



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115867234 B

(45) 授权公告日 2024. 12. 31

(21) 申请号 202180051126.X

(22) 申请日 2021.07.20

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 115867234 A

(43) 申请公布日 2023.03.28

(30) 优先权数据
102020004339.9 2020.07.20 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2023.02.20

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2021/070283 2021.07.20

(87) PCT国际申请的公布数据
W02022/018091 DE 2022.01.27

(73) 专利权人 奥托·博克保健产品有限公司
地址 奥地利维也纳

(72) 发明人 T·霍夫曼 D·塞弗特 S·扎林

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
专利代理师 韩长永

(51) Int.Cl.
A61F 2/60 (2006.01)
A61F 2/76 (2006.01)
A61F 2/50 (2006.01)
A61F 2/68 (2006.01)
A61F 2/64 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 107530174 A, 2018.01.02
US 2014379096 A1, 2014.12.25
审查员 郝星

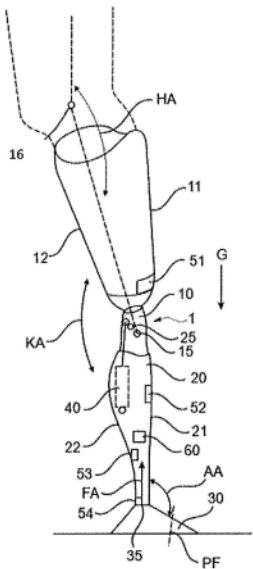
权利要求书2页 说明书9页 附图7页

(54) 发明名称

用于控制假体或矫形器的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于控制下肢的假体或矫形器的方法,所述假体或矫形器具有上部分(10)以及通过膝关节(1)与上部分(20)连接的下部分(20),所述下部分绕着关节轴(15)相对于上部分(10)能摆动地被支承,其中,在上部分(10)和下部分(20)之间布置能调节的阻力装置(40),通过所述阻力装置在行走时基于传感器数据使早期和中期站立阶段中的屈曲阻力(Rf)在初始的脚跟接触之后直至中期站立阶段改变,其中,在初始的脚跟接触之后将所述屈曲阻力(Rf)升高到锁止或至少减缓进一步屈曲的值,其中,根据地面的倾斜度或要克服的高度差(ΔH)来改变屈曲阻力升高的时间曲线和/或最大能达到的屈曲角度(Af)。



1. 一种用于控制下肢的假体或矫形器的方法,所述假体或矫形器具有上部分(10)以及通过膝关节(1)与所述上部分(10)连接的下部分(20),所述下部分绕着关节轴(15)相对于所述上部分(10)能摆动地被支承,其中,在所述上部分(10)和所述下部分(20)之间布置能调节的阻力装置(40),通过所述阻力装置在行走时基于传感器数据使早期和中期站立阶段中的屈曲阻力(Rf)在初始的脚跟接触之后直至中期站立阶段改变,其特征在于,在初始的脚跟接触之后将所述屈曲阻力(Rf)升高到锁止或至少减缓进一步屈曲的值,其中,根据地面的倾斜度或者要克服的高度差(ΔH)来改变屈曲阻力升高的时间曲线和/或最大能达到的屈曲角度(Af),其中,所述地面的倾斜度由脚底附近的参考点的在前的摆动阶段中所经过的竖直距离和/或水平距离或者由脚底附近中的参考点的在前的摆动阶段中所经过的竖直距离与水平距离的比例作为路径计算标准来计算。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,在越来越大地向下倾斜的地面的情况中将最大能达到的屈曲角度(Af)和/或达到最大屈曲阻力(Rf)的屈曲角度(Af)增大。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,在越来越大地向下倾斜的地面的情况中将最大屈曲阻力(Rf)减小。

4. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,将屈曲锁止或屈曲阻力升高在确定的时间段内保持,并且然后将所述屈曲阻力(Rf)减小。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,当所述下部分(20)中的横向力的量度超过与所述地面的倾斜度相关的极限值和/或者腿部肌腱(70)超过与地面的倾斜度相关的向前倾斜度和/或臀部扭矩的量度首先超过极限值并且然后低于该极限值时,在屈曲锁止或屈曲阻力升高之后将所述屈曲阻力减小。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述横向力的量度通过横向力传感器或者由脚踝力矩的横向力分量与膝力矩的横向力分量的差求得。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,当超过预定的屈曲角度(Af)时,将所述屈曲阻力(Rf)在升高之后减小到小于阻力水平。

8. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述地面的倾斜度由所述膝关节(1)的在前的摆动阶段中所经过的竖直距离和/或水平距离或者由所述膝关节(1)的在前的摆动阶段中所经过的竖直距离与水平距离的比例作为路径计算标准来计算。

9. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,要控制的站立阶段的开始根据轴向力脉冲、跖屈加速度和/或脚踝力矩来确定。

10. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述地面的倾斜度由屈曲角度(Af)和所述上部分(10)或所述下部分(20)的绝对角度的评估或者由上部分(10)和下部分(20)的两个绝对角度的评估作为运动学标准来计算。

11. 根据权利要求10所述的方法,其特征在于,求得行走期间的膝角速度和下部分角速度,并且由所述膝角速度和下部分角速度计算这两个角速度的商,其中,根据所述角速度的商的变化求得所述地面的倾斜度。

12. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,使用所述路径计算标准和运动学标准用于确定地面倾斜度,其中,屈曲角度(Af)和所述上部分(10)或所述下部分(20)的绝对角度的评估或者上部分(10)和下部分(20)的两个绝对角度的评估被使用作为运动学标准。

13. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,使用地面反作用力矢量关于所述矫形

器或假体的位置和/或定向作为控制参量。

14. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 对脚部分 (30) 滚动越过棱边的识别阻止屈曲阻力升高或者使升高后的屈曲阻力 (R_f) 又减小。

用于控制假体或矫形器的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于控制下肢的假体或矫形器的方法,所述假体或矫形器具有上部分以及通过膝关节与上部分连接的下部分,所述下部分绕着关节轴相对于上部分能摆动地被支承,其中,在上部分和下部分之间布置能调节的阻力装置,通过所述阻力装置在行走时基于传感器数据使早期和中期站立阶段中的屈曲阻力在初始的脚跟接触之后直至中期站立阶段改变。

背景技术

[0002] 人造膝关节被使用在假体和矫形器中以及被使用在作为矫形器的特殊情况的外骨骼中。人造膝关节具有上部分和下部分,所述上部分和下部分相对彼此能摆动地绕着关节轴、膝轴被支承。在最简单的情况中,膝关节构造为单轴膝关节,在所述单轴膝关节的情况中,例如销钉或布置在摆动轴上的两个支承部位构成单个的膝轴。同样公知了人造膝关节,所述人造膝关节不构成上部分和下部分之间的固定的旋转轴,而是具有滑动的或滚动的表面或者铰接地彼此连接的多个导杆。为了可以影响膝关节的运动特性并且获得矫形器或假体或外骨骼的近似于自然行走行为的运动行为,在上部分和下部分之间设置阻力装置,通过所述阻力装置可以改变相应的阻力。纯无源阻力装置是无源阻尼器、例如液压阻尼器、气动阻尼器或者基于磁流变效应改变运动阻力的阻尼器。同样存在有源阻力装置、例如马达或另外的驱动装置,所述驱动装置能够通过相应的连接作为发电机或蓄能器运行。

[0003] 相应的膝关节、即假体关节或矫形器膝关节通过相应的连接件固定到患者上。在假体膝关节的情况中,所述固定通常通过大腿筒进行,所述大腿筒接收肢体残端。替换的固定方式同样是可能的,例如通过骨整合的连接件或者通过皮带和另外的装置实现。在矫形器和外骨骼的情况中,上部分和下部分直接固定在大腿和小腿上。为此设置的固定装置例如是皮带、包套、护套或框结构。矫形器也可以具有用于放置脚或鞋的脚部分。脚部分可以铰接地被支承在下部分上。

[0004] DE 10 2013 011 080 A1涉及一种用于控制下肢的矫形外科技术关节装置的方法,所述矫形外科技术关节装置具有上部分以及铰接地被支承在所述上部分上的下部分,在所述上部分和下部分之间布置转换装置,通过所述转换装置在上部分相对于下部分摆动期间转换来自相对运动的机械功并且至少被存储在蓄能器中。被存储的能量时间延迟地又被输送到关节装置,以便在运动的过程中支持上部分和下部分的摆动。相对运动的支持受控地进行。除了转换装置以外,单独的阻尼器能够以液压阻尼器或气动阻尼器的形式设置,所述阻尼器能调节地构造,从而通过阻尼器装置可以在行走期间不仅沿着屈曲方向而且沿着伸展方向影响阻力。

[0005] 人造膝关节在结构上能达到的最大延伸上具有180°的膝角度,通常不设置过度伸展、即关于后侧大于180°的角度。下部分相对于上部分向后面的摆动称为膝屈曲,向前面或向前的摆动沿着该方向称为伸展。在初始接触时,脚在摆动阶段结束时在站立阶段开始时放在地面上。在平面上行走时在此大多发生所谓的脚跟着地,在所述脚跟着地中脚首先以

脚跟着地。如果人造膝关节在伸展的、直的位态中保持在脚跟着地中,则这导致将力直接传导到骨盆啥和功能,这一方面是不舒适的并且另一方面与自然行走模式相矛盾。因此类似于在平面上通常的行走,在假体和矫形器的情况中允许所谓的站立阶段屈曲,在所述站立阶段屈曲中在脚跟着地之后膝关节绕着关节轴弯曲,必要时通过阻力装置抵抗阻力。

[0006] 由WO 2015/0101417 A1公知了一种假体膝关节,其具有上部分和下部分,所述上部分和下部分通过四构件关节系统能摆动地被支承在彼此上。关节系统从初始位态抵抗站立阶段屈曲期间的弹簧力能摆动地被支承在下部分上,其中,弹簧力的作用线这样定向,以使得存在抵抗关节系统的弯曲作用的力矩。

[0007] 在用于控制的方法中直到现在有问题的,持续地调设站立阶段中的屈曲阻力,从而在不同的行走情况中会导致难于提供舒适的行走动作。

发明内容

[0008] 因此,本发明的任务在于,提供一种用于控制下肢的假体或矫形器的方法,通过所述方法能够以简单的方式和方法实现对于具有人造膝关节的使用者改善的行走动作。

[0009] 根据本发明,该任务通过具有主权利要求的特征的方法来解决。本发明的有利的设计方案和进一步方案在从属权利要求、说明书以及附图中公开。

[0010] 提出一种用于控制下肢的假体或矫形器的方法,所述假体或矫形器具有上部分以及通过膝关节与上部分连接的下部分,所述下部分绕着关节轴相对于上部分能摆动地被支承,其中,在上部分和下部分之间布置能调节的阻力装置,通过所述阻力装置在行走时基于传感器数据使早期和中期站立阶段中的屈曲阻力在初始的脚跟接触之后直至中期站立阶段改变,所述方法设置,在初始的脚跟接触之后将屈曲阻力升高到锁止或至少减缓进一步屈曲的值,其中,根据地面的倾斜度或要克服的高度差来改变屈曲阻力升高的时间曲线和/或最大能达到的屈曲角度。要克服的高度差是在患者的站立阶段中人造膝关节的使用者的假体脚或脚部分或脚相对于患者的对侧的脚或脚部分的高度或者是在行走时相对于假体脚、矫形器脚部分或脚的直接先前的站立阶段的水平的高度差。除了在平面上的行走以外,通常的前进运动也包含在坡面上的行走以及在阶梯上的行走,其中,坡面不仅向上而且向下被行走,下阶梯行走特别是不同于下坡行走。在此设置,将在初始的脚跟接触之后的最大可能的站立阶段弯曲限制到能调设的角度。在初始的脚跟接触之后的站立阶段弯曲允许避免力直接传导到使用者的骨盆中。在此,根据膝弯曲角度将屈曲阻尼升高,直至达到目标角度或者至少不超过该目标角度。如果在站立阶段中达到目标角度,则锁止进一步屈曲。到那时在增大的屈曲角度或膝弯曲角度下被增大,增大的屈曲角度或膝弯曲角度在膝关节的后侧的膝角度的减小中出现,从而在不导致直至最大允许的目标角度的继续的站立阶段屈曲的负荷和屈曲力矩的情况下不进行屈曲运动的锁止。在此,根据地面的倾斜度或者在上阶梯的行走情况中在要克服的高度差的情况下改变屈曲阻力升高的时间曲线和/或最大能达到的屈曲角度。由此可能的是,使用者在站立阶段期间可以实施膝弯曲或屈曲,无危险地进行,通过过高的站立阶段屈曲不再发生在站立阶段中完全的伸展。不再需要耗费的残端控制或还存在的肌肉的有意识的使用。这为使用者实现特别是在低的行走速度下非常放松的并且省力的行走。

[0011] 本发明的一个进一步方案设置,在越来越大地向下倾斜的地面的情况中将最大能

达到的屈曲角度和/或达到最大屈曲阻力的屈曲角度增大。在下坡行走时需要的是,在以被护理侧踏地时通过站立阶段屈曲支撑体重。这通过以下方式变得容易,以使得在越来越大地向下倾斜的地面的情况中、即当越来越陡地下坡行走时,将最大能达到的屈曲角度增大,由此提供用于提供足够的挠度的更长的路径以用于将运动能量转换成热量或电能或者转换到另外的蓄能器中的更长的路径。此外,在越来越大地向下倾斜的地面的情况中可以减小最大屈曲阻力,以实现继续的弯曲和最大能达到的屈曲角度的增大。所述更大的屈曲角度可以除了在向下倾斜的地面上的行走以外也在所谓的制动步骤中或者在下阶梯行走时产生。如果达到最大能达到的屈曲角度或最大屈曲阻力,则在膝角度时间曲线中产生或多或少形成的平稳区,因为在达到目标角度之后或者在实现屈曲锁止前不久阻止继续的膝弯曲或者使继续的膝弯曲变得困难。

[0012] 屈曲锁止或升高的屈曲阻力可以在平稳区阶段中确定的时间段内被维持并且然后减小屈曲阻力。屈曲阻力的接着的减小在确定的时间段内使屈曲阻力又下降到例如站立阶段阻力的开始水平,该时间段也可以通过达到例如上部分、下部分或者上部分和下部分之间的连接线在空间中的定向来确定。为了在此产生上部分中的尽可能小的倾斜力矩,屈曲阻力有利地递增地被减小,其中,所述减小的时间段可以与地面倾斜度或者部件在空间中相对彼此的定向相关。

[0013] 当下部分中的最大横向力的量度超过与地面的倾斜度相关的极限值和/或腿部肌腱超过与地面的倾斜度相关的向前倾斜度和/或臀部扭矩的量度首先超过极限值并且然后低于该极限值时,在屈曲锁止和达到最大站立阶段屈曲角度之后或者在屈曲阻力升高以及达到能在所述阻力下达到的站立阶段屈曲角度之后可以将屈曲阻力减小。下部分内部、例如小腿管或小腿夹板上的横向力的量度是目前行走阶段的可能的指标。所述量度可以是横向力本身,然而所述量度也可以与横向力相关地定义并且例如与已知的或者通过矫形器或假体上的传感器求得的体重相关。当横向力或横向力的量度超过与地面的倾斜度相关的最大值时,则可以开始减小屈曲阻力。横向力在此是垂直于下部分的纵向延伸作用的力分量,在垂直站立的、伸展的腿的情况中横向力在矢状面中沿着前后方向延伸。横向力值可以直接通过横向力传感器被测量,这在本发明的这个变体中是唯一的被需要用于实施所述方法的力传感器。

[0014] 替换地或补充地,当腿部肌腱超过与地面的倾斜度相关的向前倾斜度时,在屈曲锁止以及达到最大站立阶段屈曲角度之后或者在屈曲阻力升高以及达到由此可能的屈曲角度之后又可以将屈曲阻力减小。上部分与下部分或衔接于下部分的构件的两个确定的点之间的连接线视为腿部肌腱。一个优选的设计方案设置,髌关节旋转点与脚点之间的连接线用作腿部肌腱。髌关节旋转点在使用假体膝关节的情况中由矫形外科技术人员求得并且确定大腿或上部分的区段长度,该区段长度定义为关节轴或膝轴与髌关节旋转点之间的间距。下部分的区段长度通过膝轴与脚点之间的间距定义。例如脚中心点、滚动运动的瞬时中心、小腿的铅垂线在脚部分、假体脚的底水平上或者在地面上的末端点可以定义为脚点,另外的地面附近的点同样适合用于定义脚点。因为在矫形器或外骨骼的情况中脚部分不需要用于支承还存在的自然的脚,所以也可以使用地面与关节轴的间距。腿部肌腱的位置和/或长度可靠地提供关于腿的定向和运动进程的信息。腿部肌腱可以通过绝对角度传感器与一起已知的区段长度、绝对角度传感器和膝角度传感器被计算或评估。当腿部肌腱超过相

对于地面的向前倾斜度时,可以由此推断出下述运动进程,该运动进程实现取消屈曲锁止或者继续减小屈曲阻力,由此可以实现摆动并且开始摆动阶段。随着与地面的倾斜度相关地超过向前倾斜度也探测中期站立阶段以及中期站立阶段的结束。地面的倾斜度可以例如由踝关节中所求得的角度被获得。然而地面倾斜度也能够以另外的方式和方法被求得。

[0015] 替换地或补充地,当臀部扭矩的量度首先超过极限值并且然后又低于该极限值时,在屈曲锁止以及达到最大站立阶段屈曲角度之后或者在屈曲阻力升高以及达到能在所述阻力下达到的站立阶段屈曲角度之后可以将屈曲阻力减小。所述超过和低于在一个唯一的站立阶段中进行。站立阶段中大的臀部扭矩的产生是地面的倾斜度的指标,因为例如在陡的坡面上上坡行走时首先出现大的屈曲的臀部扭矩,在步骤的继续的过程中所述臀部扭矩减小。同样适用于上阶梯行走。如果探测到伸展的臀部扭矩,则所述伸展的臀部扭矩是在坡面上下坡行走的指标。伸展的臀部扭矩在站立阶段中的步骤的过程中减小,从而在开始超过极限值并且紧接着低于该极限值的情况中可以推断出地面的倾斜度,以相应地调整屈曲阻力。臀部扭矩可以通过膝力矩和已知的几何条件、通过上部分在空间中的定向或者由下部分在空间中的定向和膝角度来计算。除了臀部扭矩以外因此也可以使用与所述臀部扭矩相关的参量、例如根据上部分的空间位置和/或体重产生的值或参数作为臀部扭矩的量度。

[0016] 替代横向力的直接的测量可能的是,横向力的量度由脚踝力矩的横向力分量与膝力矩的横向力分量的差求得。如果为此还考虑人造膝关节的使用者的体重,则可以进行特别个别地调整控制和屈曲阻力。

[0017] 当超过预定的膝弯曲角度时,屈曲阻力可以在升高之后又被减小,其中,减小到低于阻力水平的水平。可以例如减小到开始的站立阶段阻尼水平,其中,膝弯曲角度特别是在更陡的坡面上会被超过,因为屈曲阻尼升高的程度与地面的倾斜度相关。

[0018] 根据横向力对屈曲阻力的减小尤其在制动步骤中、尤其在平面上的制动步骤中以及在坡面或阶梯的下坡行走时是重要的。与坡面倾斜度相关的腿部肌腱角度或者与坡面的倾斜度相关的、腿部肌腱的向前倾斜度尤其在平坦的坡面或具有中等倾斜度的坡面的情况中是决定性的,以避免过大的臀部伸展并且实现膝关节的按时的弯曲。

[0019] 地面的倾斜度可以由膝关节、特别是脚底附近的参考点的在先的摆动阶段中所经过的竖直距离和/或水平距离或者由膝关节、然而特别是脚底附近中的参考点的在先的摆动阶段中所经过的竖直距离与水平距离的比例作为路径计算标准来计算。例如惯性测量单元的传感器信号为此在确定的时间段内被评估和求积分。由此得出速度和所经过的距离,所述速度和所经过的距离可以被使用用于计算地面倾斜度。地面倾斜度是所经过的竖直距离与所经过的水平距离的比例。在此必须计算脚底附近中的点的所经过的路径、即参考点的所经过的路径。为此,下部分或小腿部分的位置在积分开始和结束时被求得并且通过几何参量和简化的角度函数计算参考点或脚相对于惯性测量单元或IMU的所经过的距离。

[0020] 要控制的站立阶段的开始可以根据轴向力脉冲、跖屈加速度和/或脚踝力矩来确定。通过脚部分中或下部分上的纯轴向力传感器可以求得何时脚着地。在无力的阶段或无轴向力的阶段之后探测轴向力分量的突发的升高并且用作站立阶段的开始的具有说服力的指标。当涉及在下部分上铰接的脚部分或铰接地被支承的假体脚时,在没有力传感器的情况下可以求得跖屈加速度。同样沿着跖屈方向作用的踝力矩可以被求得并且在无力矩的

阶段之后引起跖屈并且被使用作为要控制的站立阶段的起始点。

[0021] 本发明的一个变体设置,地面的倾斜度由上部分或下部分的屈曲角度和绝对角度的评估或者由上部分和下部分的两个绝对角度的评估作为运动学标准来计算。膝角度的曲线被检测并且与上部分或下部分的绝对角度一起被求得。替换地,上部分和下部分的绝对角度被使用作为运动学标准并且由此计算地面的倾斜度。在踏地或初始的脚跟接触根据地面倾斜度得出下部分的倾斜度与膝角度之间的不同的切线斜率,从而在相应的切线斜率的知识中可以推断出相应的地面倾斜度。为此可以求得在空间中在行走期间的膝角速度和下部分角速度。由此计算这两个角速度的商,其中,根据角速度的商的改变求得地面的倾斜度。

[0022] 所述运动学标准或所述基于运动学参量对地面倾斜度的计算可以借助路径计算标准通过计算所经过的竖直距离和/或水平距离共同被使用,其中,相应的标准的加权的使用是可能的。除了相同加权地考虑由小腿和大腿的运动所计算的倾斜度以及基于来自IMU的信号的路径计算数据所计算的倾斜度以外,运动学标准可以例如更小地被加权或者仅仅在确定的情况或行走情况中作为附加的确定参量或误差避免措施被使用。例如在下阶梯行走时的关键情况中除了路径计算标准以外可以使用运动学标准用于避免无意地锁止或解锁膝关节。

[0023] 可以使用地面反作用力矢量关于假体或矫形器的位置和/或定向作为另外的控制参量。同样可能的是,对脚部分滚动越过边缘的识别阻止阻尼升高或者使升高后的阻力继续减小,这特别是在下阶梯行走时在被护理的腿开走时是有利的。路径计算标准的所经过的距离特别是由下部分的IMU值在先前的站立阶段结束时并且在要控制的站立阶段开始时被计算,其中,矫形器或假体上的IMU的位置与相应的参考点之间的距离以及在站立阶段结束时、即在toe-off(脚趾离地)时并且在开始脚跟接触或heel strike时的空间位置是已知的。不仅路径计算标准而且运动学标准可以单独地被使用用于确定地面倾斜度,其中,相应的传感器信号的分离精度也可以是用于使用一个标准或另外的标准的系数。

[0024] 路径积分的起始点和结束点可以通过状态自动装置来确定,其中,不同的传感器信号针对不同的结果被监测。所述结果例如是在阶梯边缘上的负荷下的滚过,这可以通过检测在至少下部分或腿部肌腱同时向前倾斜时的轴向力被识别。负荷下的滚过或矫形器或假体的提升以及矫形器或假体的再负荷同样可以用作路径积分的起始时间点和结束时间点的决定性的特征。

附图说明

[0025] 下面借助附图具体阐述本发明的实施例。附图示出:

[0026] 图1-假体腿的示意图;

[0027] 图2-腿部肌腱的视图;

[0028] 图3-在行走时的高度差的定义;

[0029] 图4-与倾斜度相关地调设屈曲角度和屈曲阻力的视图;

[0030] 图5a-5c-在不同的地面倾斜度下的屈曲角度和屈曲阻力的不同的曲线;

[0031] 图6-在不同的地面倾斜度下的屈曲角度和滚动角度的视图;

[0032] 图7-在不同的地面倾斜度下的运动学标准的视图;

[0033] 图8-在坡面上下坡行走时的几何标准的视图;以及

[0034] 图9-矫形器的视图。

具体实施方式

[0035] 图1示出在假体腿上的应用中的人造膝关节1的示意图。替待在假体腿上的应用,相应地构造的人造膝关节1也可以被使用在矫形器或外骨骼中。替代自然关节的替代物,相应的人造膝关节则布置在自然关节内侧和/或外侧。在示出的实施例中,人造膝关节1以假体膝关节的形式构造,所述假体膝关节具有上部分10,所述上部分具有前侧或沿着行走方向所处的或前方的侧11和后侧12,所述后侧与前侧11对置。下部分20能绕着摆动轴15摆动地被支承在上部分10上。下部分20也具有前侧21或前方的侧以及后侧22或后方的侧。在示出的实施例中,膝关节1构造为单心的膝关节,原则上也可能的是,相应地控制多中心的膝关节。脚部分30布置在下部分20的远端上,所述脚部分可以作为刚性的脚部分30与不可运动的脚关节连接,然而或者借助摆动轴35与下部分连接,以实现近似于自然运动过程的运动过程。

[0036] 在上部分10的后侧12和下部分20的后侧22之间测量膝角度KA。膝角度KA可以通过膝角度传感器25直接被测量,所述膝角度传感器可以布置在摆动轴15的区域中。膝角度传感器25可以与力矩传感器耦合或者具有所述力矩传感器,以便检测绕着关节轴15的膝力矩。惯性角度传感器或IMU 51布置在上部分10上,所述惯性角度传感器测量上部分10例如相对于竖直地指向下的恒定的力方向、例如重力G的空间位置。惯性角度传感器或IMU 53同样布置在下部分20上,以便在使用假体腿期间求得下部分的空间位置。

[0037] 除了惯性角度传感器53以外还可以在下部分20或脚部分30上布置加速度传感器和/或横向力传感器53。通过下部分20或脚部分30上的力传感器或力矩传感器54可以求得作用于下部分20的轴向力FA或绕着踝关节轴35作用的踝力矩。

[0038] 在上部分10和下部分20之间布置阻力装置40,以便影响下部分20相对于上部分10的摆动运动。阻力装置40可以构造为无源阻尼器、驱动装置或者所谓的半有源促动器,通过所述半有源促动器能够存储运动能量并且在之后的时间点有针对性地又输出所述运动能量,以制动或支持运动。阻力装置40可以构造为线性的或旋转的阻力装置。阻力装置40例如有线地或通过无线连接与控制装置60连接,所述控制装置又与传感器25,51,52,53,54中的至少一个传感器耦合。控制装置60电子地借助处理器、计算单元或计算机来处理由传感器传输的信号。所述控制装置具有电能供应装置以及至少一个存储器单元,程序和数据被存储在所述存储器单元中,并且在所述存储器单元中工作存储器已准备好用于处理数据。在处理传感器数据之后进行激活指令或停用指令的输出,通过所述激活指令或停用指令来激活或停用阻力装置40。通过激活阻力装置40中的促动器可以例如打开或关闭阀或者产生磁场,以便改变阻尼特性。

[0039] 假肢筒固定在假体膝关节1的上部分10上,所述假肢筒用于接收大腿残端。假体腿通过大腿残端与髌关节16连接。在上部分10的前侧测量髌关节角度HA,所述髌关节角度在前侧11在通过髌关节16的竖直线与上部分10的纵向延伸以及髌关节16和膝关节轴15之间的连接线之间被提出。如果大腿残端被提升并且髌关节16屈曲,则例如在坐下时髌关节角度HA减小。相反地,在伸展时、例如在起立或类似的运动过程中髌关节角度HA增大。

[0040] 在平面上行走时在行走周期期间,脚部分30首先以脚跟着地,脚部分30的脚跟或脚跟部分首先接触称为Heel Strike。然后进行跖屈,直到脚部分30完全放在地面上,下部分10的纵向延伸通常在此在通过踝关节轴35延伸的竖直线之后。在平面上行走期间,身体重心然后向前移位,下部分20向前摆动,踝角度AA变小并且出现脚前部的越来越大的负荷。地面反作用力矢量从脚跟向前移至脚前部。在站立阶段结束时进行脚趾离地或所谓的Toe-off,然后接着摆动阶段,在所述摆动阶段中脚部分30在平面上行走时在膝角度KA减小的情况下移位到重心或同侧的髋关节之后,以便然后在达到最小膝角度KA之后向前转动,以便然后以通常最大伸展的膝关节1又实现脚跟接触。力作用点PF由此在站立阶段期间从脚跟移至脚前部并且在图1中示意性地示出。

[0041] 在图2中进行同侧的、被护理的腿和对侧的、无需护理的腿的腿部肌腱70的定义。腿部肌腱延伸通过髋关节旋转点16并且形成至踝关节35的线。如同图2可知的那样,特别是在在不同的坡度下运动时腿部肌腱的长度以及腿部肌腱70的定向 φ_L 改变。通过腿部肌腱70的长度和/或定向的改变的曲线可以评估并且预测或求得要克服的高度差 ΔH 。然后由此推导出相应的控制指令。分别示出同侧的腿部肌腱相对于作为垂直线的重力方向G的相应的定向 φ_{Li} 以及对侧的腿部肌腱相对于重力方向的定向 φ_{Lk} 。

[0042] 根据图3可以定义对侧的、无需护理的腿与被护理的腿的同侧的脚部分30之间的步伐高度。例如地面与臀部的特定点、例如髋关节16或大转子的间距H1在承重腿的高度处被确定,间距H2是地面与髋关节16或大转子之间的在前方的侧、在示出的实例中护理侧的间距。高度差 ΔH 则由H1与H2之间的差得出。高度差 ΔH 的定义相应地适用于上坡行走。

[0043] 在图4中示出屈曲阻力Rf和屈曲角度Af的不同的设定值的视图。屈曲阻力Rf以及屈曲角度Af分别调设为最大值。最大屈曲阻力或最大屈曲阻力Rf在上坡行走时、在平面上以及在平坦的坡面上行走时保持几乎恒定。在坡面的越来越大的向下倾斜度下才将最大屈曲阻力减小例如5%。对于下阶梯行走的情况,最大屈曲阻力Rf则被减小到更小的水平,特别是被减小到平面上行走的站立阶段阻尼的水平。最大屈曲角度Af同样根据地面的倾斜度改变。上坡行走以及在平面上行走的站立阶段中相同的最大屈曲角度Af下进行。最大能达到的屈曲角度Af根据地面倾斜度被增大,直至被增大到最大值,该最大值对于在陡的坡面上的行走以及下阶梯行走被调设。所述站立阶段控制在早期和中期站立阶段期间根据地面的倾斜度来调节屈曲阻力Rf并且由此也限制站立阶段内的最大屈曲角度。最大可能的屈曲角度Af能够被调设,其中,极限值通过改变屈曲阻力Rf实现。根据地面倾斜度预定最大目标值,通过所述最大目标值使屈曲阻力Rf具有如此大的值,以使得继续的膝弯曲或膝屈曲是不可能的。如果根据地面倾斜度达到最大屈曲角度Af,则在另外的运动过程中、即在平面上、在坡面上行走时或在爬阶梯时分别形成不同的膝角度平稳区,因为进一步屈曲被阻止。如果识别出例如在中等的或陡的坡面上行走时或在爬阶梯时需要增大屈曲角度,则减小屈曲阻力Rf,从而也能够无平稳区地增大屈曲角度Af。因此例如为了爬阶梯将屈曲阻力Rf减小到站立阶段阻尼水平。

[0044] 在图5a至5c中对于不同的地面倾斜度示出屈曲角度Af和屈曲阻力Rf的时间曲线。图5a中的左视图示出在平面上的行走,图5b中的中间视图示出在平坦的坡面上的行走的两个特征参量的曲线,图5c中的右图示出在具有中等倾斜度的坡面上行走时的特征参量的曲线。在图5a的视图中,在开始接触之后首先引起膝屈曲,从而屈曲角度Af增大。结合屈曲阻

力 R_f 的增大在图5a的左三分之一中明显的是,抑制进一步屈曲,从而出现不仅屈曲阻力 R_f 的平稳区而且屈曲角度 A_f 的平稳区。在继续的行走进程的过程中、在滚过之后,屈曲角度 A_f 减小。然后从确定的极限值起减小屈曲阻力 R_f ,以在站立阶段结束时实现进一步屈曲,由此在摆动阶段中可以达到足够大的屈曲角度 A_f 。

[0045] 在图5b中示出在平坦的坡面上的行走。在此,屈曲阻力 R_f 也在heel strike之后升高,直到进一步屈曲和屈曲角度 A_f 的增大不再是可能的。紧接着在图5b的图表的三分之一中的平稳区阶段,与在图5a中不同地不进行伸展,而是借助屈曲的膝关节滚过。所述运动过程对于在平坦的坡面上的下坡行走是典型的。屈曲阻力 R_f 在确定的时间段之后被减小。时间段可以例如这样被测量,以使得在heel strike和正常行走速度之后达到通过脚部分与地面完全接触。用于站立阶段的持续时间的统计数据以及由此也用于屈曲阻力 R_f 的首次减小的统计数据可以被使用用于开始弯曲。屈曲阻力 R_f 被减小,从而可以进行继续的弯曲和屈曲角度 A_f 的增大。在此也允许摆动阶段并且将屈曲阻力 R_f 减小到最小值。

[0046] 图5c示出在更陡的地面上的特征参量曲线,在曲阻力 R_f 升高之后的平稳区阶段是非常短的,为了摆动和开始摆动阶段对屈曲阻力 R_f 的减小如同在图5b中那样在尽可能晚的时间点进行,以获得特别是在下坡行走时足够的稳定性。膝角度 A_f 的曲线中的相应的逐渐平坦随着由于升高的屈曲阻力 R_f 使开始的膝屈曲变慢而出现。由此在对侧、即无需护理的侧摆动时产生更多地面自由度。由此可以避免在对侧不需要的补偿运动。特别重要的是在heel strike或初始的脚跟接触与再次伸展运动之间或者在滚过运动时的屈曲阻力 R_f 的曲线。

[0047] 在图6中示出不同的地面倾斜度的三个图表,上视图涉及在平面上的行走,中间视图涉及下坡行走并且下视图涉及下阶梯行走。在相应的左边的图中示出屈曲角度 A_f 的曲线以及下部分的倾斜角度或滚动角度 A_s 的曲线。在相应的右边的视图中,滚动角度 A_s 示出为X分量,并且屈曲角度 A_f 示出为Y分量。相应的脚跟接触以圆圈标记。图表从脚跟接触出发经过具有相应的特征过程曲线的闭合的二维曲线。在所选择的时间点、例如在保持相同的、离散的时间段内计算过程曲线的切线斜率。为此连续地计算屈曲角速度与滚动角速度的比例。所计算的比例必要时通过低通滤波器被平滑处理,其中,在脚跟接触或heel strike之后不久才接通或启动滤波器,以过大的避免由于初始的脚跟接触导致的信号干扰。从脚跟着地经过开始的站立阶段屈曲,被计算的和被滤波的值通过插值函数以确定的插值点被配置相应的坡面倾斜度。由图6的视图可知,对于在不同的倾斜度下的每个行走情况产生曲线上的不同的切线斜率,从而所述切线斜率可以用于确定地面倾斜度并且根据地面倾斜度调设屈曲阻力的相应的改变。

[0048] 在图7中示出用于评估运动学标准、即评估屈曲角度 A_f 和下部分的滚动角度 A_s 的三个示意图。上方图表示在平面上的行走,中间图表示在平坦的坡面上的行走,下方视图表示在陡的坡面上的行走。屈曲角度 A_f 的过程曲线基本上相应于图5a至5c的屈曲角度的曲线。屈曲阻力 R_f 的相应的曲线以实线示出,虚线是时间延迟的真实的实际值。运动学标准 K_k 在上方视图中通常被调设在值2上,这相应于在平面上的行走。值1相应于在中等的坡面上的行走,值0相应于在陡的坡面或阶梯上的行走。在上方视图中可以看到,用于在平面上行走的运动学标准 K_k 通常显示修正值并且为具有屈曲角度 A_f 的明显的平稳区阶段的站立阶段屈曲提供屈曲阻力 R_f 的相应地匹配的控制。在中间图中可以看到,用于运动学标准 K_k 的

值下降到大约1.6,这相应于在平坦的坡面上的行走。如果屈曲阻力 R_f 的值升高,则进入自强化过程,所述自强化过程使运动学标准 K_k 又朝向在平面上的行走的方向提升。因此对于控制屈曲阻力 R_f 决定性的是,在脚跟着地之后达到运动学标准 K_k 的最小值。在这种情况下,这导致屈曲阻力 R_f 升高直至在与在平面上行走时相比明显更大的屈曲角度 A_f 下的锁止。

[0049] 在图7的下方视图中可以看到,运动学标准 K_k 在与走阶梯相似地在非常陡的坡面上行走时如何快速下降到值0。由此避免升高屈曲阻力 R_f ,从而在无平稳区阶段的情况下膝的进一步屈曲以及屈曲角度 A_f 的增大是可能的。相应地被行走的地面或相应的识别的行走情况由此导致屈曲阻力 R_f 的显著不同的改变。

[0050] 在图8中示出路径计算标准,所述路径计算标准基于IMU的传感器信号在确定的时间段内被求得。在此,膝关节1或下部分20处的加速度沿着向前方向和向上方向被求积分。向上方向抵抗重力方向,向前方向是在矢状面上从后向前的向前运动。通过关于时间的一重积分得出相应的速度,通过关于时间的二重积分得出IMU的值,所述值分别是沿着竖直方向和沿着水平方向所经过的距离。在图8中,所经过的水平距离称为 ΔV ,所经过的竖直距离称为 ΔH 。竖直速度以 V_v 描述,水平速度以 V_h 描述。在图8中示出在向下倾斜的坡面上的行走。普遍的地面倾斜度定义为所经过的水平的距离 ΔV 与所经过的竖直的距离 ΔH 的比例,其中,所经过的路径分别在脚底附近被计算。为此,下部分2的位置在积分开始和结束时被求得,并且通过已知的几何参量、例如下部分长度、下部分20或上部分10上的IMU的位置以及膝角度可以计算脚相对于相应的IMU所经过的路径。借助于路径计算标准也可能的是,以相对好的分辨率识别相应的地面倾斜度。通过路径标准求得的、普遍的地面倾斜度的值则可以被使用用于调设屈曲阻力 R_f 的控制参量。

[0051] 在图9中以示意图示出矫形器的一个实施例,所述矫形器具有上部分10和能绕着摆动轴15摆动地被支承在所述上部分上的下部分20,通过矫形器同样可以实施所述方法。人造膝关节1由此构造在上部分10和下部分20之间,所述人造膝关节在示出的实施例中布置在自然膝关节外侧。除了上部分10和下部分20相对于腿的单侧布置以外,两个上部分和下部分也可以布置在自然腿内侧和外侧。下部分20在其远端处具有脚部分30,所述脚部分能绕着踝关节轴35摆动地相对于下部分20被支承。脚部分30具有脚踏板,脚或鞋可以放在所述脚踏板上。不仅在下部分20上而且在上部分30上布置用于固定在小腿或大腿上的固定装置。在脚部分30上也可以布置用于将脚固定在上部分30上的装置。固定装置可以构造为带扣、皮带、搭扣或诸如此类,以便可以将矫形器能松开地安置在使用者的腿上以及无损坏地又从所述使用者的腿取下。阻力装置40固定在上部分10上,所述阻力装置支撑在下部分20和上部分10上并且提供能调设的阻力抵抗绕着摆动轴15的摆动。前面结合假体的实施例所述的传感器和控制装置相应地也存在于矫形器上。

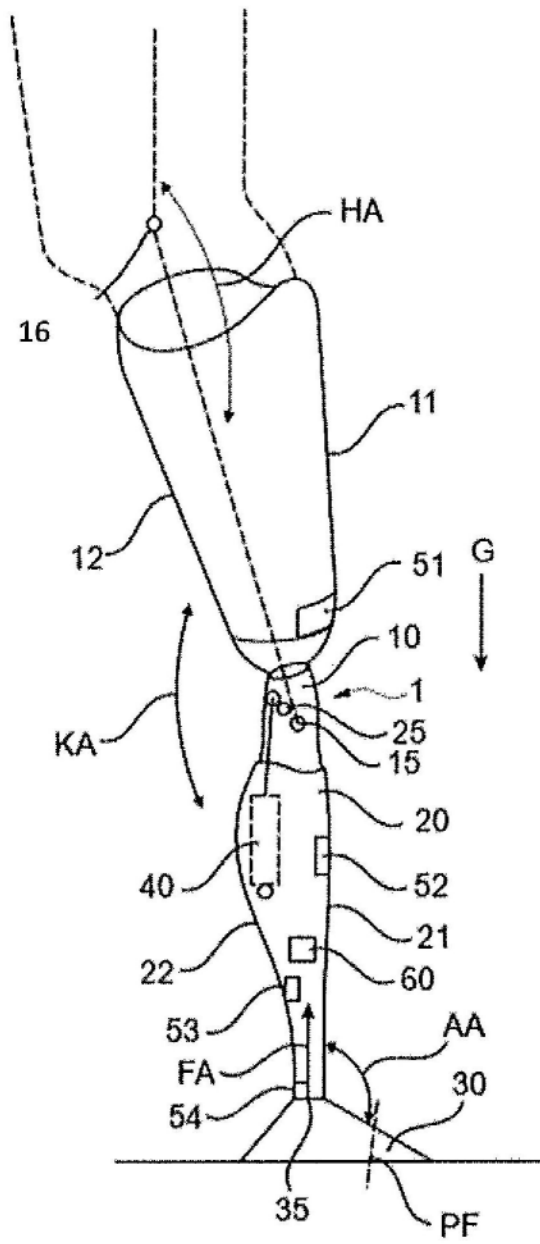


图1

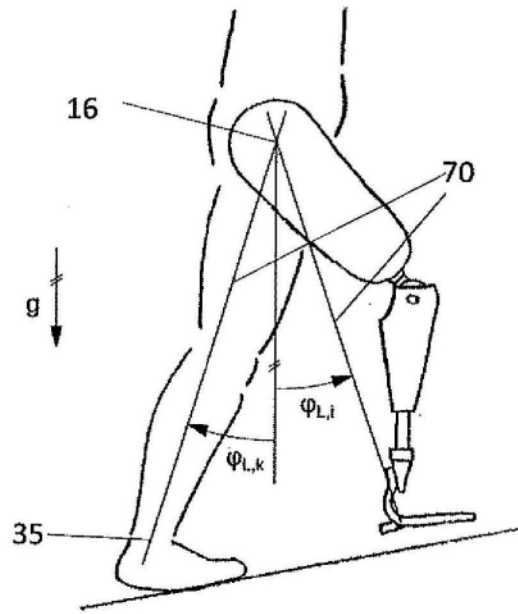


图2

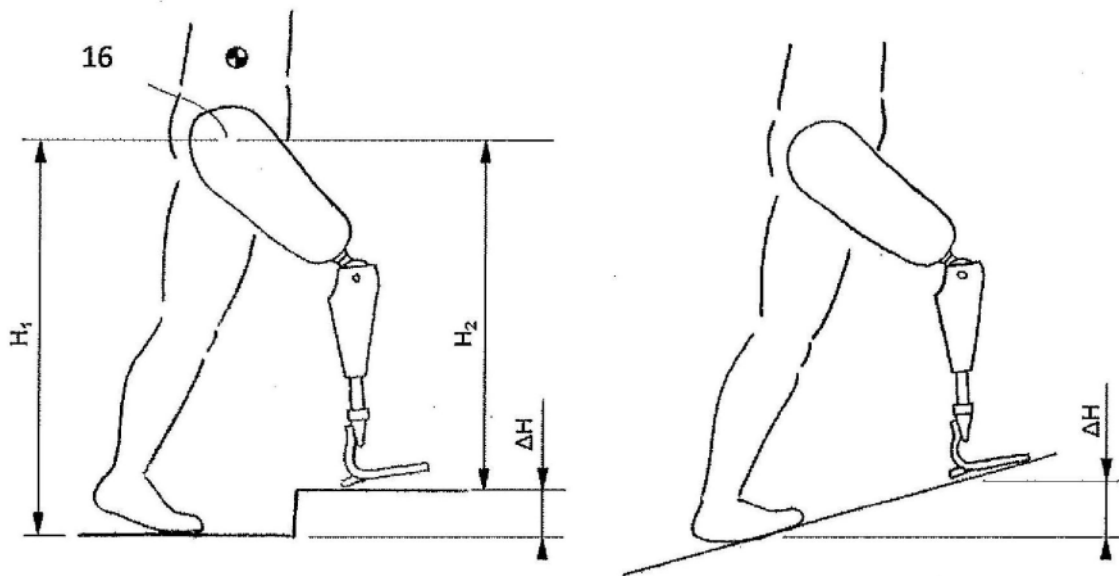


图3

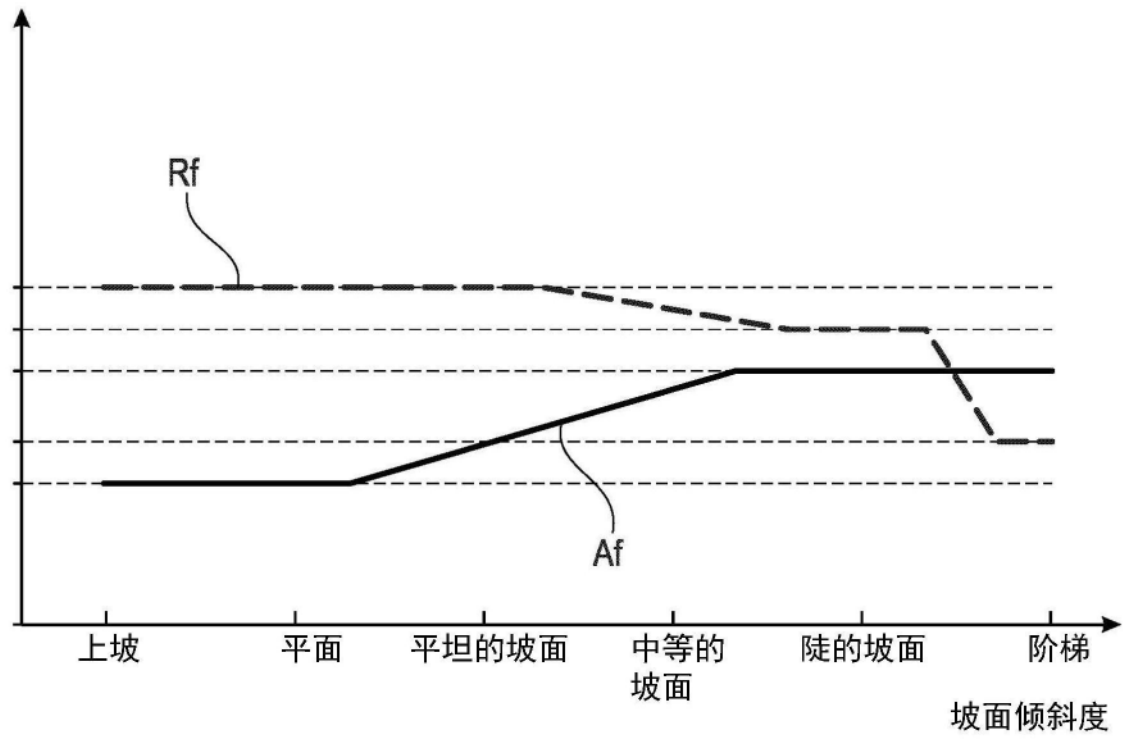


图4

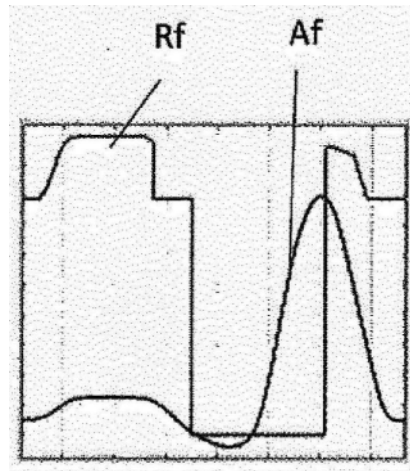


图5a

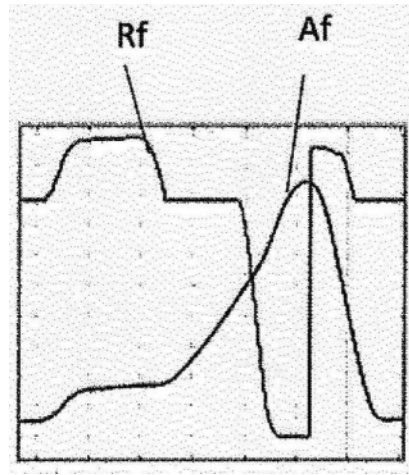


图5b

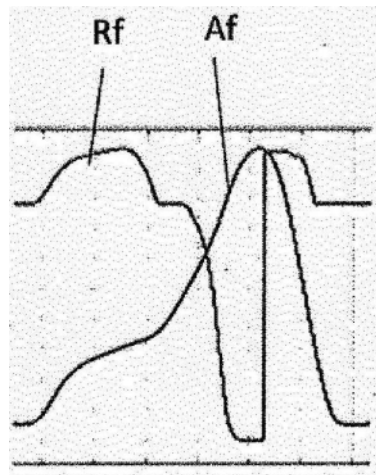


图5c

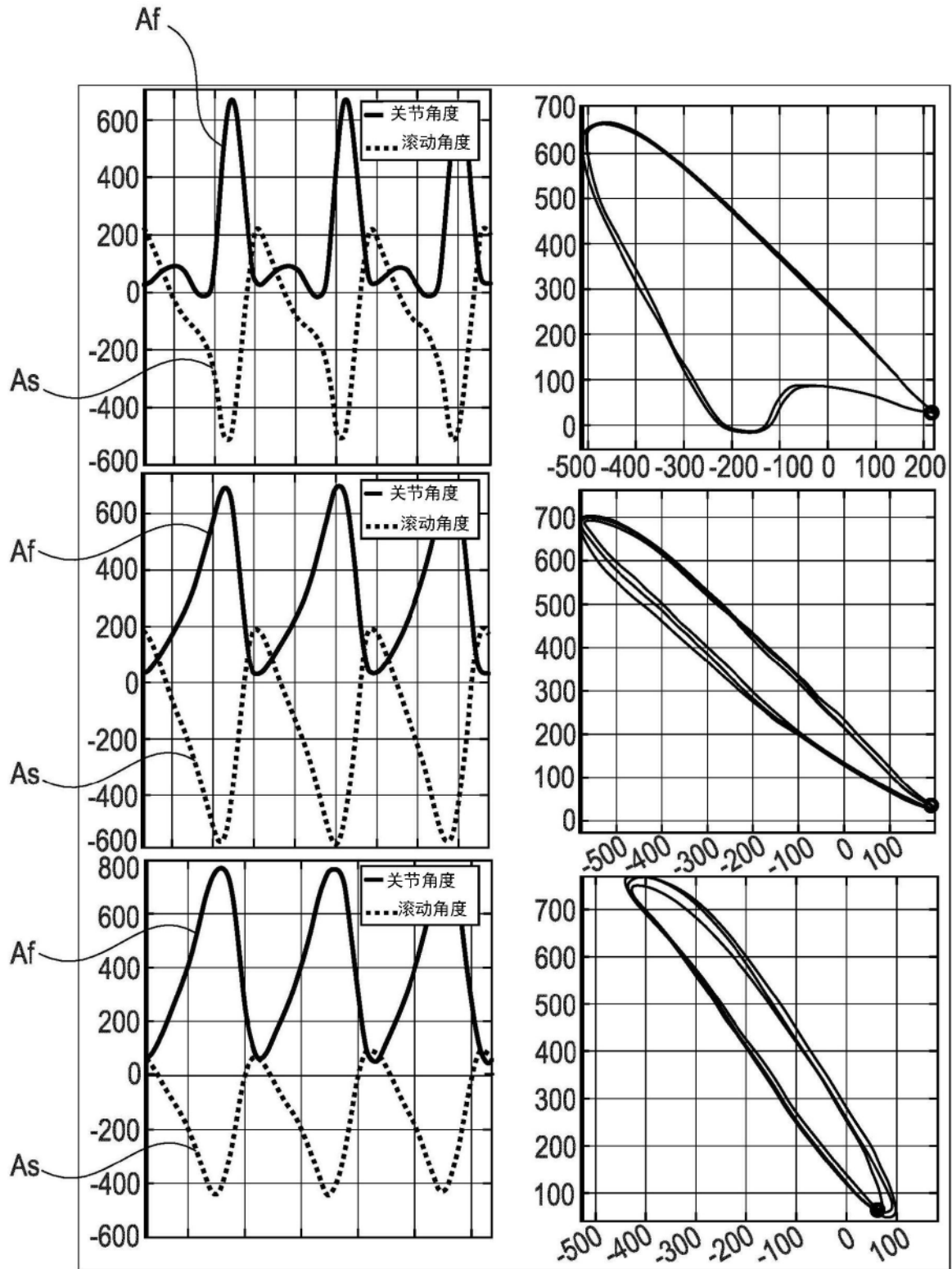


图6

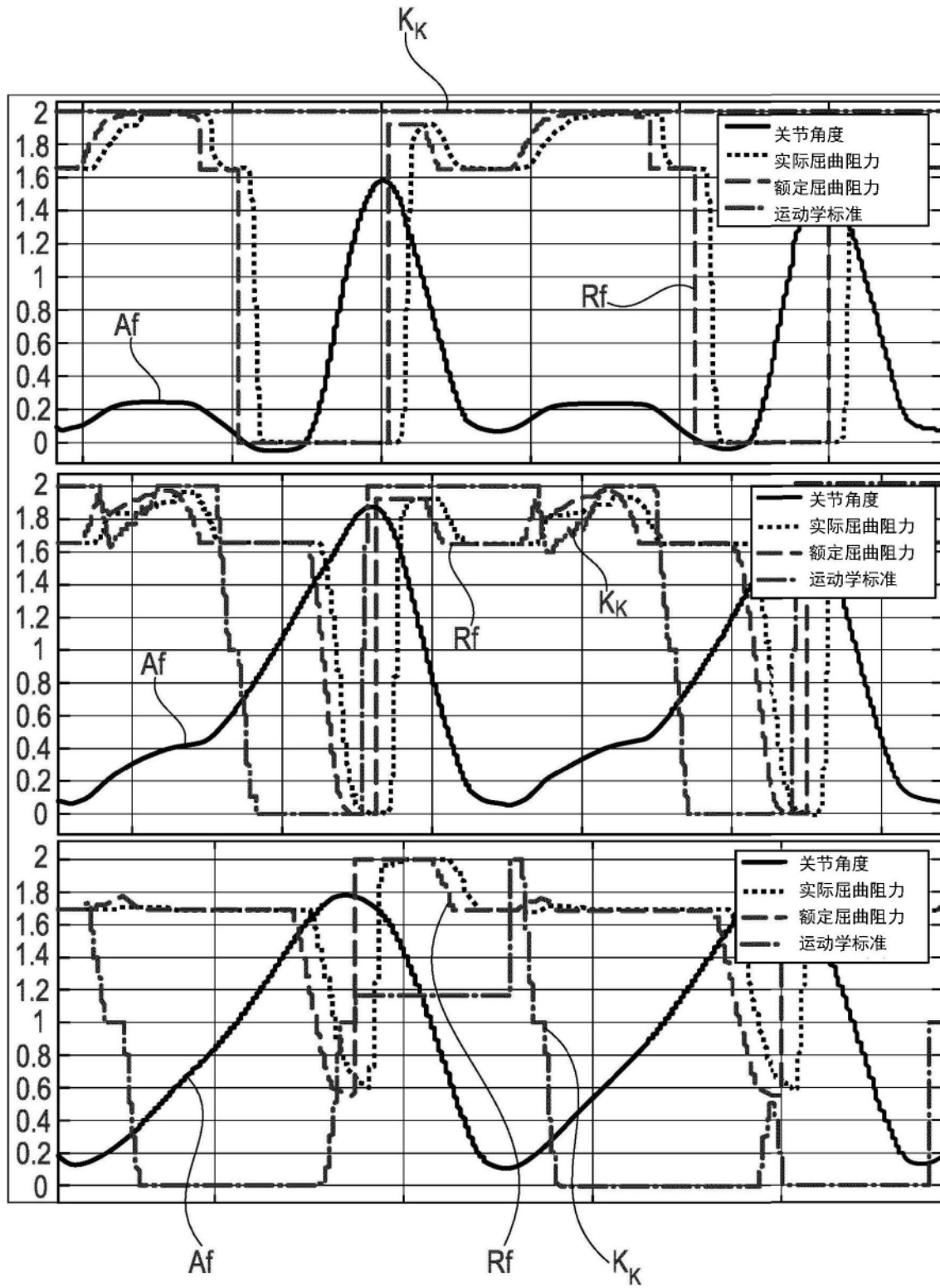


图7

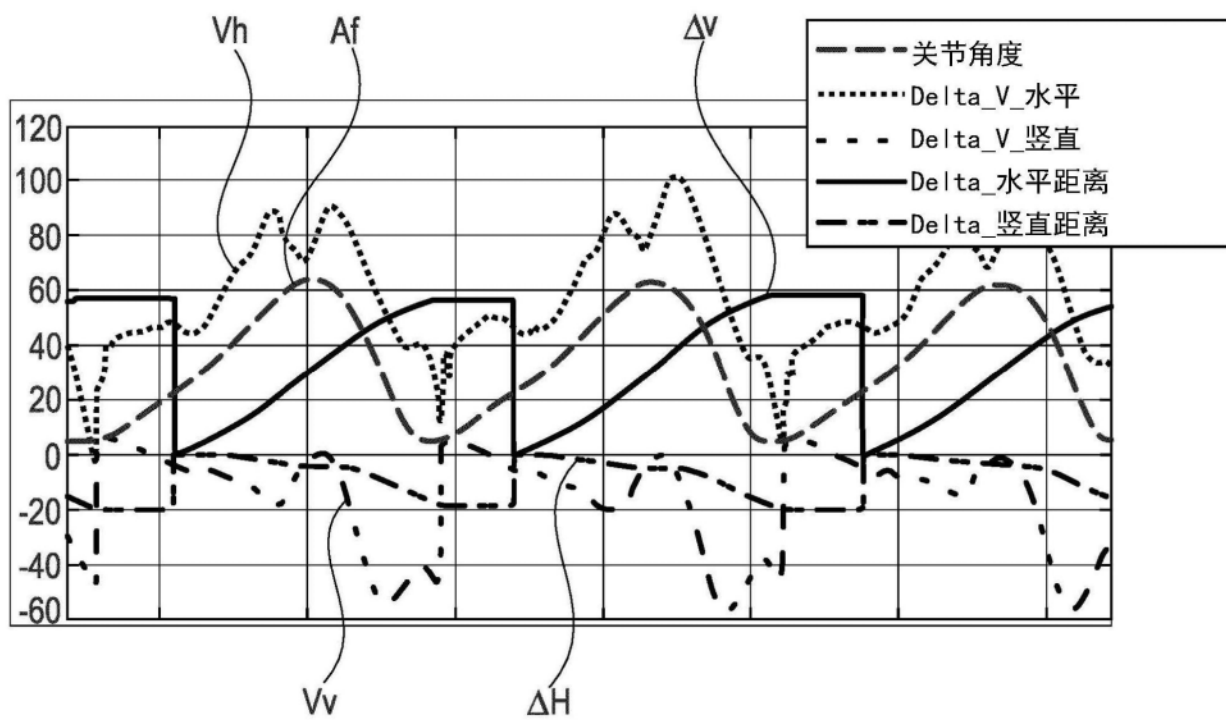


图8

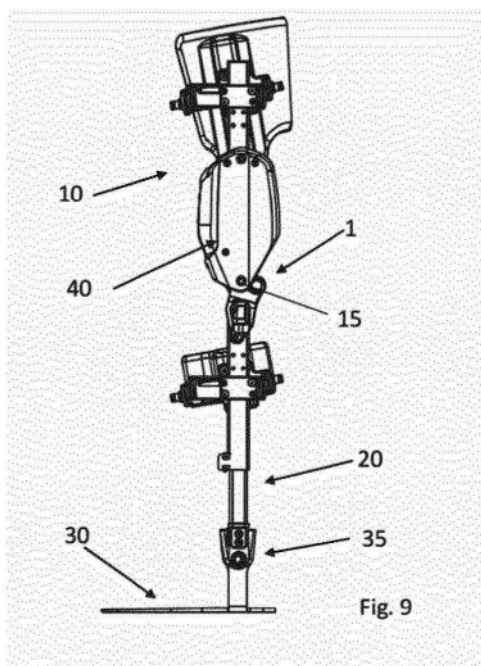


图9