器扫掠可在同一部位投射重复图像,允许物体(例如,拐杖)处于一个激光投射的路径上而不阻碍地面上的目标放置及干扰对患者的效用。

[0065] 参考图4,患者401正穿戴外骨骼404,外骨骼404由外骨骼控制系统405控制。物理治疗师402正监测处于康复环境中的外骨骼404及患者401的表现。连接到控制平摇及俯仰的铰接构件的整体式激光指示器403安装在外骨骼404的结构上。整体式激光指示器404投射激光束406,激光束406将拐杖放置目标407投射到支撑表面413上。患者401看到支撑表面413上的拐杖放置目标407,允许更好地理解将在何处放置拐杖。特定来说,患者401使用手409握住拐杖手柄410以引导拐杖411(拐杖411具有地面交互端412),以此方式将地面交互端412放置在特定拐杖放置目标408上。物理治疗师402观察此过程且对患者401使用外骨骼的技能及康复状态获得更好的理解,从而允许物理治疗师402改善患者401的康复过程。当然,存在除了拐杖之外的许多其它类型的步态辅助器(例如,助行器及手杖),且在此使用拐杖作为示范性实施例。外骨骼设计领域的技术人员将清楚此激光指示器装置能对任何此类步态辅助器起作用。

[0066] 在第三实施例的一实例中,物理治疗师对先前不具有外骨骼治疗经历的新患者在康复中使用外骨骼。所述患者不熟悉外骨骼操作及拐杖使用的各方面。添加由整体式激光指示器投射的拐杖放置目标允许患者更快地熟悉拐杖放置,缩短学习使用外骨骼系统所耗费的时间,从而允许更快使用于康复及实现更大的康复效益。

[0067] 在第四实施例中,视觉反馈系统包括包含多个整体式照明构件以及由外骨骼穿戴者佩戴的眼镜的外骨骼系统,其中所述照明构件通过合成白光的多个有色照明构件投射一或多个图像/目标;所述眼镜具有移除所投射的颜色中的一者的滤光片,使所述图像/目标对于外骨骼穿戴者来说是可见的有色光且同时使所述图像/目标对于未佩戴具有滤光片的眼镜的人来说是难以察觉的白光。所述照明构件通过控制照明构件平摇及俯仰投射的致动构件连接到外骨骼结构。所述平摇及俯仰投射角度致动构件连接到外骨骼控制系统,且经控制使得所述投射构件瞄准用户的相关位置(例如,理想的拐杖放置目标、理想的脚放置目标及下一个移动目标)。此实施例具有允许在公共场合使用放置目标而不使旁观者注意到的显著优点。

[0068] 参考图5,患者501正穿戴外骨骼504,外骨骼504由外骨骼控制系统505控制。旁观者502在外骨骼504及患者501附近,且能够观察患者501及外骨骼504。连接到控制平摇及俯仰的铰接构件的多个整体式照明投射构件503安装在外骨骼504的结构上且与外骨骼控制系统505通信。照明构件503使合成白光的多个有色照明构件506投射到支撑表

面 514 上,从而在支撑表面 514 上产生拐杖放置目标 507。患者 501 佩戴具有滤光片的眼镜 508,具有滤光片的眼镜 508 过滤及移除所投射的颜色中的一者,使目标 507 对患者 501 来说为可见有色光,而目标 507 对未佩戴具有滤光片的眼镜 508 的旁观者 502 来说仅显现为难以察觉的白光。特定来说,患者 501 使用手 509 握住拐杖手柄 510 以引导拐杖 511(拐杖 511 具有地面交互端 512),以此方式将地面交互端 512 放置在特定拐杖放置目标 513 上。

[0069] 在第四实施例的一实例中,患者不是在康复环境中(例如,在公共场合)穿戴及操作外骨骼。不在康复环境时,外骨骼穿戴者所面临的移动及固定障碍物增加,从而更难操作外骨骼。拐杖放置目标(由通过较接构件安装在外骨骼结构上且由外骨骼控制系统控制的多个照明构件所投射)的使用在很大程度上辅助患者在此环境中操作外骨骼。然而,可见拐杖目标的投射可转移旁观者的注意力或令患者感到尴尬。由于放置目标将对未佩戴眼镜的旁观者来说是不可见的,因此需要具有滤光片的眼镜以便看到这些拐杖放置目标而解决这些问题,从而允许患者在除康复之外的环境中更容易地使用外骨骼。

[0070] 在第五实施例中,视觉反馈系统包括由外骨骼穿戴者佩戴的具有集成显示系统及摄像机系统的眼镜,其中所述眼镜向外骨骼穿戴者显示引起“抬头显示”的放置目标。所述眼镜及所述摄像机与外骨骼控制系统通信,且外骨骼控制系统通过与外骨骼系统形成整体的确定外骨骼姿态的多个传感器来确定外骨骼的位置,而眼镜相对于外骨骼系统的位置是通过比较安装在外骨骼系统内的惯性传感器及安装在具有整体式显示器的眼镜内的惯性传感器而确定。此类眼镜已由公司开发,例如谷歌公司开发的目前可用的“谷歌眼镜(Google Glasses)”。

[0071] 具有内部显示器的眼镜相对于外骨骼系统的位置可通过比较安装在外骨骼系统内的惯性传感器(例如,惯性测量单元)与安装在具有整体式显示器的眼镜内的惯性传感器来确定。此外,由于需要显示的有用信息通常需要显示在地面上,因此添加红外灯到外骨骼脚将改善脚放置及拐杖放置准确性。外骨骼控制系统可相对于红外灯的位置投射位置。此外,此可作为理想触发器以开启脚及拐杖放置显示器:当外骨骼用户朝脚向下看时,眼镜中的摄像机感测外骨骼脚上的红外灯且相对于红外灯的位置在地面上显示放置触发器(如安装在眼镜中的摄像机中所看到)。当外骨骼用户向上移动头部且摄像机不再能够看见红外灯时,可使用安装在显示眼镜中的加速度计的方位推算来调整触发器显示位置。触发器的显示随后可缓慢消失直到外骨骼用户再次看向外骨骼脚。此避免方位推算位置感测的主要问题之一;即位置可随时间漂移。安装到外骨骼脚的红外灯将允许每当摄像机能看见脚时方位推算系统重新校准到实际位置。

[0072] 此外,通过将红外灯集成到外骨骼结构中,使用来自眼镜的信息可增强对外骨骼姿态的估计。无论何时外骨骼穿戴者看外骨骼,安装在眼镜中的摄像机能通过计算如在显示眼镜中的摄像机中所看到的红外光源之间的距离向外骨骼控制系统提供相对位置信息。

[0073] 参考图 6,患者 601 正穿戴外骨骼 602,外骨骼 602 由外骨骼控制系统 603 控制。患者 601 还佩戴具有集成显示系统的眼镜 604。在具有集成显示系统的眼镜 604 上安装有摄像机 605。具有集成显示系统的眼镜 604 及摄像机 605 两者与外骨骼控制系统 603 通信。红外灯 608 安装在外骨骼结构 602 的各点上。摄像机 605 观察从红外灯 608 发出的光,且将此信息传达给外骨骼控制系统 603。外骨骼控制系统 603 使用来自摄像机 605 的信息以确定具有集成显示系统的眼镜 604 相对于外骨骼 602 的位置及方向,且使用此相对位置信息



以确定在具有集成显示系统的眼镜 604 中显示的视觉图像的放置,包含拐杖放置目标 606 及脚放置目标 607,其中拐杖放置目标 606 及脚放置目标 607 被置于支撑表面 614 上。患者 601 随后通过具有集成显示系统的眼镜 604 看到这些投射目标 606 及 607,且患者 601 随后使用这些投射目标 606 及 607 来辅助外骨骼操作。特定来说,患者 601 使用手 609 握住拐杖手柄 610 以引导拐杖 611(拐杖 611 具有地面交互端 612),以此方式将地面交互端 612 置于特定拐杖放置目标 613 上。

[0074] 在第五实施例的一实例中,物理治疗师对先前不具有外骨骼治疗经历的新患者在康复中使用外骨骼。所述患者不熟悉外骨骼操作及拐杖使用的各方面。添加在具有整体式显示系统的眼镜中显示的拐杖及脚放置目标允许患者更快地熟悉拐杖及脚放置,缩短学习使用外骨骼系统所耗费的时间,从而允许更快使用于康复及实现更大的康复效益。除了拐杖及脚放置目标之外,这些具有内部显示器眼镜也可用于将信息中继给外骨骼穿戴者,所述信息包含(但不限于)电池电量、外骨骼系统的平衡(压力中心或质心),外骨骼在一个轨迹循环或一组循环中的位置、移动方向、当前动作模式、可用动作模式、错误或故障显示,或由外骨骼控制系统知晓的众多其它参数。此外,物理治疗师也可佩戴一副类似的具有集成显示系统的眼镜,其允许物理治疗师获得来自外骨骼控制系统的类似信息。

[0075] 另一反馈系统包含将关于外骨骼及外骨骼穿戴者的压力中心的信息传达给用户。人使用压力中心的知识以感觉到其脚处于平衡。然而,针对脚上感觉不到压力的用户,必须以其它方法呈现此信息。多个针对压力中心的反馈方法是可行的。一种优选方法是在用户能够感觉及处理所述信息的区域处使用触觉反馈。

[0076] 本发明的第六实施例包括安装到外骨骼或外骨骼穿戴者上的方法及装置,其将来自外骨骼控制系统的信息传输到外骨骼穿戴者,所述信息提供对外骨骼装置及穿戴者的压力中心的反馈。压力中心反馈的一个实施例包括附接到由外骨骼穿戴者所穿的外骨骼或另一结构的轮子。所述轮子在平行于外骨骼穿戴者身体的平面中移动以指示压力中心运动。所述轮子也可经致动以移入及移出从而提供变化水平的压力。此压力可指示压力中心的速度、自理想状态的偏差、或压力中心与质心之间的差。在一些实施例中,许多此类轮子与用户接触使得可显示许多不同的值。在一些实施例中,所述轮子包括球且由外骨骼驱动而以二维(X-Y)移动且以变化水平的力推动,从而产生能够显示信息(例如(但不限于),外骨骼穿戴者的压力中心在前向及横向轴中的映射,以及外骨骼用户的垂直力)的三维显示。

[0077] 参考图 7,患者 701 正穿戴外骨骼 702,外骨骼 702 由外骨骼控制系统 703 控制。脚结构 705 附接到外骨骼 702。脚结构 705 与地板表面 706 交互。在脚结构 705 的底部表面上为地面力传感器 704,其测量由每一脚结构 705 施加在地板 706 上的力。地面力传感器 704 与外骨骼控制系统 703 通信,外骨骼控制系统 703 使用来自地面力传感器 704 的数据及算法来确定外骨骼 702 及患者 701 的压力中心,在图 7 中特定展示为以 710 为中心的矢状面。附接到外骨骼 702 的是反馈轮子安装结构 707,其附接到电动轮子 708。电动轮子 708 与患者 701 接触,此接触由可调轮子止动装置 709 辅助。电动轮子 708 与外骨骼控制系统 703 通信,外骨骼控制系统 703 可引起电动轮子 708 在矢状面中顺时针旋转 712 或逆时针旋转 713。当外骨骼控制系统 703 使用来自力传感器 704 的数据检测到压力中心在矢状面 710 中沿虚线 711 偏转时,电动轮子 708 经激活以旋转且向患者 701 提供关于自压力中心 710 偏转的反馈。特定来说,如果外骨骼控制系统 703 检测到压力中心沿 711 的向前偏转,

那么电动轮子 708 顺时针旋转 712, 向患者 701 提供其应往后倾斜的反馈。类似地, 如果外骨骼控制系统 703 检测到压力中心沿 711 的向后偏转, 那么电动轮子 708 逆时针旋转 713, 向患者 701 提供其应向前倾斜的反馈。

[0078] 所属领域的技术人员将清楚存在与此第七实施例类似的若干实施例。举例来说, 轮子安装结构 707 可经致动且轮子 708 将在人的颈部上下滚动。在此实施例中, 滚子的位置将信息传达给穿戴者。一般来说, 此类别的装置控制触觉接触点 (即, 轮子) 的运动, 触觉接触点的位置将信息传达给人。在一些实施例中, 触觉接触点可沿若干轴移动以将若干条独立的信息传送给穿戴者。

[0079] 在第六实施例的一实例中, 使用外骨骼装置的患者可同时患下肢肌肉机能丧失及下肢感觉丧失。在下肢无感觉的情况下, 此患者难以平衡自身及外骨骼装置。通过将多个压力中心轮子放置在患者仍具有感觉的区域, 可将压力中心信息传输给患者来恢复平衡感及平衡能力倾向。在图 7 中展示的简单实例中, 在患者的颈部后面上的一轮子向患者提供前后压力中心信息以及前后平衡感。在另一实施例中, 在患者颈部侧面上添加一或多个轮子, 可类似地用于提供左右压力中心信息 (在冠状面中), 及恢复患者的左右平衡感。通过组合前后及左右定位的压力中心信息而改善患者的整体平衡。

[0080] 在第七实施例中, 压力中心触觉反馈系统包括放置为与外骨骼穿戴者的身体接触的振动或其它触觉电机。所述电机与外骨骼控制系统通信且通过向外骨骼穿戴者将移动的方向给予推动感或扫掠而将反馈施加给外骨骼穿戴者。振动的幅度可指示例如所要的速度或所需要的运动程度的信息。可给予关于躯干、手臂、颈部或头部上的振动反馈, 只要适于所述反馈及外骨骼穿戴者的损伤 / 机能障碍等级。可组合这些方法。举例来说, 一个实施例包含在外骨骼穿戴者的手臂上的触觉致动器, 所述触觉致动器经激活以模仿如在步态训练期间物理治疗师将给予的左推或右推。同样地, 在外骨骼穿戴者的胸部及背部 (或肩膀的前部及后部) 上的致动器将模仿如物理治疗师将给予的前推或后推。在一些实施例中, 可使用振动电机阵列以产生外骨骼穿戴者的身体各处的相关信号。

[0081] 参考图 8, 患者 801 正穿戴外骨骼 802, 外骨骼 802 由外骨骼控制系统 803 控制。脚结构 805 附接到外骨骼 802。脚结构 805 与地板表面 806 交互。在脚结构 805 的底部表面上为地面力传感器 804, 其测量由每一脚结构 805 施加在地板 806 上的力。地面力传感器 804 与外骨骼控制系统 803 通信, 外骨骼控制系统 803 使用来自地面力传感器 804 的数据及算法来确定矢状面及冠状面两者中外骨骼 802 及患者 801 的压力中心。患者 801 正佩戴反馈腰带 807, 其安装有且控制八个振动电机, 所述八个振动电机在轴平面中绕反馈腰带圆周按 45 度的增量分布。在图 8 的左面中特定地展示在 0 度处的电机 808、在 315 度处的电机 809、在 270 度处的电机 810 及在 225 度处的电机 811。反馈腰带 807 与外骨骼控制系统 803 通信, 外骨骼控制系统 803 能够相对于由力传感器 804 测量且由外骨骼控制系统 803 确定的自压力中心的偏转而激活反馈腰带 807 上的电机。在特定实例中, 外骨骼控制系统 803 检测到压力中心朝向 300 度 (如图 8 中展示的 300 度) 偏移, 外骨骼控制系统 803 将向反馈腰带 807 发信号以激活振动电机 810 及 809, 同时使振动电机 808 及 811 处于关闭位置。振动电机 810 及 809 的激活将向患者 801 指示其压力中心正朝向两个电机 810 及 809 (当被激活时) 偏移, 从而促使患者 801 远离这些电机 810 及 809 而倾斜。

[0082] 在第七实施例的一实例中, 使用外骨骼装置的患者可同时患下肢肌肉机能丧失及

下肢感觉丧失。在下肢无感觉的情况下,此患者难以平衡自身及外骨骼装置。通过将多个振动电机放置在患者仍具有感觉的区域,可将压力中心信息传输给患者来恢复平衡感及平衡能力倾向。在图 8 展示的轴面中的八个振动电机(其连接到具有压力中心感测能力的外骨骼控制系统)提供一种手段,通过所述手段患者可接收矢状面及冠状面两者中的平衡反馈。在此实例中,如果外骨骼控制系统检测到患者及外骨骼的压力中心向前移动过远,那么在反馈腰带的前向部分上的振动电机将激活且促使患者向后倾斜直到由外骨骼控制系统确定压力中心处于可接受的范围内。

[0083] 在第八实施例中,压力中心反馈系统包括连接到外骨骼穿戴者的与外骨骼控制系统通信的温度栅格。所述温度栅格通过诱发温度感而将信息传送给外骨骼穿戴者。一个实施例包括位于外骨骼穿戴者的舌头上的热栅格。在此实施例中,外骨骼穿戴者的舌头的表面映射到外骨骼穿戴者的脚底。随后通过加热栅格中与脚上的压力中心处于相同位置的节点来指示外骨骼穿戴者及外骨骼装置的压力中心。温度的度数表示在脚处的力。

[0084] 在第八实施例的一简化实例中,热栅格放置在外骨骼穿戴者的舌头上,所述热栅格具有四个加热节点,一个在舌头前部,一个在舌头后部、一个在舌头左部及一个在舌头右部。此热栅格将来自配备有压力中心检测构件的外骨骼控制系统的压力中心信息中继到外骨骼穿戴者。如果外骨骼及外骨骼穿戴者的压力中心向前偏移,那么外骨骼控制系统激活在用户舌头前部上的加热节点,从而促使外骨骼穿戴者向后倾斜。类似地,如果外骨骼控制系统检测到压力中心向左偏移,那么激活舌头左部上的加热节点以促使外骨骼穿戴者向右倾斜。可组合矢状面及冠状面两者中的压力中心信息,举例来说,如果外骨骼控制系统检测到压力中心向右后方偏移,那么将激活舌头前部及右部的加热节点,从而促使外骨骼穿戴者向左前方倾斜。

[0085] 应注意的是可利用更为复杂的系统,包含(但不限于)具有更多加热节点的栅格、在每一节点处具有可变热强度的栅格、在节点阵列中具有热梯度的栅格、具有热脉冲的节点、或在舌头栅格上利用其它反馈(例如,振动触觉、电的或其它方式的刺激)的栅格以及放置在外骨骼穿戴者的身体上的其它位置的栅格。

[0086] 在第九实施例中,压力中心反馈系统包括安装在外骨骼或外骨骼穿戴者上的听觉装置,所述听觉装置通过声音将来自外骨骼控制系统的信息传送给外骨骼穿戴者。所述听觉装置包括扬声器阵列,且所述装置向外骨骼穿戴者指示偏离压力中心的方向及量值。在一实施例中,当外骨骼控制系统确定外骨骼及外骨骼穿戴者的压力中心向左偏移过远时,所述扬声器将在外骨骼穿戴者的左边产生越来越响亮的声音。类似地,当外骨骼控制系统确定外骨骼及外骨骼穿戴者的压力中心向右偏移过远时,所述扬声器将在外骨骼穿戴者的右边产生越来越响亮的声音。在另一实施例中,所述扬声器阵列可仅包括用于以此方式给予左右或前后信息的两个扬声器。在另一实施例中,添加更多扬声器到所述扬声器阵列导致能够将更精确的位置信息从外骨骼控制系统传输给外骨骼穿戴者,其在向外骨骼穿戴者传送前后位置信息中特别有用。在另一实施例中,可使用具有各种音调的一或多个扬声器以向外骨骼穿戴者指示偏离压力中心的方向及量值。在另一实施例中,使用一或多个扬声器以依据横向位置持续改变频率用以将压力中心信息传送给外骨骼穿戴者。在另一实施例中,可使用具有各种音调的一或多个扬声器以指示位置信息的方向及量值。一或多个扬声器也可依据横向位置持续改变其频率以传送压力中心信息。在另一实施例中,扬声器可发

出一系列咔嚓声,其中所述咔嚓声的频率指示倾斜角度,其与盖革(geiger)计数器通过一系列咔嚓声传送信息的方式类似(即,咔嚓声的速率与倾斜角度成比例)。在另一实施例中,通过组合调制扬声器的两个(或多个)构件,听觉装置可一次可传送一个以上的量一举例来说,相对左/右音量可指示左/右倾斜角度且频率可指示前后倾斜角度。尽管在此实例中我们论述压力中心及倾斜角度,但这些仅旨在作为实例,且机器可能希望向用户传送许多类型的信息。此外,机器传达的信息与所述信息被传达的方式之间的转换(例如,从倾斜角度到频率的转换)无需为线性。因此可能存在以下等式:

[0087] 频率 =  $a \times \text{倾斜角度} + b$  其中 a、b 为常数

[0088] 另一实施例可为

[0089] 频率 =  $a \times \sin(\text{倾斜角度}) + b$

[0090] 或

[0091]

$$\text{频率} = a \times \text{sign}(\text{倾斜角度}) \times \sqrt{\text{abs}(\text{倾斜角})} + b$$

[0092] 其中最后一个函数具有针对接近零的倾斜角度值产生极大变化,但当倾斜角度值较大时变得较不敏感的优点,使得外骨骼穿戴者能非常容易地找到垂直位置(此处假设倾斜角度为近零垂直,且可如躯干相对于重力的角度那么简单或如从用户踝关节到其质心的线的角度那么复杂)。需要选择常数项 b 使得等式对所关注的倾斜角度的范围不会输出负值(因为负频率在此上下文中无物理意义)。实际上,可能需要 b 为患者听力范围中间的频率。在一些实施例中,能针对不同的外骨骼穿戴者调整这些参数及等式自身以最大化所述外骨骼穿戴者的理解能力。应注意的是,在中风患者的情形中,其身体的患侧与非患侧在听力方面可存在显著差别,因此能够以更易于这些患者理解的方式调整听觉反馈参数是非常有用的。

[0093] 参考图 9,患者 901 正穿戴外骨骼 902,外骨骼 902 由外骨骼控制系统 903 控制,其中外骨骼控制系统 903 配备有压力中心检测构件(如图 6 到 8 中展示)。附接到患者 901 的是听觉装置固定带 912,其附接到右听觉装置 904 及左听觉装置 905。右听觉装置 904 含有右扬声器 906,其与外骨骼控制系统 903 通信。右扬声器 906 基于来自外骨骼控制系统 903 的命令发出声音 908,声音 908 由患者 901 的右耳 910 听到。左听觉装置 905 含有左扬声器 907,其与外骨骼控制系统 903 通信。左扬声器 907 基于来自外骨骼控制系统 903 的命令发出声音 909,声音 909 由患者 901 的左耳 910 听到。当外骨骼控制系统 903 确定压力中心沿冠状面偏移时,信号被传输到右听觉装置 904 及左听觉装置 905。听觉装置 904 及 905 随后分别引起扬声器 906 及 907 产生声音 906 及 907,其分别由患者 901 的右耳 910 及左耳 911 听到。

[0094] 在第九实施例的一实例中,使用外骨骼装置的患者可同时患下肢肌肉机能丧失及下肢感觉丧失。在下肢无感觉的情况下,此患者难以平衡自身及外骨骼装置。扬声器受外骨骼控制系统控制(所述外骨骼控制系统与所述扬声器通信且配备有压力中心检测构件),允许声音被用于向患者传送压力中心信息,这可改善穿戴外骨骼装置的患者平衡。在一简化实施例中,患者佩戴具有向患者的左及右耳传输声音的左及右扬声器的听觉装置。当外骨骼控制系统感测到患者压力中心已向左偏移过远时,左扬声器有机会发出声响促使患者向右倾斜。类似地,当外骨骼控制系统感测到患者压力中心已向右偏移过远时,右扬声器

有机会发出声响促使患者向左倾斜。

[0095] 由于压力中心的听觉反馈对用户来说功效显著,因此听觉反馈也可用于反馈行走及平衡的其它线索。一个此类线索为在相反的腿迈步之前所需要的横向偏移。为了在行走时保持平衡,重量必须偏移到站立腿上。因此,听觉反馈能提供关于用户离实现站立腿平衡所需要的横向偏移还有多远的线索。同样的,髌部在站立脚上方的向前偏移也可由听觉反馈指示。

[0096] 本发明的第十实施例包括附接到行走辅助器的装置,所述行走辅助器附接到外骨骼穿戴者,将来自外骨骼控制系统的信息传送给外骨骼穿戴者,所述信息向外骨骼穿戴者提供有关行走辅助器的使用的反馈及引导。在实施例中,所述行走辅助器包括外骨骼穿戴者各手中握着的拐杖。拐杖手柄配备有由外骨骼控制系统控制的振动电机。在行走过程期间,当外骨骼穿戴者偏移其重心时,拐杖手柄提供关于外骨骼穿戴者应向何处偏移重心及外骨骼穿戴者应偏移重心的程度的振动反馈。此装置有助于确保外骨骼穿戴者用其双脚保持平衡而非过度依赖于所述行走辅助器来实现平衡。这些用于给予用户关于压力中心的信息的反馈方法也可用于给予用户关于其整体定位(例如,其髌部在站立脚上方的位置或其向前及横向倾斜)的信息。这些反馈机制可指示需要按必要向前/向后偏移或左/右偏移以实现所要的定向。在另一实施例中,拐杖手柄中的反馈机制是静电触觉或任何其它触觉反馈机制。

[0097] 参考图 10,患者 1001 正穿戴外骨骼 1002,外骨骼 1002 由外骨骼控制系统 1003 控制。脚结构 1005 附接到外骨骼 1002。脚结构 1005 与地板表面 1006 交互。在脚结构 1005 的底部表面上的是地面力传感器 1004,地面力传感器 1004 测量由每一脚结构 1005 施加在地板 1006 上的力。地面力传感器 1004 与外骨骼控制系统 1003 通信,外骨骼控制系统 1003 使用来自地面力传感器 1004 的数据及算法来确定外骨骼 1002 及患者 1001 的压力中心。患者 1001 通过配备有振动电机的拐杖手柄 1008 来握住拐杖 1009,其中配备有振动电机的拐杖手柄 1008 与外骨骼控制系统 1003 通信。拐杖 1009 具有配备有压力传感器的地面交互端 1010,其中配备有压力传感器的地面交互端 1010 与外骨骼控制系统 1003 通信。外骨骼控制系统 1010 使用算法以处理来自配备有压力传感器的地面交互端 1010 的信息,且基于来自地面力传感器 1004 及配备有压力传感器的地面交互端 1010 两者的信息,外骨骼控制系统确定关于压力中心及其它平衡参数的信息。外骨骼控制系统 1003 随后通过配备有振动电机的拐杖手柄 1008 将引导及平衡偏移信息中继到外骨骼穿戴者 1001。

[0098] 在第十实施例的一实例中,使用外骨骼装置的患者可同时患下肢肌肉机能丧失及下肢感觉丧失。在下肢无感觉的情况下,此患者难以平衡自身及外骨骼装置。通过经由行走辅助器中的振动电机向患者提供反馈,外骨骼控制系统能降低患者由拐杖支撑的重量相对于由外骨骼支撑的重量的比。此外,通过拐杖中的振动电机的此反馈能改善患者的整体平衡,在康复进程中起辅助作用。

[0099] 除了先前针对每一实施例中的组件(通过所述组件将反馈从外骨骼控制系统提供给外骨骼用户或物理治疗师)或由外骨骼控制系统使用以收集反馈相关的数据的传感器/照明构件/其它构件或系统描述的位置之外,应注意,对于反馈构件、传感器构件或照明构件的各种实施例,额外放置位置是可能的。还应注意,可组合反馈构件的多个实施例。在图 11 中展示反馈构件及/或相关系统的主要放置选项的一些实例。位置 1101 包括安装

到脚结构的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1102 包括沿小腿(胫部)安装的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1103 包括安装在膝关节处的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1104 包括沿膝部电机外壳安装的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1105 包括沿大腿安装的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1106 包括安装到骶部结构的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1107 包括安装在髋关节处的反馈构件及 / 或相关系统,位置 1108 包括安装到髋部电机外壳的反馈构件及 / 或相关系统,及位置 1109 包括安装到躯干结构的反馈构件及 / 或相关系统。这些特定位置仅构成安装位置的实例;此位置列表不限制(或不以任何方式妨碍或约束)反馈构件及 / 或相关系统在替代位置中的放置。

[0100] 存在有将外骨骼数据转换成适合传达给外骨骼操作者的“反馈就绪”格式的各种实施例。基于传达给外骨骼操作者的信息的效用对这些概念进行评估。特定来说,重要的是对于穿戴者或操作者来说非显而易见的信息传达给所述穿戴者或操作者。举例来说,物理治疗师难以看到由外骨骼施加的力,但各腿区段的角度是非常易于看见的。另一方面,对于装置的穿戴者来说,腿区段的角度可能不是可见的,且将一些信息中继给他们可能是有帮助的(尤其如果矫形器的步态可能为不规则)。第一组“反馈就绪”算法利用直接来自外骨骼的各种整体式传感器的信息,所述各种整体式传感器收集关于外骨骼状态的数据,包含(但不限于)关节角度及关节扭矩。

[0101] 相对于最大可用外骨骼关节扭矩计算当前外骨骼关节扭矩的算法已被认为是传达给外骨骼操作者的重要的新颖“反馈就绪”触发器。这些算法及所需要的传感器对外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。当关节扭矩信息被传达给外骨骼穿戴者时,外骨骼穿戴者被给予与人体肌肉拉紧感相应的感觉。此信息使得穿戴者更好地理解外骨骼的极限,正如人理解其自身身体的极限一样。此理解在外骨骼穿戴者将外骨骼装置推至接近扭矩极限时给予外骨骼穿戴者更大的信心且给予了理解极限所在之处的能力。

[0102] 也已开发了为关节扭矩算法的变体的概念。这些其它新颖“反馈就绪”触发器中的一者为预期关节扭矩减去所提供的实际关节扭矩。能够基于外骨骼穿戴者的重量及外骨骼装置姿态近似计算预期关节扭矩;进行此计算的方法对于外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。当被传达给外骨骼穿戴者时,此预期扭矩信息减去实际扭矩信息为外骨骼穿戴者提供了立即感测到阻碍外骨骼移动的障碍物的能力。主要地,能够感测绊住外骨骼的物体且使得外骨骼穿戴者能够改变路线,而非增大扭矩直到外骨骼脱离障碍,潜在地引起对外骨骼的损坏或对外骨骼穿戴者的损伤。

[0103] 另一涉及关节扭矩的新颖“反馈就绪”触发器为外骨骼与外骨骼操作者之间的相互作用力。此力可使用在人-外骨骼界面点处的普通应变计或压力传感器来测量。将此信息传达给外骨骼操作者允许实现与直接传达关节扭矩类似的优点。

[0104] 另一涉及关节扭矩的新颖“反馈就绪”触发器为在康复训练中使用装置时由所述装置提供的辅助级。辅助级的计算是外骨骼与外骨骼穿戴者之间的相互作用力的函数,且对外骨骼设计领域的技术人员来说是显而易见的。此辅助级使得物理治疗师或康复患者能够理解机器起了多少作用与患者起了多少作用。此给予物理治疗师及患者最小化辅助级以最大化康复效益的目标。此尤其适用于针对肌肉失调的康复性步态训练,该训练的目标是改善在患者不使用外骨骼的情况下的机能;在此环境中,此触发器给予外骨骼穿戴者关于外骨骼将其移动修改到何种程度的直接反馈,且因此使外骨骼穿戴者了解在无外骨骼

辅助的情况下他们移动的模样。

[0105] 如果此基于关节扭矩的信息传达给在康复环境中使用外骨骼装置的物理治疗师，将使物理治疗师加深关于外骨骼对患者的效果的理解。此理解将使得物理治疗师能够对患者的进步及最大康复效益所需要的外骨骼装置环境做出更好的决策。

[0106] 另一类别的“反馈就绪”触发器基于外骨骼及外骨骼穿戴者姿态信息，例如，压力中心位置、重心位置及相对外骨骼区段位置。当用于有感官缺陷的患者（例如，脊髓损伤患者）时，这些触发器试图替代外骨骼穿戴者的运动感或体感以恢复正常的本体感受。这些实施例包含关节相对于彼此的位置，其能够使得外骨骼穿戴者更准确地理解其在空间中的位置。举例来说，所述反馈可向外骨骼穿戴者提供关于其髋部伸展角度或髋部到脚踝的距离的信息。这些可为定性反馈（例如，“向前”或“向后”）或可为定量反馈（指示“向前”或“向后”的实际距离）。

[0107] 在外骨骼中，可使用定位在外骨骼穿戴者或外骨骼装置（在具有脚的外骨骼的情况下）的脚下方的力或压力传感器来计算压力中心。可使用关节角度传感器、外骨骼及外骨骼穿戴者的区段重量来计算质心。为改善这些计算的准确度，应基于外骨骼结构的弯曲而使用嵌入外骨骼结构内的应变计来校正关节角度。也可使用关节角度、区段长度及弯曲校正来计算相对外骨骼区段位置。

[0108] 在压力中心类别中的一种新颖“反馈就绪”触发器为外骨骼及外骨骼穿戴者系统的压力中心及质心的相对位置。此“反馈就绪”触发器表明系统降落的哪个方向且也可用于通过压力中心与质心之间的距离来指示降落的速度。此使得外骨骼穿戴者能够直接感测其动态稳定性，在健全的个体中，所述动态稳定性是经由其脚上的体感及其下身的运动感的组合传达。

[0109] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为每只脚距离地面的高度。此触发器用以恢复外骨骼穿戴者的运动感。能够以所属领域的技术人员清楚的各种方式来感测此反馈。一实施例利用接近传感器（例如，声纳发射器及接收器）以结合压力传感器计算到地面的距离来确定接触。替代实施例可包含摄像机或激光距离测量。

[0110] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为每只脚的前部到最近障碍物的距离。此触发器允许外骨骼穿戴者感测进行给定的动作是否为安全。反馈给外骨骼穿戴者的信息可包含到障碍物的距离或仅包含给定路径范围内障碍物的存在。

[0111] 对下身外骨骼有用的另一新颖“反馈就绪”触发器为选定动作的预测末端效应器位置。此触发器既向外骨骼穿戴者提供关于待执行的动作的信息，又提供为完成所述动作而对准的训练目标。在此方法的一个实施例中，视觉显示器（通过投射点或抬头显示器）告知外骨骼穿戴者在动作执行后其脚的最终位置。在替代实施例中，视觉显示器可指示在何处放置拐杖或其它行走辅助器以为迈步做好准备。

[0112] 另一类别的“反馈就绪”触发器将包含当前动作、计划动作及控制变化的控制系统参数传达给外骨骼穿戴者。这些触发器使外骨骼穿戴者加深对外骨骼控制系统的状态的理解，使得外骨骼穿戴者总是在外骨骼动作执行之前清楚所要执行的外骨骼动作。这些触发器需要以无阻碍的方式予以传达。此参数变化或动作的传达也向外骨骼穿戴者提供确认或认可变化（如果需要）的机会。

[0113] 对额外的“反馈就绪”触发器进行概念化，其包含手对行走辅助器的力向量、行走

辅助器对地面的力、躯干前后角度、躯干左右角度、关节角度、罗盘指向、模式变化请求、模式变化确认、动作起始、动作完成、对不稳定位置的告警及基于个别触发器的功能的状况。

[0114] 也已结合对外骨骼穿戴者的视觉、触觉、听觉及热感官途径提供反馈的新颖构件来使用上述反馈触发器而开发了若干新颖反馈系统。虽然本文描述的装置及方法并未全部经模型化及进行功能测试,但需要作为这些装置的组件的所需构成传感器、控制器及输出界面对于外骨骼控制所属领域的技术人员来说是显而易见的。

[0115] 在所有实施例中,外骨骼传感器与外骨骼控制系统之间的通信构件可为无线式或硬连线式。类似地,反馈系统与外骨骼系统之间的通信构件可为无线式或硬连线式。

[0116] 重要的是要理解本文所揭示的方法及装置结合我们在涉及将人类意图读入机器的其它申请案中的揭示内容可用于建立患者自身关闭最高控制“环路”的外骨骼系统。在此实施例中,举例来说,本申请案所揭示的方法可用于将用户/机器系统的压力中心传达给患者,且随后患者可使用我们在其它申请案中揭示的方法来指示其想要机器通过移动其步态辅助器(或手指、或手、或手臂、或头(再举几个实施例))如何实时移动。结果,可能同时患电机及感觉机能障碍及双腿可能完全患机能障碍的患者可重获其完全能控制的正常步态。患者能通过移动其步态辅助器以指示所要的压力中心位置来控制机器达到平衡,及通过请求压力中心位置处于脚前面(或脚后面以向后走)来指导机器迈步。图 12 包含展示此实施例的控制系统框图。

[0117] 参考图 12,压力中心及力 1201 为分布在支撑表面上方的力的压力中心,及“Fz”为人与机器在支撑表面上的垂直力。外骨骼姿态估计 1202 为对外骨骼在空间中的定向的内部表示。来自 1201 及 1202 两者的共同含有 1203 上的信息的数据(包含矢状面及冠状面两者中的压力中心信息以及矢状面中的脚踝位置)被中继到反馈系统 1204,反馈系统 1204 持续地将信息从穿戴外骨骼装置的患者 1205 传递到例如本申请案所揭示的机器。患者 1205 使用人机界面 1206(其为一种系统,持续地将信息从人传送到例如我们在其它申请案所揭示的机器)将患者 1205 的意图信息(包含矢状面及冠状面两者中的所要压力中心 1207)传送到控制器关节协调模块 1208,控制器关节协调模块 1208 为在外骨骼控制器中实现的底层机器控制,所述外骨骼控制器操纵外骨骼致动器以产生所要的压力中心位置。闭环控制 1208 命令外骨骼装置 1209,从而引起外骨骼轨迹改变。使用此系统,可以通过人关闭控制环路,使得人能直接命令外骨骼的运动。尽管用于从机器到人的通信的方法及界面已在所属领域中众所周知,但将这些方法及界面与本申请案所揭示的反馈系统组合使得穿戴装置的人能够以先前未了解的方式有效地控制外骨骼。



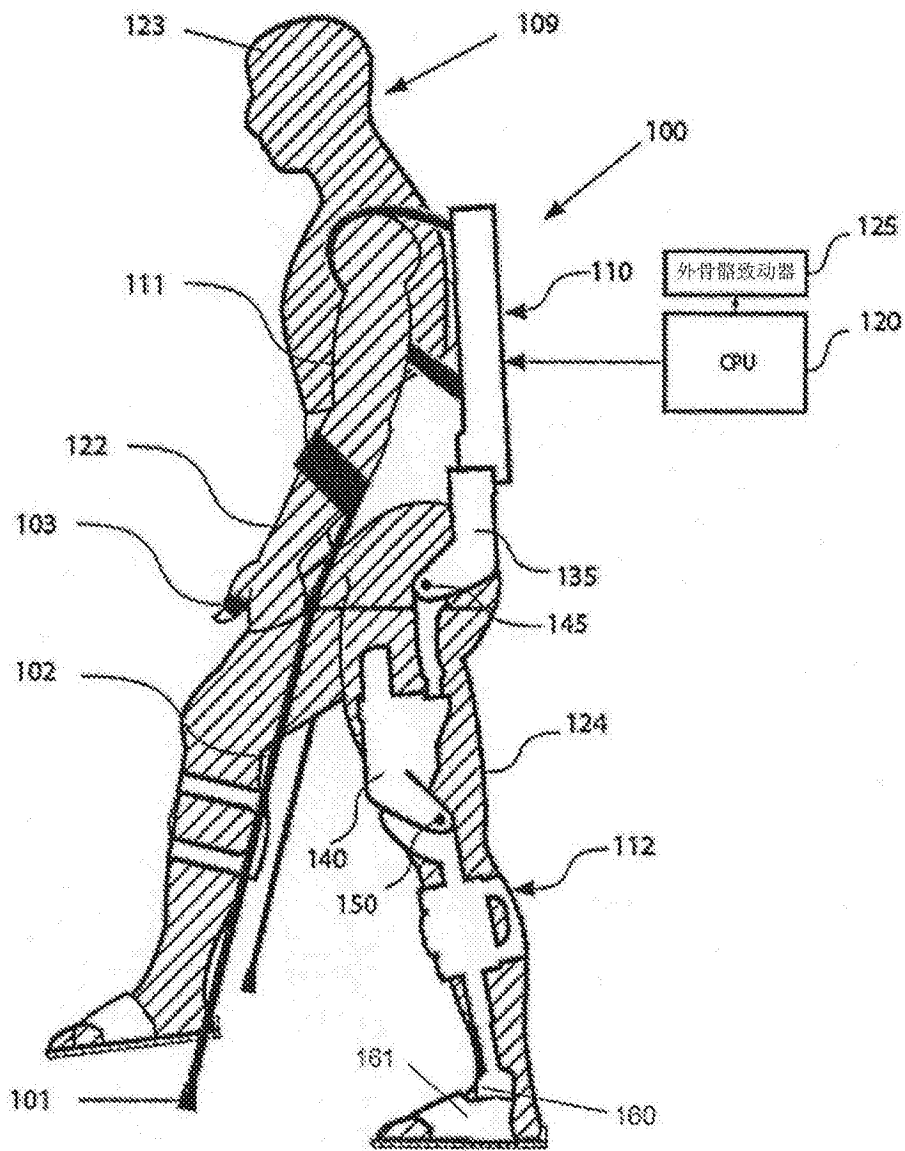


图 1

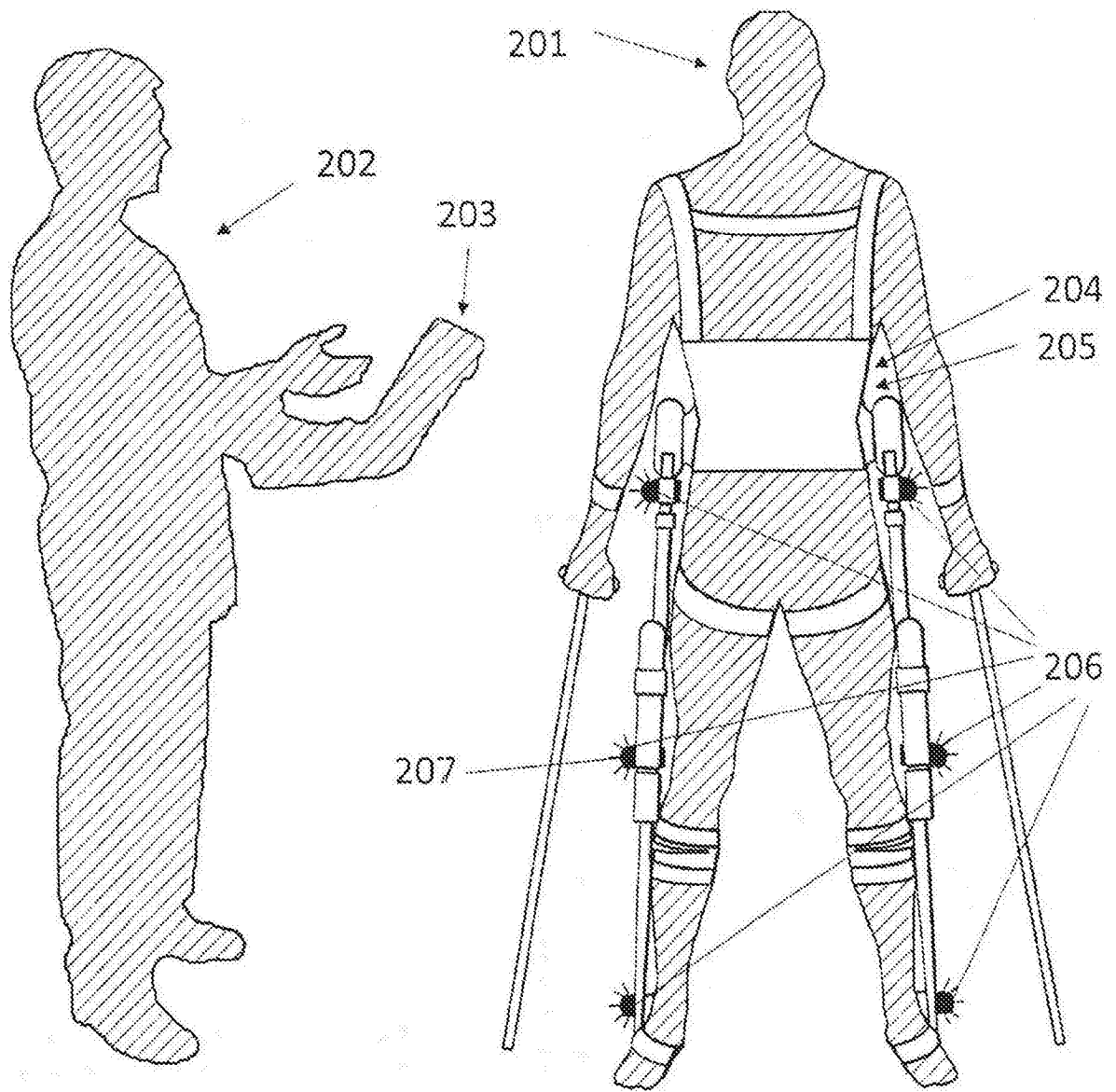


图 2

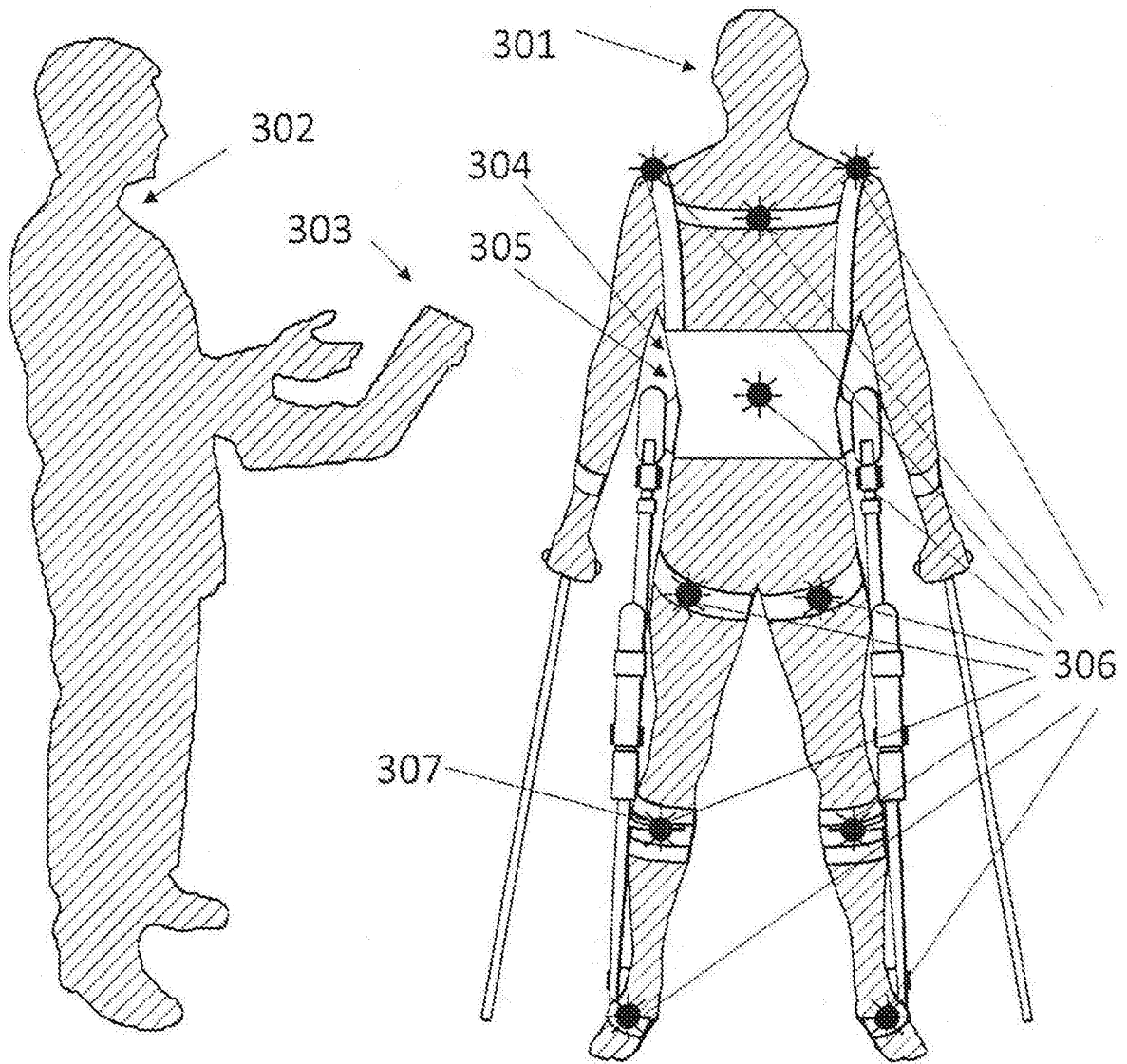


图 3

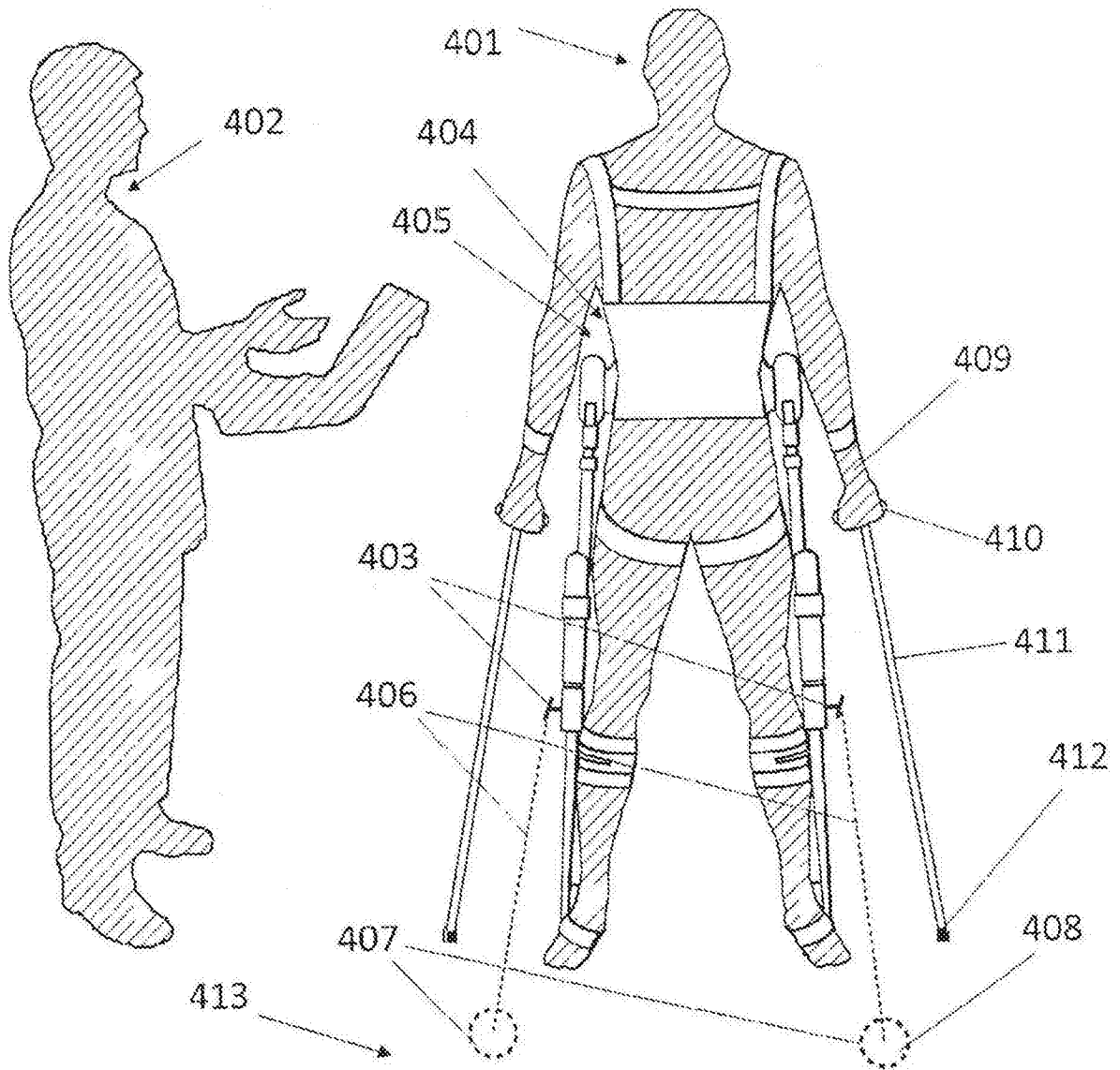


图 4

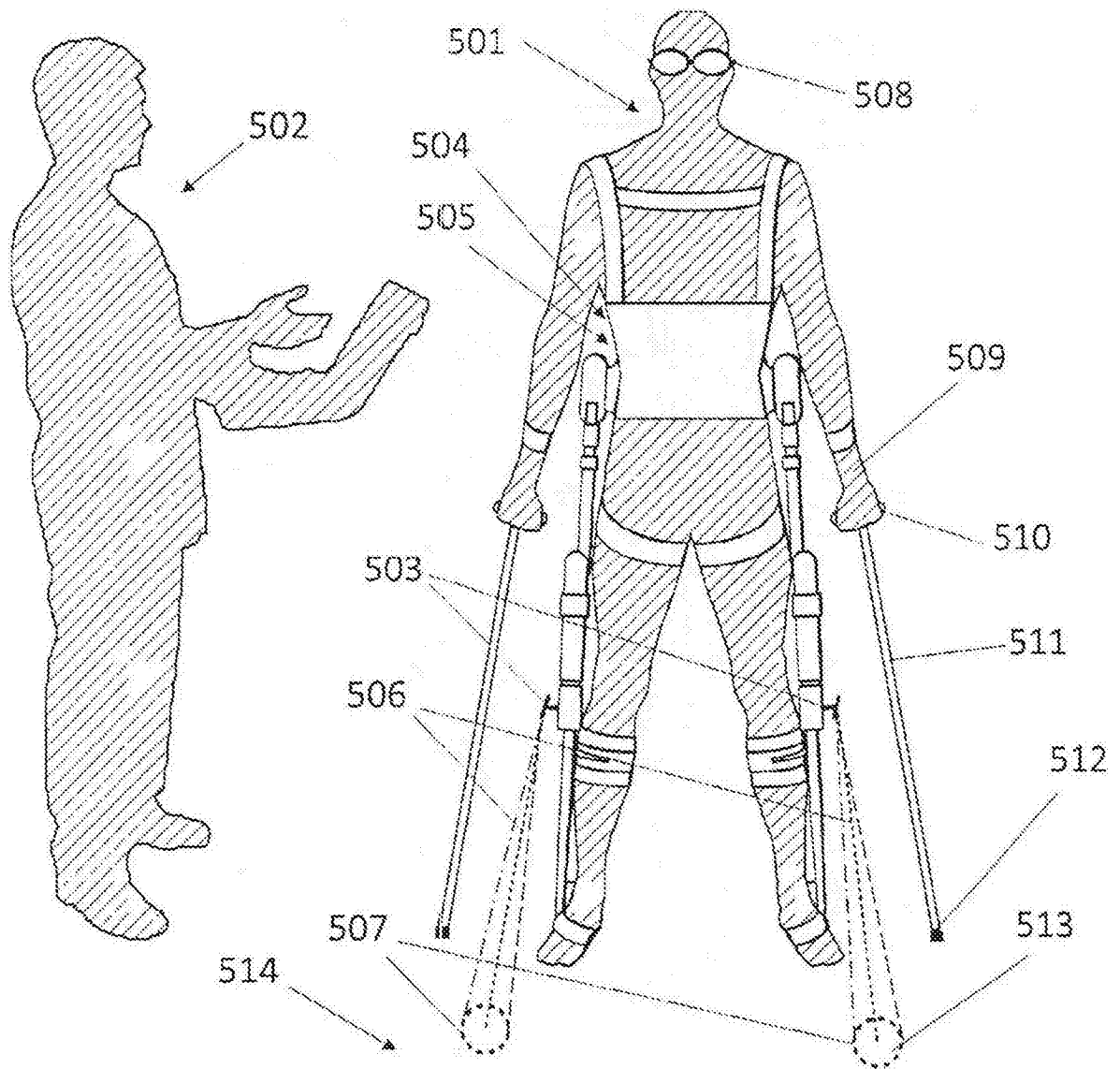


图 5

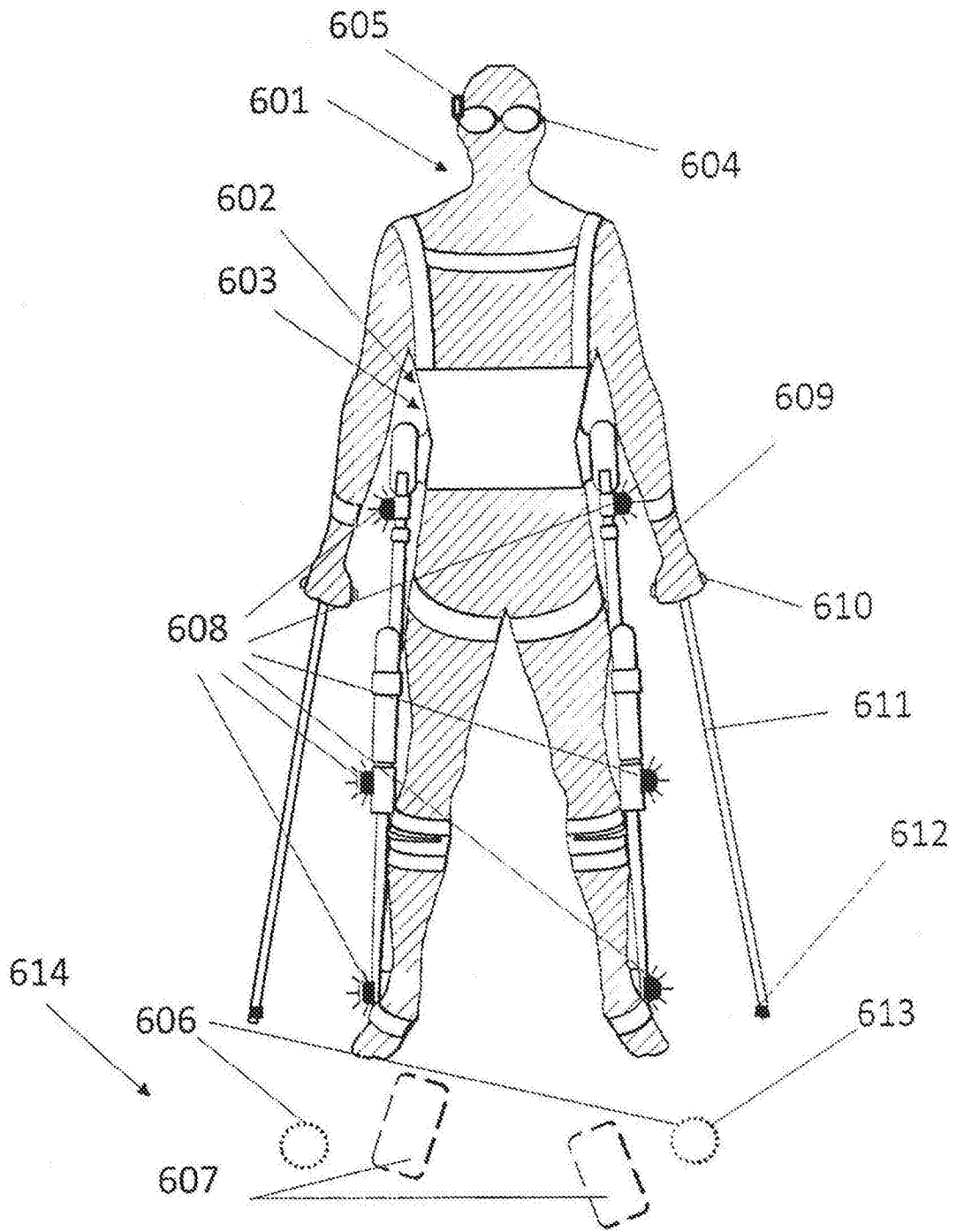


图 6

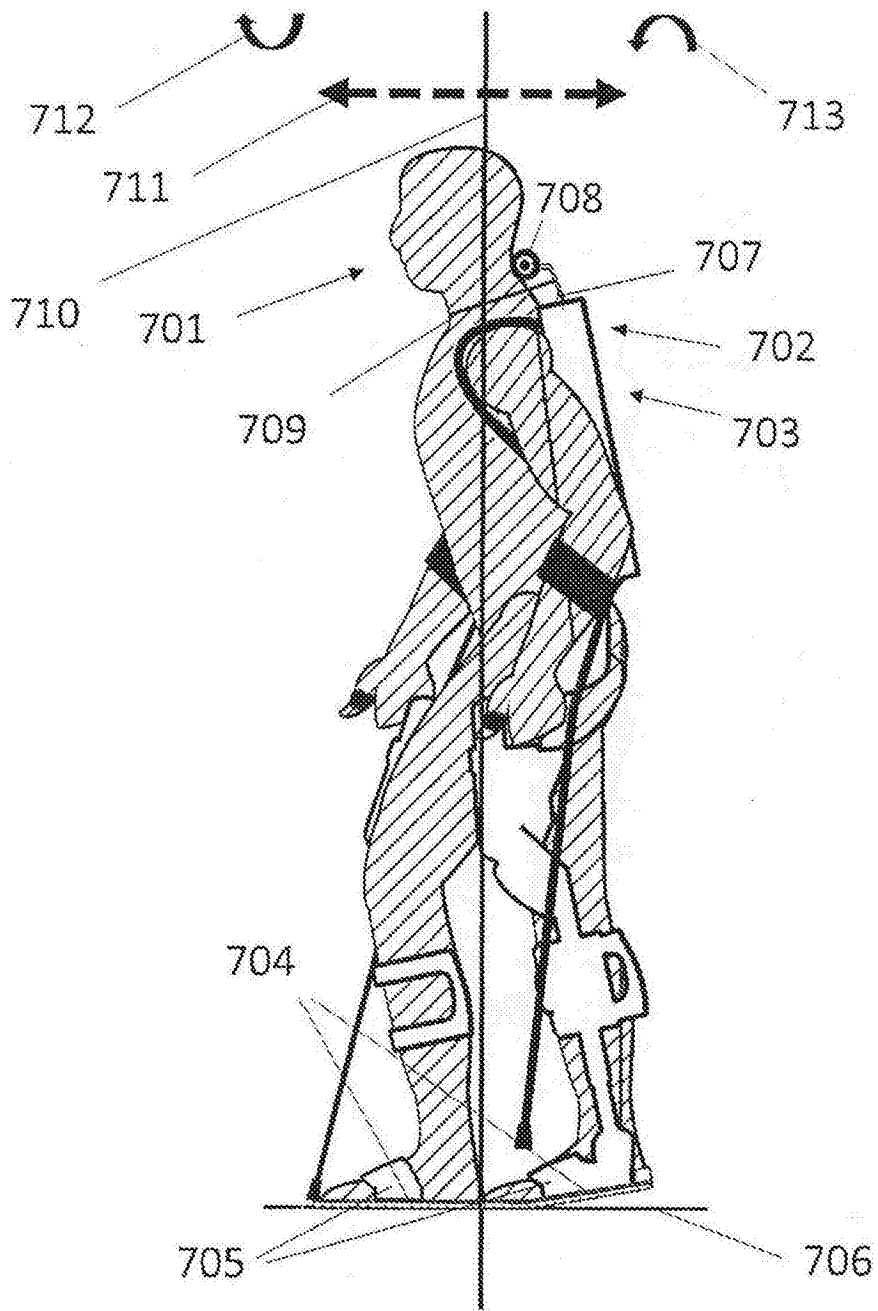


图 7

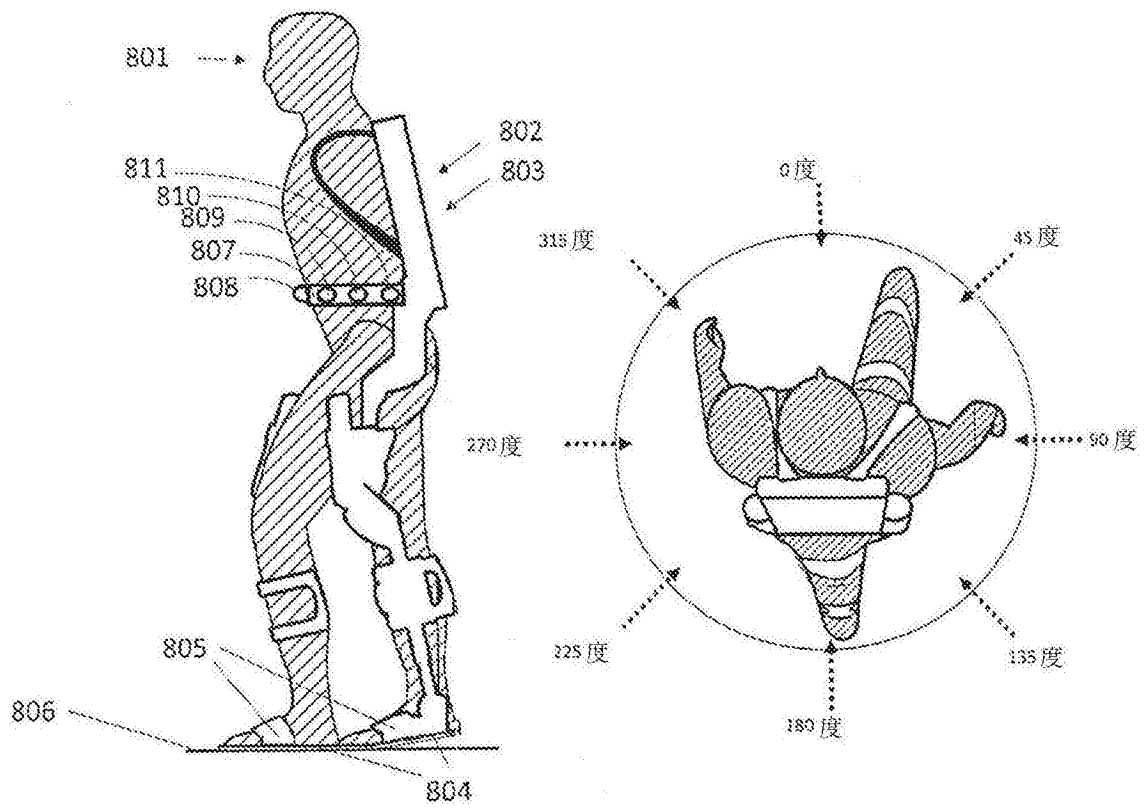


图 8



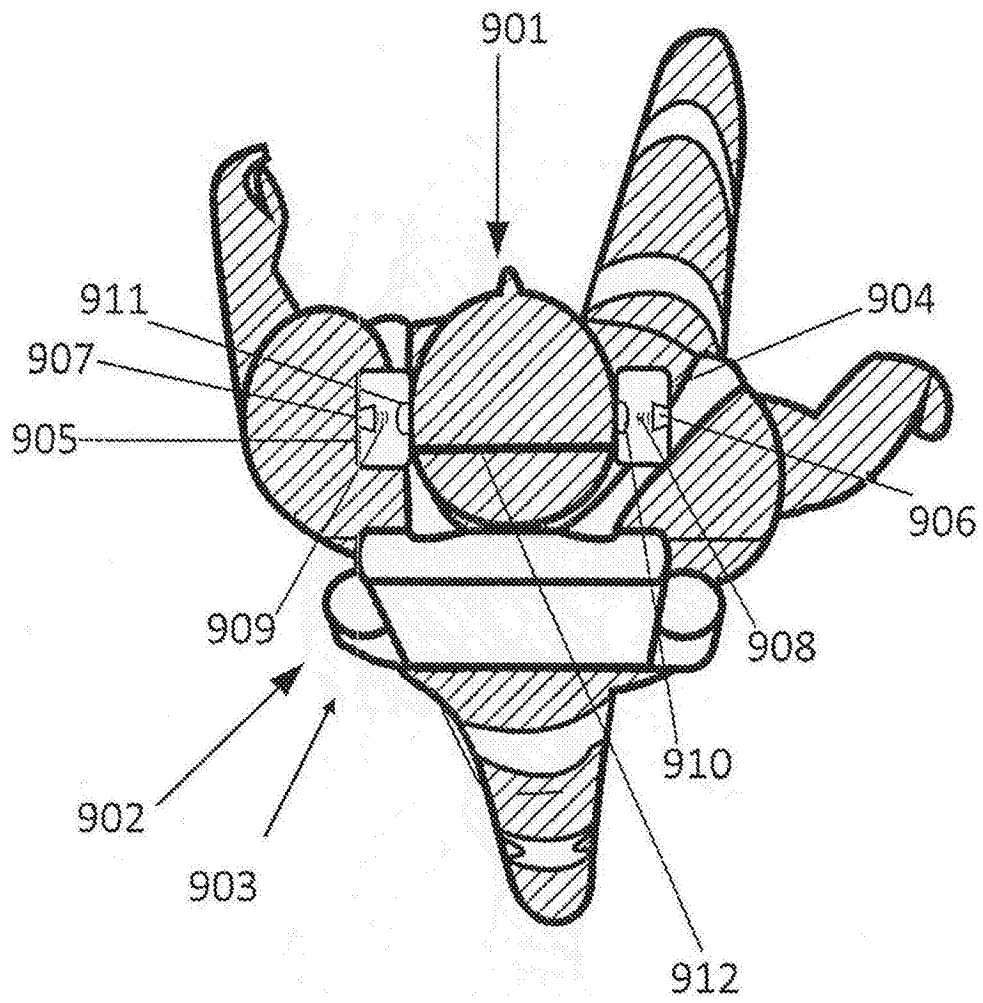


图 9

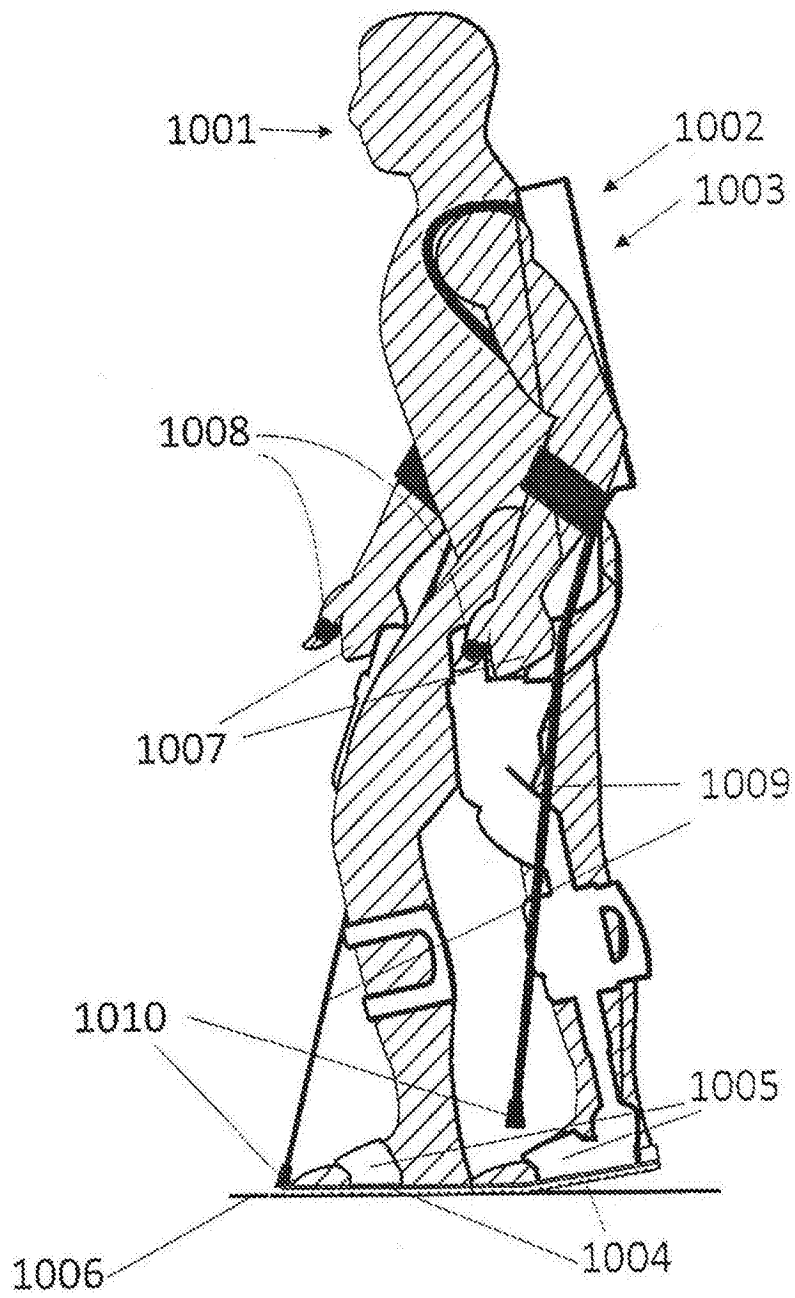


图 10

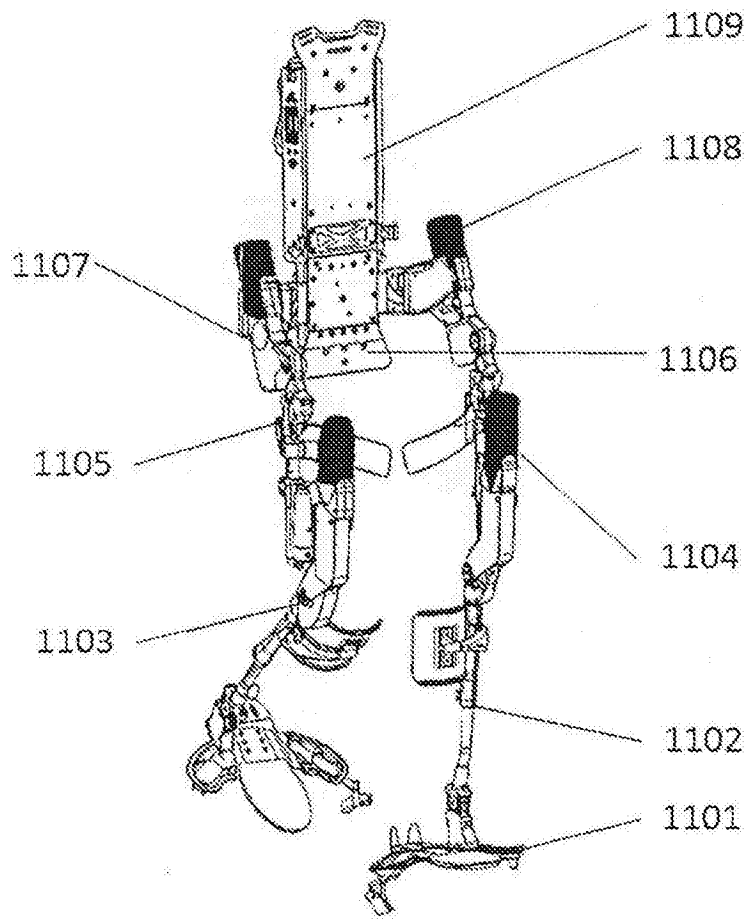


图 11

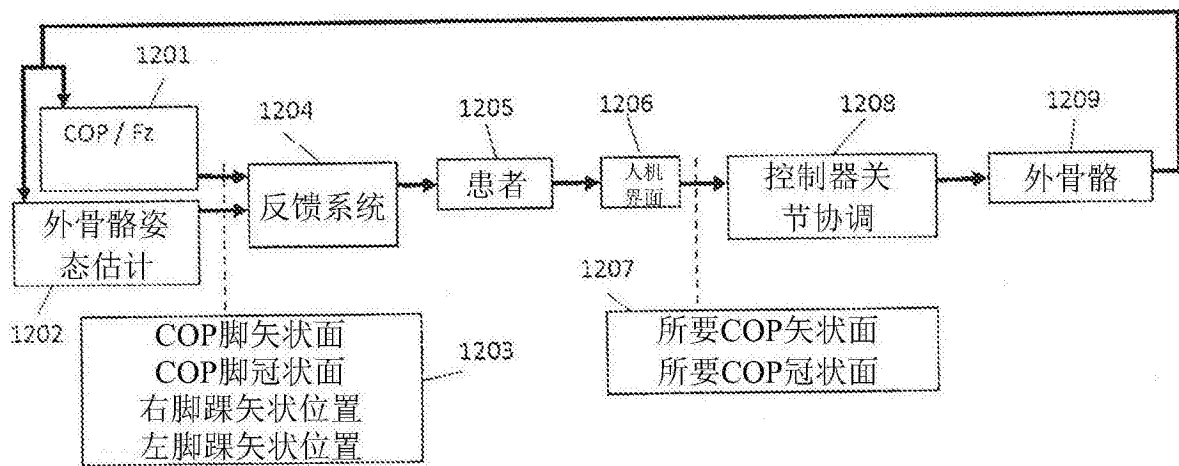


图 12