



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109890327 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201780063500.1

(22)申请日 2017.08.23

(30)优先权数据

62/378,471 2016.08.23 US

62/378,555 2016.08.23 US

62/431,779 2016.12.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.04.15

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/048227 2017.08.23

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/039355 EN 2018.03.01

(71)申请人 地震控股股份有限公司

地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 M·J·克罗米 K·G·惠特斯彭

M·格兰特 N·I·克恩鲍姆

R·马奥尼

M·L·泰森-弗雷德里克

L·C·菲尔丁 V·里格斯

E·沙霍伊安 M·E·霍格

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 朱海涛

(51)Int.Cl.

A61F 2/60(2006.01)

A61H 1/02(2006.01)

A61H 3/00(2006.01)

A61F 2/68(2006.01)

A61F 2/70(2006.01)

A61F 5/01(2006.01)

A61H 1/00(2006.01)

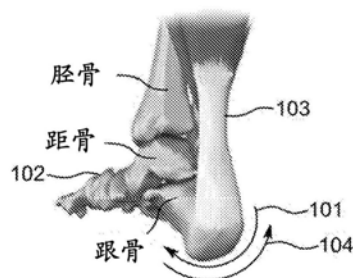
权利要求书6页 说明书23页 附图28页

(54)发明名称

用于便携式动力拉伸机械护甲的系统和方
法

(57)摘要

本文描述了根据各种实施例的便携式动力拉伸机械护甲(PPSE)系统和方法。PPSE可以用于促进拉伸例程以用于运动、康复或用于治疗目的,例如,维持用于DMD患者的活动性。PPSE是舒适的,较易于穿脱的,并且以某种形式使得PPSE可以在穿戴者的正常活动期间被穿戴。PPSE可以是自供电的,并且自动地执行或者辅助特定的拉伸例程。PPSE可以针对一个或多个特定的拉伸被优化,无论是用于运动表现、用于医疗目的还是用于手术或受伤后的康复。



1. 一种用于供人体关节使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统, 所述PPSE系统包括:

支撑板, 其具有内侧、外侧和侧向附接点;

载荷分配的柔性抓握元件 (Flexgrip), 其被配置成包掩所述人体的与所述关节相邻的部分;

第一、第二和第三柔性线性致动器 (FLA), 其中的每个柔性线性致动器都耦合到所述支撑板和所述柔性抓握元件;

至少一个肌肉活动检测传感器;

至少一个压力传感器, 其耦合到所述板; 以及

控制电路, 所述控制电路电耦合到所述第一、第二和第三柔性线性致动器、所述至少一个肌肉活动检测传感器以及所述至少一个压力传感器, 所述控制电路操作成执行控制方案以拉伸所述关节, 其中, 所述控制方案选择性地激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器以将一个或多个拉伸力施加到所述关节。

2. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述控制方案是用于所述关节的位置和时间控制拉伸方案, 其中, 所述拉伸方案包括一系列拉伸段, 所述一系列拉伸段中的每个之后都是固定时间段的保持位置。

3. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述拉伸方案包括:

第一拉伸段, 其将所述关节拉到第一拉伸位置;

第一保持期, 其在第一时间段上将所述关节保持在所述第一拉伸位置中;

第二拉伸段, 其将所述关节拉到第二拉伸位置; 以及

第二保持期, 其在第二时间段上将所述关节保持在所述第二拉伸位置中。

4. 根据权利要求3所述的系统, 其中, 所述拉伸方案还包括释放段, 所述释放段从所述第二拉伸位置释放所述关节。

5. 根据权利要求3所述的系统, 其中, 所述柔性线性致动器用于将所述关节放置在所述第一拉伸位置和第二拉伸位置中, 并且其中, 在每个柔性线性致动器中激活离合器以将所述关节保持在所述第一拉伸位置和第二拉伸位置中。

6. 根据权利要求1所述的系统, 其中, 所述控制方案是粘弹性控制的拉伸方案。

7. 根据权利要求6所述的系统, 其中, 所述粘弹性控制的拉伸方案包括:

第一拉伸段, 其将所述关节拉到由所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个产生的拉伸力或由所述关节的测量位置限定的第一拉伸位置;

第一保持期, 其将所述关节保持在所述第一拉伸位置中, 直到测量的力下降到第一阈值为止;

第二拉伸段, 其响应于所述测量的力下降到所述第一阈值以下而将所述关节拉到第二拉伸位置, 其中, 所述第二拉伸位置由所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个产生的拉伸力或由所述关节的测量位置限定;

第二保持期, 其将所述关节保持在所述第二拉伸位置中, 直到所述测量的力下降到第二阈值为止; 以及

释放段, 其响应于所述测量的力下降到所述第二阈值以下而从所述第二拉伸位置释放所述关节。

8. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制方案是主动拉伸方案,其中,所述用户被提供有激活他或她的肌肉的指令。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中,所述关节是足部,其中,在所述主动拉伸方案期间,所述控制电路操作成:

发出待由用户接收的第一背屈拉伸命令;

监测所述用户的足部的自主背屈的动作;并且

激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个以匹配所监测的用户的自主背屈动作并且与所述用户的自主背屈共同来平衡足部旋转和足踝外翻。

10. 根据权利要求9所述的系统,其中,所述控制电路操作成:

检测到所述用户的足部的自主背屈已经到达第一拉伸位置;并且

进一步激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个以施加增大的力来将足部维持在所述第一拉伸位置中。

11. 根据权利要求10所述的系统,其中,所述控制电路操作成:

检测到在已经到达所述第一拉伸位置之后所述用户正在使足部运动;并且

激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个以匹配所监测的用户的自主背屈动作并且与到达第二拉伸位置的所述用户的足部的自主背屈共同来平衡足部旋转和足踝外翻;

检测到所述用户的足部的自主背屈已经到达所述第一拉伸位置;并且

进一步激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个以施加增大的力来将足部维持在所述第二拉伸位置中。

12. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述控制电路操作成执行辅助拉伸方案,所述辅助拉伸方案响应于由所述至少一个肌肉活动检测传感器检测到的肌肉活动选择性地激活所述第一、第二和第三柔性线性致动器,以便当所述控制电路经由所述至少一个肌肉活动检测传感器和所述至少一个压力传感器处理用户激活的关节运动时,所述控制电路进一步操作成辅助所述用户执行他/她自己的背屈或外翻拉伸。

13. 根据权利要求1所述的系统,还包括至少一个测角器,其中,所述控制电路监测所述至少一个测角器以测量所述关节的动作范围和拉伸量。

14. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述至少一个肌肉活动检测传感器包括至少一个肌电图 (EMG) 传感器。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中,所述至少一个EMG传感器操作成检测腓肠肌、比目鱼肌和胫骨肌中的至少一个中的肌肉活动。

16. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述关节是足部,并且所述部分是小腿,其中,所述第一柔性线性致动器被耦合到所述柔性抓握元件的外侧小腿附接点和内侧附接点,并且其中,所述第二柔性线性致动器被耦合到所述柔性抓握元件的内侧小腿附接点和外侧附接点。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述内侧附接点和外侧附接点被定位成与所述关节的第五跖骨的头部相邻。

18. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一柔性线性致动器和所述第二柔性线性致动器横过所述腿部的前部。

19. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第一柔性线性致动器和第二柔性线性致动器的激活将所述关节向上拉入背屈拉伸中。

20. 根据权利要求19所述的系统,其中,所述背屈拉伸包括围绕足踝的旋转。

21. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述背屈拉伸包括向足跟施加力。

22. 根据权利要求16所述的系统,其中,所述第三柔性线性致动器被耦合到所述柔性抓握元件的内侧附接点和所述外侧附接点。

23. 根据权利要求22所述的系统,其中,所述第三柔性线性致动器的激活拉动足部的外侧以执行外翻拉伸。

24. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板响应于由所述第一、第二和第三柔性线性致动器中的至少一个产生的力而横过所述关节的跖面分配力。

25. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

第二柔性抓握元件,其被配置成包掩所述关节的下足踝部分;和

支柱,其被耦合到所述支撑板,其中,所述支柱与所述第二柔性抓握元件结合将所述支撑板固定到所述关节。

26. 根据权利要求1所述的系统,还包括基础层。

27. 根据权利要求26所述的系统,其中,所述基础层是袜子。

28. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述关节是足部,并且其中,所述支撑板包括:

第一组轮廓块,其支撑足踝的脚背和前部;

第二组轮廓块,其支撑足部的跖面;

第三组轮廓块,其支撑足跟;和

张紧线缆,所述张紧线缆被耦合到所述第一、第二和第三组轮廓块中的每个轮廓块,

其中,当所述支撑板处于释放状态中时,所述张紧线缆是松弛的,并且其中,当所述支撑板处于张紧状态中时,所述张紧线缆被张紧。

29. 根据权利要求28所述的系统,其中,当所述张紧线缆被张紧时,所述第一组轮廓块向足踝的前部施加力,所述第二组轮廓块向足部的跖骨-趾骨关节施加力,并且所述第三组轮廓块向足跟的后部分施加力。

30. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板包括:

带,其被配置成待缠绕在足部上;

第一滑轮,其被耦合到所述带;

第一组轮廓块,其支撑所述关节的跖面;

第二滑轮,其被耦合到所述第一组轮廓块的端部;

第二组轮廓块,其支撑所述关节的第二部分;以及

张紧线缆,其被耦合到所述第一组轮廓块和第二组轮廓块并且被耦合到所述第一滑轮和第二滑轮,

其中,当所述支撑板处于释放状态中时,所述张紧线缆是松弛的,并且其中,当所述支撑板处于张紧状态中时,所述张紧线缆被张紧,这使得所述带能够向足踝的前部施加力,所述第一组轮廓块能够向跖骨-趾骨关节施加力,并且所述第二组轮廓块能够向足跟施加力,所述力的组合力产生围绕足踝的扭矩以使足部在背屈中旋转。

31. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板包括第一组轮廓块,当所述支撑板处

于张紧状态中时,所述第一组轮廓块选择性地施加力到足部的一部分。

32. 根据权利要求31所述的系统,其中,所述第一组轮廓块的至少一部分被布置在半刚性的块链中。

33. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述半刚性的块链被构造成仅沿着一个曲线轮廓弯曲。

34. 根据权利要求33所述的系统,其中,所述半刚性的块链包括多个块构件,所述多个块构件通过沿着所述半刚性的块链的第一表面的空隙而分离。

35. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述半刚性的块链被构造成沿着两个曲线轮廓弯曲,其中,所述两个曲线轮廓处于正交方向上。

36. 根据权利要求35所述的系统,其中,所述半刚性的块链包括:

第一多个块构件,其通过沿着所述半刚性的块链的第一表面的空隙而分离;和

第二多个块构件,其通过沿着所述半刚性的块链的第二表面的空隙而分离,所述第二表面不是所述第一表面。

37. 根据权利要求32所述的系统,其中,所述半刚性的块链被构造成沿着三个曲线轮廓弯曲。

38. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板具有纵向轴线和横向轴线,并且其中,所述支撑板呈现出围绕所述纵向轴线的扭转挠性。

39. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述支撑板沿着所述纵向轴线比其沿着所述横向轴线的刚性更大。

40. 根据权利要求39所述的系统,其中,刚性较大的纵向轴线为所述跖面提供支撑以促进背屈足踝拉伸。

41. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述扭转挠性促进外翻拉伸。

42. 根据权利要求38所述的系统,其中,所述扭转挠性使得能实现横过足部的载荷平衡。

43. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板包括:

足跟带;

柔性线性致动器锚固带,其具有第一柔性线性致动器附接构件和第二柔性线性致动器附接构件;以及

线缆,所述线缆被耦合到所述第一柔性线性致动器附接构件和第二柔性线性致动器附接构件并且被耦合到足跟带,使得所述线缆环绕足跟带并且在所述支撑板下方交叉。

44. 根据权利要求43所述的系统,其中,所述第一柔性线性致动器被耦合到所述第一柔性线性致动器附接构件,并且所述第二柔性线性致动器被耦合到所述第二柔性线性致动器附接构件。

45. 根据权利要求44所述的系统,其中,所述第一柔性线性致动器和所述第二柔性线性致动器两者的激活执行背屈足踝拉伸。

46. 根据权利要求44所述的系统,其中,仅所述第一柔性线性致动器的激活执行外翻拉伸,并且其中,仅所述第二柔性线性致动器的激活执行腓侧拉伸。

47. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述支撑板包括:

线缆,所述线缆操作成处于松弛或收紧状态中;

平面界面板；

多个轮廓块，每个轮廓块都被耦合到所述线缆；以及

电层压离合器，其操作成处于接合或非接合状态中，

其中，当所述线缆处于所述松弛状态中并且所述电层压离合器处于非接合状态中时，所述多个轮廓块是较松散的，并且

其中，当所述线缆处于所述张紧状态中并且所述电层压离合器处于所述接合状态中时，所述多个轮廓块被耦合在一起并且向所述平面界面板施加压力。

48. 根据权利要求47所述的系统，其中，当所述线缆处于所述松弛状态中并且所述电层压离合器处于所述接合状态中时，所述多个轮廓块保持耦合在一起并且向所述平面界面板施加压力。

49. 一种在用于供人类足部使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统中实施的方法，所述方法包括：

实施第一编程，其中，由人在上面已经穿戴有所述PPSE的用户足部上执行手动拉伸例程，所述实施包括在执行所述手动拉伸例程期间记录传感器数据；以及

基于所记录的传感器数据生成第二编程，其中，所述第二编程控制所述PPSE的操作以执行模仿所述手动拉伸例程的自动拉伸例程。

50. 根据权利要求49所述的方法，其中，所记录的传感器数据包括压力传感器数据和测角器数据。

51. 根据权利要求50所述的方法，其中，所记录的传感器数据包括肌电图 (EMG) 传感器数据。

52. 根据权利要求49所述的方法，还包括：

基于所记录的数据确定在所述手动拉伸例程期间所施加的力；以及

在执行自动拉伸例程期间再现在所述手动拉伸例程期间所确定的施加的力。

53. 根据权利要求49所述的方法，还包括在执行所述自动拉伸程序期间记录所述传感器数据。

54. 根据权利要求53所述的方法，还包括将在执行所述自动拉伸例程期间记录的所述传感器数据传送到远程服务器。

55. 根据权利要求49所述的方法，还包括更新所述第二编程，所述第二编程促使所述PPSE执行调节的自动拉伸例程。

56. 一种用于供人类足部使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统，所述系统包括：

基础层，所述基础层包括足踝区域和小腿区域；

固定到所述小腿区域的第一载荷分配构件；

固定到足踝区域的第二载荷分配构件；

足板，所述足板被构造成与足部的平面表面相连接并且耦合到所述第二载荷分配构件，所述足板包括第一附接点和第二附接点；

第一柔性线性致动器 (FLA)，其被耦合到所述第一载荷分配构件和所述第一附接点；

第二柔性线性致动器，其被耦合到所述第一载荷分配构件和所述第二附接点；

多个传感器；以及

控制电路，所述控制电路电耦合到所述第一柔性线性致动器和所述第二柔性线性致动

器以及所述多个传感器,所述控制电路操作成控制所述第一柔性线性致动器和所述第二柔性线性致动器的操作以将拉伸例程施加到足部。

57. 根据权利要求56所述的系统,其中,所述控制电路操作成指导所述第一柔性线性致动器和第二柔性线性致动器增大所述足板与所述第一载荷分配构件之间的张力,其中,所述足板与所述第一载荷分配构件之间的所述张力的增大促使足部围绕足踝在背屈中枢转。

58. 根据权利要求57所述的系统,其中,所述第二载荷分配构件与所述足板之间的所述耦合使得足部能够围绕足踝在背屈中枢转。

59. 根据权利要求58所述的系统,还包括线缆,所述线缆被耦合到所述第一附接点和所述第二附接点以及所述第二分配构件。

60. 根据权利要求56所述的系统,其中,所述足板包括至少一个能调节的带,所述至少一个能调节的带被构造成将所述足板固定到足部,其中,所述第一附接点和第二附接点被包括在所述至少一个能调节的带上。

61. 根据权利要求56所述的系统,其中,所述足板还包括第三附接点,所述系统还包括:
第三柔性线性致动器,其被耦合到所述第一载荷分配构件和所述第三附接点;并且
其中,所述控制电路操作成指导所述第三柔性线性致动器增大在所述足板的所述第三附接点与所述第一载荷分配构件之间的张力,以促使足部经受外翻拉伸。

用于便携式动力拉伸机械护甲的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请要求享有于2016年8月23日提交的美国临时专利申请No.62/378,471、2016年8月23日提交的美国临时专利申请No.62/378,555和2016年12月8日提交的美国临时专利申请No.62/431,779的优先权,所述申请的全部公开内容通过参考包含于此。

背景技术

[0003] 拉伸活动已经被证明有益于活动性、运动表现、康复和总体健康。拉伸最常见被执行行为为一系列练习,其经常被纳入练习或康复例程中;或者被执行为诸如瑜伽的自身活动。

[0004] 由于待拉伸的组织的粘弹性质,对于单次拉伸所推荐的持续时间经常是在从30秒至几分钟的范围内。当拉伸例程涉及多次拉伸或重复时,拉伸会变得非常耗时且乏味,导致对给定例程有较低顺应性。在医疗、运动或康复环境中,不遵守可能是尤其有问题的,其中规定的拉伸对于避免伤害、实现恢复或减轻疾病进展的效果会是关键的。对于患有Duchenne型肌营养不良症(DMD)的患者而言,由于疾病的进展性质和相关联的挛缩,拉伸对于保持关节活动性以用于尽可能多的功能是重要的。目前,基于治疗师和护理人员的感受,沟通、规定和重复用于延长拉伸方案的处方。该方法的主观性质导致了横过拉伸阶段、患者和拉伸提供者之间的可变性。

[0005] 矫形器通常可用于促进拉伸。诸如来自Ultraflex Systems(波茨敦,宾夕法尼亚州)和Cascade Dafo(芬代尔,华盛顿州)的那些的踝足矫形器(AFO)通常被规定用于DMD患者以促进踝关节拉伸。AFO可以利用弹性或弹簧加载的箍筋以在前足上向上拉来辅助踝关节的背屈拉伸。因为这些AFO利用被动弹性部件,所以这些AFO必须被手动地接合或脱离以施加拉伸力,使得特定拉伸的重复变得麻烦。另外地,AFO的刚性元件使得装置笨重,这会阻碍患者使用并且导致减少的拉伸方案顺应性。某些用户将无法较好地容忍夜间穿戴的AFO,并且用户经常移除AFO。有些人抱怨在晚上穿戴AFO的同时不能走到浴室。目前没有关于它们使用多久或使用频率的文档。引起踝关节背屈的足趾带或箍筋典型地具有弹性段以允许足释放和重置到拉伸中。目前没有关于将足压靠在弹性部分上的频率或有多久的文档。

[0006] 用于拉伸辅助的动力装置是已知的,例如,由Rehabtek LLC(威尔梅特,伊利诺伊州)开发的Intellistretch。这些系统典型地包括较大的固定框架、计算机和设备。这些装置的尺寸典型地要求它们保持在一个位置中并且要求穿戴者转移进出系统,以便使用该系统。在某些情况下,患者会被要求前往提供这种系统的临床环境。

[0007] 由于受伤、手术或退行性变化,关节的被动动作范围(ROM)经常减小。拉伸锻炼方案经常规定用于恢复ROM,有时与治疗相结合。如上所述,拉伸方案可以是乏味的,并且顺应性经常是较差的。在继发于手术的ROM减小的情况下,通常规定了连续被动动作(CPM)机器。CPM机器典型地为较大,利用壁式电源,并且通常表示在睡觉或执行任何其它活动的同时不穿戴。CPM机器也典型地通过指定的动作范围操作,而不具有感测关节的实际ROM或正取得的进展的任何能力。改进的系统将是便携式的,具有整体电池或电源,将能够在睡觉或执行其它活动的同时被穿戴,并且能够感测和测量关节的动作或运动学范围以适当地拉伸关节

和按规定增大ROM。

发明内容

[0008] 本文描述了根据各种实施例的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统和方法。PPSE 可以用于促进拉伸例程以用于运动、康复或用于治疗目的,例如,维持用于DMD患者的活动性。PPSE是舒适的,易于穿脱的,并且以某种形式使得PPSE可以在穿戴者的正常活动期间被穿戴。PPSE可以由电池供电,并且自动地执行或者辅助特定的拉伸例程。PPSE可以针对一个或多个特定的拉伸被优化,无论是用于运动表现、用于医疗目的还是用于手术或受伤后的康复。一个示例包括足踝背屈和外翻拉伸,其通常为DMD患者开处方。

[0009] PPSE可以通过测量和记录由治疗师对患者执行的拉伸的生物力学和拉伸方案的参数来“学习”由治疗师对个体规定的拉伸。PPSE可以横过拉伸阶段重现拉伸生物力学。PPSE可以借助中央数据库传达拉伸生物力学和拉伸方案的参数。PPSE可以使用存储的数据来建议在编程步骤期间的拉伸方案,并且使用户和治疗师能够访问数据库来探索用于类似用户的成功治疗方案。PPSE可以用于定量地记录和共享治疗中的创新以指导个体治疗,捕获规定治疗中的创新,输出措施以评估药物、基因或手动疗法治疗的影响,以及记录关节健康中的改进以指导执业医师和通知保险报销。

[0010] 在一个实施例中,提供了一种用于供人体关节使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统。PPSE系统可以包括具有内侧、外侧和侧向附接点的支撑板、载荷分配的柔性抓握元件 (Flexgrip)、第一、第二和第三柔性线性致动器 (FLA),所述载荷分配的柔性抓握元件被配置成包掩 (enshroud) 人体的与关节相邻的部分,所述第一、第二和第三柔性线性致动器 (FLA) 中的每个都耦合到所述支撑板和所述Flexgrip。该系统可以包括至少一个肌肉活动检测传感器、耦合到所述板的至少一个压力传感器以及控制电路,所述控制电路电耦合到所述第一、第二和第三FLA、所述至少一个肌肉活动检测传感器以及所述至少一个压力传感器,所述控制电路操作成执行控制方案以拉伸关节,其中,所述控制方案选择性地激活所述第一、第二和第三FLA以将一个或多个拉伸力施加到关节。

[0011] 在另一个实施例中,提供了一种在用于供人类足部使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统中实现的方法。所述方法包括:实施第一编程,其中,有人在上面已经穿戴有所述PPSE的用户足部上执行手动拉伸例程,所述实施包括在执行手动拉伸例程期间记录传感器数据;以及,基于所述记录的传感器数据生成第二编程,其中,所述第二编程控制所述PPSE的操作以执行模仿所述手动拉伸例程的自动拉伸例程。

[0012] 在又一个实施例中,提供了一种用于供人类足部使用的便携式动力拉伸机械护甲 (PPSE) 系统。所述系统可以包括:基础层,所述基础层包括足踝区域和小腿区域;固定到所述小腿区域的第一载荷分配构件;固定到所述足踝区域的第二载荷分配构件;足板,所述足板被构造成与足部的平面表面相连接并且耦合到所述第二载荷分配构件,所述足板包括第一附接点和第二附接点。所述系统可以包括:耦合到所述第一载荷分配构件和所述第一附接点的第一柔性线性致动器 (FLA) 以及耦合到所述第一载荷分配构件和所述第二附接点的第二FLA;多个传感器;以及控制电路,所述控制电路电耦合到所述第一FLA和所述第二FLA和所述多个传感器,所述控制电路操作成控制所述第一FLA和所述第二FLA的操作以将拉伸例程施加到足部。

附图说明

[0013] 当结合以下附图考虑时,参考以下对所公开的主旨的详细描述,可以更全面地理解所公开的主旨的各种目的、特征和优点,其中相同的附图标记表示相同的元件。

[0014] 图1A至图1C示出与在PPSE的描述中使用的足部的运动学和运动相关的术语。

[0015] 图2A至图2F示出根据本公开的一些实施例的用于辅助足踝拉伸的PPSE的概念。

[0016] 图3A至图3C示出根据本公开的一些实施例的足踝拉伸PPSE的致动控制的元素。

[0017] 图4A至图4C示出根据本公开的一些实施例的轮廓块(contour block)的系统,所述轮廓块可以当被致动时形成期望的型面(profile)并且当未被致动时松弛以允许有灵活性。

[0018] 图5A至图5J示出根据本公开的一些实施例的用于在足踝拉伸PPSE中使用的线缆支撑的足板的概念。

[0019] 图6A至图6B示出根据本公开的一些实施例的具有轮廓块和电层压离合器的足板。

[0020] 图7提供根据本公开的一些实施例的PPSE的示例性使用模型的流程图。

[0021] 图8示出根据本公开的一些实施例的“学习”拉伸的PPSE。

[0022] 图9A至图9H示出根据本公开的一些实施例的、用于将牵引力施加到踝关节以促进足踝拉伸的箍带。

[0023] 图10A至图10C示出根据本公开的一些实施例的压力传感器阵列,所述压力传感器阵列被集成到半刚性组件中以感测足部上的载荷的分布来控制拉伸生物力学。

[0024] 图11A至图11F示出用于轮廓块的设计参数,所述轮廓块是根据本公开的一些实施例的线缆致动的3D结构。

[0025] 图12A至图12D示出根据本公开的一些实施例的、用于快速原型设计和拟合PPSE的完全且快速的可配置系统。

[0026] 图13A至图13B描述在PPSE的编程和使用期间通过PPSE测量、计算或输入的数据以及根据本公开的一些实施例的这些数据的使用。

[0027] 图14示出根据各种实施例的PPSE和被配置成与PPSE通信的系统。

[0028] 图15示出用于根据各种实施例的PPSE的控制方案的示意图。

具体实施方式

[0029] 在以下描述中,阐述了关于所公开的主旨的系统、方法和介质以及这些系统、方法和介质可以在其中操作的环境等的许多具体细节,以便提供对所公开的主旨的透彻理解。然而,对于本领域的技术人员将显而易见的是,可以在没有这些具体细节的情况下实践所公开的主旨,并且没有详细地描述在本领域中公知的一些特征以避免所公开的主旨的复杂化。另外,将应当理解,下面提供的示例是示例性的,并且预料到在所公开的主旨的范围内的其它系统、方法和介质。

[0030] PPSE可以典型地包括辅助机械护甲的元件,如在____提交的题为“Systems and Methods for Assistive Exosuit System”的美国专利申请No.____中所描述的,其公开内容通过引用结合于此。PPSE典型地包括一个或多个柔性线性致动器(FLA)。FLA是动力致动器,其能够在给定的行程长度上在两个附接点之间产生收缩力。FLA是柔性的,使得其可以遵循例如围绕身体表面的轮廓,并且因此在附接点处的力不一定对准。在某些实施例中,一

个或多个FLA包括一个或多个绞合线致动器或Flexdrive,如在美国专利9,266,233中进一步详细地描述的,其公开内容通过引用结合于此。在下面的描述中,FLA指的是柔性线性致动器,其当被致动时施加收缩力,收缩或缩短。FLA可以与机械离合器共同使用,所述机械离合器将由FLA产生的张力锁定在适当的位置中,使得FLA马达不必消耗功率来维持期望的张力。下面讨论这种机械离合器的示例。FLA也可以与电层压离合器结合使用,所述电层压离合器在美国专利9,266,233中描述。电层压离合器(例如,被配置成使用静电吸引以在离合元件之间产生可控力的离合器)可以通过锁定张力而不需要FLA维持相同的力来提供动力节省。

[0031] 在某些实施例中,PPSE可以适于既是舒适的又是不引人注目的,以及可舒适地且高效地将载荷从一个或多个FLA传递到穿戴者的身体,以便提供期望的帮助。PPSE可以包括一个或多个不同的材料类型以实现这些目的。弹性材料可以提供顺应性以符合穿戴者的身体并且允许用于运动范围。最内层典型地适于抓握穿戴者的皮肤、内衣或衣服,使得PPSE随着施加拉伸载荷而没有滑移。基本不可伸展的材料优选地用于从和向穿戴者的身体传递载荷。这些材料可以在一个轴上是基本不可伸展的,而在其它轴上是柔性的或可伸展的,使得载荷传递是沿着优选的路径。可以优化载荷传递路径以横过穿戴者的身体的区域分配载荷来最小化由穿戴者感受到的力,同时以最小的损失提供高效的载荷传递并且没有导致PPSE滑移。总体上,该载荷传递配置可以被称为Flexgrip。在题为“Flexgrip”的国际申请PCT/US16/19565中描述了进一步的细节和实施例,其公开内容通过引用并入本文。Flexgrip指的是横过穿戴者的身体的区域分配载荷的元件并且有时可以被称为载荷分配构件。

[0032] 足部运动学

[0033] 图1A至图1C示出与在PPSE的描述中使用的足部的运动学和运动相关的术语。图1A至图1C中所示的足部是用于说明目的的右脚。熟悉本领域的人员也应理解,该PPSE的其它实例对于身体的所有关节都是可能的,并且PPSE可以根据每个关节的独特生物力学来定制,并且足部的这种描述是示例性的。

[0034] 图1A:内翻和外翻

[0035] 图1A示出足部的内翻和外翻。内翻指的是足部(102)围绕足踝(103)或足跟的向内旋转(101)。外翻指的是足部(102)围绕足踝(103)或足跟的向外旋转(104)。围绕足踝的内翻和外翻在本文中可以被称为足踝外翻和足踝内翻。

[0036] 图1B:中足旋转、旋前和旋后

[0037] 图1B示出中足(105)的旋转。旋前指的是中足(105)的向内旋转(106),其典型地与使弓部(107)变平相对应。旋后指的是中足(105)的向外旋转(108),其典型地与使弓部(107)升高相对应。

[0038] 图1C:背屈

[0039] 图1C示出足部的背屈。背屈指的是足部(102)朝向胫骨(109)或小腿内侧的长骨的向上或背侧运动。背屈包括足部围绕足踝(103)的旋转(110),以及由于在胫骨(109)内的旋转中心(112)的位置而引起的足部(102)相对于足踝(103)的前侧或向前平移(111)。向前平移(111)可以表示阿喀琉斯腱(achillies tendon)的拉伸。因而,在足部围绕足踝(103)旋转时,背屈旋转可以拉伸阿喀琉斯腱。足部拉伸PPSE概念

[0040] 图2A至图2F示出根据本公开的一些实施例的、用于辅助包括背屈和外翻在内的足

踝/足部拉伸的PPSE的概念。示出了足踝拉伸PPSE概念的三个“层”：动力层，传感器和控件层，以及基础层。虽然这些层以单独的图像示出，但是它们形成集成系统。

[0041] 图2A至图2B：动力层，足踝PPSE

[0042] 图2A示出足踝拉伸PPSE的外侧视图或外部视图。图2B示出足踝拉伸PPSE的内侧视图或中间视图。动力层包括三个FLA。第一FLA (201) 在第一端部处可操作地耦合到小腿上段的外侧上的Flexgrip (202)，并且在另一个端部处可操作地耦合到在足部 (203) 内侧处靠近第一跖骨的头部的足板 (206)。第二FLA (204) 在第一端部处可操作地耦合到小腿上段的内侧上的Flexgrip (202)，并且在另一个端部处可操作地耦合到在足部 (205) 外侧处靠近第五跖骨的头部的足板 (206)。当被一起致动时，第一FLA (201) 和第二FLA (204) 将足部向上拉入背屈拉伸中。第一FLA和第二FLA在腿部前面交叉 (207)，当被致动时提供稳定性。这些驱动器的差动致动允许控制和平衡施加到足部的力，使得拉伸被安全地并且如预期那样施加。

[0043] 第三FLA (208) 在第一端部处可操作地耦合到小腿上段处的Flexgrip (202) 的内侧，并且在相对的端部处可操作地耦合到在中足 (209) 的外侧处的足板 (206)。致动第三FLA (208) 拉动足部的外部以执行外翻拉伸。围绕小腿上段的Flexgrip (202) 支撑FLA (201, 204, 208) 的载荷，将FLA产生的力均匀地分配在小腿周围，而同时Flexgrip抵抗沿着腿部向下滑动。

[0044] 足板 (206) 将由FLA产生的力分配在足部的跖面周围。足板的硬度或刚度将这些载荷横过足部分配，既用于舒适，又确保力产生背屈扭矩，所述背屈扭矩拉伸足踝，而不是拉伸足部的跖腱膜。也就是说，足板 (206) 可以支撑足弓，并且是足够坚硬的，以便当背屈或外翻拉伸施加到足部时它不拉伸跖腱膜。支柱 (214) 将足板 (206) 连接到下部足踝处的Flexgrip (215)，使得足板被牢固地耦合到足部。当PPSE使足部经受背屈拉伸时，足板 (206) 和Flexgrip (215) 之间的耦合可以确保将足踝向前拉向足部的前部(在脚趾的方向上)。能够有助于将脚背或在跟骨(calcanus bone)上方的区域固定到足板 (206) 的许多其它机构，并且在下面更详细地讨论。

[0045] 应当理解，可以将额外的FLA添加到图2A至图2D的PPSE。例如，可以添加一个或多个FLA以提供中足旋前和/或旋后。作为另一个示例，额外的FLA可以与FLA 201、FLA 204或FLA 208中的一个或多个平行地放置，以提供额外的力张紧来执行期望的拉伸(例如，背屈(dorsiflexion)或外翻)。

[0046] 图2C至图2D：传感器和控件层，足踝PPSE

[0047] 图2C至图2D示出用于执行足踝拉伸的PPSE的传感器和控件层的元件。肌电图(EMG)传感器 (210) 检测腓肠肌、比目鱼肌和胫骨肌中的肌肉活动。压力传感器 (211) 被分配在足部下方以检测由FLA施加到足部的压力分布。压力传感器可以包括在足部的内侧和外侧上的多对力感测电阻器(FSR)，以感测在拉伸期间施加的力的平衡。集成在FLA中的力传感器 (212) 检测由FLA产生的力。测角器 (213) 检测踝关节的动作。总的来说，这些传感器实现FLA的受控制的致动以安全地施加期望的拉伸。

[0048] 在一个示例中，第一FLA (201) 和第二FLA (204) 被同时地致动以执行背屈拉伸。基于规定的拉伸，FLA施加与由集成在第一FLA和第二FLA中的力传感器 (212) 测量到的力的总和相对应的指定的总力。控制硬件监测足底上的压力传感器 (211) 以确保由FLA施加的力被适当地平衡，根据需要调节每个FLA。测角器 (213) 的输出被监测以测量实际的动作范围和

实现的拉伸的量。在另一个示例中,穿戴者使用自己的肌肉尽他们最大的能力发起背屈或外翻拉伸。EMG传感器(210)检测该活动,并且FLA被致动以支持穿戴者发起的拉伸,维持平衡并且帮助防止疲劳。在又一个示例中,第一FLA(201)、第二FLA(204)和第三FLA(208)被同时地致动以执行背屈和足跟外翻拉伸的组合。控制硬件可以监测压力传感器(211)和测角器(213),以确保以充分的力和足够的动作范围施加拉伸。

[0049] 图2E至图2F:基础层,足踝PPSE

[0050] 图2E至图2F示出足踝拉伸PPSE的基础层的元件。基础层可以包括从足部延伸到小腿上段的袜子(216)。袜子可以被构造成由可透气的弹性材料制成,并且出于舒适而可以是无缝的。在某些实施例中,基础层可以具有摩擦系数,其提供对人体皮肤的相对良好的粘附性。在小腿上段和下部足踝处的Flexgrip(202,215)被附接到袜子并且与基础层成一体,以在拉伸活动期间舒适地且高效地将载荷传递给穿戴者的身体。设置闭合元件(217)以便于穿和脱PPSE。闭合元件可以包括钩环紧固件、按扣、拉链、纽扣或类似物。或者,基础层可以具有足够的弹性顺应性,使得穿戴者可以在没有特定闭合元件的情况下简单地穿上和脱下PPSE。可以基于穿戴者的残疾或手动灵活性来选择闭合元件的性质。例如,具有良好灵活性的穿戴者可以在没有任何闭合元件的情况下穿上和脱下PPSE,而具有有限灵活性的患者会需要具有较大圈状拉头的拉链以独立地穿和脱PPSE。

[0051] 拉伸型面

[0052] 图3A至图3C:用于拉伸的致动控制

[0053] 图3A至图3C示出根据本公开的一些实施例的足踝拉伸PPSE的致动控制的元件。每个控制方案都具有两阶段的拉伸和保持方案,以便最大化在结缔组织中的塑性变形的量,这导致动作范围增大。根据编号的时间段(在所有曲线图中的水平轴线)描述每个控制方案。拉伸和保持作用由FLA致动并且由离合器保持,通过测量时间、致动器力、足反作用力、踝关节位置和肌肉肌电图来实现控制(参见图2)。在编程步骤中预先设定特定的力和关节位置水平(参见图7),如下面的描述中所指示的。PPSE控制足部和足踝的三个生物力学自由度(参见图1和图2),并且为了清楚起见,这里的关节位置代表将被同时控制的所有三个自由度的拉伸。贯穿每个拉伸段,关节位置将不超过在编程时设定的安全阈值位置(307)。

[0054] 图3A:用于位置控制的拉伸的控制方案

[0055] 图3A示出一个控制系统,位置控制的拉伸。竖直轴线(301)是相对的踝关节位置,其中休止位置被指示为起始位置(302)。在患有关节挛缩的用户中,休止位置可以在不同程度上背屈。正方向(303)指示相对的背屈或脚趾向上,并且负方向(304)指示相对的跖屈或脚趾向下。第一拉伸段(320)是由FLA致动的从休止位置(302)至拉伸位置(305)的位置中的缓慢斜坡。拉伸斜坡时间的持续时间可以使得它没有在正被拉伸的人的肌肉中触发拉伸反射。如果期望的话,EMG传感器可以用于监测肌肉以确保还没有发生拉伸反射。负责控制拉伸的控制硬件可以记录张力的斜升的速度,并且根据是否检测到拉伸反射来改变该速度。例如,如果检测到拉伸反射,则控制硬件可以调节斜升时间,使得经过更长的时间段发生力的增大。在编程期间设定拉伸位置1(305)。第二拉伸段(321)是在设定的时间段上的位置拉伸1(305)的保持。用于保持位置(305)的设定的时间段可以是任何合适的时间段。在某些实施例中,设定的时间段可以是足够长以确保足部中的组织的充分拉伸。例如,已经发现,需要至少四分钟或五分钟的时间段来确保足部内的组织已经被充分地拉伸。因而,PPSE的优

点是它能够贯穿整个拉伸持续时间维持必要的拉伸力。相比之下,治疗师或接受拉伸治疗的人不能在其能力上匹配PPSE而无法在延长的时间段上提供恒力。所述保持可以通过FLA中的马达、机械离合装置或电气层压离合装置来致动。第三拉伸段(322)可以是由FLA致动的关节位置中的缓慢斜坡,此时,离合器(如果有的话)被释放。关节位置拉伸2(306)可以在编程期间被设定并且可以大于拉伸2(306)。第四拉伸段(323)是位置拉伸2(306)的保持,并且可以通过机械离合装置或电层压离合装置来致动。保持的持续时间在编程期间被设定,并且持续时间保持可以是任何合适的时间段(例如,20秒至30秒,几分钟,或者五分钟或更久)。第五拉伸段(324)可以是返回到静息姿势(302)的位置的缓慢的斜坡。这可以通过致动器的缓慢反向或受控释放来致动。如果期望的话,释放段324可以是相对快的,这是因为可以实现改变为静息姿势(302)的即时步骤。应当理解,在拉伸例程期间的任何时候,用户可以指示PPSE脱离,使得足部返回到静息姿势(302)。此外,还可以根据期望为用户提供调节力张紧和保持持续时间的机会。

[0056] 图3B:用于粘弹性触发的拉伸的控制方案

[0057] 图3B示出基于借助力传感器测量关节中的应力松弛的拉伸控制系统,并且该拉伸控制系统基于测量的应力松弛确定保持拉伸的时间。该控制方案使得每天的拉伸能够由相同的力确定,所以在当用户的关节变得越紧时的日子里,施加的拉伸距离越小。该控制方案还使得能够将拉伸执行成使得该拉伸最大化粘弹性或塑性、变形,这被认为是最佳地增大活动范围。在上曲线图中,如在图3A中,垂直轴线(301)是相对的踝关节位置,其中休止位置被指示为起始位置(302)。正方向(303)指示相对的背屈或脚趾向上,并且负方向(304)指示相对的跖屈或脚趾向下。在下曲线图中,垂直轴线(310)是关节中的相对的拉伸力,其中休止位置为零(311)。

[0058] 第一拉伸段(340)是由FLA致动的从休止位置(302)至结束位置(312)的位置中的缓慢斜坡,所述结束位置(312)是根据编程由拉伸力达到指定水平(313)的位置所限定。拉伸力可以通过由FLA施加的接触器力确定,或者可以使用传感器测量。在一个实施例中,指定水平(313)可以由用户即时设定。例如,拉伸力可以以恒定速率增大,并且用户可以通过向用户界面提供输入来指导PPSE以停止增大拉伸力。第一拉伸段也可以是力中的斜坡,直至限定的力水平,这是因为预期到力随着位置中的斜坡而呈指数升高。第二拉伸段(341)是位置(312)的保持。在该位置保持期间,预期到关节将粘弹性地松弛。一旦力松弛到在编程步骤中设定的编程水平(314),第三拉伸段(342)就开始。第三拉伸段是位置中的斜坡,直至出现了为第一拉伸段编程的相同的力水平(313)的位置。由于在第二拉伸段期间的粘弹性松弛,与在第一拉伸段(340)期间达到的关节位置(312)相比,预期到力水平(313)出现在更背屈的关节位置(315)处。第四拉伸段(343)是在由编程的力水平(313)限定的位置(315)处的保持,其具有力松弛的测量。当测量的应力达到编程水平(314)时,第五段(344)开始。在第五段中,通过释放离合装置并且反向或释放致动器,关节被缓慢地释放回到休止位置。胶原质的粘弹性时间常数约为100秒。因此,根据标准指数关系,可以通过最大拉伸力与目标松弛力水平(314)的比率来预测拉伸的大致时间:

$$[0059] \quad t = -\tau \cdot \ln\left(\frac{F_{target}}{F_{max}}\right)$$

[0060] 最大的力可以经过50秒出现减小到最大的力的61%, F_{max} 可以经过100秒出现减小

到 $F_{\max}$ 的36%，并且 $F_{\max}$ 可以经过200秒发生减小到13%。因此，该控制模式可以促使拉伸序列持续若干分钟至半小时。

[0061] 如果期望的话，拉伸段和保持段可以根据期望重复了与在拉伸阶段期间一样多的次数。拉伸力、位置、保持段被选择成将关节（例如，足部）和组织的粘弹性参数作为目标。

[0062] 图3C：借助EMG实施的用于主动拉伸的控制方案

[0063] 图3C示出基于上述系统的拉伸控制系统，其具有致动的拉伸和保持、粘弹性松弛的测量，以及由用户在关节处添加肌肉激活以辅助拉伸。主动拉伸可以借助机械辅助（与致动器平行地拉动肌肉）和神经交互抑制将关节拉入更深的拉伸中。在交互抑制中，在关节处具有一个作用的肌肉的激活抑制了在关节处具有相反作用的肌肉的激活（拮抗剂）。就足踝而言，胫骨前肌和其它背屈肌的激活可以抑制腓肠肌、比目鱼肌和其它跖屈肌的作用。可以指导用户何时通过手机/平板电脑应用程序（346）激活肌肉，并且可以借助装置中的EMG传感器测量激活（参见图2C至图2D）。交互抑制可以通过待拉伸的肌肉的EMG测量来验证，所述肌肉在该示例中为腓肠肌和比目鱼肌（参见图2C至图2D）。

[0064] 如在图3A和图3B中，上曲线图示出相对的关节位置。竖直轴线（301）是相对的踝关节位置，其中休止位置被指示为起始位置（302）。在中间曲线图中，如在图3B中，竖直轴线（310）是关节中的相对的拉伸力（扭矩），其中空载休止位置为零（311）。在下曲线图上的竖直轴线示出致动器（340）中的相对的力。

[0065] 在第一拉伸段（361）中，用户在平板电脑/手机应用程序的提示下将肌肉激活到接近最大努力或水平的容限，所述肌肉是至拉伸方向（在与拉伸方向相同的方向上工作）的收缩筋（在踝关节、胫骨前肌和其它背屈处）。致动器匹配自主背屈动作，并且提供致动力以平衡足部旋转和足踝外翻（参见图2A至图2B）。对于患有神经肌肉疾病的用户来说，这两个自由度更难以自主地控制。在曲线图中没有单独地表示单独的自由度的致动。第一拉伸段（361）当达到最大自主位置（342）时结束，所述最大自主位置（342）由预设的水平限定或者在较小的时间范围例如300毫秒内没有进一步增大。在第一拉伸段（361）结束时，即使致动力较低（341），关节中的拉伸力也较高（343），这是因为肌肉与致动器平行地被拉动。在第二拉伸段（362）中，关节位置（342）由致动器例如借助机械离合装置保持，伴随背屈肌的持续激活。在第三拉伸段（363）中，保持相同的关节位置（342），并且松弛背屈肌，该装置提供增大的力（344）。在第四拉伸段（364）中，与第一拉伸段（361）类似，背屈被自主地激活以达到最大可能的拉伸位置（345）。该拉伸位置可以在或可以不在先前保持的位置（342）上方。马达再次匹配背屈位置并且提供平衡力以控制足部和足踝的旋转自由度。关节中的拉伸力增大（343），而同时致动力保持较低（341）。在拉伸段（365）中，如在段（362）中，该装置例如借助离合装置保持关节位置，而同时用户继续自主地激活主动肌。拉伸力随着粘弹性松弛而减小（347）。在拉伸段（366）中，如在段（363）中，用户使背屈肌松弛，并且该装置在增大的致动力（344）下保持关节位置。段（363）和（366）的端部可以与图3B中的段（341）和（343）类似地或者按时间与图3A中的段（321）和（323）类似地由关节力水平（347）触发。在最后的段（367）中，关节被缓慢地释放回到休止位置。

[0066] 轮廓块（足踝）

[0067] 图4A至图4C示出根据本公开的一些实施例的轮廓块的系统，所述轮廓块的系统可以当被致动时形成期望的型面并且当未被致动时松弛以允许有灵活性。轮廓块的系统可以

被用在PPSE应用中以充分地支撑解剖结构,例如,足部的跖面,而同时允许有用于穿和脱的灵活性。

[0068] 图4A:轮廓块(被释放)

[0069] 图4A示出轮廓块的系统。多个块(401)被串在线缆(402)上。线缆最初是松弛的,使得轮廓块的系统松散且柔韧。这允许该系统在没有显著的阻力的情况下容易地被穿到身体上或者从身体脱下,例如,足部。轮廓块可以由任何合适的材料构造。例如,块可以由泡沫材料构造或者由在载荷下可以压缩的材料构造。作为另一个示例,轮廓块可以由塑料、金属、织物、木材、泡沫或其任何组合构造。块可以构造成具有不同的密度,使得较高密度的块比较低密度的块提供更高的稳定性或刚性。

[0070] 图4B:轮廓块(被张紧)

[0071] 图4B示出当被张紧时的图4A的轮廓块的系统。将张力(T)施加到线缆(402)将块(401)拉到一起,使得块一起形成支撑穿戴者的解剖结构的轮廓表面(contoured surface)。在该示例中,第一轮廓(403)支撑足踝的脚背和前部,第二轮廓(404)支撑足部的跖面,并且第三轮廓(405)支撑足跟或跟骨(calcaneous bone)。将张力(T)施加到线缆(402)可以借助FLA完成。当FLA被致动时,线缆(402)被张紧,所述线缆(402)同时地将块(401)拖曳到一起以形成轮廓表面(403,404,405)并且将足部拖曳到背屈中以用于拉伸。在该示例中,线缆是连续的,绕过在足部的前部处的滑轮(406),并且延伸回到支撑足跟(405)处的轮廓的块。因而,如当FLA被致动时,除了将块拖曳到一起以外,在足踝的前部处,在跖骨-趾骨(MTP)关节下方和在足跟的背部上,产生压缩力(410,411,412),所述压缩力(410,411,412)一起产生围绕足踝(408)的旋转中心的扭矩,以使在背屈(407)中的足部旋转。尽管未在图4B中示出,但是可以添加额外的轮廓块并且将其连接到另一个FLA以提供足跟外翻拉伸。

[0072] 图4C:轮廓模拟

[0073] 图4C示出利用足踝PPSE中的轮廓块的可替代的实施例。如图4B中所示,轮廓块(401)创建支撑跖面和跟骨或足跟的轮廓表面(404,405)。如上所述,线缆环绕在足部的前部处的滑轮(406)上。另外地,线缆环绕在足跟附近的第二滑轮(409)上,向前传递到足踝的前部(413)上的带或轮廓块。如在图4B的示例中,线缆(402)中的张力将轮廓块拖曳到一起以创建轮廓表面(404,405)并且在足踝的前部上在MTP关节下方和在足跟的后部上产生压缩力(410,411,412),所述压缩力(410,411,412)一起产生围绕足踝(408)的旋转中心的扭矩,以使背屈(407)中的足部旋转。

[0074] 足板,线缆支撑

[0075] 图5A至图5J示出根据本公开的一些实施例的用于在足踝拉伸PPSE中使用的线缆支撑的足板的概念。

[0076] 图5A:足部和线缆支撑的足板的俯视前视图

[0077] 图5A示出用于在足踝拉伸PPSE中使用的足部和线缆支撑的足板的俯视前视图。可以看到足板(501)刚好延伸超出足部的最宽点的两侧。五个MTP是大致沿着虚线(502)的介于跖骨(MT)和趾骨(P)之间的关节。足板(501)被构造成具有内置的弹簧偏压,其在足板(501)的中心(550)处施加向上的力并且在端部(560和570)处施加向下的力。线缆(503)被附接到端部(560),并且同一个线缆(503)被附接到另一个端部(570)。第一FLA(未示出)可

以被耦合到端部 (560), 并且第二FLA (未示出) 可以被耦合到端部 (570)。

[0078] 图5B至图5C: 卸载的线缆支撑的足板

[0079] 图5B至图5C示出通过MTP关节 (MTP) 的横截面得到的处于卸载状态中的线缆支撑的足板的前视图。支撑足板 (501) 的线缆 (503) 松散或松弛, 使得足板 (501) 对足部 (504) 的跖面施加最小压力, 使得多个MTP (一个MTP) 以及在MTP之间的结缔组织 (CT) 处于松弛或自由状态中。

[0080] 图5D至图5E: 加载的线缆支撑的足板

[0081] 图5D至图5E示出通过MTP关节 (MTP) 的横截面得到的处于加载状态中的线缆支撑的足板的前视图。现在, 支撑足板 (501) 的线缆 (503) 被张紧, 以便使足板 (501) 压靠在足部 (504) 的跖面上, 使得多个MTP (一个MTP) 之间的结缔组织 (CT) 被拉伸。因而, 将张力施加到线缆拉伸了MTP之间的结缔组织, 并且取决于线缆的放置还可以拉伸在背屈或外翻中的足踝。即使线缆 (503) 在端部 (560和570) 上被向上拉动, 也仍然施加向上偏压的力550。这种力的组合确保足部的MTP关节横过足板 (501) 的宽度拉伸, 并且防止外部MTP关节 (例如, MTP关节1和5) 以给脚的主人造成不适的方式围绕中心MTP关节 (例如, MTP关节1) 旋转太远。因此, 在由足板 (501) 施加的张力下, MTP关节横过足板 (501) 展开, 从而将足部放置在对于背屈和足跟外翻拉伸理想的平衡加载位置中。

[0082] 图5F至图5G: 跖对比 (vs.) 踝关节拉伸

[0083] 图5F和图5G示出施加到足部的前部的向上的力如何可以拉伸跖腱膜 (5F) 或拉伸背屈中的足踝 (5G)。在图5F和图5G两者中, 向上的力 (F) 在MTP区域中被施加足部的前部分。在图5F中, 跖面 (504) 未被支撑, 使得向上的力 (F) 促使足部自身向上屈曲 (505), 影响足弓 (506) 并且拉伸跖腱膜。在图5G中, 跖面 (504) 例如借助足板或轮廓块被支撑, 使得向上的力 (F) 促使足踝围绕其旋转中心 (508) 旋转 (507) 到背屈中, 同时足弓 (506) 基本不受影响。随着足踝旋转 (507), 足跟 (509) 也向前运动 (这有助于拉伸跟腱)。

[0084] 图5H至图5I: 足板属性

[0085] 图5H示出具有纵向轴线 (511) 和横向轴线 (512) 的足板 (510)。足板被设计成使得其在不同的轴线上具有不同的弯曲刚度和扭转刚度。可以通过材料选择或诸如嵌入纤维取向的属性或通过设计几何形状来实现不同的刚度。在该足踝拉伸PPSE示例中, 足板 (510) 具有围绕长轴 (511) 的扭转挠性 (513), 这可以促进外翻拉伸, 以及允许横跨足部的平衡载荷。足板 (510) 是更为刚性的, 以提供沿着纵向轴线 (511) 屈曲 (514) 或围绕横向轴线 (512) 弯曲 (515) 的阻力。如上所述, 沿着纵向轴线 (511) 的这种刚性为跖面提供支撑, 以便拉伸在背屈中的足踝对比拉伸跖腱膜。在某些实施例中, 足板 (501) 不需要跨越足部的整个长度并且可以从脚趾跨越到跟骨的开端。

[0086] 图5I示出就地在足部上的图5H的足板 (510)。线缆 (516) 被螺纹连接在足板 (510) 下面。典型地, 施加到线缆的向上的力 (F) 通过一个或多个FLA产生围绕足踝的旋转中心 (508) 的背屈扭矩, 使得足踝在背屈中旋转 (507) 以用于拉伸。在该示例中, 线缆 (516) 是连续的圈, 其在足板 (510) 的下面经过, 在足跟的后方通过足跟带 (517) 绕圈。因而, 由向上的力 (F) 产生的线缆中的张力也产生抵靠足跟的压缩力 (518), 有助于足踝背屈拉伸。FLA可以拉动存在于足板 (501) 上的附接点 (未示出), 这引起向上的力 (F) 并且也将其转换为压缩力 (518)。

[0087] 图5J:FLA与足板和线缆的耦合

[0088] 图5J示出FLA (521) 与图5I的足板 (510) 和线缆 (516) 的耦合。FLA作用可以取决于扭曲弦的旋转。用于旋转的锚固点 (522) 由带 (523) 提供。线缆 (516) 被附接到锚固点 (522), 所述锚固点可以是通过带锚固的芝加哥螺丝 (522)。带 (523) 可以包括第一FLA和第二FLA锚固点或附接构件(在图5J中仅示出其中一个)。第一FLA可以被耦合到第一FLA锚固点 (522), 并且第二FLA可以被耦合到第二锚固点(未示出)。通过使带和线缆的相对长度使得FLA (521) 张力拉紧线缆 (516) 但使得带 (523) 仍然略微松散, FLA (521) 中的线性张力经由锚固点 (522) 传递到线缆 (516)。通过使带和线缆的相对长度使得第二FLA张力拉紧线缆 (516) 但使得带 (523) 仍然略微松散, 第二FLA (未示出) 中的线性张力经由第二锚固点传递到线缆 (516)。当两个FLA都被接合时, 足板510可以执行背屈拉伸。当仅第一FLA被激活(例如, 被附接到足部的内侧部分上的锚固点的FLA) 时, 足板510可以执行外翻拉伸。当仅第二FLA被激活(例如, 被附接到足部的外侧部分上的锚固点的FLA) 时, 足板510可以执行腓骨肌群拉伸。

[0089] 具有轮廓块和电层压离合器的足板

[0090] 图6A至图6B示出根据本公开的一些实施例的具有轮廓块和电层压离合器的足板。

[0091] 图6A:具有轮廓块和电层压离合器的松散/松弛的足板

[0092] 图6A示出具有处于其松散或松弛状态中的轮廓块 (602) 的足板 (601)。通过轮廓块螺纹连接的线缆 (603) 是松散的或松弛的。足板中的电层压离合器 (604) 被脱开, 使得轮廓块沿着线缆自由分离。这有助于穿和脱PPSE, 以及当不执行拉伸时通过不向足底施加压力而使穿戴者感到舒适。

[0093] 图6B:具有轮廓块和电层压离合器的张紧/致动的足板

[0094] 图6B示出具有处于其致动或张紧状态中的轮廓块和电层压离合器的足板。力(F) 被施加到线缆 (603)。力(F) 可以是辅助背屈拉伸的在足部的前部上的向上的力, 或者是独立的力。力(F) 张紧线缆 (603), 将轮廓块 (602) 抵靠足板 (601) 的底部拖曳到一起。轮廓块 (602) 抵靠足板 (601) 的压力促使足板远离其未变形的轮廓 (606) 弯曲 (605) 以符合轮廓块 (601) 的型面。即使线缆 (602) 中的张力被释放, 在这种状态下接合电层压离合器 (604) 也可以将轮廓块维持在该构型中。

[0095] 使用模型

[0096] 图7:示例使用模型流程图

[0097] 图7提供根据本公开的一些实施例的PPSE的示例性使用模型的流程图。PPSE可以由诸如临床医生、理疗师或医师的推荐提供者规定 (701)。然后, PPSE可以典型地由矫形师配合于 (702) 个体穿戴者, 所述矫形师可以评估穿戴者的参数, 例如, 尺寸、所需的力或已经规定的特定拉伸。然后, 由矫形师从标准部件组或者在制造设施(例如, 如果需要定制组件的话) 处为个体穿戴者制备 (703) PPSE。

[0098] 然后, 将PPSE编程以用于针对穿戴者规定的特定拉伸。在第一编程步骤 (704) 中, 随着由治疗师执行拉伸, PPSE“学习”所述拉伸。例如, 治疗师可以手动地执行背屈足踝拉伸, 基于他们的训练和对穿戴者的需要的熟悉而施加适当的量的力或阻力。PPSE可以例如借助在足板中的压力传感器、在踝关节处的测角器或者传感器和控件层的其它元件来检测在拉伸期间所施加的力。这使得PPSE能够再现如由治疗师经由传感器和控件层所执行的拉伸。在第二编程步骤 (705) 中, 对拉伸方案或例程编程, 包括拉伸持续时间和频率。然后, 穿

戴者在使用PPSE中被训练(706),例如,如何穿和脱该系统,清洁和护理该装置,以及使用PPSE进行用于拉伸方案的任何特定指导或技术。

[0099] 然后,穿戴者在家中被释放以使用PPSE来用于独立的拉伸辅助(707)。根据规定的拉伸和穿戴者的能力,PPSE可以在睡眠的同时、在休闲时间期间或在用于给定拉伸序列的其它适当设置下被穿戴以用于拉伸。在家中使用的同时,PPSE的传感器和控件层记录与拉伸方案有关的数据,包括穿戴者对方案的依从性、PPSE状态以及与拉伸相关的分析,例如,动作范围和关节硬度。这些数据被记录和报告给临床医生、治疗师、护理人员或其它个人或服务等(708)。基于这些数据,根据需要来调节拉伸方案编程(709)。

[0100] 图8:PPSE学习

[0101] 图8示出根据本公开的一些实施例的PPSE“学习”拉伸。治疗师(801)为穿戴足踝拉伸PPSE(803)的患者(802)手动地执行足踝背屈拉伸。PPSE(803)的传感器和控件层检测拉伸的参数,例如,经由测角器得到的动作范围;经由足板中的压力传感器或PPSE中的其它力或动作得到的足部压力分布。然后,PPSE能够通过致动力层部件来再现该延伸,所述动力层部件例如是由传感器和控件层控制的FLA(804)。

[0102] 足踝牵引箍带

[0103] 牵引典型地增大关节的动作范围,这促进拉伸并且可以增大拉伸的高效性。图9A至图9H示出根据本公开的一些实施例的、用于将牵引力施加到踝关节以促进踝关节拉伸的箍带。

[0104] 图9A:足踝上的足踝牵引箍带

[0105] 图9A示出足踝(902)上的足踝牵引箍带(901)。足踝箍带是大致筒状的,在其中心截面(903)中的直径大于在其端部截面(904)中的直径。一个或多个线缆(905)包绕足踝,其典型地在围绕箍带的大致圆周布置中通过箍带(906)的本体被嵌入或被系紧。将张力施加到一个或多个线缆收缩箍带的中心筒部分,促使整个箍带伸长并且将牵引力施加到踝关节。

[0106] 图9B至图9E:箍带本体

[0107] 图9B示出箍带本体(906)。箍带具有上开口(907)、下开口(908)和中心通道(909)。箍带由具有基本弹性属性的可变形材料制成,使得其将返回其未变形状态。在箍带的未变形状态中,箍带具有如上所述的筒形构型。当张力被施加到一个或多个线缆时,箍带被收缩成变形的型面(910),其沿着中心截面具有减小的直径。

[0108] 图9C示出箍带本体(906)的横截面,以及由一个或多个线缆施加的压缩力(911)以使箍带本体收缩和变形。图9D示出处于其变形型面(910)和未变形型面(912)两者中的箍带本体(906)。随着较大的未变形直径(D_0)被收缩至较小的变形直径(D_1),较短的未变形长度(L_0)伸长至较长的变形长度(L_1)以产生牵引力。图9E示出接触区域(913,914)。

[0109] 图9F至图9H:箍带线缆构型

[0110] 图9F和图9G示出一个或多个线缆的可能构型。图9F示出处于大致平行的圆周构型中的一个或多个线缆(905)。图9F示出处于交叉构型中的一个或多个线缆(905),在该示例中,在足踝的侧上的点(915)处交叉。当足踝屈曲时,交叉构型可以允许箍带有更大的动作范围,以及允许优化箍带的硬度或变形模式。图9H示出用于张紧和释放所有线缆的自动张紧机构(916),以实现牵引和释放的自动编程的序列。

[0111] 图10:压力传感器阵列,其被集成到半刚性组件中以感测足部上的载荷的分布来控制拉伸生物力学

[0112] 图10A至图10C示出根据本公开的一些实施例的被集成到软的半刚性组件中的压力传感器阵列,其用于感测足部或足踝上的载荷的分布,以用于(1)在校准步骤期间测量拉伸生物力学和(2)在拉伸应用期间控制致动载荷和载荷平衡。

[0113] 图10A示出被集成到带(1000)中的单个压力感测区域(力敏电阻器,FSR)(1001)。带可以用于将传感器集成到PPSE中和用于载荷施加,并且可以由具有低延伸率的非导电织带或类似的窄织物制成。压力感测材料借助施加的压力改变电阻以制成为力敏电阻器(FSR)。使用导电线和非导电线的组合将FSR(1001)缝合在适当的位置中,以制成围绕所有4个侧的机械接触部和沿着2个相对的侧的电连接部(1002)。电连接部(1002)通过用在接触FSR的侧上的导电线和在相对的侧上的非导电线缝合FSR而制成(1003)。FSR周边(1004)的其余部分用非导电线(NCT)缝合,以在FSR和带之间提供机械连接部,而不在导电线之间制成电接触部。导电线(1003)的缝合是从与FSR的每次接触离开而继续到待制成电接触部的位置(1005),在这种情况下所述位置是带的端部。FSR区域(1001)和导电线(1003)通过层压(1010)电绝缘。层压层(1007)使导电线中的某些暴露以制成电接触部(1005)。力敏电阻器组件可以在足部或腿上的特定位置处被集成到可穿戴装置中,并且所产生的电阻例如使用分压器电路用作读出传感器。

[0114] 图10B示出被集成到具有半刚性板(1007)和带(1008)的组件中的压力传感器的空间阵列,以测量横过足部的不同区域的相对压力,用于控制施加到足踝内翻/外翻和中足旋转的载荷的目的。在该示例中,存在有两个压力传感器区域(FSR)(1001)。通过感测足弓的内侧和外侧之间或跖骨球的内侧和外侧之间的压力差,该装置可以分别感测和控制期望量的足踝外翻和中足旋转。FSR处于有衬垫的(1015)半刚性板(1011)的组件中,其形状为所需的轮廓和带(1008),用于与PPSE和载荷施加集成在一起。该板用于平衡足部的局部硬度中的异质性,以更加可重复地测量横过该阵列的力的差异,在该示例中是内侧地和外侧地。如上所述,该板可以成形为所需的表面轮廓(例如,参见图5A至图5J、图6A至图6B)。

[0115] FSR(1001)用将它们电连接(1006)的一个共用导电线缝合,所述一个共用导电线待用作共用接地线。每个FSR都与导电线(1009)具有单独的电接触部,所述导电线(1009)未连接到另一个FSR。如图10A中所示,FSR使用导电线和非导电线的组合来缝合,以围绕整个周边和沿着两个相对侧的电连接部(1002)进行机械接触。导电线(1003)仅位于与FSR接触的衬底的侧上。衬底的相对的侧具有非导电线。具有FSR和导电线的带的侧被层压(1010)以用于电绝缘,使导电线的端部打开以用于电接触部(1005)。

[0116] 图10C示出图10B中的组件的层的实施例。板(1011)被成形为期望的型面并且被覆盖在有衬垫的套管(1015)中。该有衬垫的板被抵靠在足部(1017)的表面上。FSR(1001)被缝合到具有接触FSR的导电线(1003)和在相对的侧上的非导电线(1016)的带(1008)上。利用层压板(1010)实现电绝缘。在该示例中,FSR感测由在足部的任一侧上的带所施加的相对载荷。可以理解,如果有益的话,可以以不同的组合对层进行排序。例如,将FSR(1001)定位在足部表面(1017)和板(1011)之间可以提供对足部的任一侧上的压力的更灵敏的检测。

[0117] 图11轮廓块:用于关节松动、稳定和压缩的线缆致动的3D结构

[0118] 图11A至图11F示出用于轮廓块的设计参数,所述轮廓块是根据本公开的一些实施

例的线缆致动的3D结构。轮廓块可以用于关节松动、稳定和压缩。分离的块(图11F)或连接的块链(train)(图11A至图11E)具有位于穿过块的通道中的线缆。在块中设计有三维特征部,以便限定在线缆张力下的最终构型。线缆张力可以通过诸如FLA之类的致动器或例如通过经由鲍登线缆连接的远程致动器来实现。当施加线缆张力以实现预期的构型时,轮廓块的布置可以用于控制如上所述的身体上的压力分布和抓握点(例如,参见图4A至图4C、6A至图6B)。设想到材料是刚性的(分离的块)到半刚性的(块链),例如,硅树脂或硬泡沫,其具有可能的异质材料属性。

[0119] 图11A示出在单个曲率动作中操作的线缆致动的轮廓块的作用机理。该图示出在线缆(1102)不处于载荷下的情况下的块链(1101)。线缆贯穿于定位在横截面内的块链中的通道(1103),使得其穿过链中的空隙(1104)。为了能够产生压缩力,块链的边缘在一个端部(1105)处以反作用力被保持,并且线缆通过在链的另一个端部处的夹具(1106)被防止滑过块。

[0120] 图11B示出在线缆(1102)处于载荷下的情况下的图11A中的块链(1101)。由于线缆中的张力和反作用力(1105,1106),空隙(1104)闭合并且链横截面(1107)的较窄部分沿着期望的轮廓弯曲。

[0121] 图11C示出具有在相反方向(1121)上的特征部的块链,以产生更为复杂的曲率。该示例具有四个致动空隙,两个致动空隙在一个侧(1122)上,并且两个致动空隙在相对的侧(1123)上,线缆(1101)穿过块中的通道(1124)并且横过所有四个空隙。需要在链和线缆上的反应点(1105,1106),但是为了清楚起见,在附图中省略了。

[0122] 图11D示出在线缆处于张力下而展示出S曲线的情况下的图11C中的块链。如在图11B中所示,线缆张力促使空隙(1122,1123)闭合,并且相对的侧(1125)上的较小横截面区域沿着期望的轮廓弯曲。空隙的几何形状和位置控制弯曲的最终形状和载荷-位移关系(硬度)。需要在链和线缆上的反应点(1105,1106),但是为了清楚起见,在附图中省略了。

[0123] 图11E示出用于设计轮廓块链(1131)以用于在一个平面中的受控曲率的参数。链(1132)的狭窄部分可以被建模为弯曲梁。对于较长的空隙长度 L (1133)而言,在完全张力下的连续块之间所得到的角度增大,并且弯曲硬度减小。对于较短的空隙深度 D (1134)而言,曲线半径缩短,并且在完全张力下的连续块之间所得到的角度增大。对于从梁弯曲轴线(1136)至弦位置(1137)的增大的距离 S (1135)而言,弯曲该链所需的张力减小,并且弯曲该结构所需的行程长度增大。

[0124] 图11F示出具有在3维中产生曲率的特征部的轮廓块。每个块的 x 轴线都将被定义为通道。在该示例中,一个块(1141)被成形为使得配合表面(1142)围绕 z 轴线稍微旋转。相邻的块(1143)具有配合表面(1144),其具有围绕其 y 轴线稍微旋转的角度。因而,当线缆处于张力下时,块(1143)的 x 轴线可以相对于块(1141)的 x 轴线围绕块(1141)的 y 轴线和 z 轴线两者旋转。

[0125] 在该示例中,为了清楚起见,块在图示中被分离,但是可以通过具有任意形状和角度的窄段连接以控制在无载荷条件下的高效的弯曲刚度和结构的位置。块也可以在不同方向上与多个通道组合,以创建具有可控的轮廓和压力分布的轮廓块的网络。

[0126] 图12A至图12D:可配置系统,用于PPSE的快速原型设计和拟合

[0127] 图12A至图12D示出根据本公开的一些实施例的用于快速原型设计和拟合PPSE的

完全且快速的可配置系统。图12A是在使用中的可配置系统的侧视图,图12B是俯视图,并且图12C是中间视图。袜子(1201)和腿部包裹物(1202)由织物制成,其具有朝向皮肤磨损的防滑表面和在外侧上的表面,所述在外侧上的表面允许钩环闭合物的钩侧粘附。FLA(1203)通过基于钩环的“蕨带”(1204)附接到原型Flexgrip,如在题名为“Flexgrip”的国际专利申请PCT/US16/19565和题名为“Systems and Methods for Assistive Exosuit System”的美国临时专利申请No.62/378,471中所描述的。

[0128] 图12D示出用于袜子的分级(grade)图案。图案件包括脚趾(1205)、分级的中足(1206)、足跟底部(1207)、足跟后部(1208)、内部足踝包裹物(1209)和外部足踝包裹物(1210)。

[0129] 图13. 测量和导出的数据表

[0130] 图13描述了在PPSE的编程和使用期间由PPSE测量、由PPSE计算或输入到PPSE中的数据,以及根据本公开的一些实施例的这些数据的使用。这些数据可以包括拉伸方案的生物力学和编程细节,并且待连接到存储这些数据以用于多种用途的数据库。

[0131] 如上所述,通过被集成到PPSE中的嵌入式传感器进行若干直接测量,包括但不限于:皮肤拉伸(1301),关节位置(1302),FLA力(1304),足压(1305)和肌肉活动(1307)。从测量计算若干导出值,包括但不限于,关节位置(1302,其可以被直接测量或计算),关节速度(1303),关节扭矩(1306)。在编程步骤处,测量关节硬度(1309)和期望的拉伸位置和扭矩(1310),并且输入拉伸方案参数(1311)并且将其在本地记录在PPSE中以及数据库中。测量的、导出的和输入的值可以用于控制拉伸方案的片段的位置、力和持续时间(例如,如图3中所示)。控制PPSE以执行可重复拉伸的能力是基于执行拉伸的人的拉伸生物力学的感觉和拉伸持续时间而对当前的再现性标准的改进。

[0132] 如果期望,可以将导出数据中的某些或全部报告给用户和治疗师以跟踪疾病进展或治疗效果。跟踪进展的主要读数是关节硬度(1309),并且还可以包括其它测量或导出数据中的任一个随时间的变化,包括拉伸反射或交互抑制(1307)。PPSE可以存储描述拉伸方案 and 用户生物力学的参数。

[0133] 可以从集体传感器检测到的事件包括针对装置的用户努力(1308)和肌肉中的拉伸反射或交互抑制(1307)。针对装置的用户努力(1308)或拉伸反射(1312)的检测可以指示拉伸的速度或力应当减小并且/或者拉伸的持续时间应当增加,而同时交互抑制(1313)的检测可以指示对拉伸方案有益的神经肌肉反应。随同基于存储在数据库中的收集经验来改变拉伸方案的建议一起,这些事件可以报告给治疗师和用户。

[0134] PPSE可以使用这些存储的数据来建议在编程步骤期间的拉伸方案,并且使用户和治疗师能够访问数据库以探索用于类似用户的成功治疗方案。收集的数据可以用于指导个体治疗,捕获规定治疗中的创新,评估药物、基因或手动治疗的影响,并且记载关节健康中的改善,以指导执业医师和告知保险报销。

[0135] 用于控制和应用PPSE的方法

[0136] PPSE可以由布置在PPSE上或内的电子控制器操作,或者与PPSE进行无线或有线通信。电子控制器可以以各种方式配置以操作PPSE并且启用PPSE的功能。电子控制器可以访问和执行存储在PPSE的元件中或与PPSE直接或间接通信的其它系统中的计算机可读程序。计算机可读程序可以描述用于操作PPSE的方法,或者可以描述与PPSE或PPSE的穿戴者有关

的其它操作。

[0137] 图14示出示例PPSE 1400,其包括致动器1401、传感器1403和控制器,所述控制器被配置成操作PPSE 1400的元件(例如,1401,1403)以启用PPSE 1400的功能。控制器1405被配置成与用户界面1410无线通信。用户界面1410被配置成向用户(例如,PPSE 1400的穿戴者)和向柔性机械护甲的控制器1405或其它系统呈现信息。用户界面1410可以涉及控制和/或访问来自PPSE 1400的元件的信息。例如,由用户界面1410执行的应用程序可以访问来自传感器1403的数据,计算致动器1401的操作(例如,以施加背屈拉伸),并且将计算的操作发送到PPSE 1400。用户界面1410可以另外地被配置成启用其它功能;例如,用户界面1410可以被配置成用作移动电话、便携式计算机、娱乐设备或者根据其它应用进行操作。

[0138] 用户界面1410可以被配置成可去除地安装到PPSE 1400(例如,通过带、磁体、魔术贴、充电线和/或数据线)。或者,用户界面1410可以被配置成PPSE 1400的一部分并且在正常操作期间不被去除。在某些示例中,用户界面可以被合并为PPSE 1400的一部分(例如,被集成到PPSE 1400的套管中的触摸屏)并且除了使用用户界面1810以外还可以用于控制和/或访问关于PPSE 1400的信息以控制和/或访问关于PPSE 1400的信息。在某些示例中,控制器1805或PPSE 1400的其它元件被配置成根据标准协议(例如,Bluetooth,ZigBee,WiFi,LTE或其它蜂窝标准,IRdA,以太网)实现无线或有线通信,以便当配置有互补通信元件和计算机可读程序以启用这种功能时可以使各种系统和装置作为用户界面1410进行操作。

[0139] PPSE 1400可以如本文的示例性实施例中所描述的那样被配置,或者根据应用以其它方式配置。PPSE 1400可以被操作成启用各种应用。PPSE 1400可以被操作成通过检测穿戴者的动作(例如,使用传感器1403)并且通过响应地将扭矩和/或力施加到穿戴者的身体(例如,使用致动器1401)而增强穿戴者的强度,从而增大使穿戴者能够适用于他/她的身体和/或环境的穿戴者的力。PPSE 1400可以被操作成训练穿戴者执行一些身体活动。例如,PPSE 1400可以被操作成使穿戴者能够进行康复治疗。PPSE 1400可以被操作成放大由正在接受治疗的穿戴者所产生的动作和/或力,以便使穿戴者能够成功地完成康复治疗的程序。另外地或可替代地,PPSE 1400可以被操作成禁止穿戴者的无序运动和/或使用致动器1801和/或其它元件(例如,触觉反馈元件)向穿戴者指示待执行的动作或活动和/或不应当执行或应当终止的动作或活动。类似地,可以通过操作PPSE 1400实现其它身体训练计划(例如,跳舞,滑冰,其它竞技类活动,职业训练)以检测由穿戴者产生的动作、扭矩或力和/或向穿戴者施加力、扭矩或其它触觉反馈。预料到PPSE 1400和/或用户界面1410的其它应用。

[0140] 另外地,用户界面1410可以与一个或多个通信网络1420通信。例如,用户界面1410可以包括WiFi无线电、LTE收发器或其它蜂窝通信设备、有线调制解调器或某些其它元件以使用户界面1410和PPSE 1400能够与互联网通信。用户界面1410可以通过通信网络1420与服务器1430通信。与服务器1430的通信可以启用用户界面1410和PPSE 1400的功能。在某些示例中,用户界面1410可以将遥测数据(例如,PPSE 1400的元件1401,1403的位置,配置,关于PPSE1400的穿戴者的生理数据)上传到服务器1430。

[0141] 在某些示例中,服务器1430可以被配置成控制和/或访问来自PPSE 1400的元件(例如,1401,1403)的信息以启用PPSE 1400的某些应用。例如,服务器1430可以操作PPSE 1400的元件,以便如果穿戴者受伤、失去意识或者另外不能自己移动,则PPSE 1400使穿戴者移出危险情况,并且/或者操作PPSE 1400和用户界面1410以使他们自己移出危险情况。

预料到服务器与PPSE通信的其它应用。

[0142] 用户界面1410可以被配置成与第二用户界面1445通信,所述第二用户界面1445与第二柔性机械护甲1440通信并且被配置成操作第二柔性机械护甲1440。这种通信可以是直接的(例如,使用无线电收发器或其它元件来经过用户界面1410和第二用户界面1445之间的无线或有线链接来直接发送和接收信息)。另外地或可替代地,用户界面1410和第二用户界面1445之间的通信可以由一个或多个通信网络1420和/或服务器1430促进,所述服务器1430被配置成通过一个或多个通信网络1420与用户界面1410和第二用户界面1445通信。

[0143] 用户界面1410和第二用户界面1445之间的通信可以启用PPSE1400和第二PPSE 1440的应用。在某些示例中,PPSE 1400和第二柔性机械护甲1440的作用和/或PPSE 1400和第二PPSE 1440的穿戴者的动作可以被协调。例如,PPSE 1400和第二PPSE 1440可以被操作成协调由穿戴者对重物的提升。为了降低穿戴者的受伤的风险,或者根据某些其它考虑,可以控制由穿戴者中的每个和/或PPSE 1400和第二PPSE 1440提供的提升的定时以及支撑程度,以增大携带重物的稳定性。PPSE 1400和第二PPSE 1440的作用和/或其穿戴者的动作的协调可以包括向穿戴者和/或穿戴者的环境的元素施加协调(时间,幅度或其它属性)的力和/或扭矩,和/或将触觉反馈(通过机械护甲1400,1440的致动器,通过专用触觉反馈元件,或者通过其它方法)施加于穿戴者来指导穿戴者以协调的方式行动。

[0144] PPSE 1400和第二PPSE 1440的协调操作可以以各种方式实施。在某些示例中,一个PPSE(及其穿戴者)可以充当主设备,向另一个PPSE提供命令或其它信息,使得PPSE 1400,1440的操作被协调。例如,PPSE 1400,1440可以被操作成使穿戴者能够以协调的方式跳舞(或参与某些其它身体活动)。PPSE之一可以充当“领导”,将关于由“领导”穿戴者所执行的活动的定时或其它信息传送到另一个PPSE,从而使得由另一个穿戴者能够执行协调的舞蹈动作。在某些示例中,第一机械护甲的第一穿戴者可以充当训练者,建模动作或由第二机械护甲的第二穿戴者可以学习执行的其它身体活动。第一机械护甲可以检测由第一穿戴者执行的动作、扭矩、力或其它身体活动,并且可以将与检测到的活动有关的信息发送到第二机械护甲。然后,第二机械护甲可以将力、扭矩、触觉反馈或其它信息施加到第二穿戴者的身体,以使第二穿戴者能够学习由第一穿戴者建模的动作或其它身体活动。在某些示例中,服务器1430可以向PPSE 1400,1440发送命令或其它信息以实现PPSE 1400,1440的协调操作。

[0145] PPSE 1400可以被操作成发送和/或记录关于穿戴者的活动、穿戴者的环境的信息或关于PPSE 1400的穿戴者的其它信息。在某些示例中,与穿戴者的动作和活动相关的运动学可以被记录和/或发送到服务器1430。这些数据可以被收集以用于医疗、科学、娱乐、社交媒体或其它应用。数据可以用于操作系统。例如,PPSE 1400可以被配置成将由用户产生的运动、力和/或扭矩传递到机器人系统(例如,机器人臂、腿、躯干、人形体或某些其它机器人系统),并且机器人系统可以被配置成模仿穿戴者的活动和/或将穿戴者的活动映射到机器人系统的元件的动作、力或扭矩中。在另一个示例中,数据可以用于操作穿戴者的虚拟化身,使得化身的动作被镜像或以某种方式与穿戴者的动作相关。虚拟化身可以在虚拟环境中被实例化,被呈现给穿戴者正在与之通信的个人或系统,或者虚拟化身根据某些其它应用来配置和操作。

[0146] 相反地,PPSE 1400可以被操作以向穿戴者呈现触觉或其它数据。在某些示例中,

致动器1401(例如,扭曲弦致动器,外切筋(exotendons))和/或触觉反馈元件(例如,EPAM触觉元件)可以被操作以施加和/或调制施加到穿戴者的身体的力以向穿戴者指示机械或其它信息。例如,布置在PPSE 1400的一定位置中的PPSE 1400的触觉元件的一定图案中的激活可以指示穿戴者已经接收到呼叫、电子邮件或其它通信。在另一个示例中,机器人系统可以使用由穿戴者所产生的且由PPSE1400传送到机器人系统的动作、力和/或扭矩来操作。机器人系统的环境和操作的力、力矩和其它方面可以传送到PPSE 1400并且(使用致动器1401或其它触觉反馈元件)呈现给穿戴者以使穿戴者能够体验与机器人系统的穿戴者的操作相关的力反馈或其它触觉感觉。在另一个示例中,呈现给穿戴者的触觉数据可以由虚拟环境生成,例如,包含穿戴者的化身的环境,所述环境是正基于与由PPSE 1400正检测的穿戴者相关的动作或其它数据而被操作。

[0147] 注意,图14中所示的PPSE 1400仅是可以通过本文描述的控制电子器件、软件或算法操作的PPSE的一个示例。如本文所述的控制电子器件、软件或算法可以被配置成控制柔性机械护甲或其它机电和/或机器人系统,其具有更多的、更少的或不同的致动器、传感器或其它元件。此外,如本文所述的控制电子器件、软件或算法可以被配置成控制与所示的PPSE 1400类似地或不同地配置的PPSE。另外,如本文所述的控制电子器件、软件或算法可以被配置成控制具有可再配置硬件(即,能够具有添加或移除的致动器、传感器或其它元件的机械护甲)的柔性机械护甲和/或使用各种方法检测柔性机械护甲的当前硬件配置。

[0148] 用于控制PPSE的软件层级

[0149] 由控制器执行的PPSE的控制器和/或计算机可读程序可以被配置成提供柔性机械护甲的功能和/或部件的封装。即,控制器的某些元件(例如,子程序,驱动程序,服务,后台程序,功能)可以被配置成操作PPSE的特定元件(例如,扭曲弦致动器,触觉反馈元件)并且允许控制器的其它元件(例如,其它程序)操作特定元件和/或提供对特定元件的抽象访问(例如,转换命令以将致动器在命令方向上取向成足以使致动器在该命令方向上取向的一组命令)。该封装可以允许有为柔性机械护甲的各种应用开发的各种服务、驱动器、后台命令或其它计算机可读程序。此外,通过以通用的、可访问的方式(例如,通过指定和实施应用编程接口(API)或其它接口标准)提供柔性机械护甲的功能的封装,可以创建计算机可读程序以与通用的封装功能相连接,使得计算机可读程序可以为各种不同配置的PPSE启用操作模式或功能,而不是用于单一类型或型号的柔性机械护甲。例如,虚拟化身通信程序可以通过访问标准机械护甲API来访问关于柔性机械护甲的穿戴者的姿势的信息。不同配置的机械护甲可以包括不同的传感器、致动器和其它元件,但是可以根据API以相同的格式提供姿势信息。柔性机械护甲或其它机器人、外骨骼、辅助、触觉或其它机电系统的其它功能和特征可以通过API或根据某些其它标准化的计算机访问和控制接口方案来封装。

[0150] 图15是示出PPSE 1500的元件以及控制或操作PPSE 1500的层级的示意图。柔性机械护甲包括致动器1520和传感器1530,其被配置成分别将力和/或扭矩施加到PPSE 1500、PPSE 1500的穿戴者和/或穿戴者的环境并且检测其一个或多个属性。另外地,PPSE 1500包括控制器1510,其被配置成通过使用硬件接口电子器件1540来操作致动器1520和传感器1530。硬件电子器件接口1540包括被配置成将来自和去向控制器1510的信号与用于操作致动器1520和传感器1530的信号相连接。例如,致动器1520可以包括外切筋,并且硬件接口电子器件1540可以包括高压发生器、高压开关和高压电容计,以抓住和脱离外切筋并且报告

外切筋的长度。硬件接口电子器件1540可以包括电压调节器,高压发生器,放大器,电流检测器,编码器,磁力计,开关,受控电流源,DAC,ADC,反馈控制器,无刷马达控制器或其它电子和机电元件。

[0151] 另外地,控制器1510操作用户界面1550和通信接口1560,所述用户界面1550被配置成向PPSE 1500的用户和/或穿戴者呈现信息,所述通信接口1560被配置成促进信息在控制器1510与某些其它系统之间传输(例如,通过传送无线信号)。另外地或可替代地,用户界面1550可以是单独系统的一部分,该单独系统被配置成使用通信接口1560发送和接收来自/去向控制器1510的用户界面信息(例如,用户界面1550可以是手机的一部分)。

[0152] 控制器1510被配置成执行描述柔性机械护甲1512的功能的计算机可读程序。在由控制器1510执行的计算机可读程序之中,应用程序1514a,1514b,1514c和校准服务1516是操作系统1512。操作系统1512管理控制器1510的硬件资源(例如,I/O端口,寄存器,定时器,中断器,外围设备,存储器管理单元,串行和/或并行通信单元),并且通过扩展来管理PPSE 1500的硬件资源。操作系统1512是由控制器1510执行的唯一计算机可读程序,其已经直接访问硬件接口电子器件1540并且通过扩展已经直接访问PPSE 1500的致动器1520和传感器1530。

[0153] 应用程序1514a,1514b,1514c是描述PPSE 1500的某一功能、多个功能、操作模式或多个操作模式的计算机可读程序。例如,应用程序1514a可以描述用于传送关于穿戴者的姿势的信息以更新穿戴者的虚拟化身的过程,所述过程包括从操作系统1512访问关于穿戴者的姿势的信息、使用通信接口1560维持与远程系统的通信、格式化姿势信息、以及将姿势信息发送到远程系统。校准服务1516是计算机可读程序,其描述用于存储描述PPSE 1500的穿戴者、致动器1520和/或传感器1530的属性的参数的过程,以便当穿戴者正在使用PPSE 1500时,基于致动器1520和/或传感器1530的操作来更新那些参数,使参数可用于操作系统1512和/或应用程序1514a,1514b,1514c,以及与参数有关的其它功能。注意,应用程序1514a,1514b,1514c和校准服务1516旨在作为计算机可读程序的示例,其可以由控制器1510的操作系统1512运行以启用PPSE 1500的功能或操作模式。

[0154] 操作系统1512可以提供硬件(例如,1520,1530,1540)的低级控制和维护。在某些示例中,操作系统1512和/或硬件接口电子器件1540可以以恒定的指定速率从一个或多个传感器1530检测关于PPSE1500、穿戴者和/或穿戴者的环境的信息。操作系统1512可以使用检测到的信息生成PPSE 1500或其部件的一个或多个状态或属性的估计。操作系统1512可以以与恒定的指定速率相同的速率或以较低的速率更新所生成的估计。可以使用滤波器以去除噪声、生成间接检测到的属性的估计或者根据某一其它应用来从检测到的信息生成所生成的估计。例如,操作系统1512可以使用卡尔曼滤波器以去除噪声和使用超过一个的传感器生成PPSE 1500、穿戴者和/或穿戴者的环境的单个直接或间接测量的属性的估计来从检测到的信息生成估计。在某些示例中,操作系统可以基于从多个时间点检测到的信息来确定关于穿戴者和/或PPSE 1500的信息。例如,操作系统1500可以确定外翻拉伸和背屈拉伸。

[0155] 在某些示例中,操作系统1512和/或硬件接口电子器件1540可以操作和/或提供与致动器1520的操作有关的服务。即,在致动器1520的操作需要在一段时间内生成控制信号、关于致动器1520的一个或多个状态的知识或其它考虑因素的情况下,操作系统1512和/或

硬件接口电子器件1540可以将操作致动器1520的简单命令(例如,使用致动器1520的扭曲弦致动器(TSA)产生指定水平的力的命令)转换成至启用该简单命令所需的硬件接口电子器件1540和/或致动器1520的复杂和/或基于状态的命令(例如,基于由操作系统1510确定和存储的转子的起始位置、使用编码器检测到的马达的相对位置以及由使用测力传感器检测到的TSA产生的力,施加到TSA的马达的绕组的一系列电流)。

[0156] 在某些示例中,操作系统1512还可以通过根据PPSE 1500的配置将系统级简单命令(例如,施加到足板的命令的力张紧水平)转换成用于多个致动器的命令来封装PPSE 1500的操作。这种封装可以实现通用应用程序的创建,其可以影响PPSE的功能(例如,允许PPSE的穿戴者拉伸他的足部),而没有被配置成操作特定型号或类型的PPSE(例如,通过被配置成生成简单的力产生型面,操作系统1512和硬件接口电子器件1540可以将所述简单的力产生型面转换成足以促使致动器1520将命令的力产生型面施加到足板的致动器命令)。

[0157] 操作系统1512可以充当标准的多功能平台,以使得能够使用具有各种不同的硬件配置的各种PPSE来实现各种机电、生物医学、人机界面、训练、康复通信和其它应用。操作系统1512可以使传感器1530、致动器1520或PPSE 1500的其它元件或功能可用于与PPSE 1500通信的远程系统(例如,使用通信接口1560)和/或各种应用程序、后台命令、服务或由操作系统1512执行的其它计算机可读程序。操作系统1512可以以标准方式(例如,通过API、通信协议或其它编程接口)使致动器、传感器或其它元件或功能可用,使得可以创建应用程序、后台命令、服务或其它计算机可读程序以被安装、被执行和被操作以启用具有各种不同配置的各种柔性机械护甲的功能或操作模式。通过操作系统1512可用的API、通信协议或其它编程接口可以封装、翻译或以其它方式摘要PPSE 1500的操作,以使得能够创建这种计算机可读程序,其能够操作以实现各种各样的不同配置的柔性机械护甲的功能。

[0158] 另外地或可替代地,操作系统1512可以被配置成操作模块化柔性机械护甲系统(即,一种柔性机械护甲系统,其中可以从柔性机械护甲添加或减去致动器、传感器或其它元件,以实现柔性机械护甲的操作模式或功能)。在某些示例中,操作系统1512可以动态地确定PPSE1500的硬件配置,并且可以相对于PPSE 1500的所确定的当前硬件配置来调节PPSE 1500的操作。该操作可以以对于计算机可读程序(例如,1514a,1514b,1514c)“不可见”的方式执行,所述计算机可读程序通过由操作系统1512呈现的标准化程序界面访问PPSE 1500的功能。例如,计算机可读程序可以通过标准化程序界面向操作系统1512指示待将指定水平的扭矩施加到PPSE 1500的穿戴者的足踝。操作系统1512可以基于PPSE 1500的确定的硬件配置响应地确定足以将指定水平的扭矩施加到穿戴者的足踝的致动器1520的操作模式。

[0159] 在某些示例中,操作系统1512和/或硬件接口电子器件1540可以操作致动器1520,确保PPSE 1500不操作而不直接导致穿戴者受伤和/或PPSE 1500的元件受损。在某些示例中,这可以包括不操作致动器1520以向穿戴者的身体施加超过某一最大阈值的力和/或扭矩。这可以被实施为看门狗过程或某一其它计算机可读程序,其可以被配置(当由控制器1510执行时)以监测由致动器1520正施加的力(例如,通过监测发送到致动器1520的命令和/或监测使用传感器1530检测到的力或其它属性的测量值),并且禁用和/或改变致动器1520的操作以防止穿戴者受伤。另外地或可替代地,硬件接口电子器件1540可以被配置成包括电路以防止过大的力和/或扭矩施加到穿戴者(例如,通过将被配置成测量由TSA产生

的力的测力传感器的输出引导到比较器,并且通过配置比较器以当力超过指定水平时切断TSA的马达的电源)。

[0160] 在某些示例中,操作致动器1520以确保不损坏自身的PPSE 1500可以包括看门狗过程或电路,其被配置成防止过电流、过载、过度旋转或其它会导致PPSE 1500的元件损坏的条件。例如,硬件接口电子器件1540可以包括金属氧化物变阻器、断路器、旁路二极管或被配置成限制施加到马达绕组的电压和/或电流的其它元件。

[0161] 注意,如由操作系统1512启用的上述功能可以另外地或可替代地由应用程序1514a、1514b、1514c、服务、驱动程序、后台程序或由控制器1500执行的其它计算机可读程序实施。应用程序、驱动程序、服务、后台程序或其它计算机可读程序可以具有特定的安全权限或其它属性,以便于使用它们来启用上述功能。

[0162] 操作系统1512可以封装硬件接口电子器件1540、致动器1520和传感器1530的功能,用于通过其它计算机可读程序(例如,应用程序1514a,1514b,1514c,校准服务1516)、通过用户(通过用户界面1550)和/或通过某一其它系统(即,被配置成通过通信接口1560来与控制器1510通信的系统)使用。PPSE 1500的功能的封装可以采用应用程序编程接口(API)的形式,即,在控制器1510上运行的应用程序可以用于访问PPSE 1500的元件的功能的函数调用和程序的集合。在某些示例中,操作系统1512可以向由控制器1510正执行的应用程序提供标准的‘机械护甲API’。‘机械护甲API’可以使应用程序1514a,1514b,1514c能够访问机械护甲1500的功能,无需那些应用程序1514a,1514b,1514c被配置成生成对于操作PPSE 1500的元件(例如,致动器1520,传感器1530)所需的无论什么复杂的、时间相关的信号。

[0163] ‘PPSE API’可以允许应用程序1514a,1514b,1514c向操作系统1512发送简单命令(例如,‘当穿戴者的足部接触地面时开始从穿戴者的足踝存储机械能’),使得操作系统1512可以解释那些命令并且向硬件接口电子器件1540或PPSE 1500的其它元件产生命令信号,所述命令信号足以实现由应用程序1514a,1514b,1514c生成的简单命令(例如,基于由传感器1530检测到的信息确定穿戴者的足部是否已经接触地面,响应地对横过用户的足踝的外切筋施加高电压)。

[0164] ‘PPSE API’可以是产业标准(例如,ISO标准)、专利标准、开源标准或其他方式可供个人使用,其继而可以产生用于PPSE的应用程序。‘PPSE API’可以允许创建应用程序、驱动程序、服务、后台程序或其它计算机可读程序,这些程序能够通过被配置成与由各种不同类型和配置的PPSE实施的标准‘PPSE API’相连接来操作各种不同类型和配置的PPSE。另外地或可替代地,‘PPSE API’可以提供个人特定机械护甲的致动器的标准封装(即,将力施加到特定本体段的致动器,其中不同配置的机械护甲可以不包括将力施加到相同的特定本体段的致动器),并且可以提供标准接口,用于访问关于由PPSE提供‘PPSE API’的无论什么配置的信息。访问“PPSE API”的应用程序或其它程序可以访问关于PPSE的配置(例如,由致动器生成的本体段之间的位置和力、致动器的规格、传感器的位置和规格)的数据,并且可以基于由应用程序生成的PPSE的模型并且基于关于PPSE的配置的所访问数据的信息来生成用于各个致动器的简单命令(例如,在50毫秒内产生30牛顿的力)。根据应用,可以通过‘PPSE API’来封装额外的或可替代的功能。

[0165] 应用程序1514a,1514b,1514c可以单独地启用本文描述的柔性机械护甲的功能和操作模式中的部分或全部。例如,应用程序可以通过传送姿势、力、扭矩和关于PPSE 1500的

穿戴者的活动的其它信息并且通过将机器人系统接收的力和扭矩转换成施加到穿戴者的触觉反馈(即,通过致动器1520和/或触觉反馈元件施加到穿戴者身体的力和扭矩)来实现对机器人系统的触觉控制。在另一个示例中,应用程序可以通过向操作系统1512提交命令和从操作系统1512接收数据(例如,通过API)而使穿戴者能够更高效地行动,使得PPSE 1500的致动器1520辅助用户的运动,从穿戴者的行动阶段提取消极动作,并且将所存储的动作注入穿戴者的行动的其它阶段,或者其它操作PPSE 1500的方法。应用程序可以被安装在控制器1510上和/或安装在通过各种方法被包括在PPSE 1500中的计算机可读存储介质上。可以从可移除的计算机可读存储介质或从通过通信接口1560与控制器1510通信的系统安装应用程序。在某些示例中,可以从互联网上的网站、编译或未编译的程序的存储库或在线商店(例如,Google Play,iTunes App Store)或其它来源安装应用程序。此外,应用程序的功能可以取决于正与远程系统连续或周期性通信的控制器1510(例如,接收更新,验证应用程序,提供关于当前环境条件的信息)。

[0166] 在图15中示出的PPSE 1500旨在作为说明性示例。预料到柔性机械护甲的其它配置和操作系统、内核、应用程序、驱动程序、服务、后台程序或其它计算机可读程序的其它配置。例如,被配置成操作PPSE的操作系统可以包括实时操作系统部件,其被配置成生成用于操作PPSE的元件的低级命令和非实时部件以启用较少时间敏感的功能,如同在用户界面上的时钟,更新存储在PPSE中的计算机可读程序或其它功能。PPSE可以包括多于一个的控制器;此外,这些控制器中的某些可以被配置成执行实时应用程序、操作系统、驱动程序或其它计算机可读程序(例如,那些控制器被配置成具有非常短的中断服务例程、非常快速的线程切换或与延迟敏感计算相关的其它属性和功能),而其它控制器被配置成启用柔性机械护甲的较低时间敏感度功能。预料到PPSE的额外的配置和操作模式。此外,如本文所述配置的控制系统可以另外地或可替代地被配置成使得能够操作除PPSE之外的装置和系统;例如,如本文所述的控制系统可以被配置成操作机器人、刚性机械护甲或外骨骼、辅助装置、假肢或其它机电装置。PPSE的机械操作的控制器

[0167] 可以根据各种控制方案以各种方式实施PPSE的致动器的控制。通常,一个或多个硬件和/或软件控制器可以从设置在PPSE和/或与PPSE通信的远程系统上或内的传感器接收关于柔性机械护甲的状态、PPSE的穿戴者和/或PPSE的环境的信息。然后,一个或多个硬件和/或软件控制器可以生成控制输出,所述控制输出可以由PPSE的致动器执行以实现PPSE的命令状态和/或启用某些其它应用。一个或多个软件控制器可以被实施为操作系统、内核、驱动程序、应用程序、服务、后台程序或由包括在PPSE中的处理器执行的其它计算机可读程序的一部分。

[0168] 可替代的应用和实施例

[0169] 上述PPSE实施例总体上涉及一种足踝拉伸PPSE,其典型地通过执行为DMD患者所规定的拉伸来改善足踝柔韧性。然而,可以容易地理解,用于PPSE的应用不限于用于DMD患者的踝关节拉伸。在一个可替代的实施例中,可以在损伤康复期间使用PPSE代替连续被动动作(CPM)机器。上述系统可以用于恢复踝关节的ROM,例如,就手术或关节炎而言。另外地,足踝ROM PPSE可以包括与腓肠肌接近的FLA以诱发足踝的跖屈。虽然CPM机器简单地循环通过预设ROM,但是PPSE可以自适应地适应关节ROM中的变化。足踝的ROM可以通过传感器和控件层例如经由一个或多个测角器或力传感器感测,使得PPSE应用随时间逐渐增大ROM的方

案。

[0170] PPSE也可以针对其它关节和肌肉群进行优化。例如,PPSE可以适于使前臂和腕部俯身或仰转,以便在挛缩的情况下增大关节或肌肉的旋转动作范围。适于弯曲和延伸膝盖的PPSE可以用作CPM机器的可替代物,以便在手术后增大膝关节的动作范围,例如,前交叉韧带(ACL)重建或全关节置换。

[0171] 除了执行拉伸方案以外,PPSE的实施例也可以适于执行辅助功能。例如,上述的足踝拉伸PPSE可以用于辅助具有足下垂的患者。如同足踝拉伸PPSE这样的系统的传感器和控件层可以例如经由一个或多个惯性测量单元(IMU)检测穿戴者的步态周期的阶段。使用该信息,PPSE可以在摆动阶段期间引发踝部的背屈,以辅助具有足下垂的穿戴者行走。

[0172] 在某些实施例中,主要旨在用于辅助功能的动力辅助机械护甲也可以适于执行PPSE功能。在一个实施例中,与在____提交的题为“Systems and Methods for Assistive Exosuit System”的美国专利申请No.____中描述的实施例类似的、用于辅助功能的辅助机械护甲可以适于执行PPSE功能。这种辅助机械护甲的实施例典型地包括与肌肉群接近的FLA,例如,髋屈肌、臀肌/髋伸肌、脊柱伸肌或腹肌。在这些机械护甲的辅助模式中,这些FLA为诸如站立位置和落座位置之间的运动、步行和姿势稳定性之类的活动提供辅助。在这样的机械护甲系统内的特定FLA的致动也可以提供拉伸辅助。典型地,与肌肉群接近的一个或多个FLA的激活可以拉伸拮抗肌。例如,与腹部肌肉接近的一个或多个FLA的激活可能拉伸脊柱伸肌,或与臀部/臀部伸肌接近的一个或多个FLA的激活可以拉伸髋屈肌。机械护甲可以适于检测何时穿戴者准备发起拉伸和执行自动拉伸方案;或者何时穿戴者可以向套装(suit)指示发起拉伸方案。

[0173] 应当理解,所公开的主旨不限于其应用于构造的细节和在以下描述中阐述的或在附图中示出的部件的布置。所公开的主旨能够具有其它实施例并且能够以各种方式实践和实施。而且,应当理解,这里采用的措辞和术语是为了描述的目的,并且不应当被认为是限制性的。

[0174] 这样,本领域的技术人员将理解,本公开所基于的概念可以容易地用作用于设计用于实施所公开的主旨的若干目的其它结构、系统、方法和媒质的基础。尽管已经在前述示例性实施例中描述和示出所公开的主旨,但是应当理解,本公开已经仅仅是通过示例的方式进行,并且可以在没有脱离所公开的主旨的精神和范围的情况下在所公开的主旨的实施方案的细节中进行许多改变。

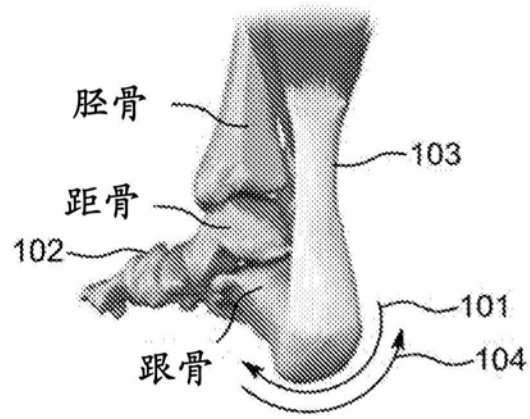


图1A

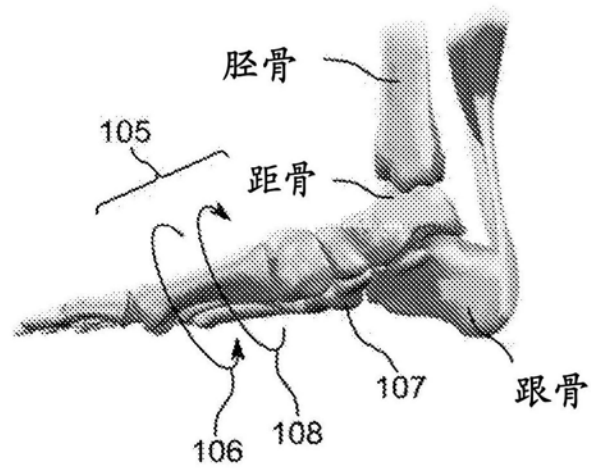


图1B

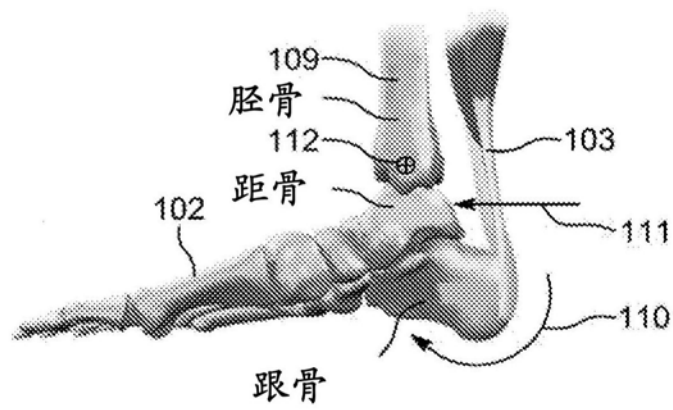


图1C

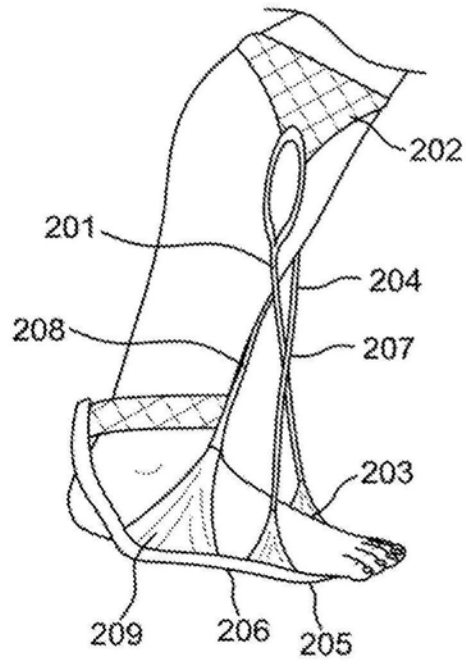


图2A

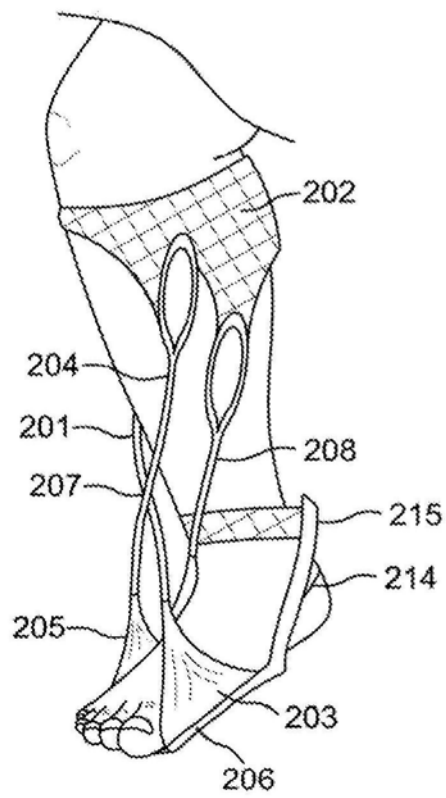


图2B

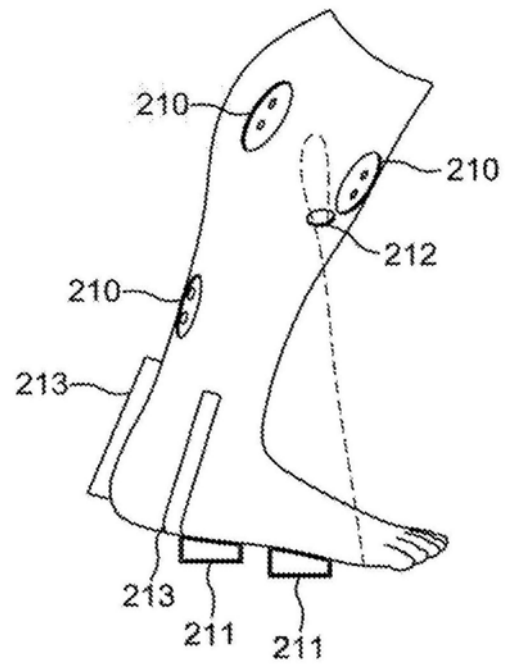


图2C

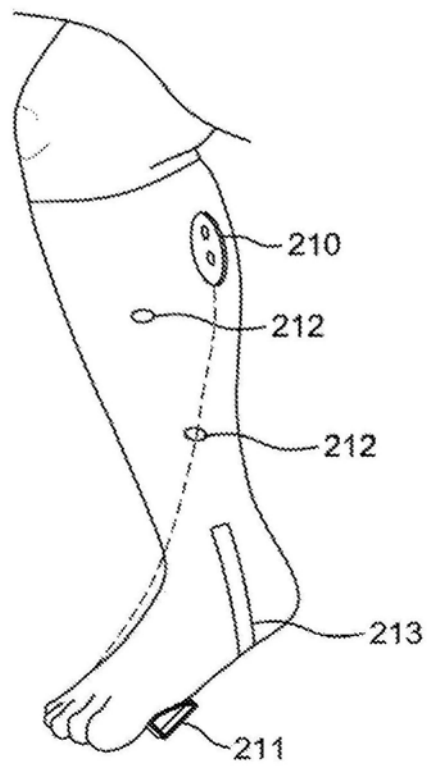


图2D

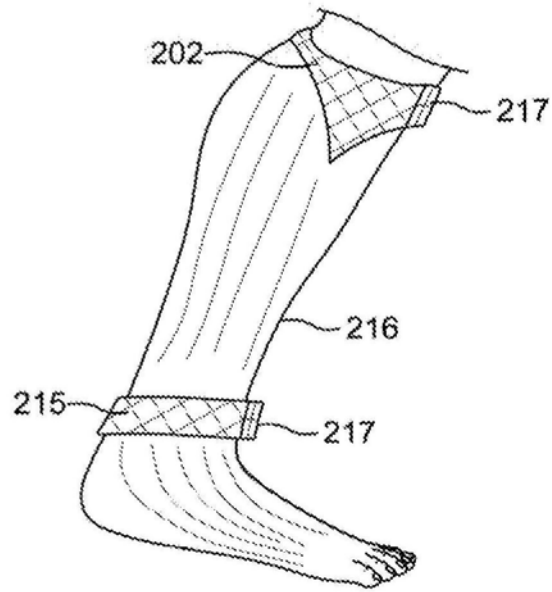


图2E

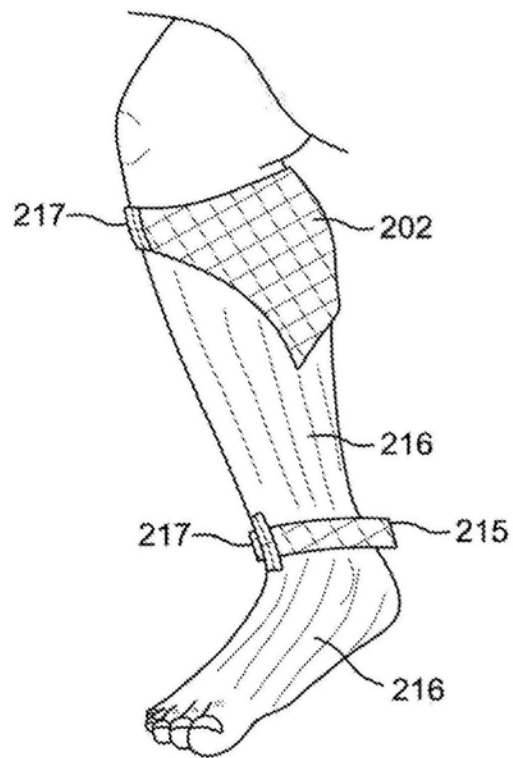


图2F

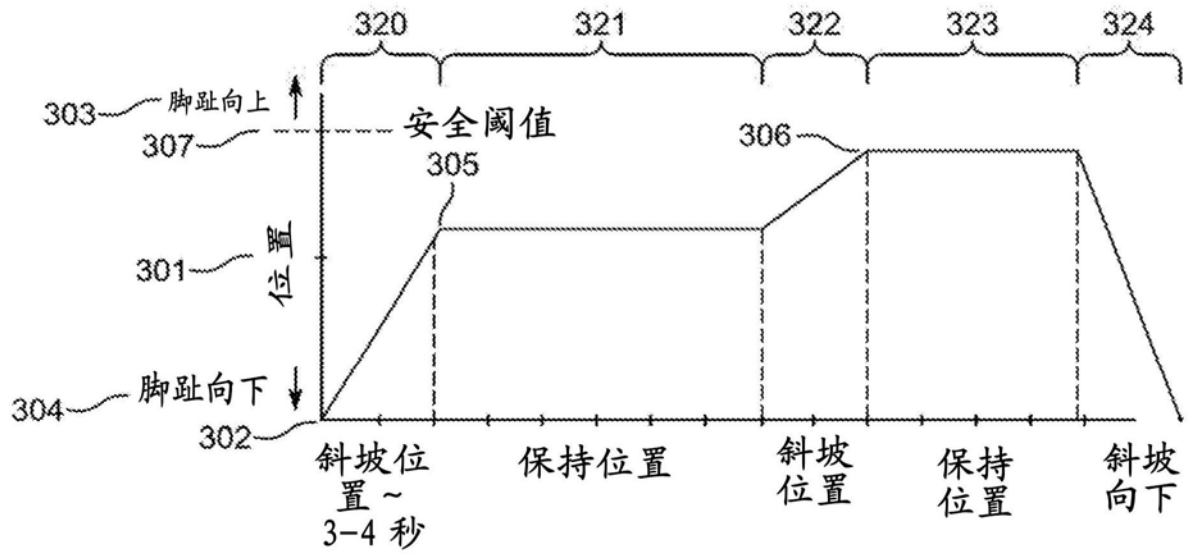


图3A

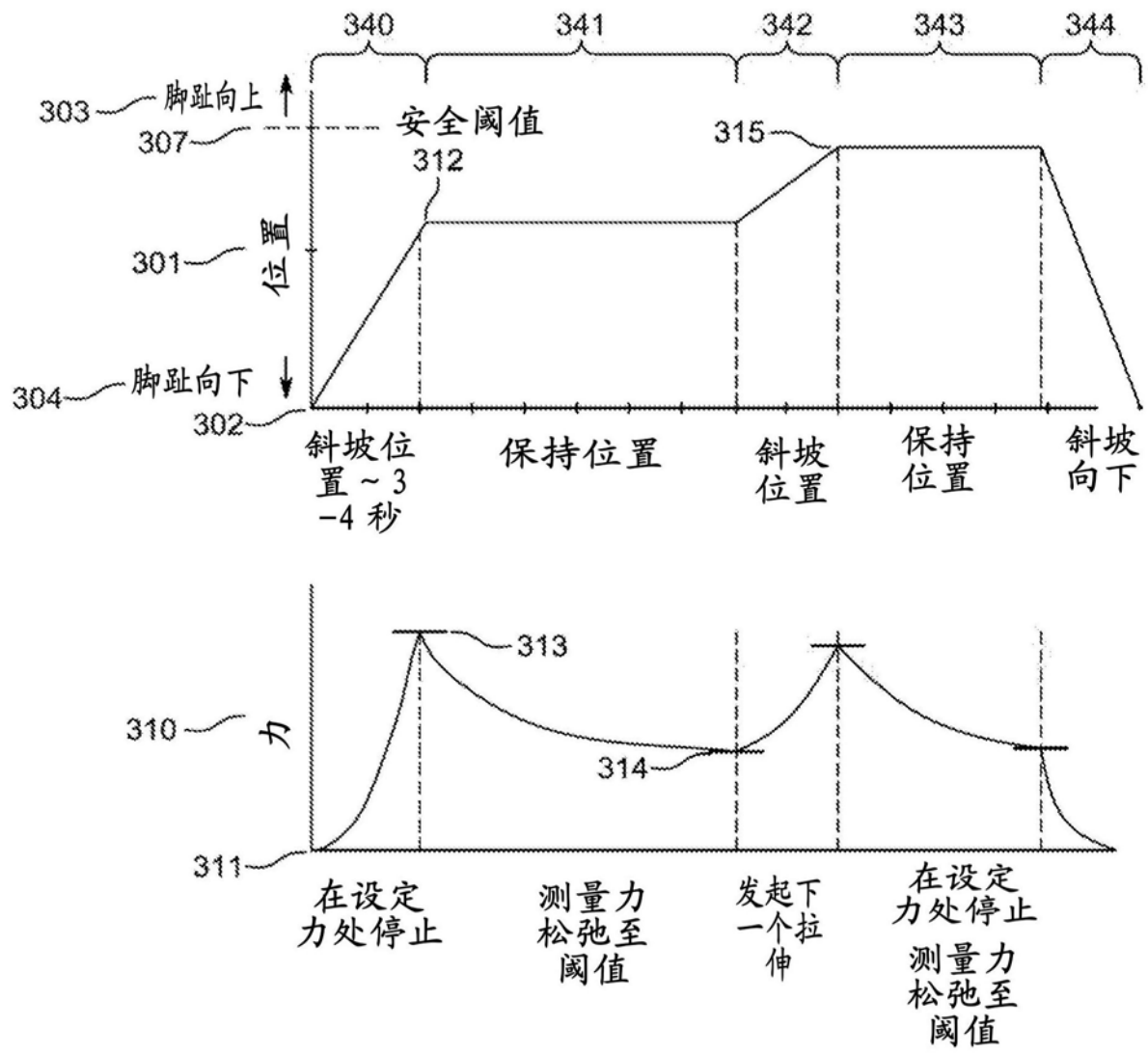


图3B

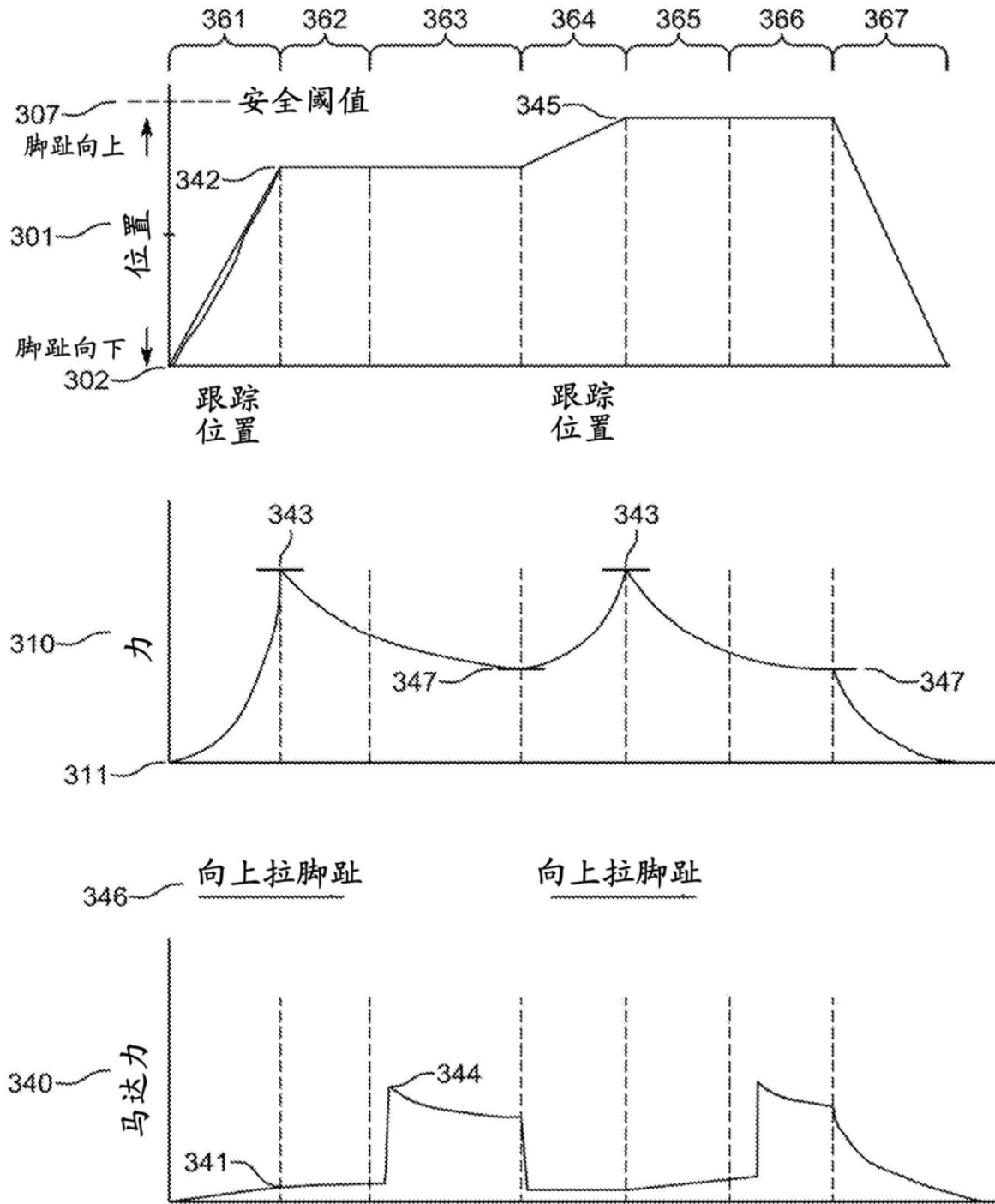


图3C

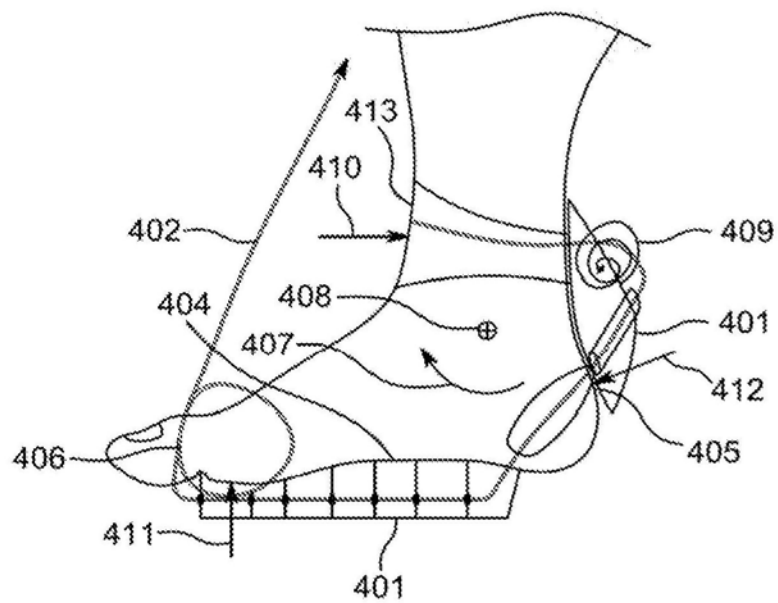


图4C

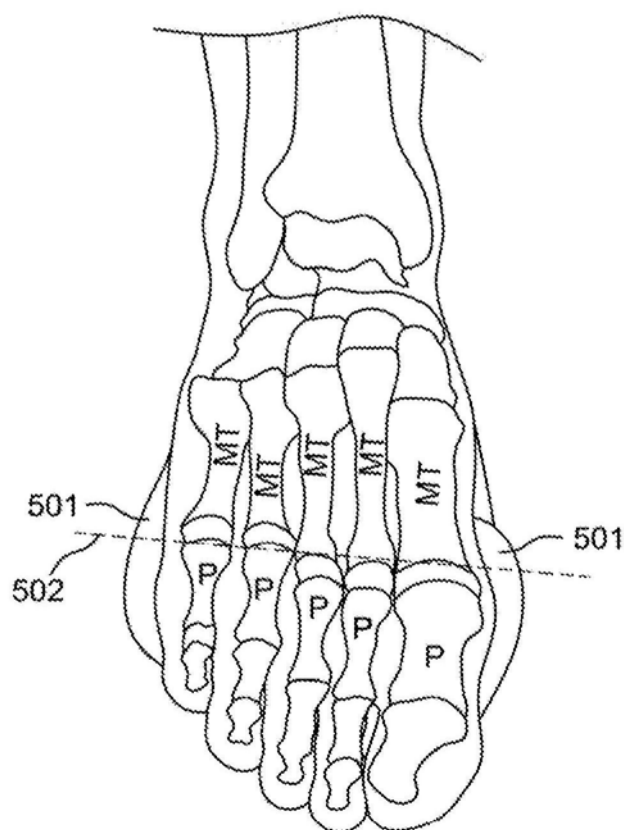


图5A

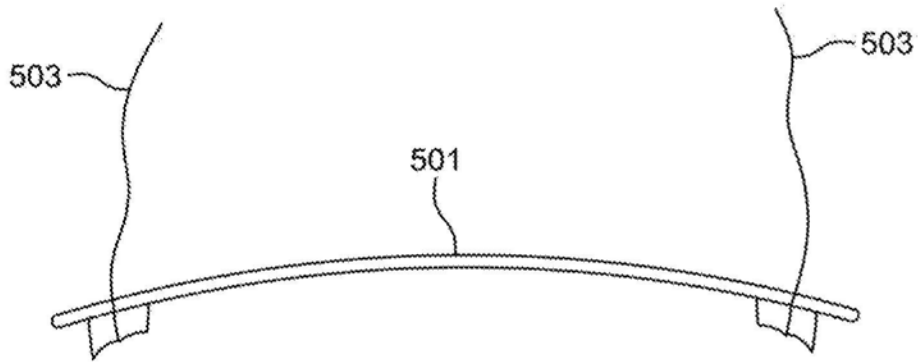


图5B

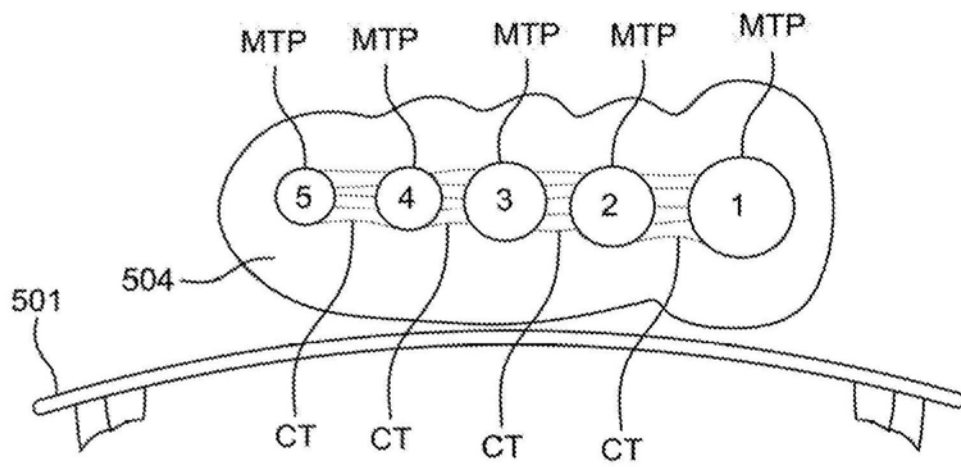


图5C

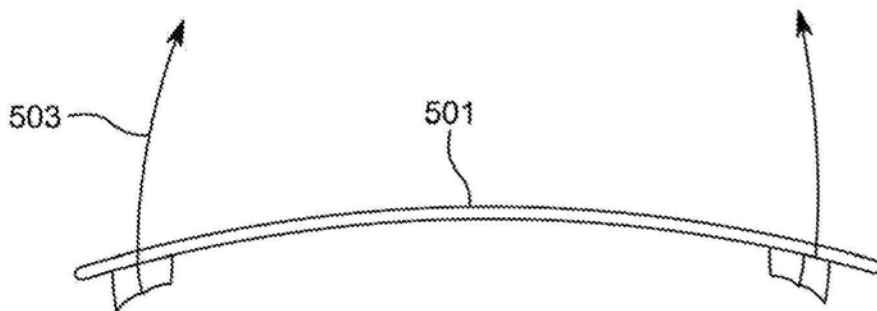


图5D

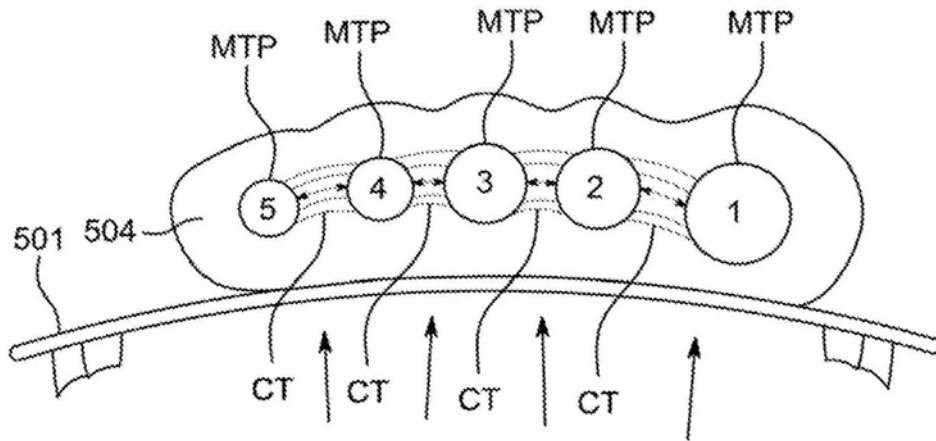


图5E

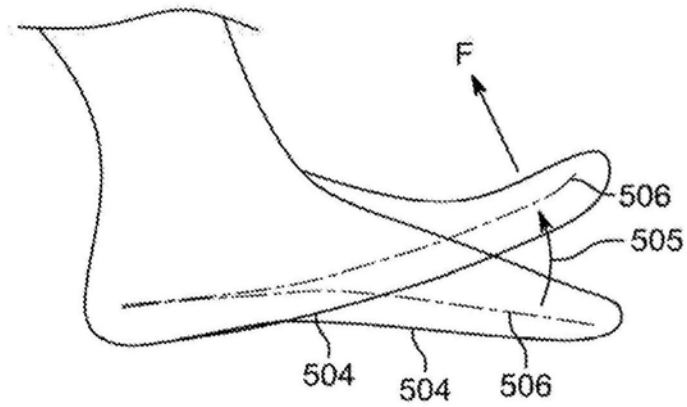


图5F

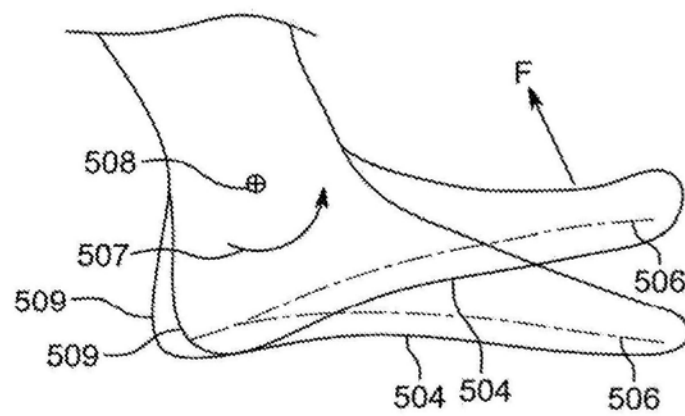


图5G

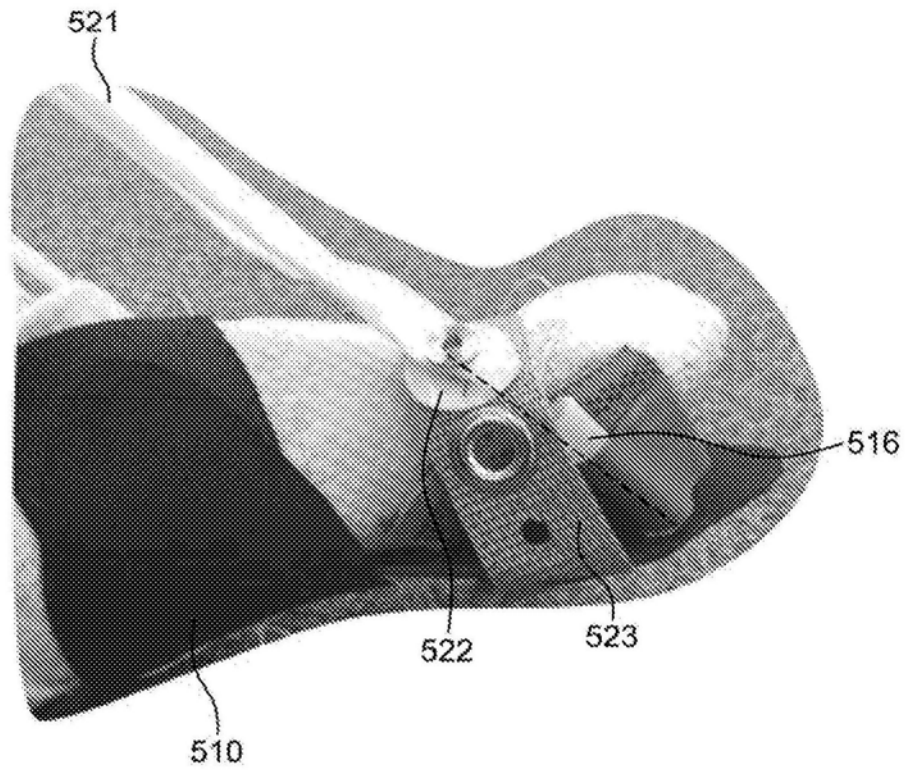


图5J

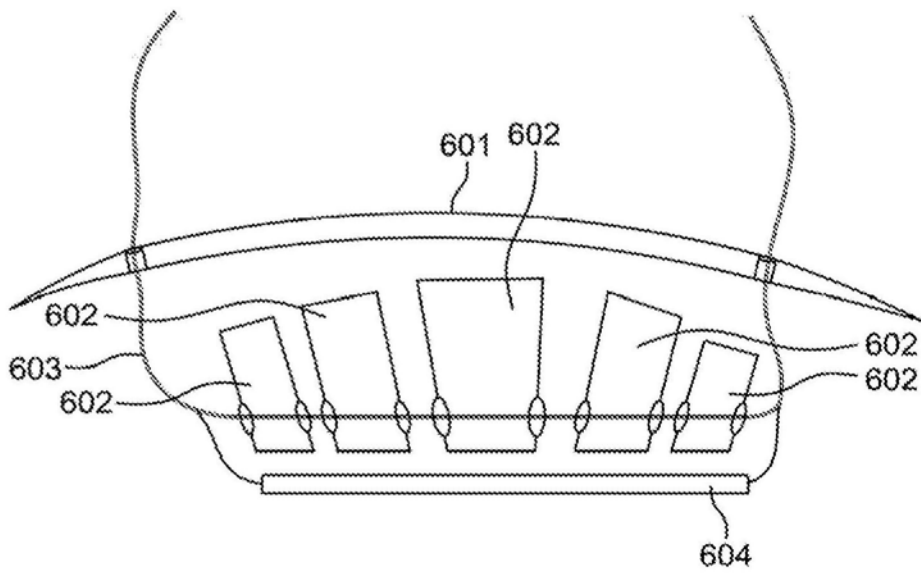


图6A

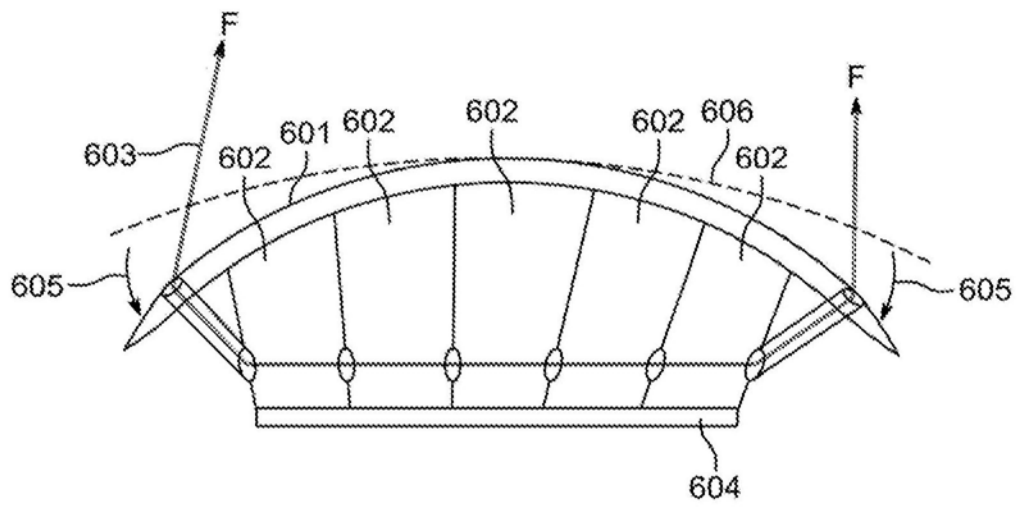


图6B

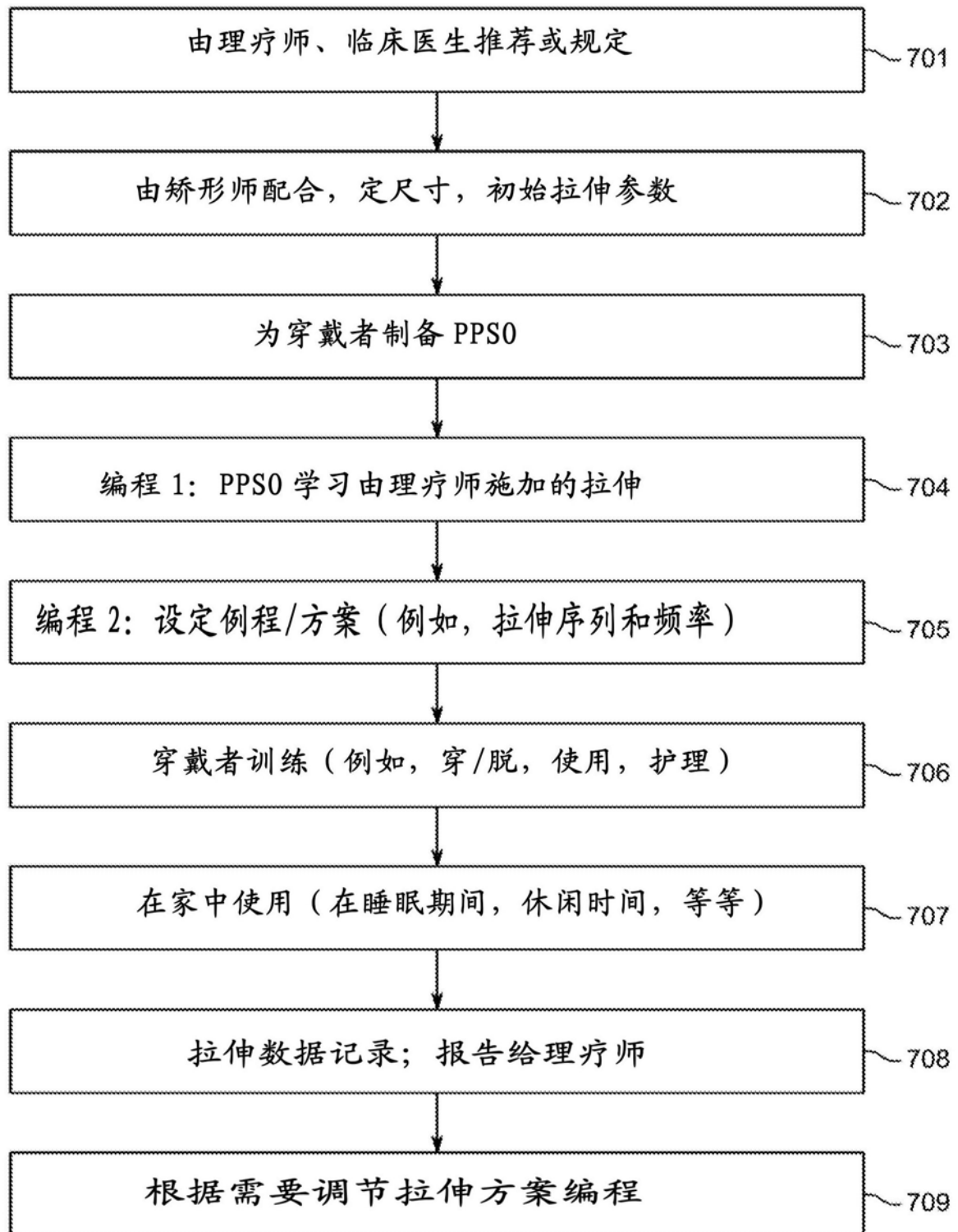


图7

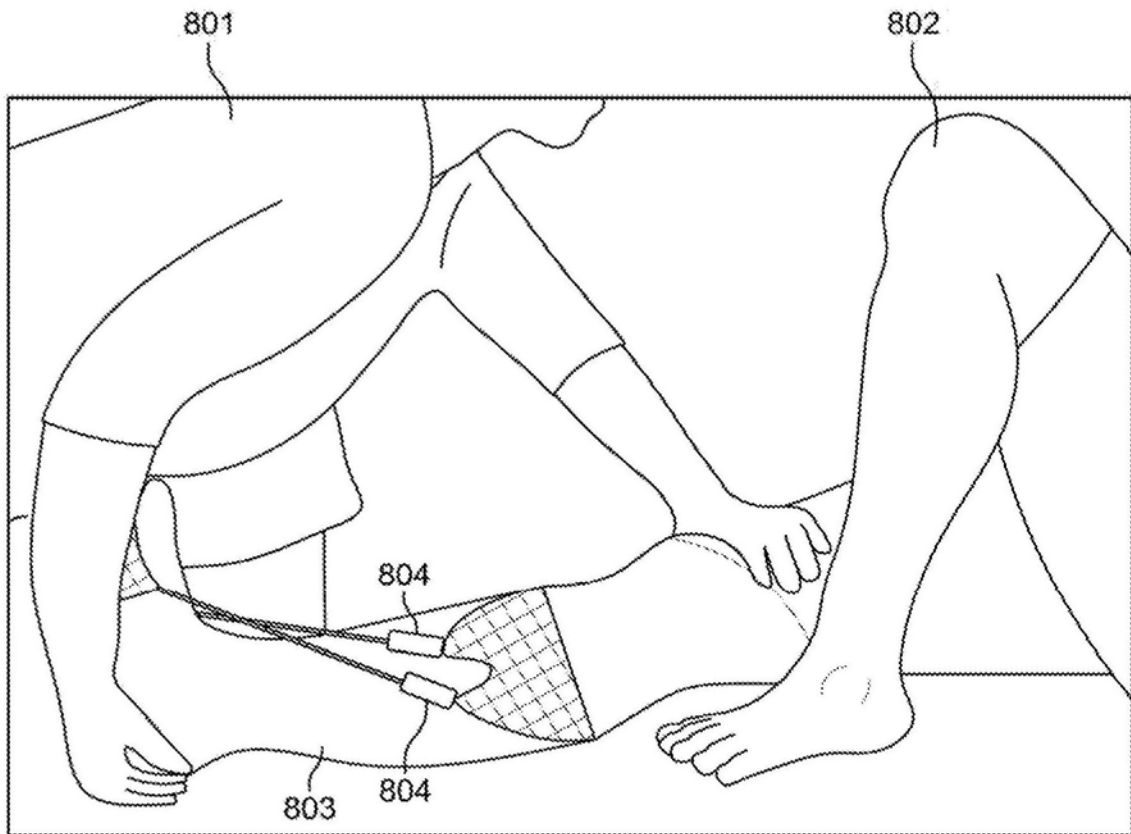


图8

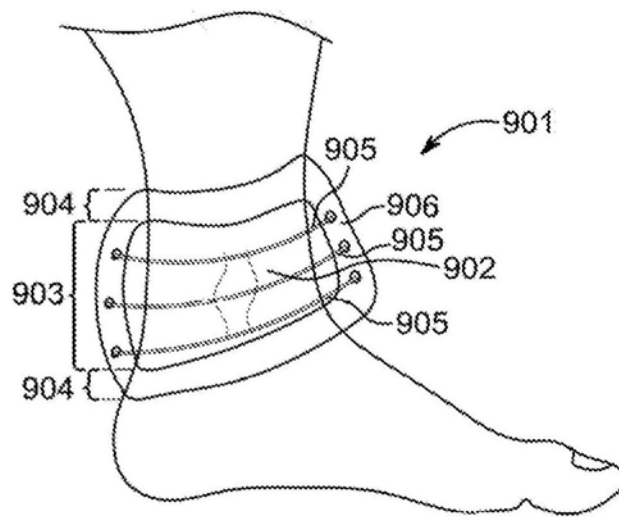


图9A

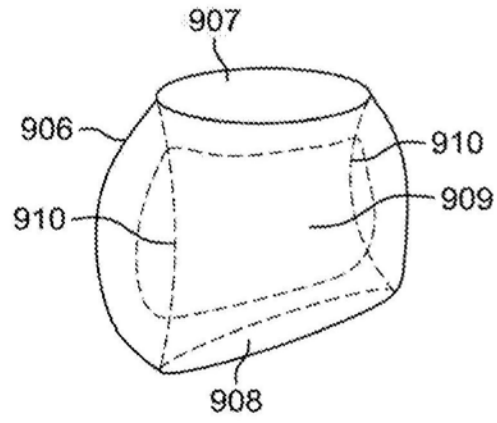


图9B

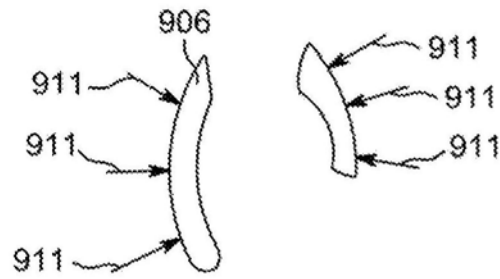


图9C

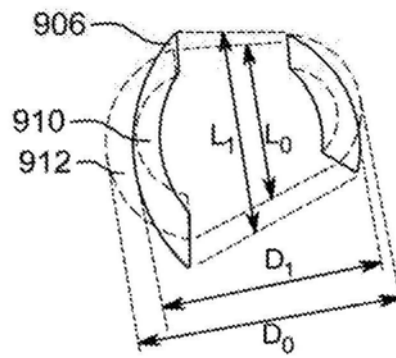


图9D

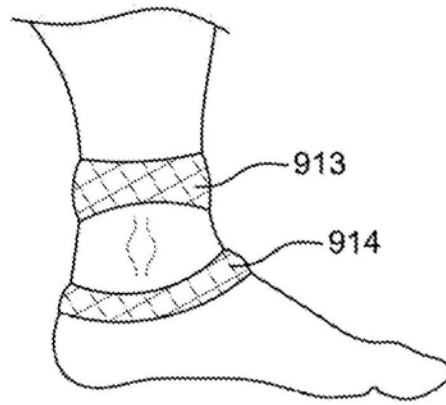


图9E

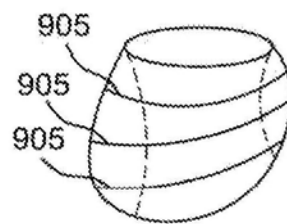


图9F

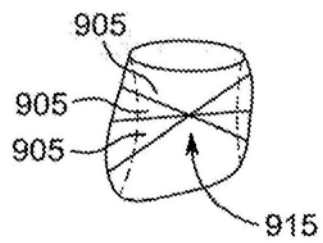


图9G

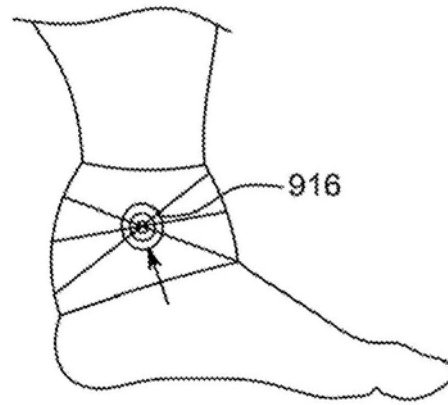


图9H

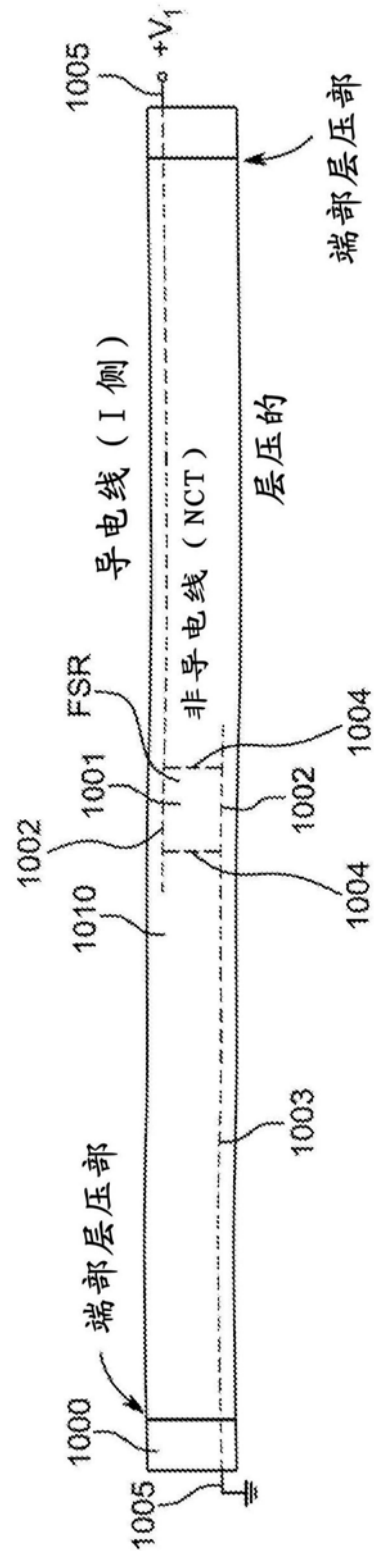


图10A

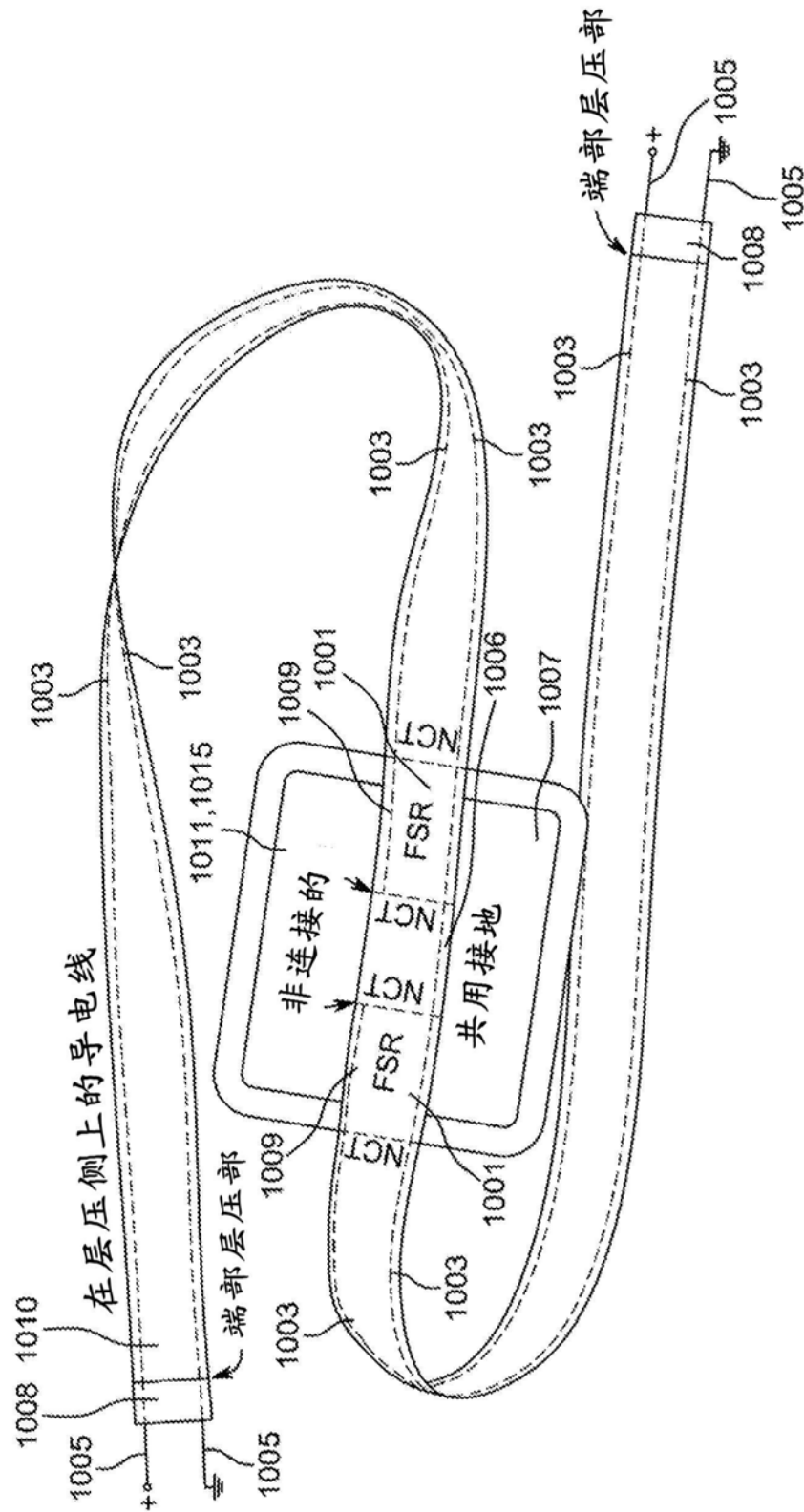


图10B

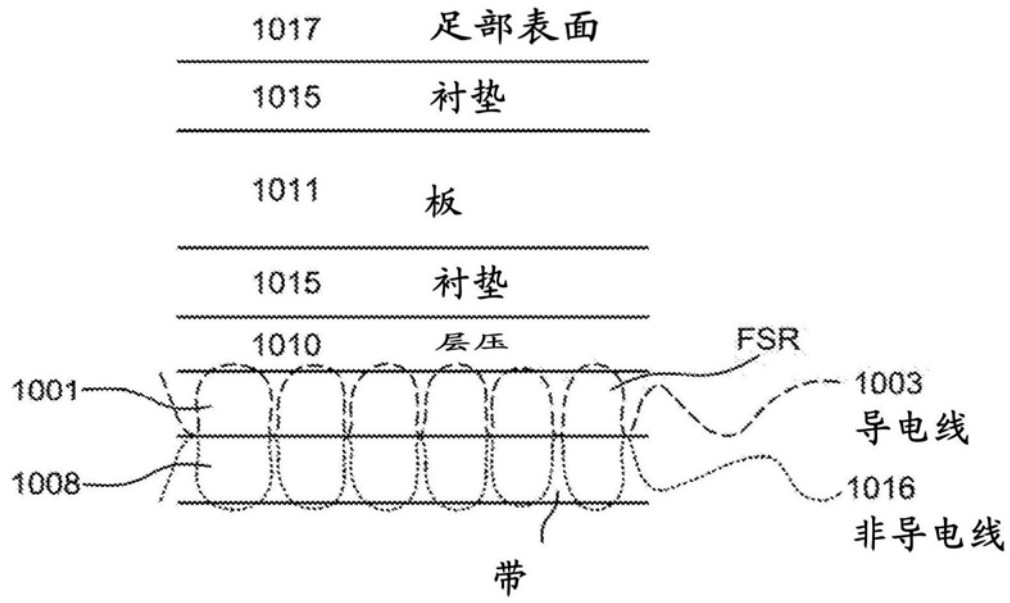


图10C

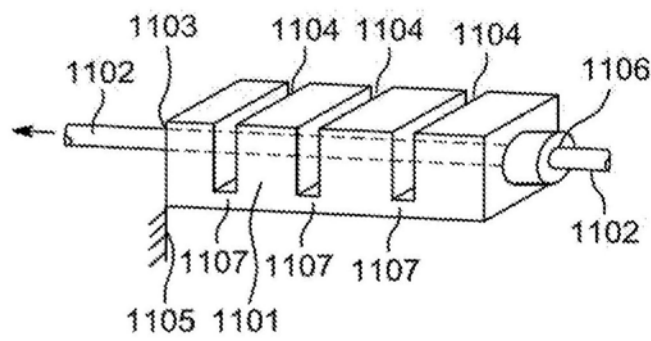


图11A

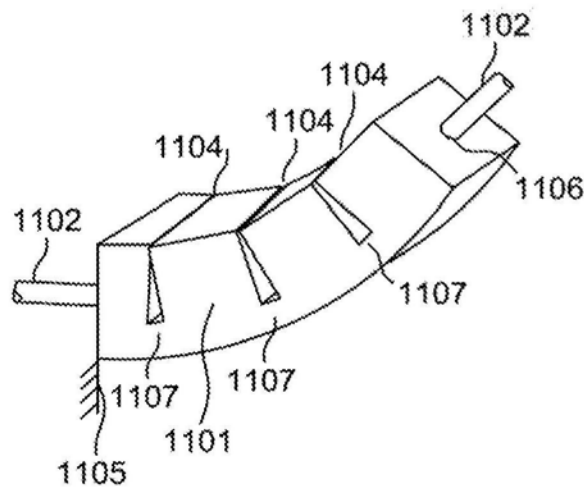


图11B

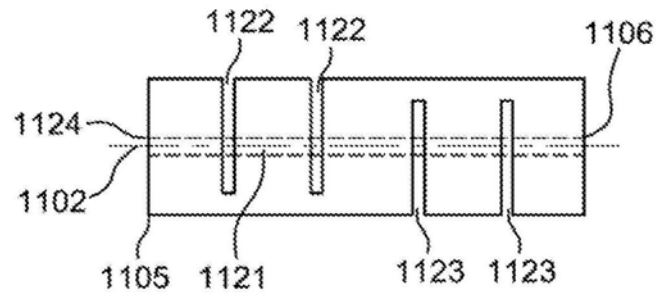


图11C

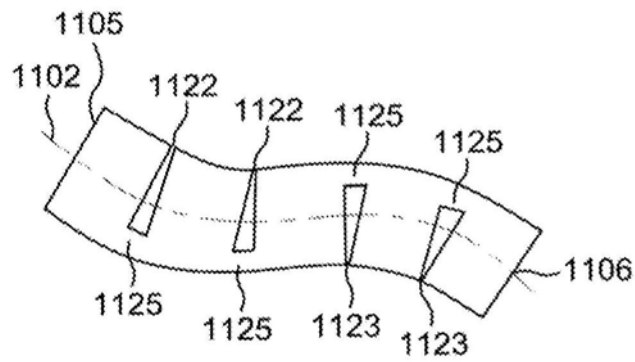


图11D

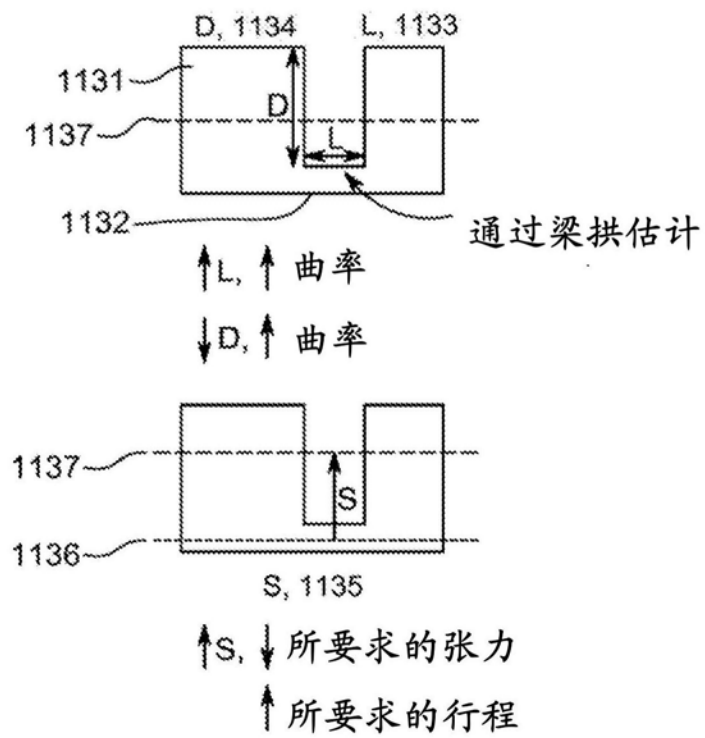


图11E

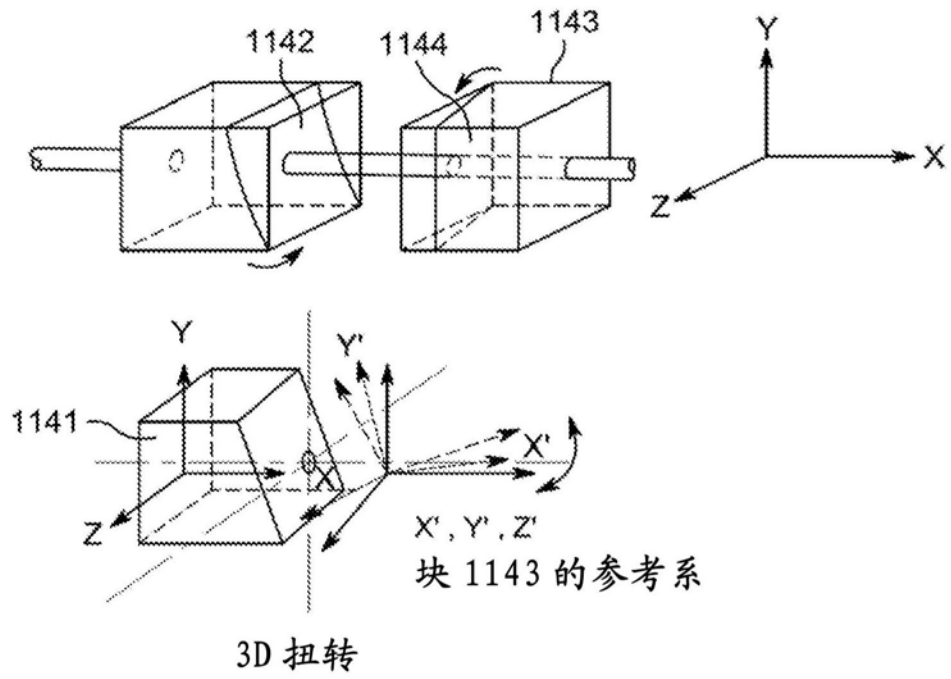


图11F

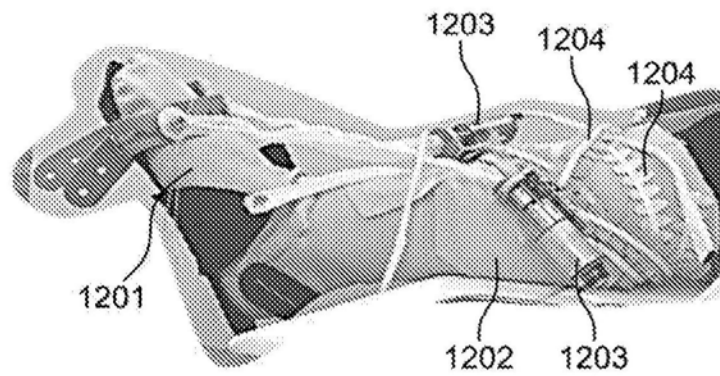


图12A

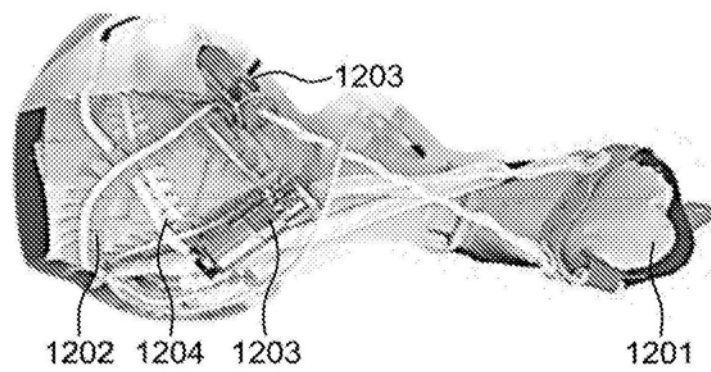


图12B

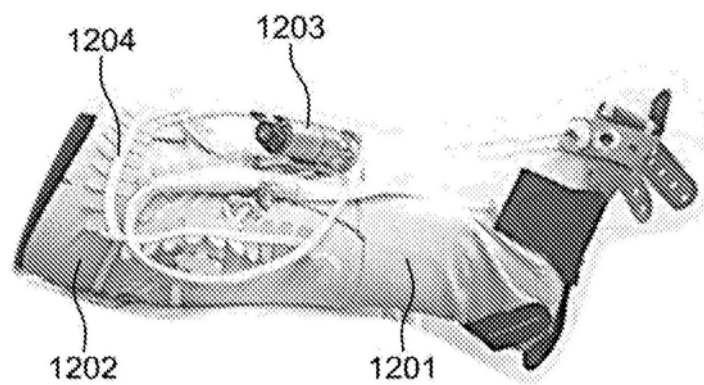


图12C

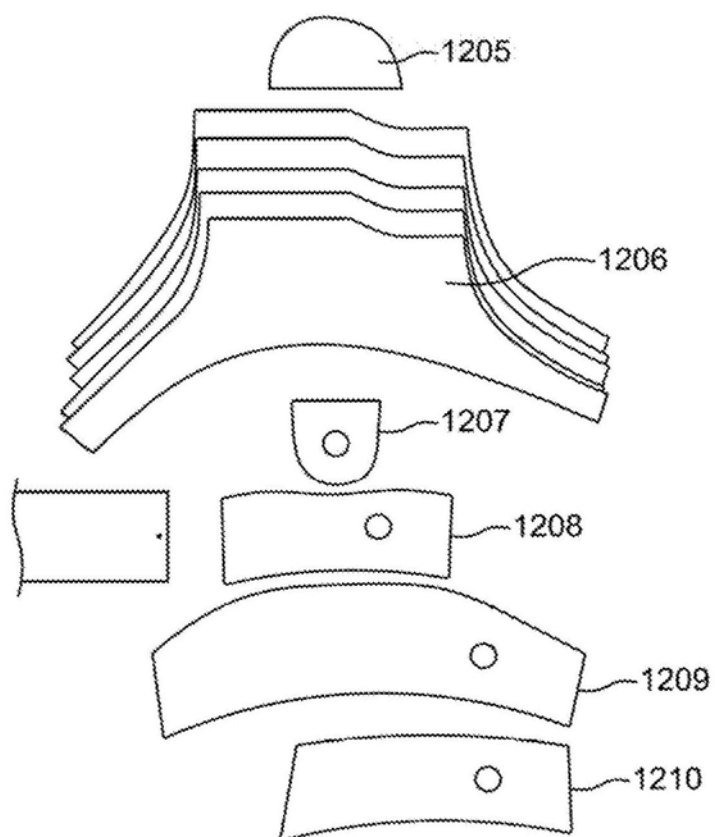


图12D

	日期	测量或计算	使用
1301	横过关节的 PPSO 拉伸	由拉伸传感器测量	• 计算关节位置
1302	关节位置	由测角器测量，或从多个拉伸传感器或 IMU 计算，包括由 PPSO 靶向的关节的所有自由度	• 测量动作范围 • 计算关节角度-被动硬度曲线 • 控制拉伸位置 • 测量在编程期间期望的位置
1303	关节速率	从关节位置和计时器计算	• 控制拉伸速度 • 计算拉伸松弛
1304	挠曲驱动力	由与挠曲驱动一致的 FSR 测量	• 控制挠曲驱动力 • 测量关节扭矩 • 测量应力松弛 • 测量针对该装置的用户努力
1305	足部压力水平和分布	由足板 FSR 阵列测量	• 控制挠曲驱动力的水平和分布 • 测量在编程期间期望的拉伸力 • 测量针对该装置的用户努力
1306	关节扭矩	从挠曲驱动力和 PPSO 几何结构计算	• 计算关节-角度-被动硬度曲线 • 控制拉伸扭矩
1307	肌肉活动	通过肌电图测量	• 控制主动拉伸 • 检测拉伸松弛和交互抑制 • 检测针对该装置的用户努力
1312	拉伸松弛	从肌肉活动和关节速率计算	• 控制主动拉伸 • 可以给个人指导治疗决策
1313	交互抑制	从拮抗肌中的肌肉活动计算	• 控制主动拉伸 • 可以给个人指导治疗决策

图13A

	日期	测量或计算	使用
1308	针对装置的努力	从挠曲驱动力、足部压力和肌肉活动计算	- 记录针对装置的用户努力以调节拉伸方案 - 报告给用户和理疗师 - 存储在数据库中
1309	关节硬度-扭矩作为关节位置的函数	从关节扭矩和关节位置计算	- 随时间记录以跟踪挛缩状态 - 报告给用户和理疗师 - 存储在数据库中以通知在治疗中的研究和创新
1310	编程的拉伸位置和拉伸扭矩	在编程步骤处从关节硬度计算	- 全面地记录理疗师和用户 - 存储在数据库中以通知在治疗中的研究和创新
1311	编程的拉伸方案参数	在编程步骤处输入(图3中的细节)	- 全面地记录理疗师和用户 - 存储在数据库中以通知在治疗中的研究和创新

图13B

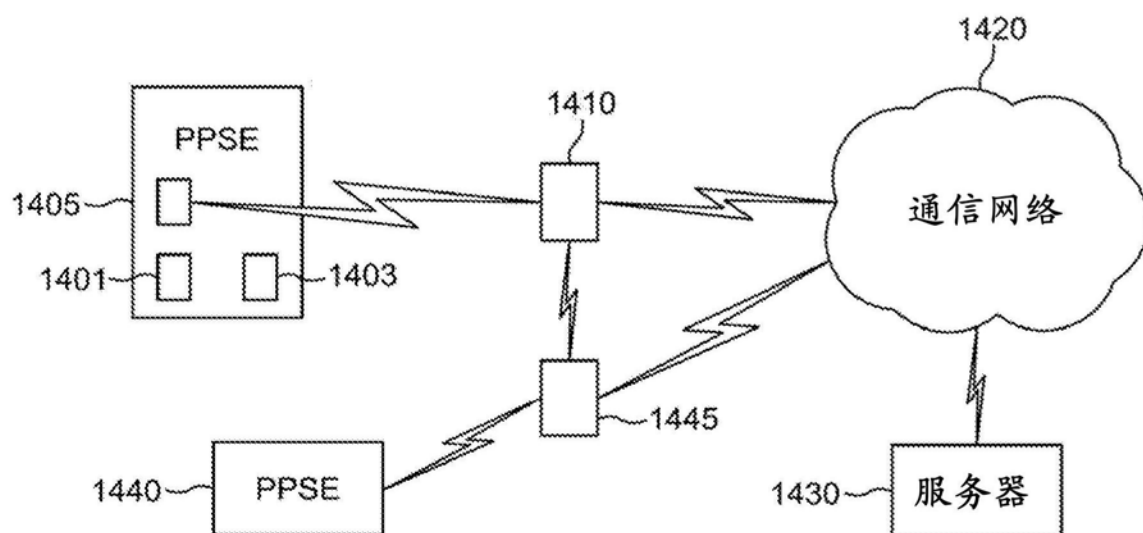


图14

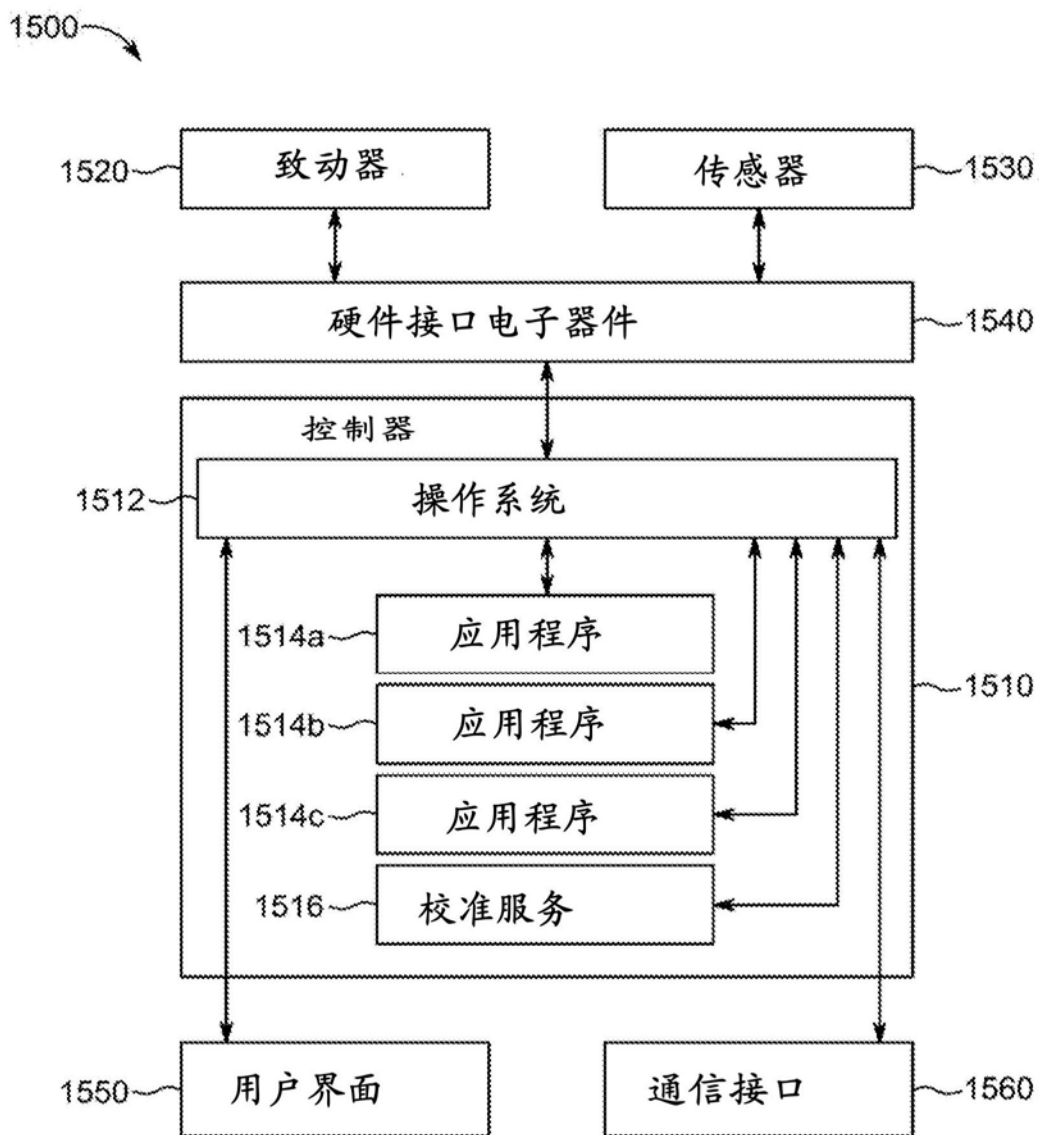


图15