



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108742967 A

(43)申请公布日 2018.11.06

(21)申请号 201810331722.3

(22)申请日 2013.06.19

(30)优先权数据

61/697,948 2012.09.07 US

(62)分案原申请数据

201380058337.1 2013.06.19

(71)申请人 加利福尼亚大学董事会

地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 胡马云·卡泽欧尼 韦恩·通

铨东进 斯蒂芬·麦金利 郑允静

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

11243

代理人 丁文蕴 张敬强

(51)Int. Cl.

A61F 5/01(2006.01)

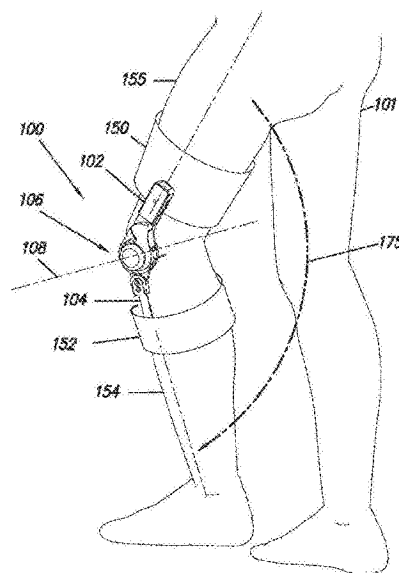
权利要求书5页 说明书10页 附图26页

(54)发明名称

可控被动人工膝部

(57)摘要

一种适于被接合到人体下肢的外骨骼(100),其包括大腿连接件(102)、小腿连接件(104)以及允许大腿和小腿连接件(102、104)之间的屈曲和伸展的膝部关节(106)。被连接到膝部关节(106)的力矩产生器(156)包括绕簧(110),其具有被接合到大腿连接件(102)的第一端部(112),以及被接合到能够选择地定位绕簧(110)的第二端部(118)的电子致动器(116)的第二端部(118)。控制器(120)致使电子致动器(116)定位绕簧(110),以基于通过传感器(164、166、168)产生的信号(212、214、216)来在大腿和小腿连接件(102、104)之间提供选择性的力矩。



1. 一种被配置为接合到使用者的下肢的外骨骼,所述外骨骼包括:

第一连接件,所述第一连接件包括第一连接器,以将所述第一连接件接合到使用者的大腿;

第二连接件,所述第二连接件包括第二连接器,以将所述第二连接件接合到使用者的小腿;

膝部关节,其被定位在所述第一连接件和第二连接件之间,并且被配置为允许所述第一连接件和第二连接件之间的屈曲和伸展;

绕簧,其具有第一端部和第二端部,其中所述绕簧的第一端部被接合到所述第一连接件;

柱体,其被接合到所述第二连接件,其中所述柱体的一部分位于所述绕簧内部,并且所述柱体的主轴线基本平行于所述绕簧的主轴线;

至少一个电子致动器,其被接合到所述绕簧的第二端部;

外骨骼主体,其能够配置为接合到所述使用者的上身,所述外骨骼主体包括:躯干连接件,其能够被接合到使用者的躯干;以及主体大腿连接件,其能够配置为可旋转地接合到所述躯干连接件;以及

至少一个腿部传感器,其被定位在第一连接件和使用者的腿的其中之一上,且产生用于控制器的腿部信号,其中所述腿部信号包括选自由表示所述第一连接件和所述第二连接件之间的角度的信号、表示所述第一连接件相对于所述第二连接件的速度的信号、表示所述第一连接件相对于垂直重力线的绝对角度的信号、表示所述第一连接件相对于垂直重力线的绝对速度的信号及其组合所组成的组中的信号,

其中,所述控制器与所述电子致动器相通信;并且

其中,所述控制器被设置为,使得在膝部屈曲的至少一个时间长度期间所述电子致动器选择性地定位所述绕簧的所述第二端部,以提供所述第一连接件和所述第二连接件之间的阻力矩。

2. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述第一连接件能够配置为与使用者的大腿一致的移动,并且所述第二连接件能够配置为与所述使用者的小腿一致的移动。

3. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述阻力矩通过所述柱体的表面和所述绕簧的表面之间的摩擦接触而产生。

4. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述柱体的外径稍大于所述绕簧的内径,以致当所述绕簧的所述第二端部不被接合到所述电子致动器时,所述绕簧的内表面的至少一部分将与所述柱体的外表表面接触。

5. 根据权利要求4所述的外骨骼,其中,在膝部伸展期间所述绕簧的所述第二端部不受所述电子致动器约束并且自由移动。

6. 根据权利要求5所述的外骨骼,其中,所述膝部关节总是自由伸展。

7. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述电子致动器被接合到所述第一连接件。

8. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述腿部传感器包括选自由电位计、磁编码器、光编码器、线性可变差动变压器、电容位移传感器、涡电流接近传感器、可变电感接近传感器、摇臂开关、滑动开关、加速计、惯性测量单元、陀螺仪、磁力计及其组合所组成的组中的元件。

9. 根据权利要求2所述的外骨骼,其进一步包括能够被接合到所述使用者的足部的踝

足矫形器。

10. 根据权利要求9所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器能够连接到所述第二连接件。

11. 根据权利要求9所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括内部或外部踝足矫形器。

12. 根据权利要求9所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括选自由刚性AFO、障碍AFO、铰链AFO、非铰链AFO、跖屈止动AFO、标准后片弹性AFO、能量返回AFO、柔性AFO、具有落叶松屈曲的AFO、具有抗距骨的AFO、AFO抗距骨、具有自由运动踝部关节的AFO、具有可调的刚性踝部关节的AFO、具有弹簧承载踝部关节的AFO以及具有可调的弹簧承载踝部关节的AFO所组成的组的内部踝足矫形器或外部踝足矫形器的组合。

13. 根据权利要求1所述的外骨骼,其中,所述主体大腿连接件被接合到所述第一连接件。

14. 根据权利要求1所述的外骨骼,其进一步包括能够在所述躯干连接件和所述主体大腿连接件之间提供力矩的致动器。

15. 根据权利要求1所述的外骨骼,其进一步包括能够被接合到使用者的足部的踝足矫形器。

16. 根据权利要求15所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器被接合到所述第二连接件。

17. 根据权利要求15所述的外骨骼,其进一步包括能够在所述躯干连接件和所述主体大腿连接件之间提供力矩的致动器。

18. 根据权利要求15所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括内部或外部踝足矫形器。

19. 根据权利要求15所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括选自由刚性AFO、障碍AFO、铰链AFO、非铰链AFO、跖屈止动AFO、标准后片弹性AFO、能量返回AFO、柔性AFO、具有落叶松屈曲的AFO、具有抗距骨的AFO、AFO抗距骨、具有自由运动踝部关节的AFO、具有可调的刚性踝部关节的AFO、具有弹簧承载踝部关节的AFO以及具有可调的弹簧承载踝部关节的AFO所组成的组的内部踝足矫形器或外部踝足矫形器的组合。

20. 一种被配置为接合到使用者的下肢的外骨骼,所述外骨骼包括:

大腿连接件,其被配置为与使用者的大腿一致的移动;

小腿连接件,其被配置为与使用者的小腿一致的移动;

膝部关节,其被定位在所述大腿连接件和小腿连接件之间,并且被配置为允许所述小腿连接件和所述大腿连接件之间的屈曲和伸展;

力矩产生器,其被配置为在所述大腿连接件和所述小腿连接件之间、沿着屈曲方向产生可控的阻力矩;

至少一个腿部传感器,其被定位在大腿连接件和使用者的腿的其中之一上,至少一个腿部传感器能够产生用于控制器的腿部信号,所述腿部信号表示所述大腿连接件相对于线的绝对角度,该线选自由垂直重力线和基本平行于使用者躯干的线所组成的组;

外骨骼主体,其能够配置为接合到所述使用者的上身,所述外骨骼主体包括:躯干连接件,其能够被接合到使用者的躯干;以及主体大腿连接件,其能够配置为可旋转地接合到所述躯干连接件;以及

控制器,其与所述力矩产生器通信,其中所述控制器被配置为将所述外骨骼移动到阻力状态,其中在所述阻力状态下,所述力矩产生器响应所述大腿连接件和所述小腿连接件

之间的屈曲而提供阻力矩。

21. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,所述力矩产生器被配置为通过使用第一摩擦表面和第二摩擦表面之间的摩擦力在所述大腿连接件和所述小腿连接件之间产生可控的阻力矩。

22. 根据权利要求21所述的外骨骼,其进一步包括电子致动器,其中,所述第一摩擦表面是被接合到所述小腿连接件的柱体的外表面,并且所述第二摩擦表面是被接合到所述大腿连接件的绕簧的、从所述绕簧的第一端部开始的内表面,其中,通过移动所述绕簧的第二端部,所述电子致动器控制所述柱体的外表面和所述绕簧的内表面之间的压力。

23. 根据权利要求21所述的外骨骼,其进一步包括电子致动器,其中,所述第一摩擦表面是被接合到所述大腿连接件的柱体的外表面,并且所述第二摩擦表面是被接合到所述小腿连接件的绕簧的、从所述绕簧的第一端部开始的内表面,其中,通过移动所述绕簧的第二端部,所述电子致动器控制所述柱体的外表面和所述绕簧的内表面之间的压力。

24. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,所述腿部传感器包括元件或元件的组合,该元件选自由电位计、磁编码器、光编码器、线性可变差动变压器、电容位移传感器、涡电流接近传感器、可变电感接近传感器、摇臂开关、滑动开关、加速计、惯性测量单元、磁力计和陀螺仪所组成的组。

25. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼处于所述阻力状态并且所述腿部信号小于预定的最小大腿角度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到自由状态,在该状态下,所述力矩产生器开始产生小于所述阻力矩的第二力矩。

26. 根据权利要求25所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼处于所述自由状态并且所述腿部信号大于预定的最大大腿角度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到所述阻力状态。

27. 根据权利要求25所述的外骨骼,其进一步包括膝部传感器,该膝部传感器测量所述大腿连接件和所述小腿连接件之间的角度,其中,当所述外骨骼处于所述自由状态、所述腿部信号大于预定的最大大腿角度并且所述膝部传感器指示在所述大腿连接件和所述小腿连接件之间的角度小于30度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到所述阻力状态。

28. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼处于所述阻力状态并且所述腿部信号小于预定的最小大腿角度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到自由状态,在该状态下,所述力矩产生器开始产生零力矩。

29. 根据权利要求28所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼处于所述自由状态并且所述腿部信号大于预定的最大大腿角度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到所述阻力状态。

30. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼在所述阻力状态下保持了比预设的最大支撑时间更长时,所述控制器适于将外骨骼移动到锁定状态,在该状态下,所述力矩产生器产生最大阻力矩。

31. 根据权利要求25或27所述的外骨骼,其中,当所述外骨骼在所述自由状态下保持了比预设的最大摆动时间更长时,控制器适于将外骨骼移动到锁定状态,在该状态下,所述力矩产生器产生最大阻力矩。

32. 根据权利要求30所述的外骨骼,其中,当所述腿部信号大于预定的最大大腿角度时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到所述阻力状态。

33. 根据权利要求31所述的外骨骼,其中,当所述腿部信号小于预定的最小大腿角度

时,所述控制器适于将所述外骨骼移动到所述自由状态。

34. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够产生用于所述控制器的锁定信号的手动锁定装置,其中,当所述手动锁定装置被使用者致动时,所述外骨骼将移动到锁定状态,在该状态下,所述力矩产生器产生最大阻力矩。

35. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够产生用于所述控制器的手动解锁信号的手动解锁装置,其中,当所述手动解锁装置被使用者致动时,所述外骨骼将移动到解锁状态,在该状态下,所述力矩产生器产生最小阻力矩。

36. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够产生用于所述控制器的手动解锁信号的手动解锁装置,其中,当所述手动解锁装置被使用者致动时,所述外骨骼将移动到解锁状态,在该状态下,所述力矩产生器产生零阻力矩。

37. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够产生用于所述控制器的手动就座信号的手动就座装置,其中,当所述手动就座装置被使用者致动时,所述外骨骼将移动到就座状态,在该状态下,所述力矩产生器产生适于逐渐屈曲所述膝部关节的任意阻力矩。

38. 根据权利要求35或36所述的外骨骼,其中,当所述腿部信号达到预定的最大就座大腿角度值时,所述外骨骼将移动进入所述解锁状态。

39. 根据权利要求38所述的外骨骼,其中,所述预定的最大就座大腿角度大约是90度。

40. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够被接合到所述使用者的足部的踝足矫形器。

41. 根据权利要求40所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器能够连接到所述小腿连接件。

42. 根据权利要求40所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括内部或外部踝足矫形器。

43. 根据权利要求40所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括选自由刚性AFO、障碍AFO、铰链AFO、非铰链AFO、跖屈止动AFO、标准后片弹性AFO、能量返回AFO、柔性AFO、具有落叶松屈曲的AFO、具有抗距骨的AFO、AFO抗距骨、具有自由运动踝部关节的AFO、具有可调的刚性踝部关节的AFO、具有弹簧承载踝部关节的AFO以及具有可调的弹簧承载踝部关节的AFO所组成的组的内部踝足矫形器或外部踝足矫形器的组合。

44. 根据权利要求20所述的外骨骼,其中,所述主体大腿连接件被接合到所述大腿连接件。

45. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够在所述躯干连接件和所述主体大腿连接件之间提供力矩的致动器。

46. 根据权利要求20所述的外骨骼,其进一步包括能够被接合到使用者的足部的踝足矫形器。

47. 根据权利要求46所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器被接合到所述小腿连接件。

48. 根据权利要求46所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括内部或外部踝足矫形器。

49. 根据权利要求46所述的外骨骼,其中,所述踝足矫形器包括选自由刚性AFO、障碍AFO、铰链AFO、非铰链AFO、跖屈止动AFO、标准后片弹性AFO、能量返回AFO、柔性AFO、具有落叶松屈曲的AFO、具有抗距骨的AFO、AFO抗距骨、具有自由运动踝部关节的AFO、具有可调的

刚性踝部关节的AFO、具有弹簧承载踝部关节的AFO以及具有可调的弹簧承载踝部关节的AFO所组成的组的内部踝足矫形器或外部踝足矫形器的组合。

可控被动人工膝部

[0001] 本申请为申请号为:201380058337.1,申请日为2013年6月19日,发明名称为“可控被动人工膝部”的发明专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及人工下体假肢及矫正系统;更具体地,涉及外骨骼膝部,其能够用于多种矫正应用。

背景技术

[0003] 传统的膝踝足矫形器(KAFO)用于增加患者在负重行走阶段期间的稳定性。传统的KAFO将膝部锁定为完全伸展,这提供了稳定性。这种锁定的姿势导致患者的步行能力具有步态偏差,这会导致过度使用性损伤。姿态控制矫形器(SCO)允许膝部在步态周期的摆动期间屈曲,并且在支撑期期间为了稳定性而防止膝部屈曲。通过允许膝部在摆动期间弯曲,SCO允许更加自然的步态,这可以减少来自步态补偿的二期并发症,并且允许患者用较少的力气行走。存在一些姿态控制矫形器(现有技术)。

[0004] Fillauer开发了一种重力致动的膝部关节锁定系统,以用于其摆动期锁定(SPL)矫形器(美国专利20030153854)。摆动期锁定使用被安装在大腿连接件(该构件与使用者的大腿一致地移动)上的简单的内部摆机构。随着大腿连接件移动,摆的摆动运动相对于大腿连接件锁定和解锁小腿连接件(该构件与使用者的小腿一致地移动)。这允许膝部关节针对步行周期的适当阶段锁定和解锁。

[0005] 自由行走矫形器(由Ottobock所售)和UTX矫形器(由Becker所售)基于所述原则工作。在支撑结束时,足部的背屈拉动在膝部关节处被连接到锁定机构的可控线缆。该拉动力释放锁定机构,以用于摆动。当膝部被完全伸展时,锁定机构弹性负载并且锁定膝部。

[0006] 感应行走(由Ottobock制造)在膝部关节处使用绕簧,以用于锁定和解锁膝部。此矫形器包括两套传感器,其一个在膝部处用以测量膝部角度且另一个在踏板处用以测量足部和地板之间的力;替代外侧膝部关节的绕簧离合器,其用以提供制动能力来支撑解剖学的膝部关节;微处理器控制的释放器,其用于制动;电子电路;以及装在腰包中的电池组。在支撑期的后期,当重量已被转移到对侧并且为单体支撑做好准备时,踏板中的传感器释放绕簧离合器并且允许膝关节弯曲。膝部传感器检测足趾离地后膝关节的伸展并且发送信号到微处理器,以将绕簧离合器置于它的锁定位置。

[0007] Horton姿态控制矫形器(美国6635024和美国200220169402)包括在推动杆的帮助下锁定和解锁膝部的锁定机构。该推动杆被置于足跟和膝部之间。推动杆在足跟着地时锁定膝部并且在支撑期结束时解锁膝部。该装置将膝部锁定为任意角度。

[0008] 发明公开

[0009] 本发明涉及外骨骼系统,其至少包括具有可控阻力矩的外骨骼膝部。特别地,本发明在此描述外骨骼膝部和它在多种外骨骼系统中的应用,其中两个表面之间的摩擦力被用来阻碍在步行周期的不同阶段中膝部的屈曲和伸展运动。通过控制两个表面之间的摩擦

力,可以在某部分移动周期期间提供用于外骨骼膝部的任意阻力矩。在外骨骼膝部处产生阻碍力矩会减小佩戴者在他/她的膝部处需要提供的力矩。另外,外骨骼膝部会在大部分支撑期期间去除佩戴者膝部的负荷。在此描述的外骨骼膝部不仅可以独立地佩戴在佩戴者的膝部上,也可与髌部、踝部或足部协作。这为多种医疗、民用和军事应用中的外骨骼膝部的使用提供了很大的灵活性。

附图说明

- [0010] 图1描述本发明的外骨骼的实施方式;
- [0011] 图2描述外骨骼的实施方式,其中为了清晰起见移除了桎具;
- [0012] 图3是图2的外骨骼的爆炸图;
- [0013] 图4是描述绕簧接合到大腿连接件的爆炸图;
- [0014] 图5描述图4的组装的接合;
- [0015] 图6示出本发明的实施方式和它的控制器;
- [0016] 图7描述大腿连接件或使用者的腿相对于垂直重力线的绝对角度;
- [0017] 图8描述使用者相对于垂直重力线的绝对大腿角度;
- [0018] 图9示出预定的最大和最小大腿角度;
- [0019] 图10示出阻力矩分布的实施方式;
- [0020] 图11示出阻力矩分布的实施方式;
- [0021] 图12示出与外骨骼控制有关的有限状态机;
- [0022] 图13示出在下楼梯期间使用者相对于垂直重力线的大腿角度;
- [0023] 图14示出在下楼梯期间的阻力矩分布;
- [0024] 图15示出在上楼梯期间使用者相对于垂直重力线的绝对大腿角度;
- [0025] 图16示出进一步包括第一踝足矫形器的本发明的实施方式;
- [0026] 图17示出进一步包括第二踝足矫形器的本发明的实施方式;
- [0027] 图18示出进一步包括第三踝足矫形器的本发明的实施方式;
- [0028] 图19示出进一步包括第四踝足矫形器的本发明的实施方式;
- [0029] 图20示出进一步包括外骨骼主体的本发明的实施方式;
- [0030] 图21示出其他外骨骼主体的实施方式;
- [0031] 图22示出进一步包括含有图16的踝足矫形器的外骨骼主体的本发明的实施方式;
- [0032] 图23示出进一步包括含有图17的踝足矫形器的外骨骼主体的本发明的实施方式;
- [0033] 图24示出进一步包括含有图18的踝足矫形器的外骨骼主体的本发明的实施方式;
- [0034] 图25示出进一步包括含有图19的踝足矫形器的外骨骼主体的本发明的实施方式;
- [0035] 图26示出本发明的实施方式,其中绕簧不受致动器约束并且沿着方向135自由移动;
- [0036] 图27示出本发明的实施方式,其中绕簧不受致动器约束并且沿着方向135自由移动;以及
- [0037] 图28示出与外骨骼控制有关的有限状态机的其他实施方式。
- [0038] 实施本发明的方式
- [0039] 图1示出外骨骼100的实施方式,其被接合到使用者101。外骨骼100包括大腿连接

件102、小腿连接件104以及膝部关节106,该膝部关节106被配置为允许大腿连接件102和小腿连接件104之间沿着膝部轴线108的屈曲和伸展旋转。伸展旋转表示在小腿连接件104和大腿连接件102远离彼此移动时小腿连接件104和大腿连接件102的运动。箭头175示出小腿连接件104相对于大腿连接件102的伸展运动的方向。屈曲旋转表示在小腿连接件104和大腿连接件102靠近彼此移动时小腿连接件104和大腿连接件102的运动。在本发明的一些实施方式中,外骨骼100进一步包括允许接合到使用者的大腿155的大腿连接器150。在本发明的一些实施方式中,外骨骼100进一步包括允许接合到使用者的小腿154的小腿连接器152。在本发明的一些实施方式中,大腿连接器150和小腿连接器152包括夹具。虽然在图1中夹具被用于示范小腿连接件104和大腿连接件102接合到使用者的大腿155和小腿154,但是本领域的普通技术人员会理解的是,可以采用导致小腿连接件104和大腿连接件102与使用者的小腿154和使用者的腿155一致的移动的许多方法和装置,通过小腿和腿夹具接合只是导致一致的运动的一种方法。

[0040] 图2示出外骨骼100的实施方式,其中为了清晰起见移除了夹具150和152。图3是图2的外骨骼100的爆炸图,其中为了清晰起见移除了夹具。外骨骼100进一步包括绕簧110,其中绕簧110的第一端部112被接合到大腿连接件102。可以通过多种机械方法实现这种接合,然而,以下在图4和图5的帮助下描述这种接合的实施方式。通过盘体115和盖体122促进了绕簧110接合到大腿连接件102。图4示出盖体122、盘体115和绕簧110的其他视图。绕簧110的第一端部112被连接到盖体122。绕簧110被缠绕在盘体115周围。盘体115继而通过穿过孔113的四个紧固件(未显示)被固定到盖体122。定位螺钉142继而用于保证绕簧110不会相对于盘体115旋转。盖体122通过穿过一组孔130和131(分别地显示在图3和4中)的紧固件(未显示)被接合到大腿连接件102。这种方法将绕簧110的第一端部112固定到大腿连接件102。此外,外骨骼100包括被接合到小腿连接件104的柱体114。柱体114大致位于绕簧110内部,它的主轴线大致平行于绕簧110的主轴线。外骨骼100进一步包括至少一个电子致动器116,其能够定位绕簧110的第二端部118。当被组装时,第二端部118延伸穿过致动器166的杆133中的孔132,并且被保持在其中。虽然在此实施方式中致动器116允许杆133沿着箭头135和136直线运动,但是应该理解的是,可以使用多种致动器来控制绕簧110的第二端部118的位置。外骨骼100进一步包括能够控制电子致动器116的控制器120。在操作中,控制器120致使电子致动器116定位绕簧110的第二端部118,以在柱体114的圆柱形表面126和绕簧110的内表面134之间提供任意压力。该压力造成柱体114和绕簧110之间的阻力矩。因此,可以通过控制绕簧110的第二端部118来控制大腿连接件102和小腿连接件104之间的阻力矩。随着第二端部118在致动器116的帮助下沿着箭头136移动,大腿连接件102和小腿连接件104之间的阻力矩增加。随着第二端部118在致动器116的帮助下沿着箭头135移动,大腿连接件102和小腿连接件104之间的阻力矩减小。

[0041] 图1至图5示出外骨骼100的实施方式,其中通过使用两个摩擦表面之间的摩擦力来产生可控阻力矩。如图3中最佳所示,第一摩擦表面是被接合到小腿连接件104的柱体114的外表面126,并且第二摩擦表面是通过盘体115和盖体122被接合到大腿连接件102的绕簧110的内表面134。优选地被接合到大腿连接件102的电子致动器116定位绕簧110的第二端部118,并且控制柱体114的外表面126和绕簧110的内表面134之间的压力。因此,可以控制大腿连接件102和小腿连接件104之间的阻力矩。本领域的普通技术人员可以采用反向连接

(未显示)使用上述手段。这指的是,在这种反向的情况中,弹簧110的第一端部112被接合到小腿连接件104,并且柱体114被接合到大腿连接件102。进一步地,在这种反向的情况中,电子致动器116被优选地接合到小腿连接件104。

[0042] 在本发明的一个实施方式中,柱体114的外径稍大于绕簧110的内径。在此实施方式中,绕簧110的内径134在它的自由形态下(即,当绕簧110的第二端部118不受致动器116约束时)与柱体114的外表面接触。这允许在绕簧110的第二端部118不被致动器116约束且自由移动时绕簧110和柱体114之间的密配合。在此实施方式中,如图26中所示,具有将致动器116接合到绕簧110的第二端部118的选择,以致绕簧110的第二端部不受致动器116约束并且沿着箭头135自由移动。由于绕簧的第二端部可以在设置在杆133中的狭缝137内自由地移动,因此这允许绕簧110的第二端部118的自由运动以松开绕簧110。此实施方式特别的特性是允许大腿连接件102和小腿连接件104相对于彼此总是自由的膝部伸展(或者在膝部伸展期间具有很小的阻力)。由于在绕簧110的第二端部118不受约束时绕簧110和柱体114彼此接触,因此为了随后提供选择性的阻力矩,有必要使用致动器116来沿着方向135移动绕簧110的第二端部118,以解开绕簧110。致动器116沿着方向135越多的移动绕簧110的第二端部118,绕簧110将解开更多并且将产生更少阻力矩。如果绕簧110的第二端部118沿着方向135移动到绕簧110和柱体114之间接触最少(或者不接触)的点,则随后绕簧110的内表面和柱体114之间不产生阻力矩。在此实施方式中,不管绕簧110的第二端部118的位置(即,不管响应大腿连接件102和小腿连接件104之间的屈曲而产生多少阻力矩),柱体114(因而小腿连接件104)可以相对于大腿连接件102沿着箭头175自由转动。在此实施方式中,即使在响应大腿连接件102和小腿连接件104之间的屈曲而产生阻力矩时,大腿连接件102和小腿连接件104也可以总是相对于彼此自由伸展(或者具有很小的阻力)。该特性是重要的,因为这允许膝部关节自由伸展或者总是具有小的阻力,而不需要针对致动器116的任何指令。在此实施方式中,致动器116只负责在小腿连接件104和大腿连接件102之间的屈曲期间产生选择性的阻力矩。此实施方式的机械性质允许小腿连接件104和大腿连接件102总是相对于彼此自由伸展。可以理解的是,如图27中所示,可以制造细长的孔(现为139)以代替在杆133中构造狭缝137。

[0043] 不论可控的阻力矩如何产生,图6示出本发明的实施方式以及它的控制器120。如图6中所示,外骨骼100可配置为被接合到人体的下肢。外骨骼100包括可配置为与使用者的大腿155一致的移动的大腿连接件102、可配置为与使用者的小腿154一致的移动的小腿连接件104、被配置为允许小腿连接件104和大腿连接件102之间的屈曲和伸展的膝部关节106,被配置为在小腿连接件104和大腿连接件102之间产生可控阻力矩的力矩产生器156,产生表示大腿连接件102的角度的腿部信号140的至少一个腿部传感器128以及能够控制力矩产生器156的控制器120。

[0044] 力矩产生器156表示产生阻力矩的主要机构,其包括区别于摩擦力的其他方法。特别地,力矩产生器156可以被配置为通过使用在图1至图5中所示的两个摩擦表面间的摩擦力来产生大腿连接件102和小腿连接件104之间的可控阻力矩。在本发明的一些实施方式中,液压系统(未显示)可以被用于提供大腿连接件102和小腿连接件104之间的可控阻力矩(类似于液压假肢膝部)。在本发明的一些其他实施方式中,电动机和致动器(未显示)可以被用于提供可控的阻力矩。

[0045] 在本发明的一些实施方式中,腿部传感器128包括可以在计算机或电子电路或两者的帮助下给出大腿连接件102的绝对角度的传感器或传感器的组合。在本发明的一些实施方式中,可以使用包括陀螺仪、加速计和磁力计的电子印刷电路板(PCB)。在本发明的一些实施方式中,PCB传感器被安装在大腿连接件102上,以用于测量大腿连接件绝对角度。PCB传感器可以进一步包括用于过滤和计算的微型计算机。PCB上的陀螺仪输出表示PCB或者被连接到PCB的任意构件的角速度的信号。在本发明的一些实施方式中,陀螺仪输出表示大腿连接件102的角速度的信号。随后,陀螺仪的输出被整合以计算和生成PCB传感器或大腿连接件102的绝对角度。PCB板上的加速计和磁力计被用于减少从角速度中计算绝对角度的误差。在本发明的一些实施方式中,腿部传感器128包括用于大腿连接件102的计算的自身的计算能力和电子电路。在本发明的一些实施方式中,外骨骼控制器120被用于导出大腿连接件102的绝对角度。腿部信号140指的是在控制器中表示大腿连接件102相对于垂直重力线161(图7)或地面162(图6)的绝对角度的信号、信号的组合或至少一个变量。在一些实施方式中,可以使用传感器机载计算机产生腿部信号140。在一些实施方式中,可以使用外骨骼控制器120或其他计算机或电路来产生腿部信号140。

[0046] 由于在行走期间人体的躯干(上身)取向是颇为垂直的,因此随后可以使用表示使用者的躯干和大腿连接件102之间的角度的信号作为腿部信号140。如图20所示,这可以通过将传感器安装在髋部关节上来完成,以测量大腿连接件102和躯干连接件353之间沿着屈曲伸展轴线352的屈曲和伸展。腿部传感器128的例子包括但不限于旋转电位计、线性电位计、磁编码器、光编码器、线性可变差动变压器、电容位移传感器、涡电流接近传感器、可变电感接近传感器、摇臂开关、滑动开关、加速计、惯性测量单元、陀螺仪、磁力计及其组合。在本发明的一些实施方式中,控制器120被接合到大腿连接件102。在本发明的一些实施方式中,控制器120被接合到小腿连接件104。

[0047] 在外骨骼100的一个实施方式中,腿部信号140是表示大腿连接件102相对于如图7中所示的垂直重力线161的绝对角度的信号。垂直重力线161平行于重力。惯性测量单元(IMU)传感器形式的腿部传感器128可以被固定到使用者的大腿155,并且可以产生使用者的大腿155或大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度。由于使用者的大腿155和大腿连接件102彼此一致的移动,因此腿部传感器128可以被固定到使用者的大腿155或大腿连接件102。以下描述如何对于水平地面行走、下楼梯和上楼梯来控制外骨骼100。

[0048] 水平行走。图8显示行走在水平地面上的人体的大腿相对于垂直重力线161的绝对角度。在本发明的一个实施方式中,腿部信号140表示大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度。从图8中可以看出,在这种情况下,大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度被限制在大约 -20° 和 $+20^{\circ}$ 之间。这些限制可以从人体到人体而变化,并且也作为时间或其它变量的函数在人体中变化。基于腿部信号140的值,控制器120控制力矩产生器156的阻力矩。

[0049] 在操作中,当腿部信号140(在此实施方式中,大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度)变得大于预定的最大大腿角度 θ_0 时,力矩产生器156响应屈曲而开始产生阻力矩。参见图9。这使力矩产生器156准备响应足跟着地时的外骨骼膝部屈曲而产生阻力矩。我们定义外骨骼100的这种状态为“阻力状态”208(如图12中所示)。在本发明的一些实

施方式中,我们认为此预定的最大大腿角度 $\bar{\theta}$ 为 18° 。根据人体的步态,此预定的最大大腿角度可以被调整。使用这种方法,一旦腿部信号140变得大于角度 $\bar{\theta}$ (比如 18°),则即使膝部关节仍然还在经历伸展,外骨骼也会移动进入阻力状态208(即,响应膝部屈曲而提供阻力矩)。

[0050] 当腿部信号140变得小于预定的最小大腿角度时,力矩产生器156开始产生零或最小阻力矩。此预定的最小大腿角度通过 $\underline{\theta}$ 表示(如图9中所示)。换句话说,当腿部信号140变得小于此最小大腿角度时,力矩产生器156减小在膝部关节106处的阻力矩,这使外骨骼100准备进入自由状态。如图12中所示,我们定义外骨骼100的这种状态为“自由状态”206。在本发明的优选实施方式中,力矩产生器156将阻力矩减小到零或它可能的最小值。在本发明的一些实施方式中,我们设定此预定的最小大腿角度为 -18° 。此预定的最小大腿角度可以根据人体的步态被调整。

[0051] 在阻力状态208期间,存在许多形式的阻力矩分布。如图10中所示,在本发明的一些实施方式中,阻力矩快速增大到它的最大值。阻力矩减小并且随后刚好在足趾离地前再次增大(作为腿部信号140或膝部角度或它们的组合的函数)。这种性质的分布可以适于运动性失调的人体。图11示出阻力矩分布的其他实施方式,其可被用于具有完整运动性的人群。如图11中所示,阻力矩很快增大到它的最大值,并且随后下降到最小值。

[0052] 图12示出与外骨骼控制有关的有限状态机。如图12中所示,外骨骼100将移动进入锁定状态210,在该状态下,当外骨骼100在阻力状态208下保持了比预设的最大站立时间(t_{lim})更长时,力矩产生器156产生最大阻力矩。在本发明的一些实施方式中,此预设的最大站立时间是1.5秒。

[0053] 外骨骼100将移动进入锁定状态210,在该状态下,当外骨骼100在自由状态206下保持了比预设的最大站立时间(t_{lim})更长时,力矩产生器156产生最大阻力矩。在本发明的一些实施方式中,此预设的最大站立时间是1.5秒。

[0054] 在本发明的一些实施方式中,当腿部信号140大于预定的最大大腿角度(即, $\theta_{\text{大腿}} > \bar{\theta}$,如图12中所示)时,外骨骼100将移动进入阻力状态208。在本发明的一些实施方式中,当腿部信号140小于预定的最小大腿角度(即, $\theta_{\text{大腿}} < \underline{\theta}$,如图12中所示)时,外骨骼100将移动进入自由状态206。

[0055] 在本发明的一些实施方式中,外骨骼100包括手动锁定装置164(参见图6),其能够产生用于控制器120的锁定信号212。在操作中,当手动锁定装置164被致动时,外骨骼100将移动进入锁定状态210(如图12中所示),在该状态下,力矩产生器156产生最大阻力矩。

[0056] 在本发明的一些实施方式中,外骨骼100包括手动解锁装置166(参见图6),其能够产生用于控制器120的手动解锁信号214,其中当手动解锁装置166被致动时,外骨骼100将移动进入解锁状态200,在该状态下,力矩产生器156产生最小阻力矩。在本发明的一些实施方式中,最小阻力矩具有零值。

[0057] 在本发明的一些实施方式中,外骨骼100包括能够产生用于控制器120的手动就座信号216的手动就座装置168(图6)。在操作中,当手动就座装置168被致动时,外骨骼100将移动进入就座状态202,在该状态下,力矩产生器156产生适合逐渐地屈曲膝部关节106的任意阻力矩。在本发明的一些实施方式中,在就座状态202结束时,当腿部信号140达到预设的

最大就座大腿角度值($\bar{\theta}_{\text{就座}}$)时,外骨骼100将移动进入解锁状态200。在本发明的一些实施方式中,此预设的最大就座大腿角度大约是90度。

[0058] 手动锁定装置164、手动解锁装置166以及手动就座装置168包括能够产生用于控制器120的手动锁定信号212、手动解锁信号214和手动就座信号216的任意信号产生器或信号产生器的组合。这些信号产生器(即,164、166和168)的例子包括但不限于开关、瞬时开关、拨动开关、开关按钮、滑动开关、旋钮、电位计、拇指滚动按钮及其组合。在本发明的一些实施方式中,手动锁定装置164和手动解锁装置166是相同的硬件。本领域的普通技术人员可以理解的是,存在用于通过一个或多个信号产生器产生上述信号的多种方法。

[0059] 下楼梯。当下楼梯时,人体的大腿相对于垂直重力线161的绝对角度经历周期性的运动,然而,此大腿绝对角度总是正的。如图13中所示,在下楼梯期间,相对于垂直重力线161的绝对大腿角度增加到大约 30° 并且减小到大约 12.30° 。我们发现,如果 $\underline{\theta}$ 和 $\bar{\theta}$ 被设置为操作外骨骼100以用于水平行走(比如,如上所述, $\underline{\theta} = -18^\circ$ 并且 $\bar{\theta} = 18^\circ$),则在下楼梯时外骨骼100仍然可以运作。当大腿角度被检测为大于 $\bar{\theta}$ (比如 18°)时,虽然人体的腿部还处于摆动期(即,没有接触地面),但是外骨骼100移动进入阻力状态208(如图12中所示)。这意味着当腿部接触地面时,外骨骼100将准备响应膝部屈曲而产生阻力矩。在下楼梯时,由于膝部角度在支撑期期间已经被充分屈曲,因此人体在摆动期期间一般不会弯曲她/他的膝部。在本发明的一些实施方式中,当下楼梯时,由于相对于垂直重力线161的绝对大腿角度不会下降到小于 $\underline{\theta}$,因此外骨骼100不会进入自由状态206。这意味着,在本发明的一些实施方式中,用于 $\underline{\theta}$ 和 $\bar{\theta}$ 的一组参数对于水平地面行走和下楼梯是足够的。图14中示出用于下楼梯的阻力矩分布的实施方式。

[0060] 参考回图12,当外骨骼100处于自由状态206并且大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度大于 $\bar{\theta}$ 时,外骨骼100将移动进入阻力状态208。当外骨骼100处于阻力状态208并且大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度小于 $\underline{\theta}$ 时,外骨骼100移动进入自由状态206。对图14和图12的细致观察揭示出,由于在下楼梯时大腿连接件102相对于垂直重力线161的绝对角度永不会变为小于 $\underline{\theta}$,因此在下楼梯期间外骨骼100将永不会进入自由状态206。

[0061] 上楼梯。当爬楼梯时,人体的大腿角度经历周期性的运动。图15显示人体爬一组楼梯。可以观察到,一旦人体的大腿相对于垂直重力线161的绝对角度变得大于 $\bar{\theta}$ (比如 18°),膝部角度(在大腿和小腿之间的角度)就需要自由屈曲到约 90° ,并且随后伸展到约 50° 。由于在大腿绝对角度大于 $\bar{\theta}$ 时外骨骼100不能自由屈曲,因此人体的腿部会撞到下一台阶。这意味着,在一些实施方式中,我们不能使用在水平步行期间我们使用的相同的 $\bar{\theta}$ 的值用于上楼梯。在此提供了几个解决方案。在第一解决方案中,在爬楼梯的同时,使用手动解锁装置166将外骨骼100移动到解锁状态200变得有必要。

[0062] 在第二解决方案中,如果膝部角度测量 $\theta_{\text{膝部}}$ 是可用的,则随后它可以被用于区分水平步行和上楼梯。膝部角度测量 $\theta_{\text{膝部}}$ 表示大腿和小腿之间的角度,如图15中所示。图15显示刚好在足趾离地后的膝部角度测量($\theta_{\text{膝部}}$),其从很小的值(几乎为零度)增加到较大的值(邻

近90°的某处)。当腿部信号140达到 $\bar{\theta}$ 时,膝部角度基本上大于水平步行的膝部角度。在水平步行期间,当腿部信号140达到 $\bar{\theta}$ 时,膝部角度测量通常约是15°,但是在上楼梯期间,当腿部信号140达到 $\bar{\theta}$ 时,膝部角度测量大约是45°。当腿部信号140达到 $\bar{\theta}$ 并且膝部角度测量小于 $\bar{\theta}_{\text{膝部}}$ (即, $\theta_{\text{膝部}} < \bar{\theta}_{\text{膝部}}$)时,控制器将移动到阻力状态208。在本发明的一些实施方式中, $\bar{\theta}_{\text{膝部}}$ 被选择为30°,其为大于在水平步行期间的最大膝部角度测量的数值。然而,当腿部信号达到 $\bar{\theta}$ 并且膝部角度测量大于 $\bar{\theta}_{\text{膝部}}$ (即 $\theta_{\text{膝部}} > \bar{\theta}_{\text{膝部}}$)时,控制器将保持在它的自由状态206。可以通过在膝部关节中安装编码器或解析器或任意角度传感器来执行膝部角度测量。

[0063] 在第三解决方案中,将 θ 和 $\bar{\theta}$ 修改为适于爬楼梯和斜坡的合适的值变得有必要。在本发明的一个实施方式中, θ 和 $\bar{\theta}$ 可以被设置为10°和60°,以用于爬楼梯和斜坡。

[0064] 图16-19描述本发明的实施方式,其中外骨骼进一步包括踝足矫形器。在本发明的一些实施方式中,比如在图16中所示的实施方式中,踝足矫形器402能够被接合到人体的足部。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器402可连接到小腿连接件104。在本发明的一些实施方式中,如图16中所示,外骨骼300进一步包括踝足矫形器402,该踝足矫形器402被佩戴在佩戴者的鞋303的外部。在本发明的一些实施方式中,如图17中所示,外骨骼400进一步包括踝足矫形器404,该踝足矫形器404被类似鞋垫那样佩戴在佩戴者的鞋的内部(为了清晰起见,佩戴者的鞋未显示)。本领域的普通技术人员可以得到许多形式的内部和外部踝足矫形器。图18显示外骨骼500的实施方式,其进一步包括踝足矫形器406,该踝足矫形器406是具有固定的(但有时是可调节的)铰链的标准的短腿部踝足矫形器(AFO)。这种类型的AFO相对较轻,并且易于装配到鞋中。这种AFO关于小腿连接件104将足部保持在任意需要的角度。进一步地,这种AFO不允许跖屈或背屈,所以它不如其它器具那样提供自然步态。图17示出外骨骼400的实施方式,其中踝足矫形器404是标准的硬踝足矫形器。这种类型的踝足矫形器阻止跖屈并且也阻止或限制背屈。图19示出外骨骼600的实施方式,其包括踝足矫形器408,该踝足矫形器408是跖屈止动踝足矫形器。通过不让足部连接件103指向下方,这种AFO表现为阻止跖屈。这种类型的AFO具有允许足部的正常背屈的铰链107。

[0065] 应该理解的是,虽然显示出不同踝足矫形器的特定示例,但是还有可利用本发明的其它类型的踝足矫形器。例如,在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器是背屈辅助AFO(未显示)。这种类型的AFO类似图18中所示的AFO,但是具有在足部脱离地面时表现为提升足部连接件203(使踝部背屈)的弹簧状铰链。背屈辅助AFO提供了更多自然步态型的优点。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器是标准后片弹性踝足矫形器(未显示)。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器是能量返回踝足矫形器(未显示)。这种类型的AFO使用置于AFO的材料中的自然屈曲来提供背屈辅助。这些装置经常由碳石墨材料制成。总之,本发明的踝足矫形器包括能够执行所指出的功能的任意装置或内部或外部踝足矫形器的组合。外部或内部踝足矫形器的示例包括但不限于柔性AFO、刚性AFO、具有落叶松屈曲的AFO、具有抗距骨的AFO、AFO抗距骨(前壳体或壳体在前面)、具有自由运动踝部关节的AFO、具有可调的刚性踝部关节的AFO、具有弹簧承载踝部关节的AFO、具有可调的弹簧承载踝部关节的AFO及其组合。

[0066] 图20和21示出本发明的实施方式,其中外骨骼610进一步包括外骨骼主体350。外骨骼主体350可配置为接合到人体上身。在本发明的一些实施方式中,外骨骼主体350类似背包一样被接合到人体(未显示)。在本发明的一些实施方式中,外骨骼主体350类似腰带一样被接合到人体,例如,如图20中所示。外骨骼主体350包括能够被接合到人体上身和躯干的躯干连接件353。外骨骼主体350进一步包括可配置为将大腿连接件102可旋转地接合到躯干连接件353的主体大腿连接件351。在本发明的一些实施方式中,主体大腿连接件351被接合到大腿连接件102。在本发明的一些实施方式中,主体大腿连接件351没有被接合到大腿连接件102。在未显示的可选实施方式中,主体大腿连接件351被接合到人体的大腿。在本发明的一些实施方式中,外骨骼主体350进一步包括能够在躯干连接件353和主体大腿连接件351之间提供力矩的致动器358。用于致动器的控制器箱体367和电池369被显示在图20中。在本发明的一些实施方式中,腿部信号140表示大腿连接件102相对于垂直重力线161或相对于地面162的绝对角度。在本发明的一些实施方式中,腿部信号140表示主体大腿连接件351相对于垂直重力线161或相对于地面162(参见图6)的绝对角度。在本发明的一些实施方式中,腿部信号140表示主体大腿连接件351相对于大致平行于人体躯干的躯干连接件353的角度。

[0067] 图21示出外骨骼主体350的其他局部视图。屈曲伸展轴线352表示在主体大腿连接件351和躯干连接件353之间的屈曲和伸展。在本发明的一些实施方式中,外骨骼主体350进一步包括髋部外展内收接合件365,其允许外骨骼主体350的左侧和右侧之间相对于彼此的运动。外展内收轴线355示出这种髋部外展内收旋转的轴线。在本发明的一些实施方式中,外展内收旋转为自由旋转。在本发明的一些实施方式中,通过使用顺从构件(未显示)来阻碍髋部外展内收旋转。在本发明的一些实施方式中,髋部外展内收轴线可以被锁定,以用于不支持额状面中的外展和内收运动的应用。

[0068] 在本发明的一些实施方式中,外骨骼主体350进一步包括腿部外展内收接合件357,该腿部外展内收接合件357允许主体大腿连接件351相对于躯干连接件353'的外展和内收旋转。腿部外展内收轴线359表示腿部外展内收旋转的轴线。在本发明的一些实施方式中,通过使用诸如弹簧的顺从构件(未显示)来阻碍腿部外展内收旋转。在本发明的一些实施方式中,在不支持额状面中的腿部外展和内收运动不的应用中,腿部外展内收运动可以被锁定。图21示出用于将大腿连接件120连接到器具150的接片361和363。

[0069] 图22至25描述了包括外骨骼主体350和踝足矫形器(比如402、404、406和408)的本发明(外骨骼620、630、640和650)的实施方式。在所示的实施方式中,本发明的踝足矫形器(404、406、408)能够被接合到人体的足部并且可连接到小腿连接件104。可选的,在图22中所示的实施方式中,踝足矫形器402被佩戴在佩戴者的鞋303的外部。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器404被类似鞋垫那样佩戴在佩带者的鞋的内部(如图23中所示,其中为了清晰起见,没有显示佩戴者的鞋)。本领域的普通技术人员可以得出很多形式的内部和外部踝足矫形器。图24示出外骨骼640的实施方式,其中踝足矫形器406是具有固定的(但有时是可调节的)较链的标准的短腿部踝足矫形器。图23示出外骨骼630的实施方式,其中踝足矫形器404是标准的硬踝足矫形器。图25示出外骨骼650的实施方式,其中踝足矫形器408是跖屈止动AFO。如前面所述,虽然显示了不同踝足矫形器的特定示例,但是存在可以利用本发明的其他类型的踝足矫形器。例如,在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器可以是背屈

辅助AFO。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器可以是标准后片弹性踝足矫形器。在本发明的一些实施方式中,踝足矫形器可以是能量返回踝足矫形器。外骨骼主体350可配置为接合到人体上身。在本发明的一些实施方式中,如图22中所示,外骨骼主体350如同背包那样使用肩带188来接合到人体。在本发明的一些实施方式中,如图23、24和24中所示,外骨骼主体350如同腰带那样被接合到人体。

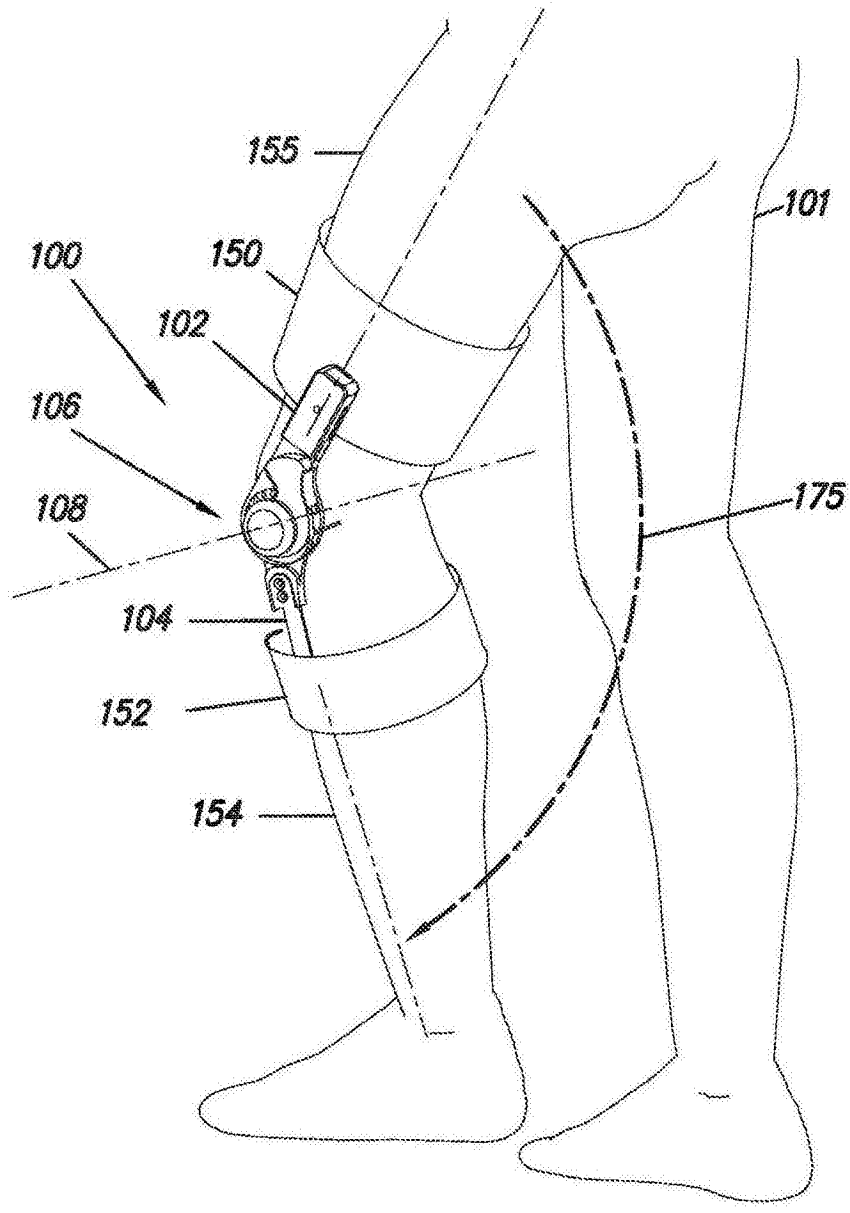


图1

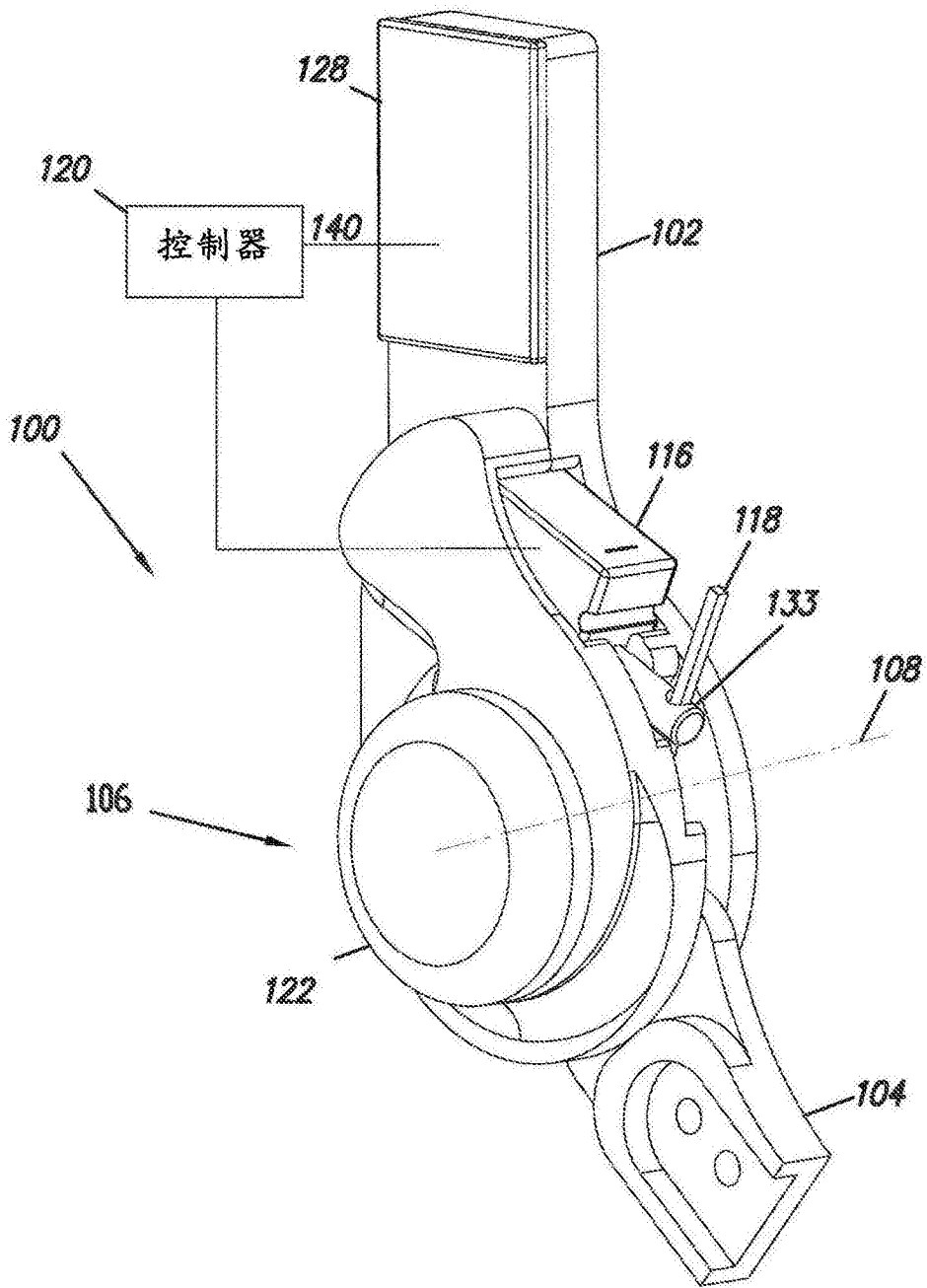


图2

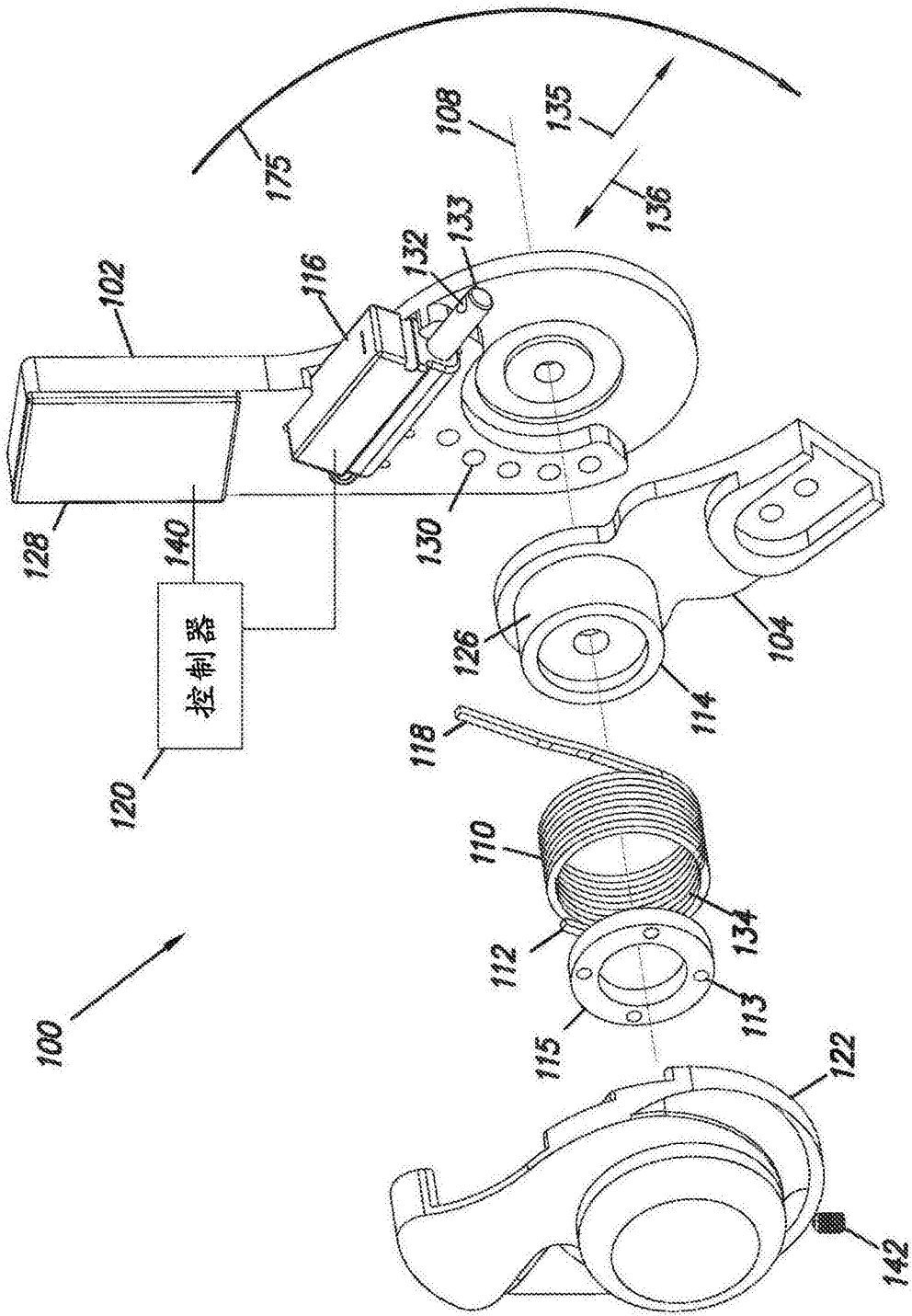


图3

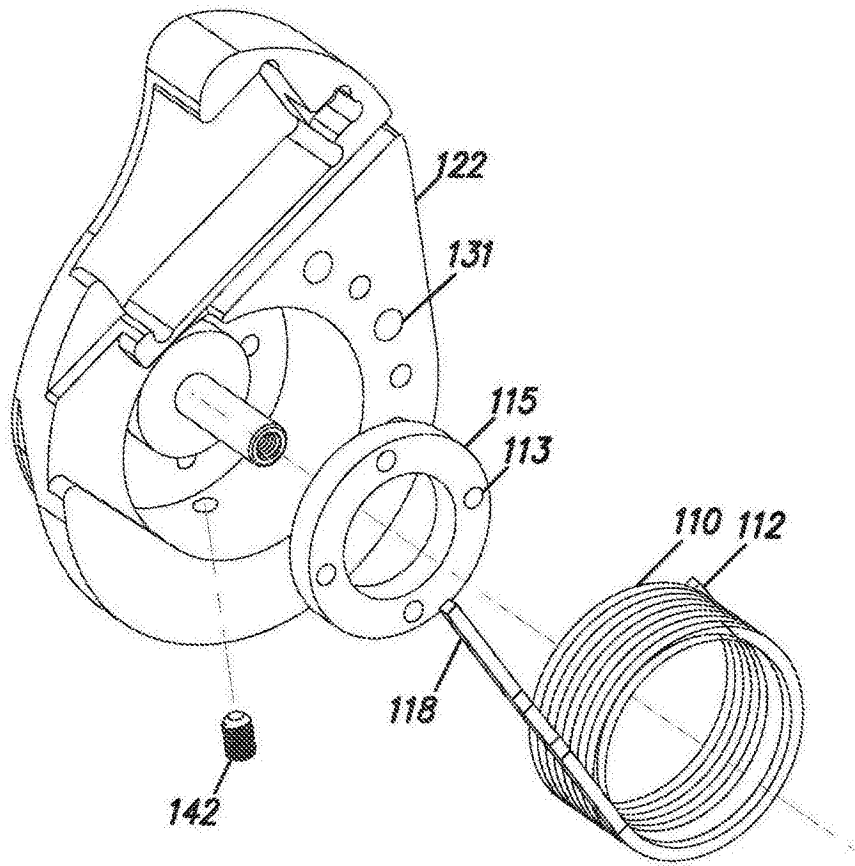


图4

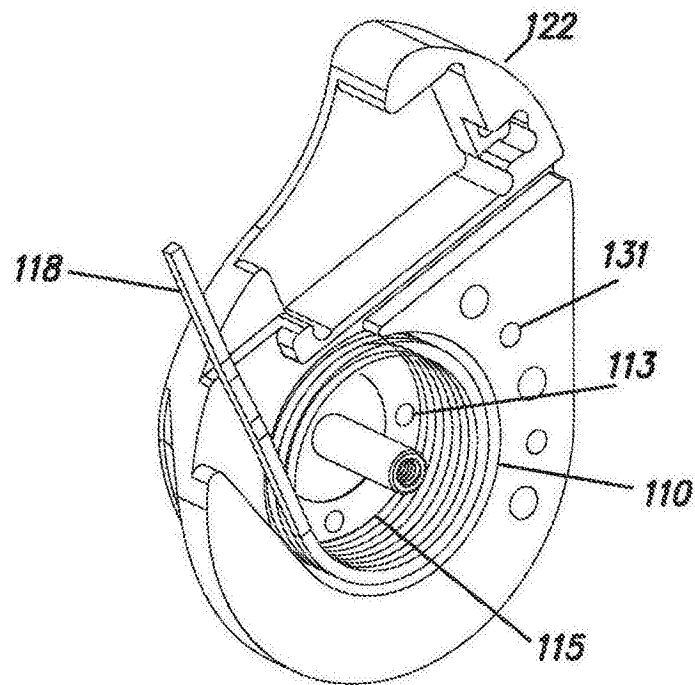


图5

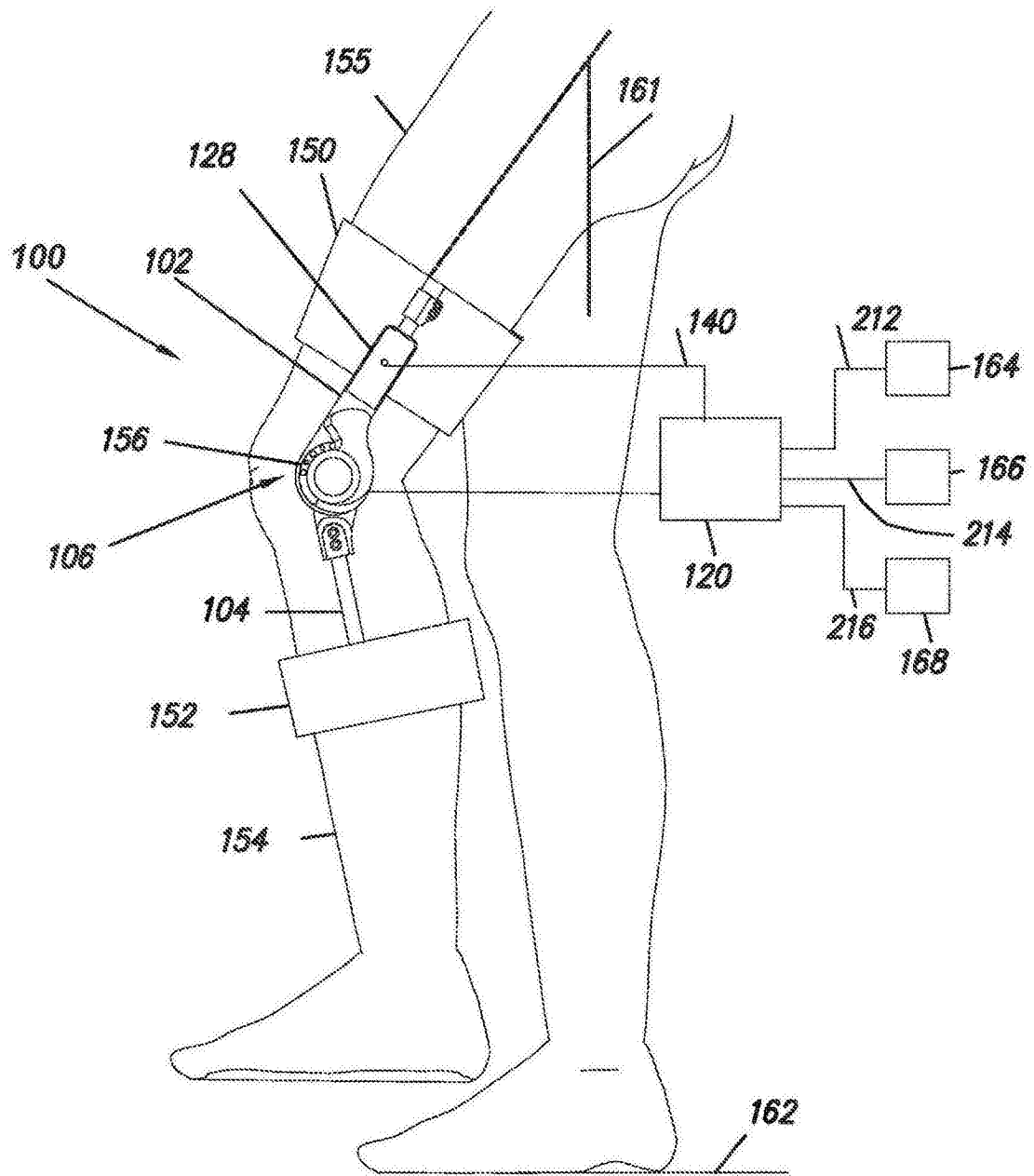


图6

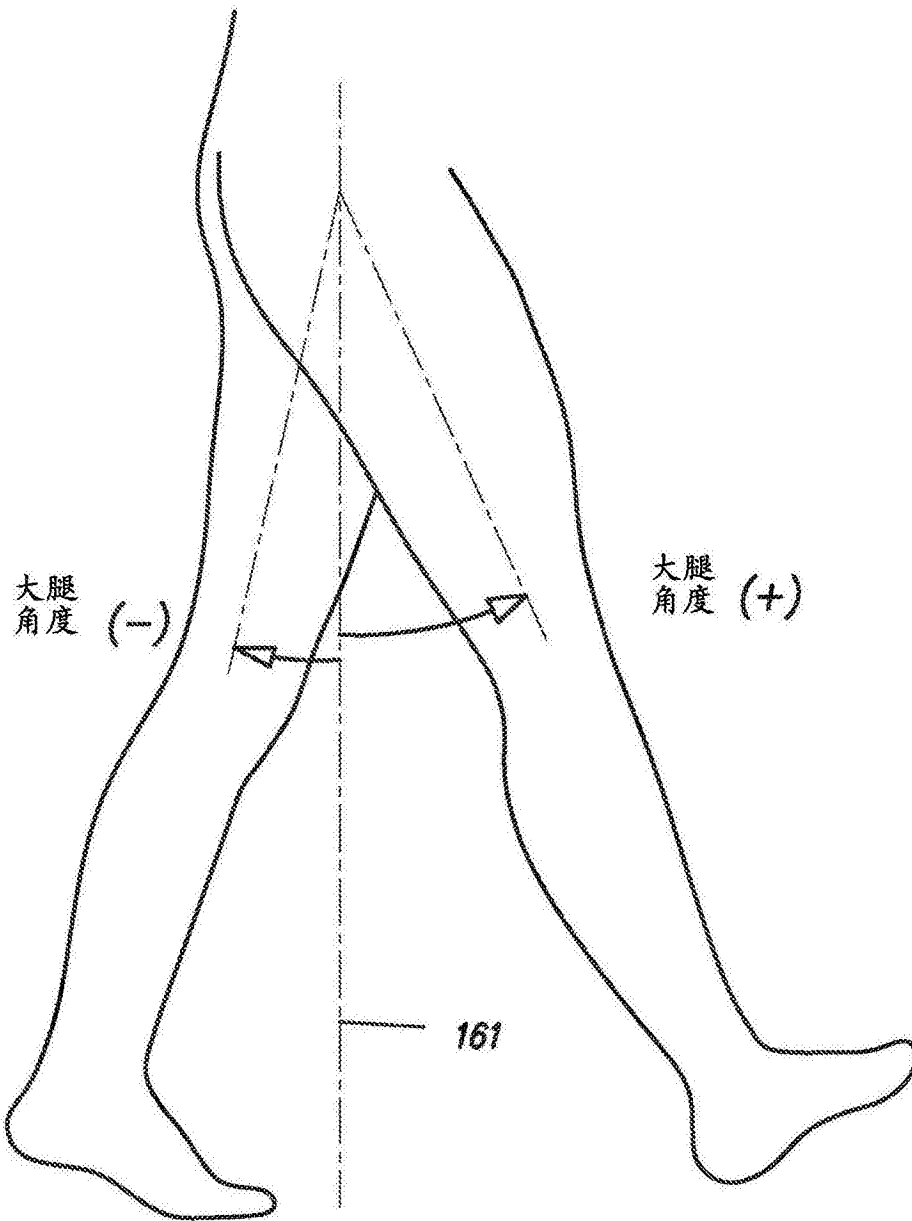


图7

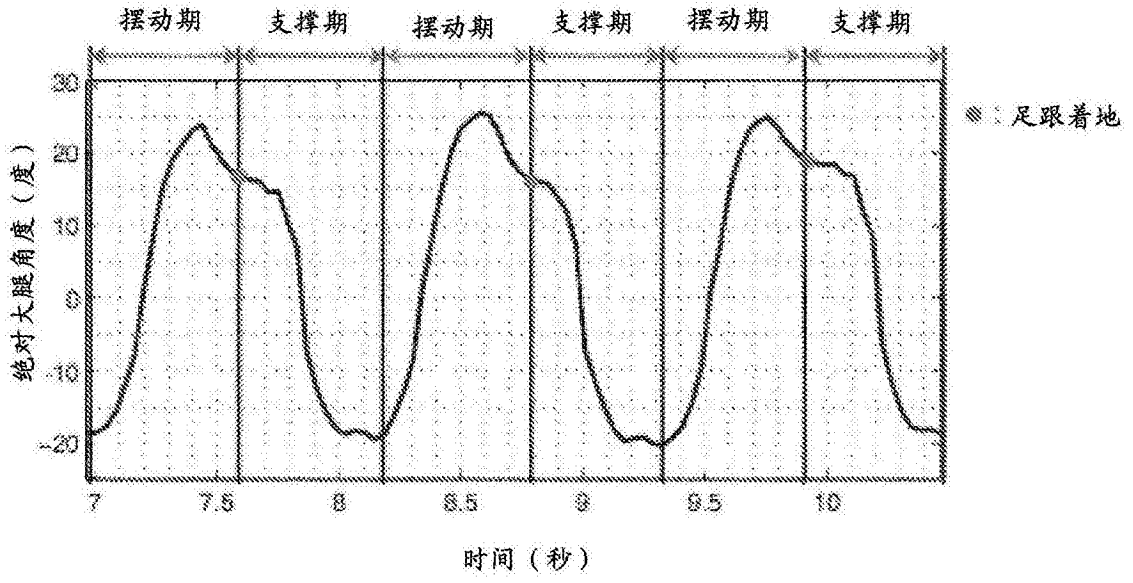


图8

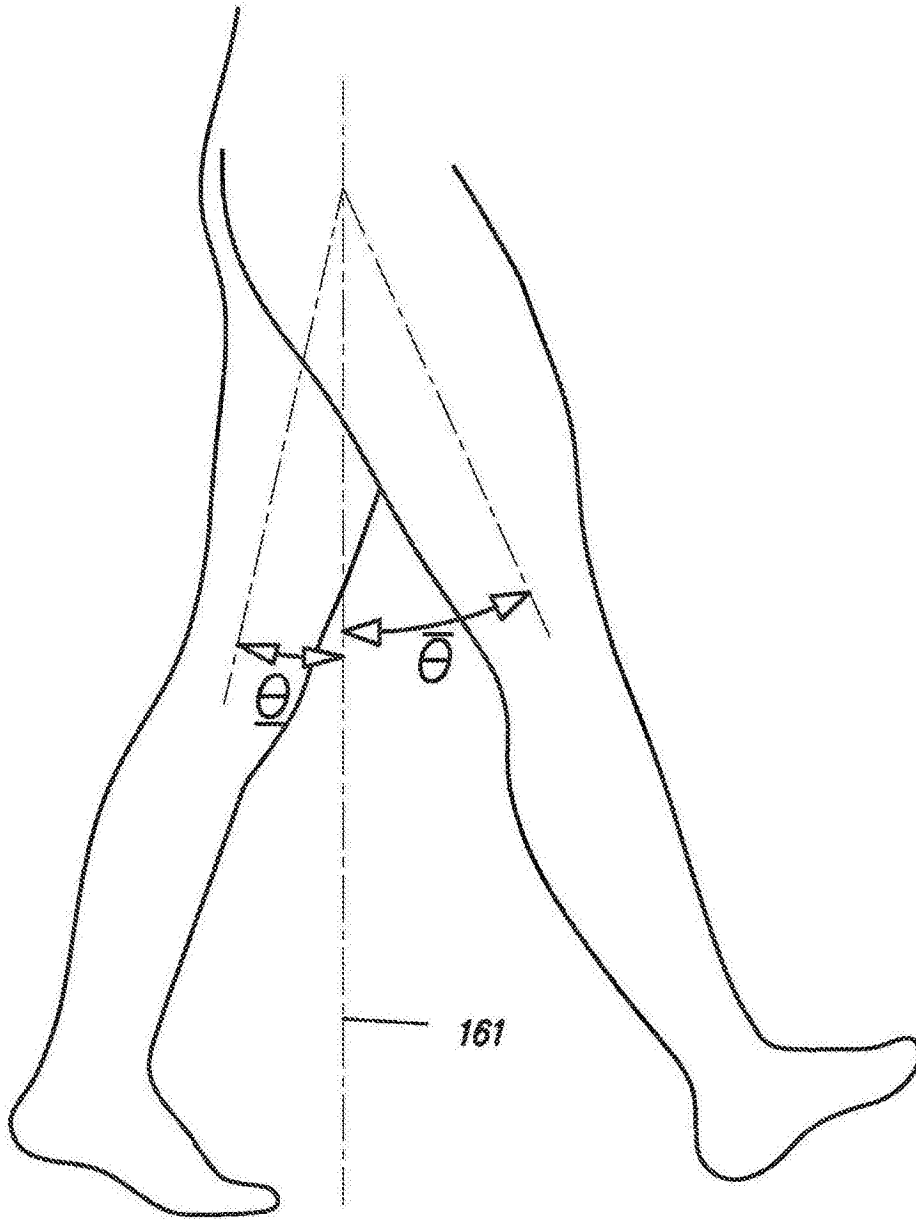


图9

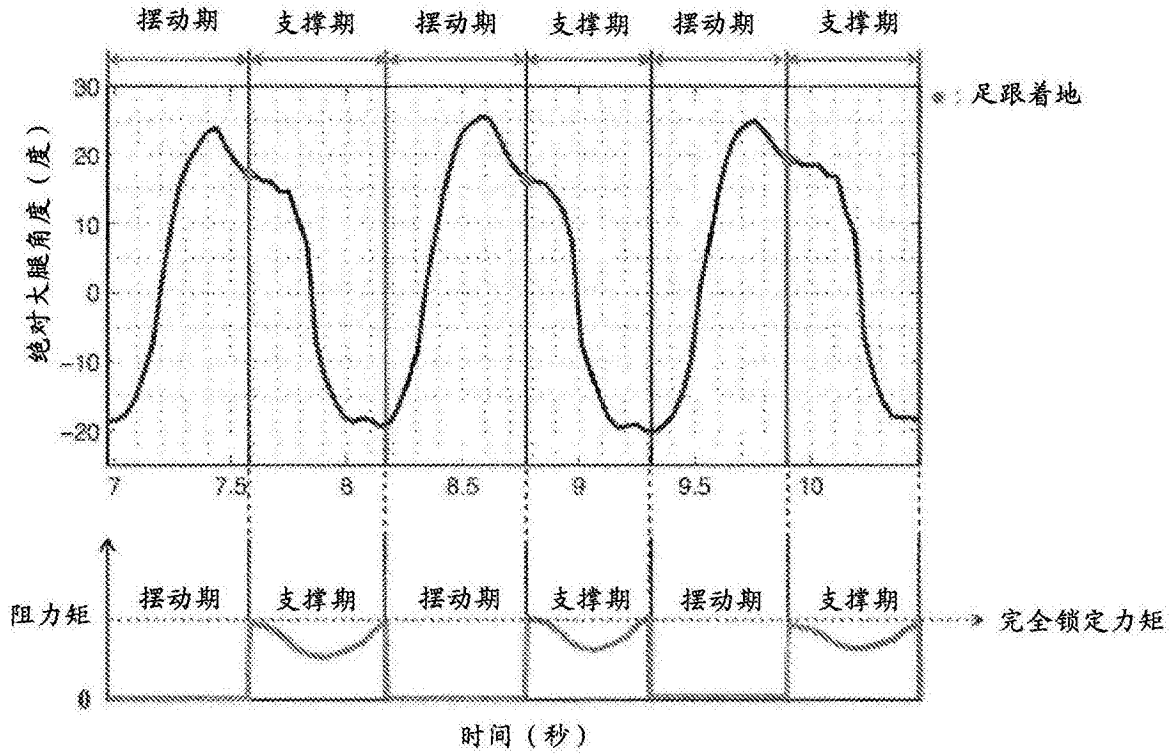


图10

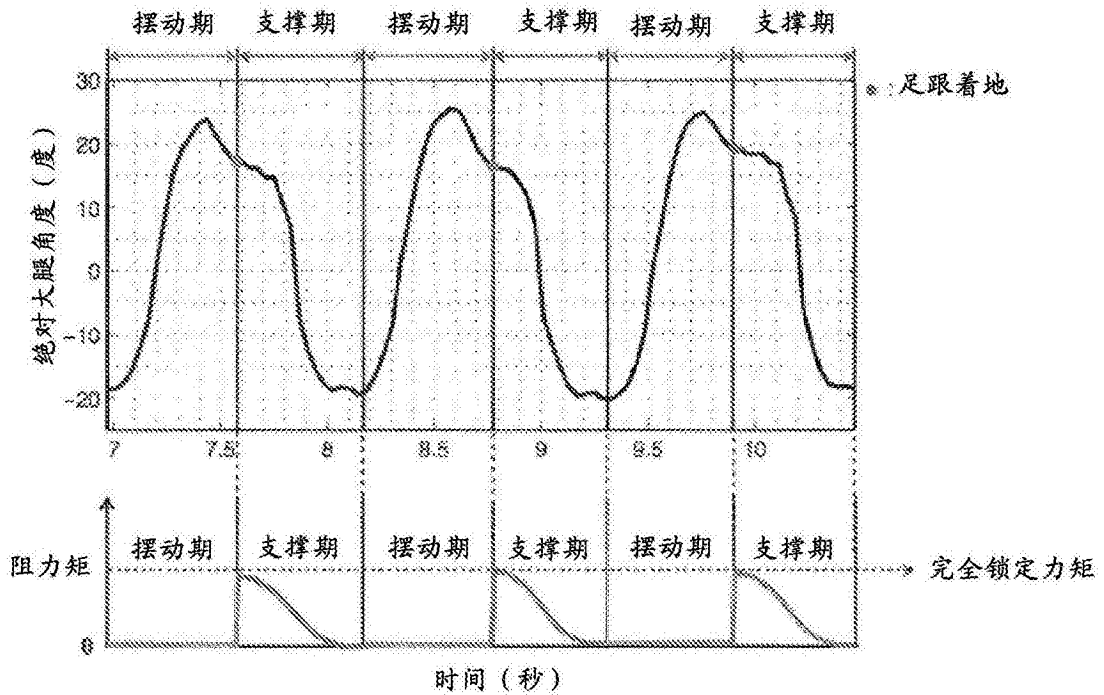


图11

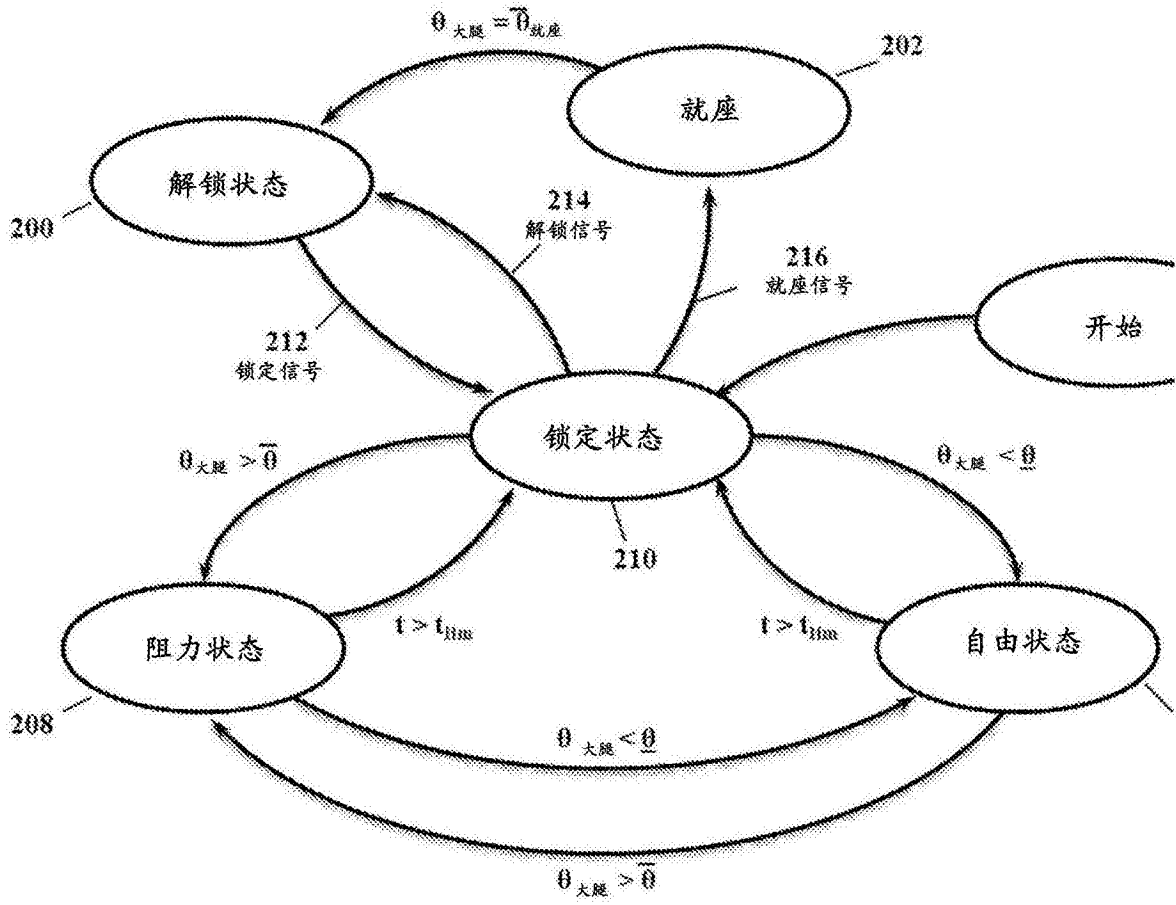


图12

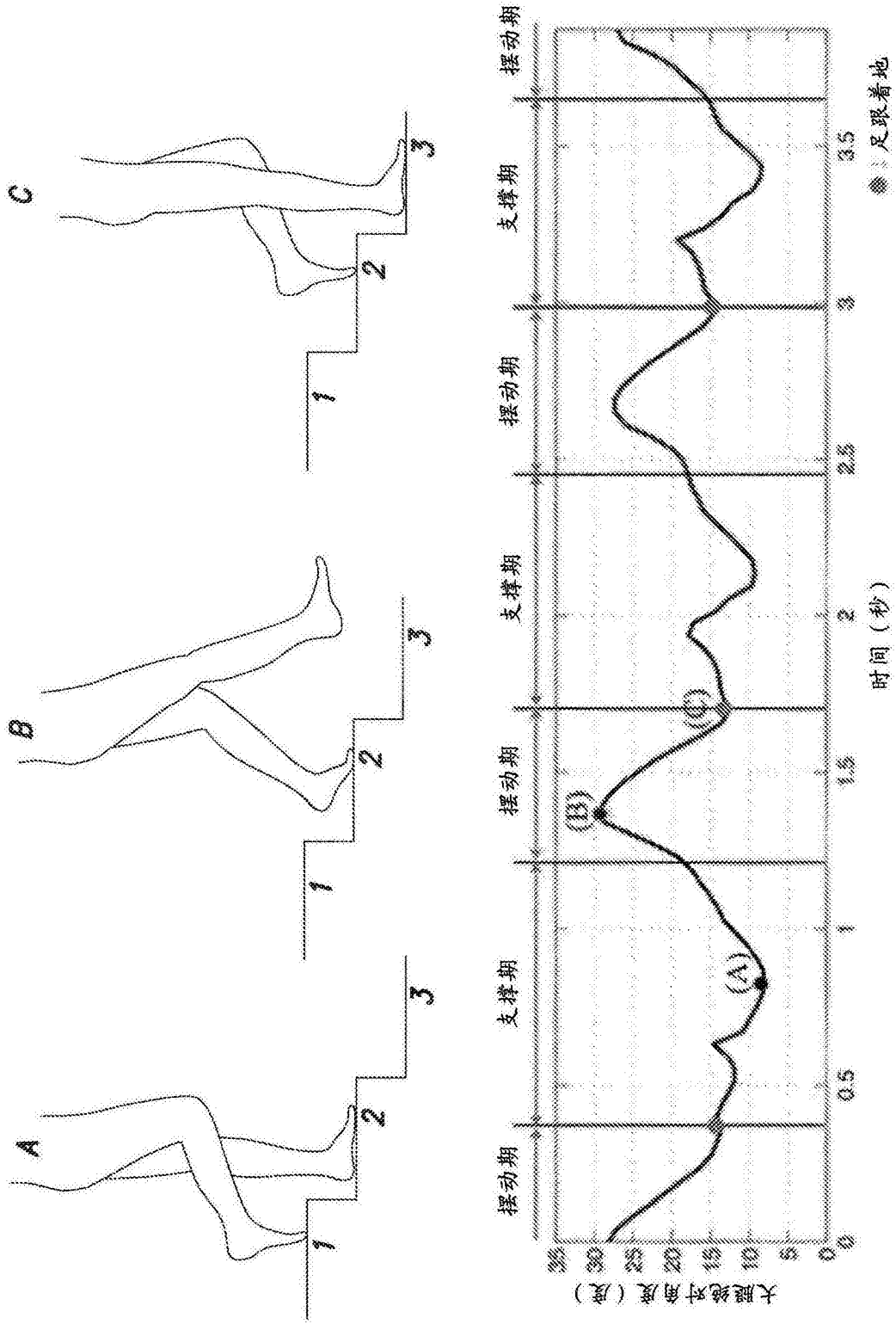


图13

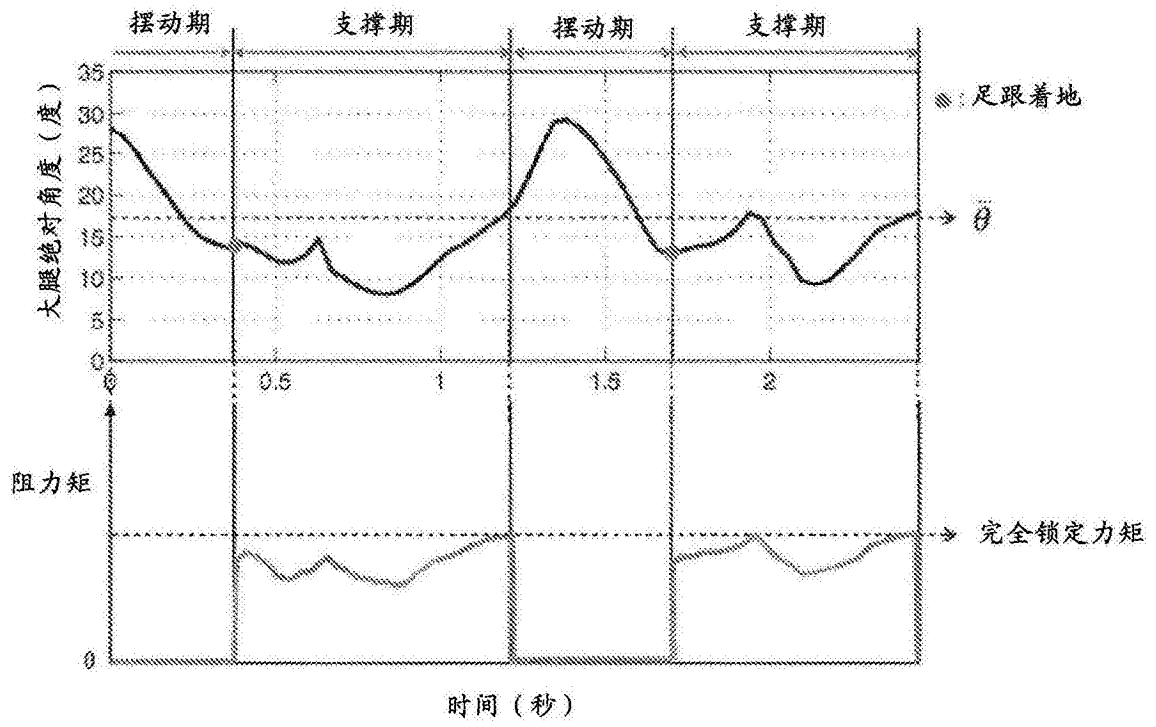


图14

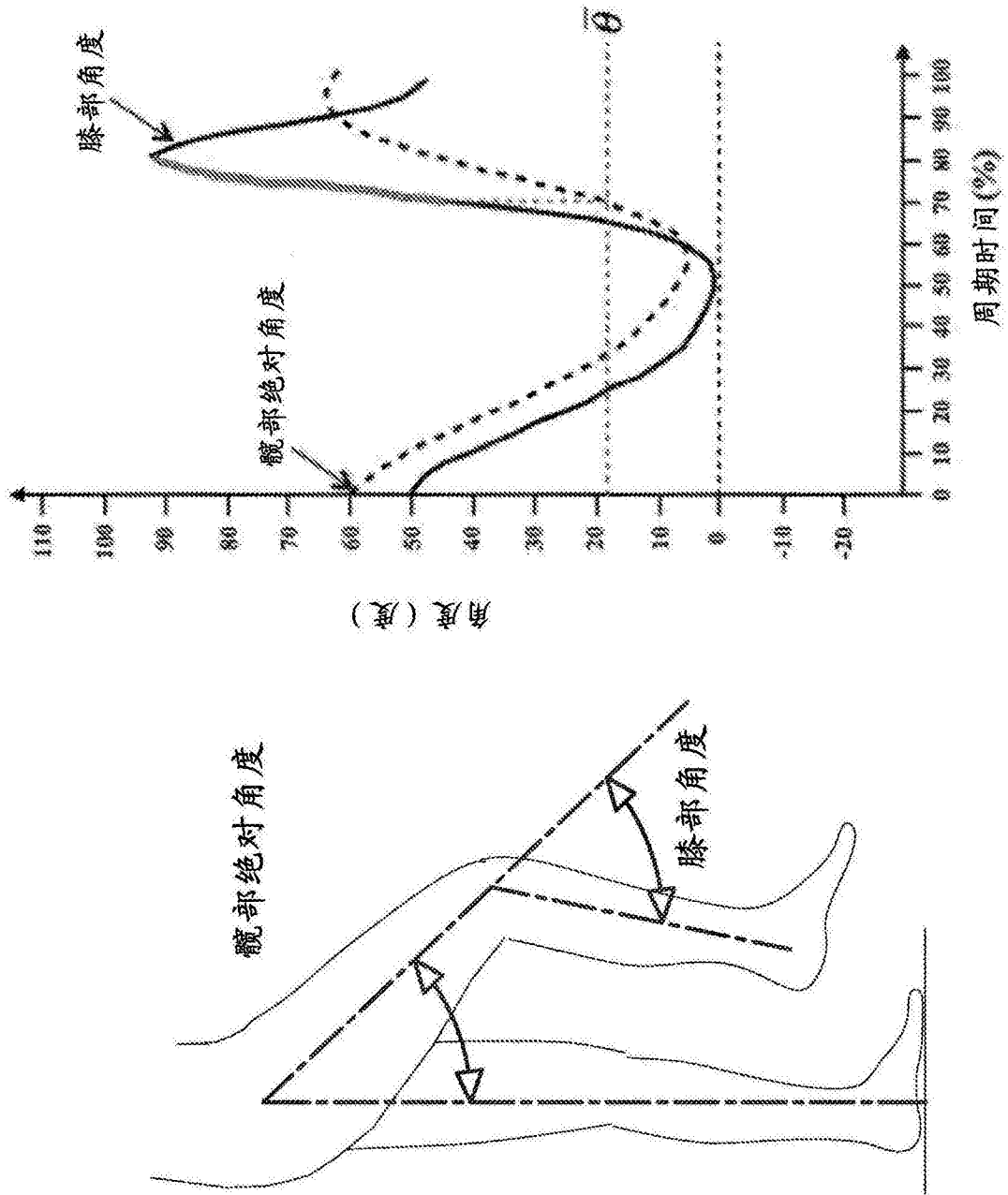


图15

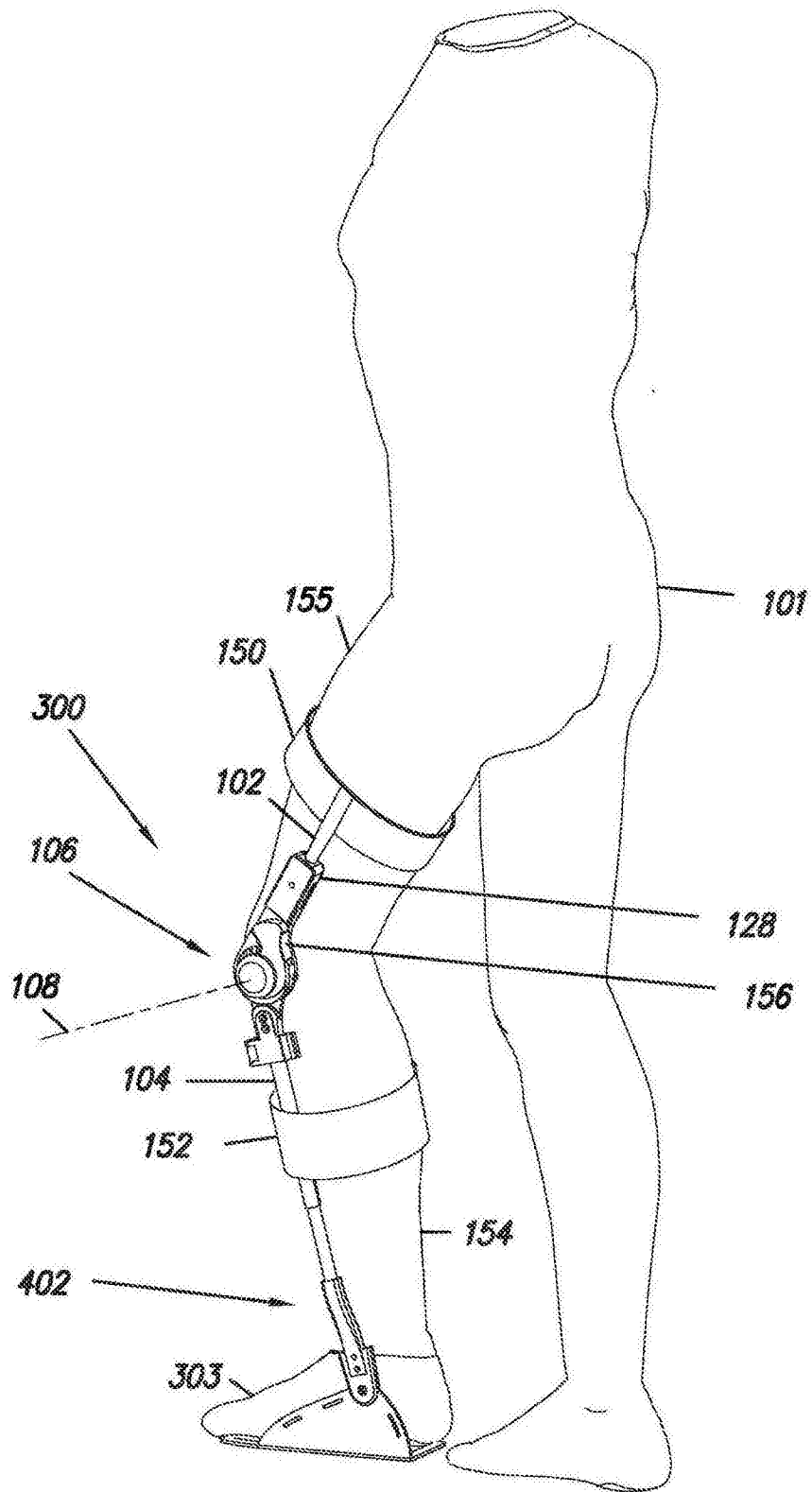


图16

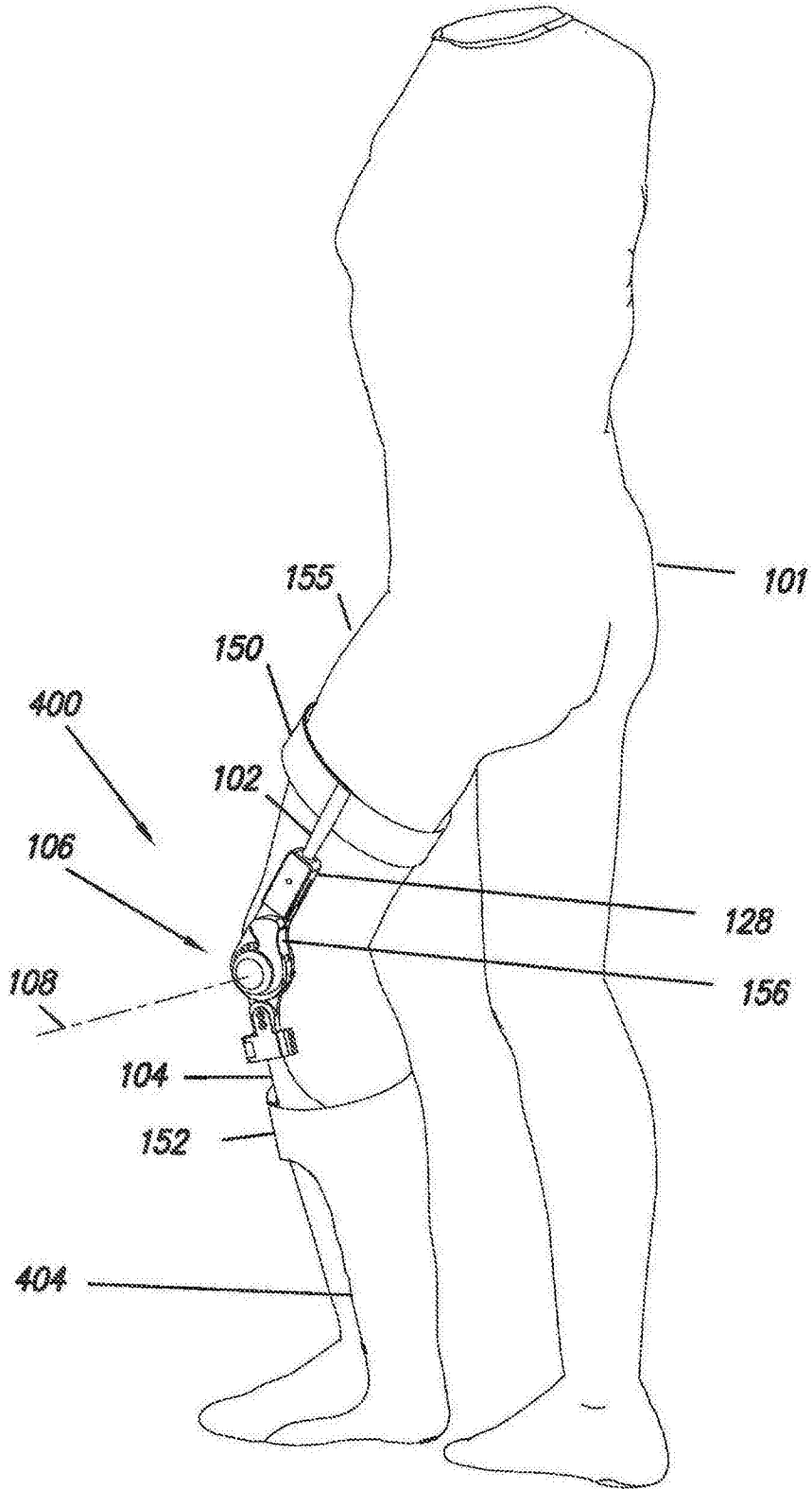


图17

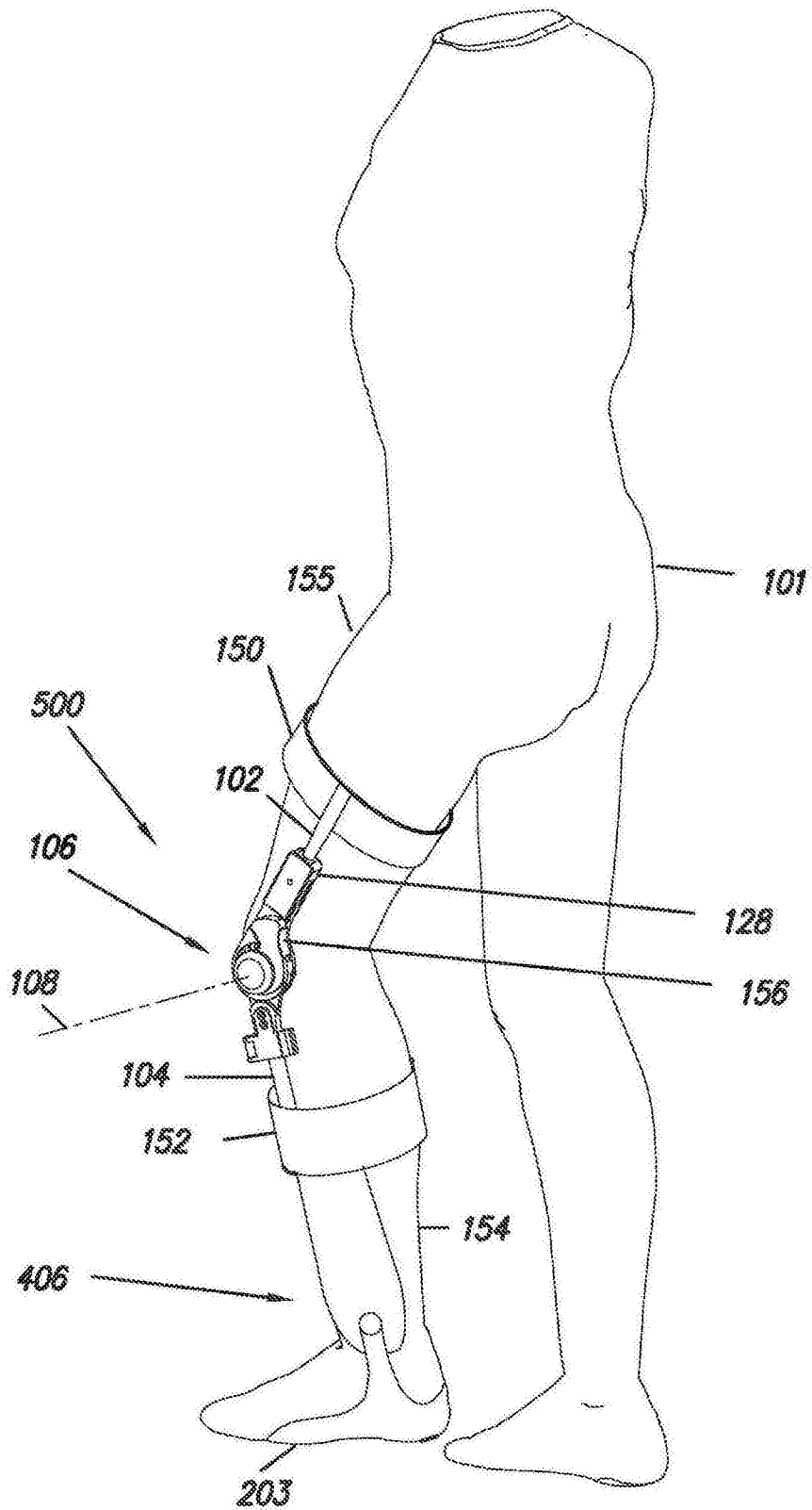


图18

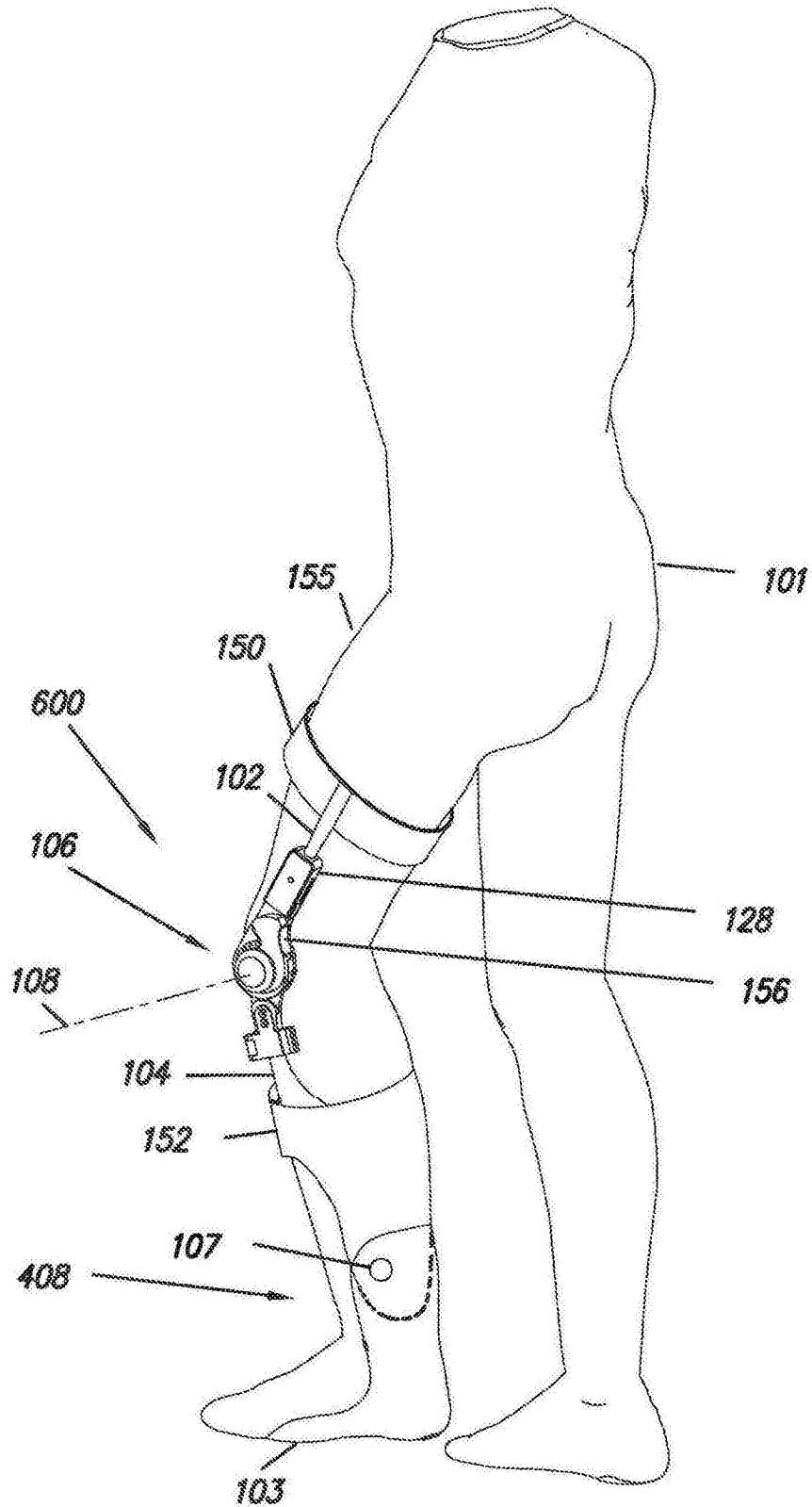


图19

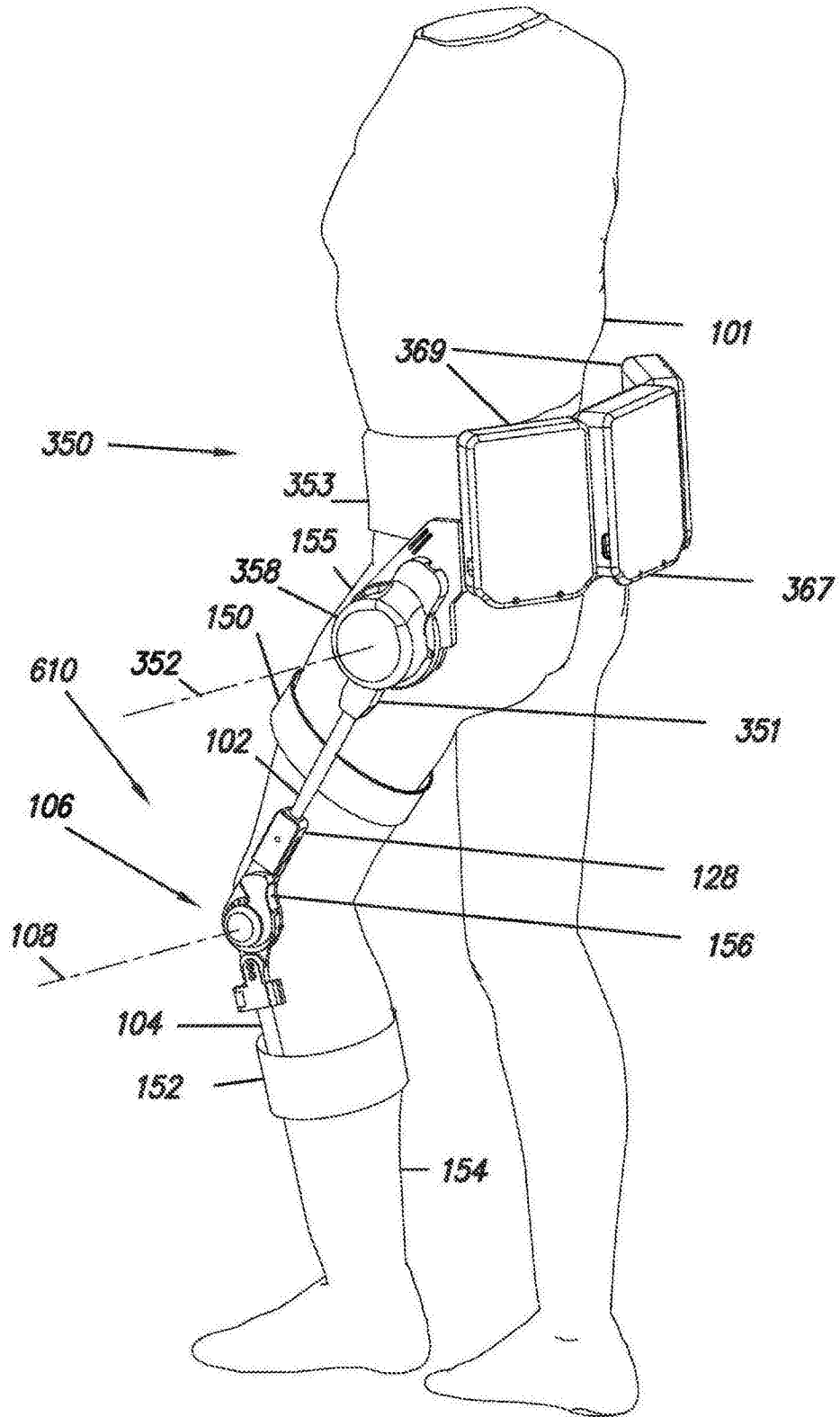


图20

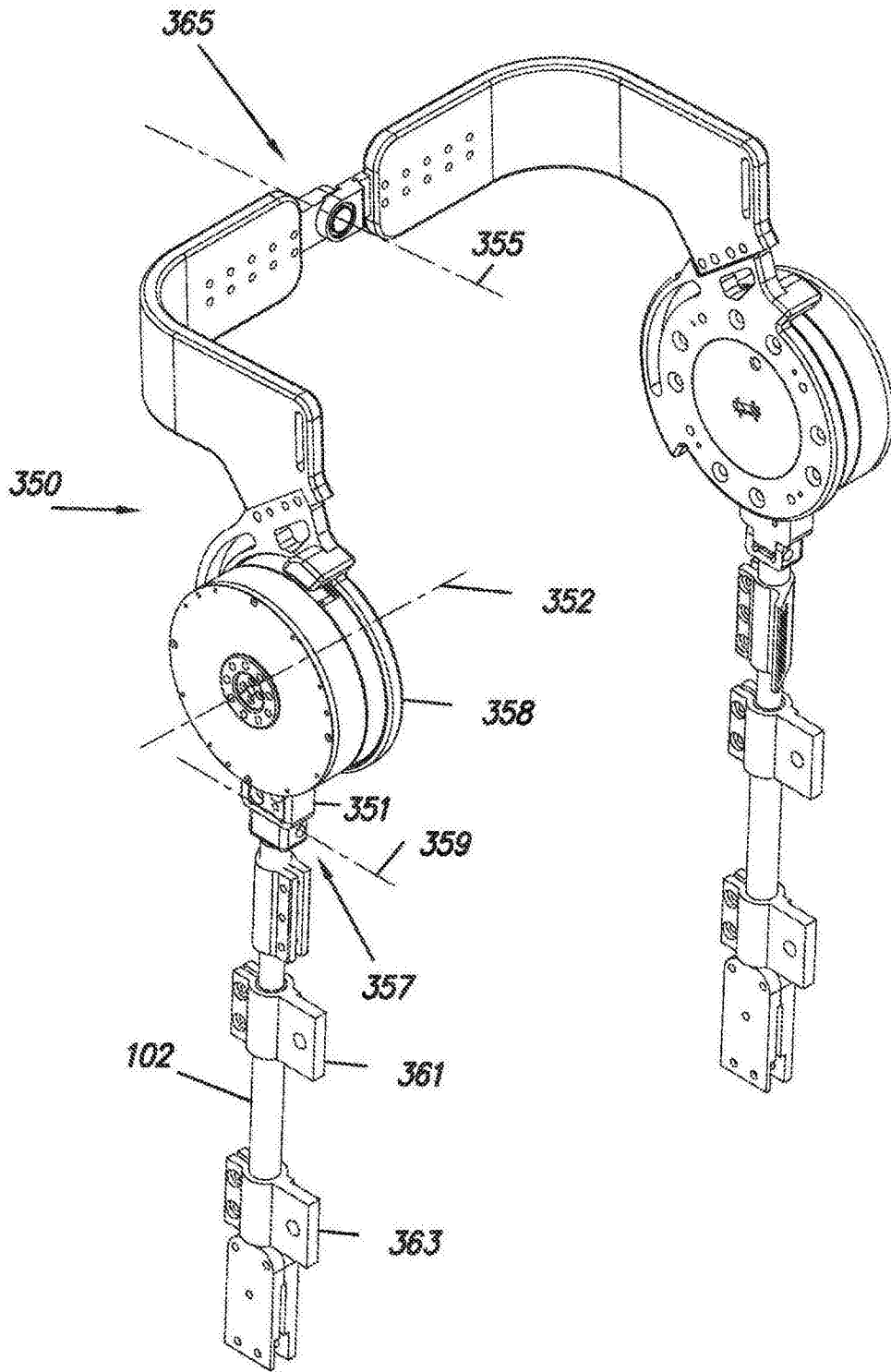


图21

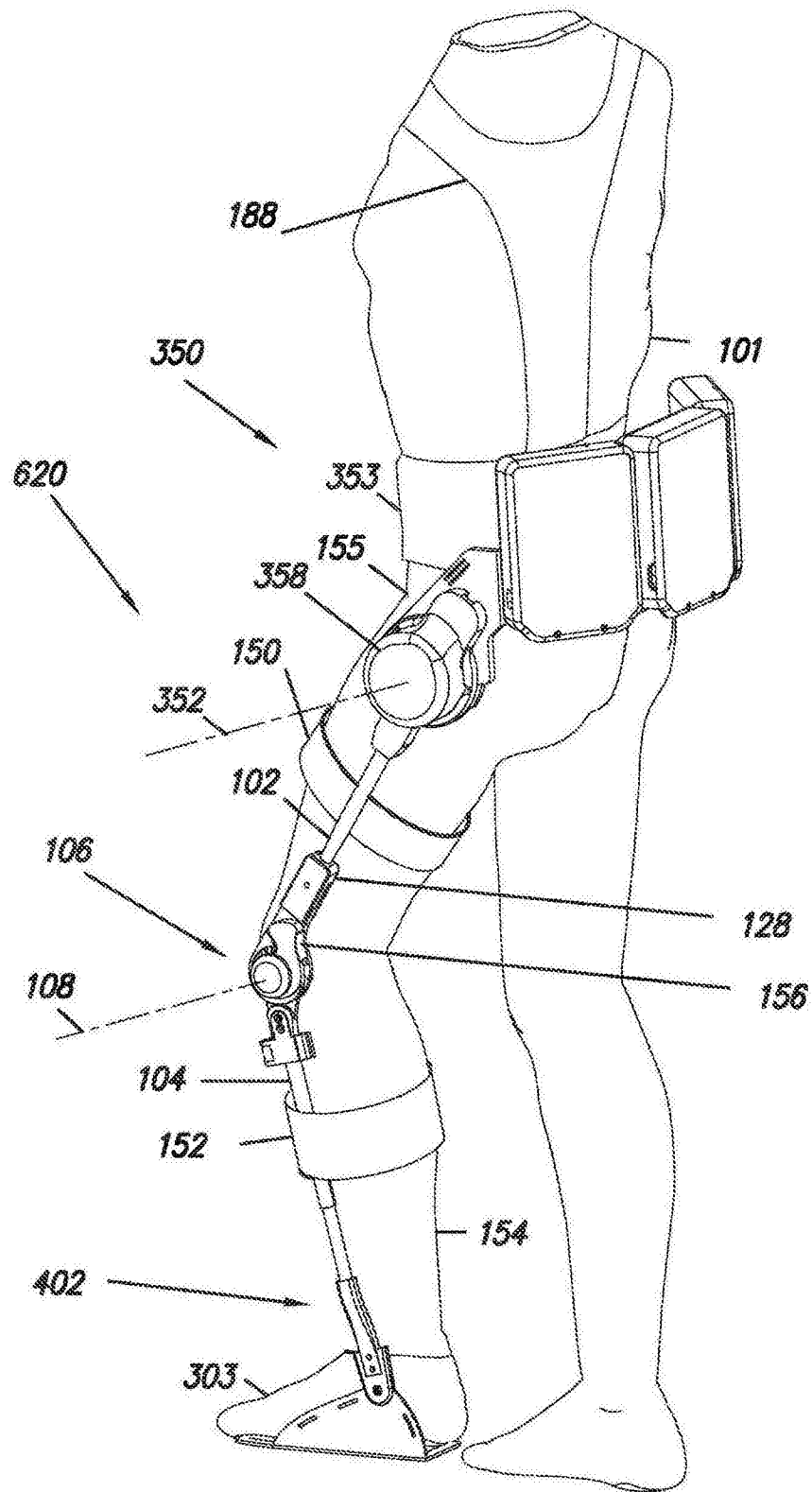


图22

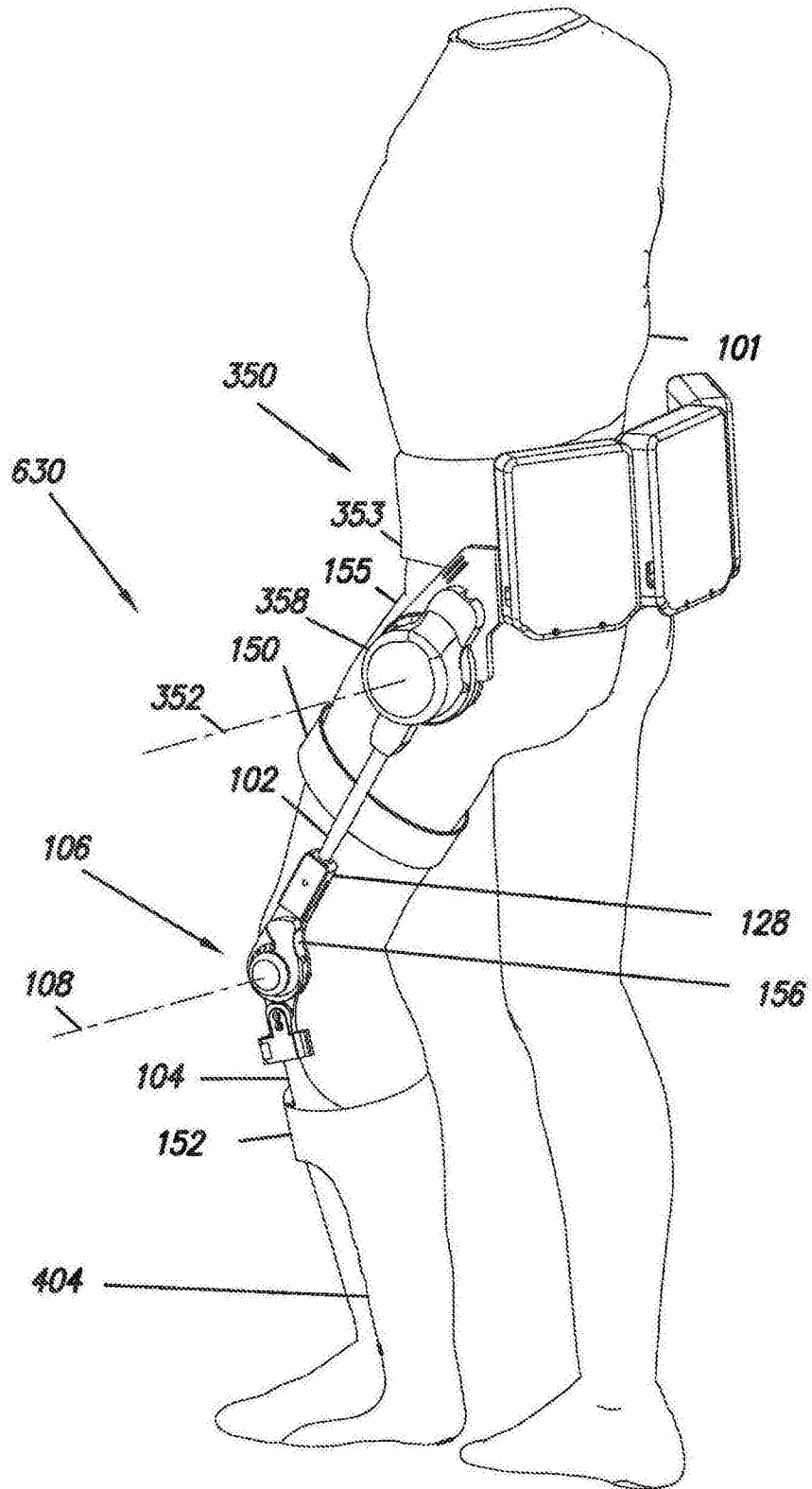


图23

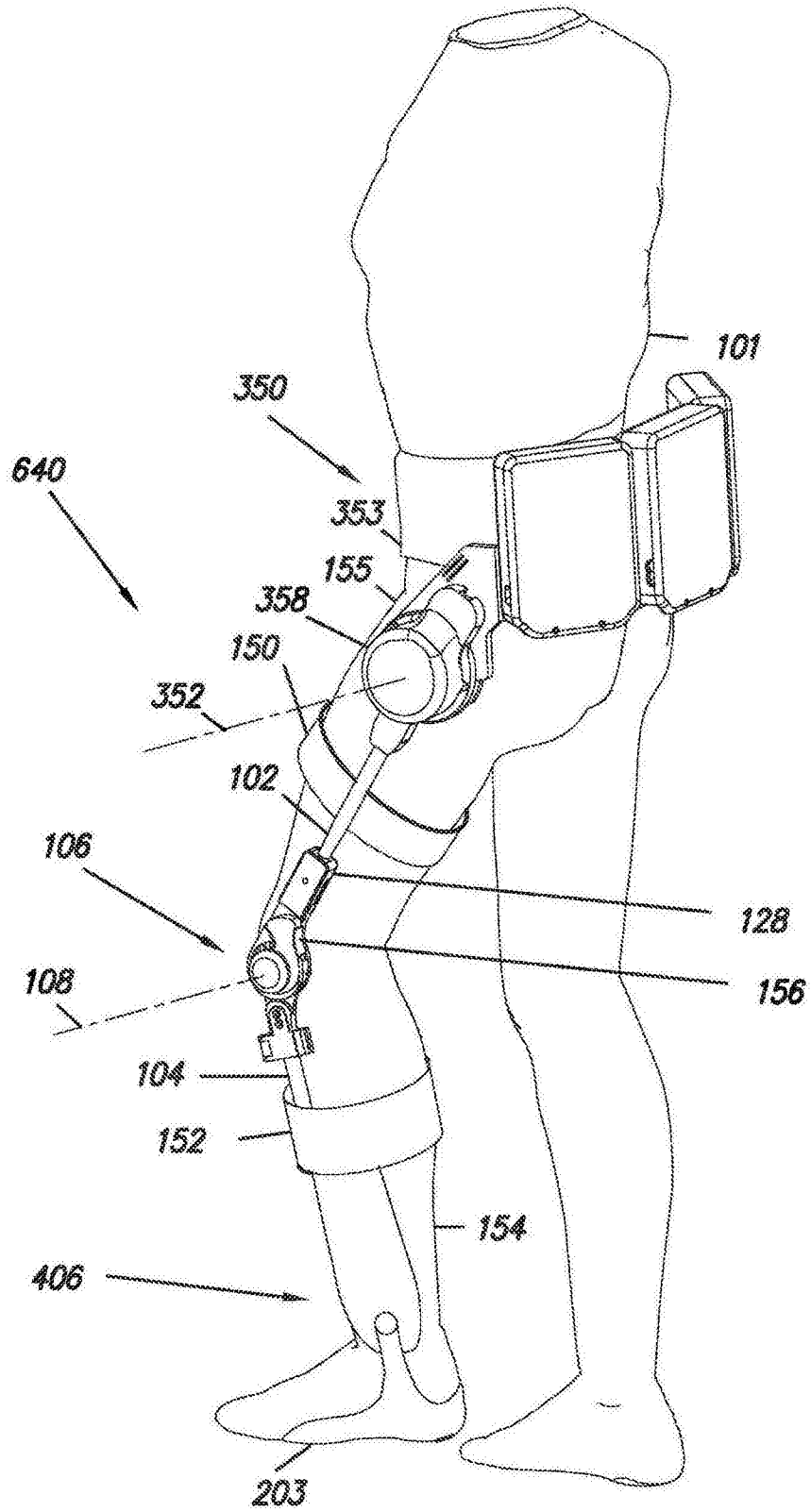


图24

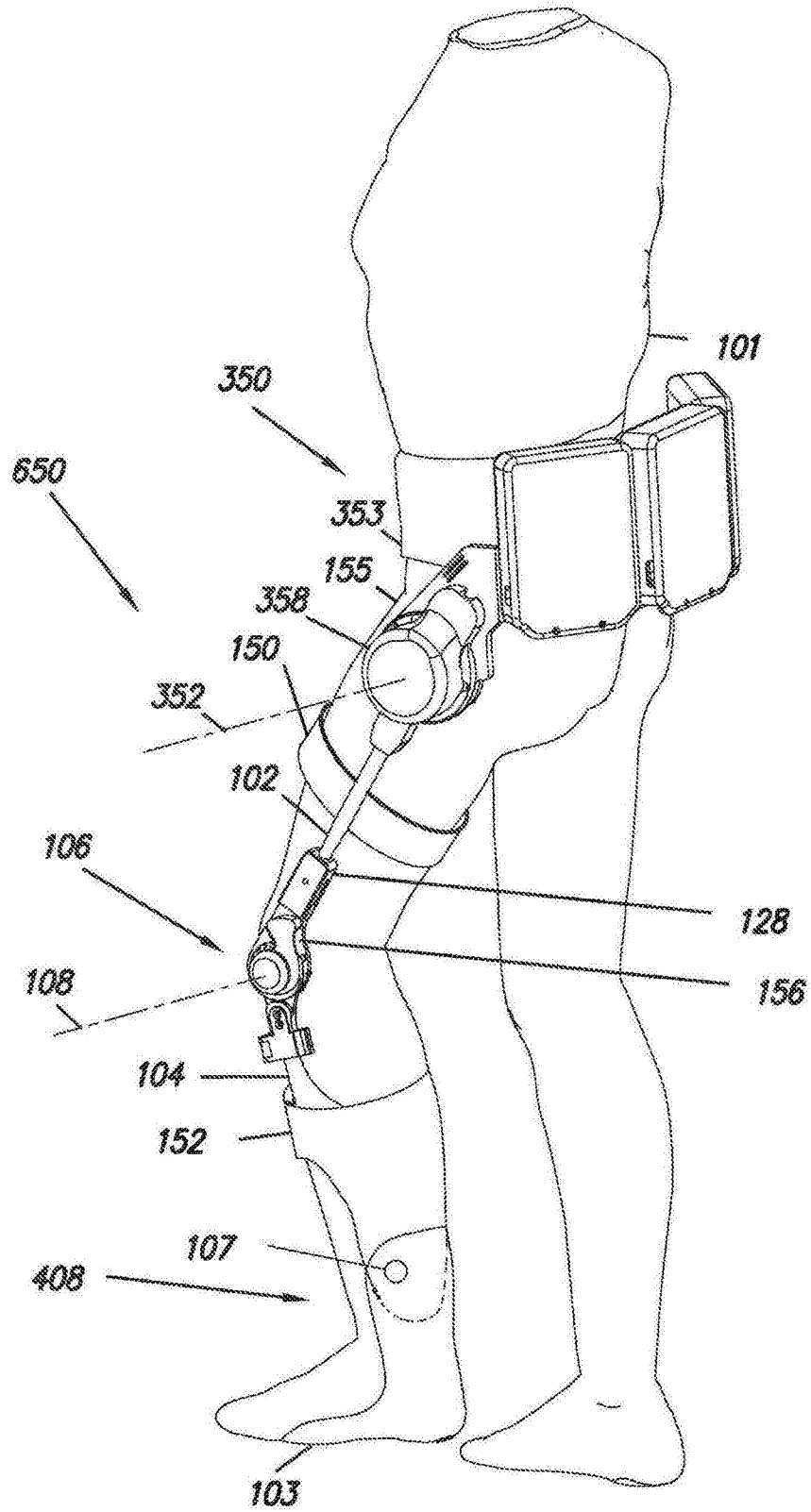


图25

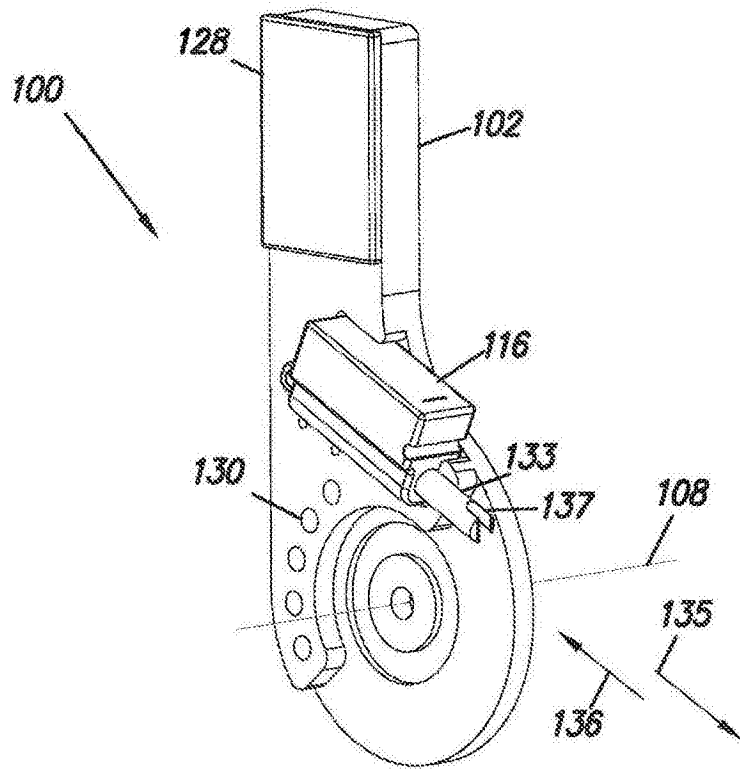


图26

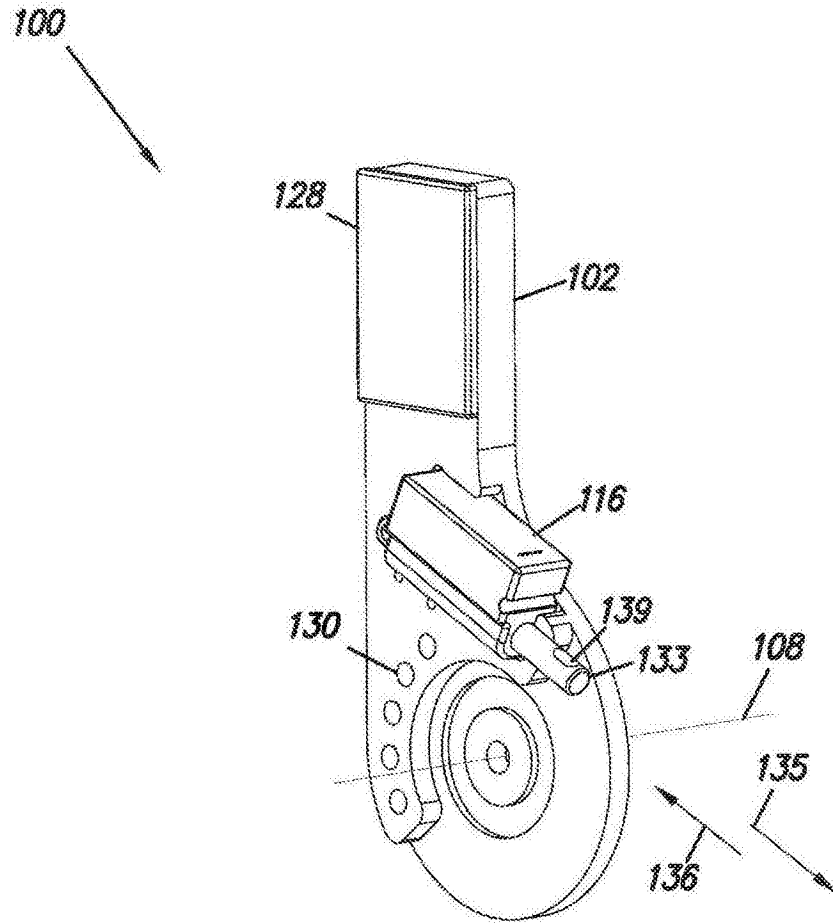


图27

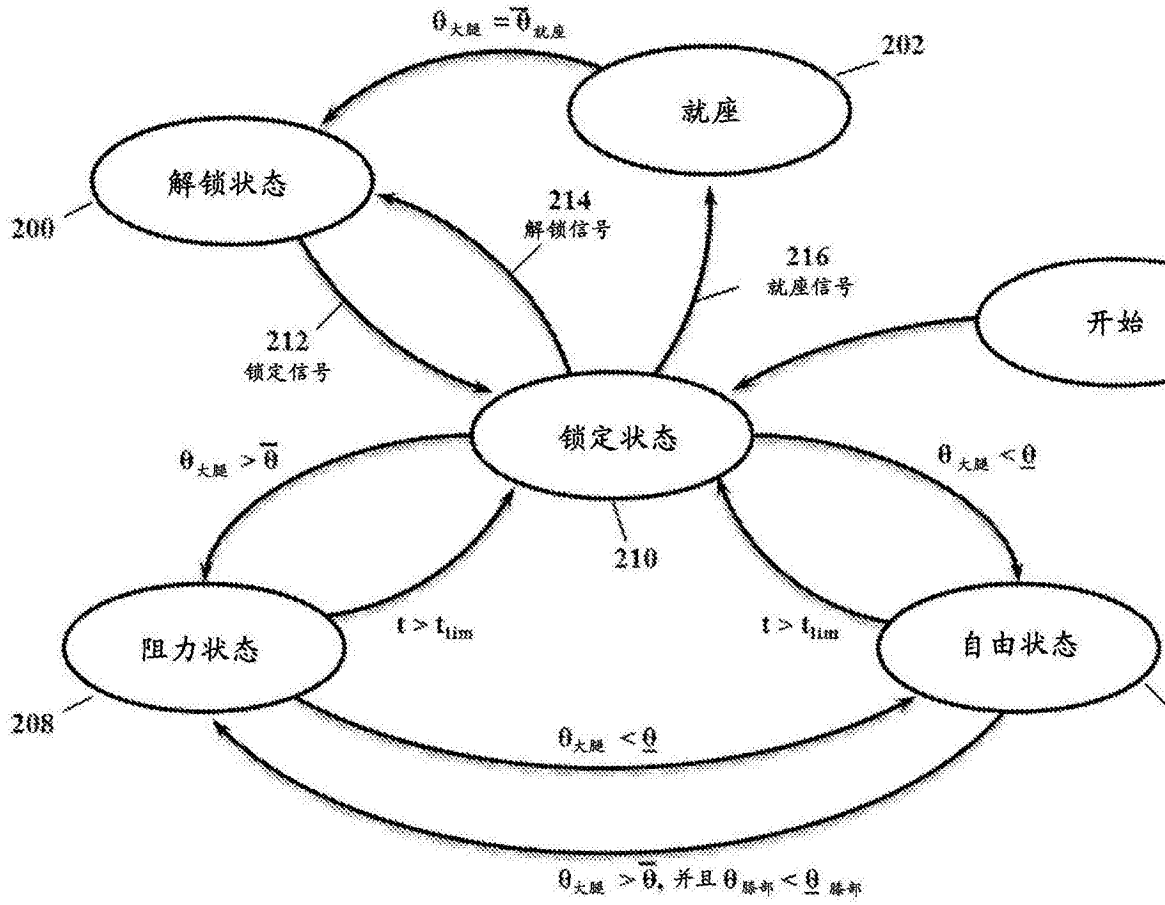


图28