



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107530173 B

(45)授权公告日 2020.02.21

(21)申请号 201680023587.5

(22)申请日 2016.04.15

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107530173 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(30)优先权数据
102015106384.0 2015.04.24 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.10.23

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/058356 2016.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/169850 DE 2016.10.27

(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 D·塞弗特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 侯鸣慧

(51)Int.Cl.
A61F 2/64(2006.01)
A61F 2/66(2006.01)
A61F 2/68(2006.01)
A61F 5/01(2006.01)

审查员 严小波

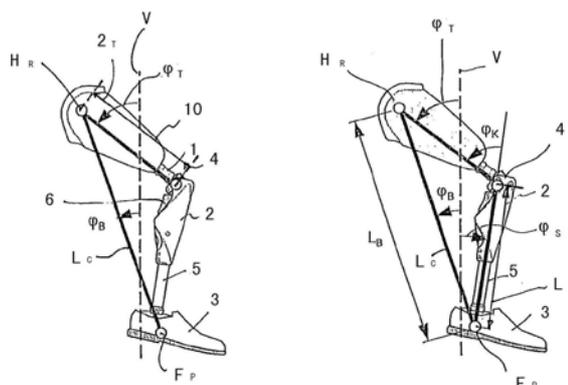
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

用于控制人造关节中的阻尼改变的方法

(57)摘要

本发明涉及一种用于在控制下肢的矫形器、外骨骼或假肢的人造关节中的阻尼改变的本发明方法,其中,所述人造关节具有围绕摆动轴线(4)可摆动地相互固定的上部分(1)和下部分(2),其中,在所述上部分(1)和所述下部分(2)之间固定有阻力单元(6),以便提供抵抗人造关节弯曲或伸展的阻力,并且所述阻力单元(6)配属有调整装置(7),在配属于所述调整装置(7)的控制单元(8)的传感器信号激活所述调整装置(7)时通过该调整装置来改变所述阻力,在此设置,根据测量出或计算出的腿部肌腱(L_c)的位置(φ_B)和/或长度(L_B)和/或所述位置和所述长度的时间导数来改变所述阻力。



1. 用于在控制下肢的矫形器、外骨骼或假肢的人造关节中的阻尼改变的方法,其中,所述人造关节具有围绕摆动轴线(4)能摆动地相互固定的上部分(1)和下部分(2),其中,在所述上部分(1)和所述下部分(2)之间固定有阻力单元(6),以便提供抵抗人造关节弯曲或伸展的阻力,并且所述阻力单元(6)配属有调整装置(7),在配属于所述调整装置(7)的控制单元(8)的传感器信号激活所述调整装置(7)时,通过该调整装置来改变所述阻力,其中,根据测量出或计算出的腿部肌腱(LC)的位置(φ_B)和长度(LB)和/或所述位置和所述长度的时间导数来改变所述阻力,其中,髋部转动点(HR)和脚点(FP)之间的连线被用作腿部肌腱(LC)。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述腿部肌腱(LC)的位置(φ_B)作为小腿角度(φ_S)与乘以一个分数的膝盖角度(φ_K)的和被估算,或者通过所述小腿角度(φ_S)、所述膝盖角度(φ_K)、大腿节段长度(LT)和小腿节段长度(LS)来算出。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述小腿角度(φ_S)或大腿角度(φ_T)通过惯性角度传感器被直接测量,或者通过在大腿(1,10)或小腿(2,5)上的位置传感器(9)和通过膝盖角度传感器被求取。

4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述腿部肌腱(LC)的长度(LB)由所述膝盖角度(φ_K)和所述大腿节段长度(LT)以及所述小腿节段长度(LS)来确定。

5. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,所述阻力根据所述腿部肌腱(LC)的位置(φ_B)的改变方向和/或长度(LB)的改变方向来改变。

6. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,求取所述腿部肌腱的位置(φ_B)的改变与所述大腿角度(φ_T)的改变或所述小腿角度(φ_S)的变化的商(k)并将其用于评价行走状况。

7. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,求取腿部肌腱速度的变化与大腿速度(φ_T)的变化或小腿速度(φ_S)的变化的商(k)并将其用于评价行走状况。

8. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,为了探测站立阶段或直立,使用所述下部分(2)中用于检测力的力传感器。

9. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,附加地还根据所述上部分(1)和/或所述下部分(2)的位置或位置变化来改变阻力。

10. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于,在所述腿部肌腱(LC)的位置和/或位置变化高于或低于预先确定的边界值时改变阻力。

用于控制人造关节中的阻尼改变的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在人体下肢的矫形器、外骨骼(Exoskelett)或假肢的人造关节中控制阻力改变的方法,其中,人造关节具有围绕摆动轴线可摆动地相互固定的上部分和下部分,其中,在上部分和下部分之间固定有阻力单元,以便提供抵抗人造关节弯曲或伸展的阻力,并且该阻力单元配属有调整装置,在配属于该调整装置的控制单元的传感器信号激活该调整装置时通过该调整装置来改变阻力。本方法尤其用于控制人造膝关节的运动表现或阻尼表现,但是本方法不限于此,而是也可以用于髋关节或踝关节。

背景技术

[0002] 用于矫形器、外骨骼或假肢的人造关节具有带有上连接部分的上部分和带有下连接部分的下部分,所述上部分和下部分铰接地相互连接。在人造膝关节的情况下,在上连接部分上通常布置有用于大腿残肢或大腿轨的接收部,而在下连接部分上布置有具有假肢脚或脚部分的小腿管或小腿轨。在还存在小腿的情况下,假肢的上部分布置在小腿筒上,在下部分上固定有假肢脚,在矫形器的情况下各个部件固定在对应的肢体上。在最简单的情况下,上部分和下部分通过单轴铰链可摆动地相互连接。

[0003] 为了能够在迈一步的不同阶段期间或在另外的运动或工作中尽可能自然地满足或支持不同要求,经常设置有阻力装置,该阻力装置提供弯曲阻力和伸展阻力。通过弯曲阻力来调节在施加力时下部分与上部分相比向后摆动的难易程度。在膝关节的情况下,伸展阻力制动下部分向前运动并且此外构造了伸展止挡,该弯曲阻力防止不希望的弯曲并且限制迈步阶段中的最大弯曲。

[0004] 由DE 10 2008 008 284 A1已知一种具有上部分和可摆动地布置在该上部分上的下部分的、矫形外科技术的膝关节,该膝关节配属有多个传感器,例如弯曲角度传感器、加速度传感器、斜度传感器和/或力传感器。根据这些传感器数据来求取伸展止挡的位置。

[0005] DE 10 2006 021 802 A1描述一种被动假肢膝关节的控制,该假肢膝关节具有沿弯曲方向可调整阻尼的、用于匹配带有上侧连接器件和到人造脚的连接元件的假肢装置。在此进行与上台阶的匹配,其中,探测假肢脚的低力矩的抬起,并且在抬起阶段中将弯曲阻尼降低到合适于在平地上行走情况下的水平以下。弯曲阻尼可以根据膝盖角度的改变并且根据作用到小腿上的轴向力来提高。

[0006] 此外,DE 10 2009 052 887 A1描述一种用于控制具有阻力装置和传感器的矫形器关节或假肢关节,其中,在使用该关节期间,通过传感器提供状态信息。传感器检测力矩或力,其中,通过数学运算使求出的参数中的至少两个的传感器数据相互关联,由此计算出辅助变量,弯曲阻力和/或伸展阻力的控制以该辅助变量为基础。

[0007] 为了控制阻尼表现的改变,根据现有技术定量地评估这些传感器数据,也就是说,通常预先给定确定的边界值,在达到或未达到这些边界值的情况下激活或停用促动器,使得阻力装置提供增大或减小的弯曲阻力或伸展阻力。

[0008] 病人可以在不同的周围环境中使用假肢、外骨骼或矫形器。它们可以用于下台阶、

下坡行走或以不同的速度在平地上行走。进一步地,它们可以承受负荷,这同样对假肢或矫形器的表现起作用。尤其在结束迈步阶段之后,即在设置有本发明人造膝关节的腿部着地之后,在身体重量转移到设置有本发明人造膝关节的腿部上时,对于病人而言存在对更高安全性的多种要求。但是,过高的初始弯曲阻尼、即抵抗人造膝关节弯曲的阻尼可能导致在髋关节中的撞击式负荷,这可能造成假肢或矫形器的佩戴舒适性和接受度减小。

[0009] 计算机控制的先进阻尼装置能够非常精确并且快速地匹配抵抗弯曲或伸展的阻力。受限的是求出或检测到的数据的精度、要处理的信息的复杂性、探测分别实施的运动的可靠性和设计上的费用。

发明内容

[0010] 本发明的任务是,提供一种用于控制人体下肢的人造关节、尤其是人造膝关节的方法,借助该方法可以实现与不同行走状况的可靠、快速和低成本匹配并且可以在具有最大安全性的同时实现舒适的行走表现。

[0011] 根据本发明,该任务通过根据本发明的方法来解决。本发明的有利构型和扩展方案在说明书以及附图中公开。

[0012] 在此提出一种用于在控制人体下肢的矫形器、外骨骼或假肢的人造关节中的阻尼改变的本发明方法,其中,该人造关节具有围绕摆动轴线可摆动地相互固定的上部分和下部分,其中,在上部分和下部分之间固定有阻力单元,以便提供抵抗人造关节弯曲或伸展的阻力,并且该阻力单元配属有调整装置,在配属于该调整装置的控制单元的传感器信号激活该调整装置时通过该调整装置来改变阻力。在此设置,根据腿部肌腱的位置和/或长度和/或它们的时间导数来改变阻力。因此,腿部肌腱被用作控制参数或辅助变量,以便基于腿部肌腱的位置或长度或基于由位置和长度的组合识别出正在实施哪种运动,使得可以针对对应的行走状况或其它动作例如坐下、站起、骑自行车、倒退行走或类似动作来合适地开始必要的阻力变化。与弯曲例如站立阶段弯曲或站立阶段伸展无关地,腿部肌腱的位置可靠地提供了关于腿部取向的信息。进一步地,由腿部肌腱的位置和在没有位置变化情况下腿部肌腱的缩短可以推断出静态的下沉(Einsinken),腿部肌腱的向前旋转表示下坡行走,向后旋转例如表示坐下。基于对这些信息的评估,通过控制单元激活调整装置,以便使阻力单元中的阻力匹配于对应的行走状况。为此,合适地增大或减小弯曲阻力和伸展阻力。此外,腿部肌腱的长度给出关于运动进展的结论,如果腿部肌腱例如在向后旋转时缩短,那么就借此可以检测出或者至少估算出坐下运动的进展。与之相应地,基于这些信息进行阻力的匹配。同样重要的是在腿部肌腱的位置或长度方面的时间导数。求取对应的运动的速度或加速度,这例如提供了对行走速度的提示,使得与之相应地在各个运动阶段中提供改变的阻力值。本方法不仅针对人造膝关节中的阻力单元的控制,而且也可以在有阻尼的踝关节情况下根据腿部肌腱的长度和/或位置或它们的时间导数来改变相应的阻力单元。相同情况也适用于髋关节中的阻力单元。本方法可以应用在矫形器、假肢或矫形器的特殊形状即外骨骼中。

[0013] 优选,髋部转动点和脚点之间的连线被用作腿部肌腱。髋部转动点例如在假肢膝关节的情况下由矫形外科技术人员求取。髋部转动点也确定了大腿的节段长度,该节段长度被定义为摆动轴线或膝盖轴线和髋部转动点之间的间距。小腿长度被限定在膝盖轴线和

脚点之间。或者脚中心、滚动运动的瞬心或者在脚部分或假肢脚脚底水平上或地面上的小腿垂线的端点可以被定义为脚点。在矫形器或外骨骼情况下,在要控制大腿部分和小腿部分之间的阻力单元时,不一定需要用于支撑还存在的自然脚脚部分。

[0014] 腿部肌腱的位置或腿部肌腱角度都可以作为求出的小腿角度与乘以一个因数的膝盖角度之和来估算。该因数位于0.4和0.6之间的范围内,有利地,腿部肌腱相对于垂线的位置作为相对于垂线的小腿角度与膝盖角度的一半之和被估算。替代地,腿部肌腱的位置可以通过小腿角度、膝盖角度、大腿节段长度和小腿节段长度来算出。各个节段长度已知并且保存在控制装置中。小腿角度可以通过位置传感器来求取,表示围绕膝盖轴线的相对摆动的膝盖角度被定义为小腿纵向延伸部的延长部到大腿纵向延伸部之间的角度,该测量可以通过角度传感器来进行。

[0015] 小腿角度和/或大腿角度可以通过惯性角度传感器来直接测量。替代地,可以在对应的另一节段上布置位置传感器,其中,通过膝盖角度传感器求取膝盖角度并且由大腿的惯性角度与膝盖角度的组合求取小腿角度或者由小腿上的位置传感器与膝盖角度传感器的组合求取大腿角度。

[0016] 腿部肌腱的长度可以由膝盖角度和大腿和小腿的节段长度来确定。通过腿部肌腱的长度或其时间上的改变推断出运动速度,根据该运动速度改变阻尼单元中的阻力。

[0017] 阻尼单元中的阻力也可以根据腿部肌腱的位置改变和/或长度改变的方向来改变。因此,尤其在腿部肌腱长度缩短时,探测通过腿部肌腱角度朝向垂线方向去的减小或通过腿部肌腱角度离开垂线方向的增大引起的向前旋转作为在下坡行走情况下的退让步伐(nachgebender Schritt)。由腿部肌腱的缩短或变长得到这样的提示:是执行站起运动还是坐下运动、是下沉还是立起,或者,是上台阶还是下台阶。

[0018] 在向前行走时,即在发生向前迈进的所有行走状况中,腿部向前滚动(abrollen)。因此,腿部取向,即腿部肌腱的取向和其变化,可以被视作用于步伐的进展参数。在脚跟接触或脚跟着地之后,腿部大多数情况下具有向后倾斜,也就是说,腿部肌腱相对于垂线逆着行走方向向后倾斜。接下来,腿部向前滚动,腿部肌腱角度向着垂线的方向变小并且之后从垂线处变大,直至站立阶段结束时存在最大的向前倾斜。为了精确区分行走状况,有利地,求取腿部肌腱位置的改变与大腿角度或小腿角度的改变的商并将其用于评价行走状况。大腿角度或小腿角度或它们的时间导数与在迈步期间的腿部运动关联。在平地上向前行走的情况下,大腿和小腿同样向前滚动,这既能在伴有站立阶段弯曲情况下又能在没有站立阶段弯曲情况下出现。在下坡行走的情况下,大腿角度近似保持不变,在下台阶的情况下,大腿向后倾斜,因此,该角度相对于垂线变大。之后根据求出的行走状况而定地匹配阻力,例如提高弯曲阻尼或对于确定的角度范围减小弯曲阻尼,以便能够在交替下台阶时实现弯曲。

[0019] 尤其,腿部肌腱位置的改变与大腿角度或小腿角度的改变的商可以被求取并且被作为用于识别行走状况的参数使用。尤其可以根据对应的相位曲线图形的斜率来改变阻力。如果在腿部肌腱位置或腿部肌腱角度上画出大腿角度或小腿角度,那么可以根据该阶段曲线图中的斜率来区分行走状况。该斜率可以作为两个角度 φ_i 和 φ_j 的函数关系的差商(Differenzenquotient) $\Delta\varphi_i/\Delta\varphi_j$ 或微分商(Differentialquotient) $d\varphi_i/d\varphi_j$ 来确定,其中,可以在较长的时间段上考虑例如瞬时的正切线或正割线。阻力单元的表现可以根据该

斜率匹配于相应的状况。

[0020] 除了基于解释阶段曲线图中的斜率来改变阻力单元或者说阻力之外,同样也设置,阻力的这种改变也基于由其时间导数的商来进行,即,由腿部肌腱速度的变化与大腿速度或小腿速度的变化的商来改变阻力。

[0021] 进一步精确地区分不同的行走状况可以由此进行,即使用用于探测站立阶段或直立的力传感器,该力传感器检测作用到下部分上的轴向力或作用到下部分上的力矩。如果下部分不受负荷或基本不受负荷,那么可以认为,人体下肢位于迈步阶段、抬腿阶段或着地阶段,这应与直立或在行走时的站立阶段不同地调节阻力。为此,相应的传感器可以提供附加信息。

[0022] 有利地,阻力还根据上部分和/或下部分的位置或位置变化来改变。有利地,上部分和下部分起大腿和小腿的作用。优选,尤其在腿部肌腱的位置和/或位置变化高于或低于预先确定的边界值时改变该阻力。

[0023] 当然,该位置可以根据所有这些所说的参数或仅根据所说参数中的唯一一个来改变。

[0024] 阻力单元例如可以构型为促动器,例如液压的、气动的、磁流变的、磁的、电的、机械或电磁的阻力单元。在液压或气动的阻力单元情况下,溢流通道被关闭,使得这些溢流通道不再能够使介质从伸展腔中流动到弯曲腔中。以该方式,必要时也可以完全中断伸展腔和弯曲腔之间的介质流。在机械的阻力装置情况下,例如如此提高摩擦,使得不可能发生进一步的弯曲。相同情况适用于电促动的阻力单元。

[0025] 也可以使用促动器,这些促动器既将能量主动地带入系统中相反地又从该系统中取走能量并且以该方式起阻力单元的作用。促动器例如可以构造为电动机、液压泵或气动泵或压电元件。

附图说明

[0026] 接下来参照附图详细阐述本发明的实施例。在此示出:

[0027] 图1腿部假肢的示意图,

[0028] 图2具有角度的膝盖假肢的示意图,

[0029] 图3根据图2的具有参数配属的图示,

[0030] 图4a-4c在行走时的不同状况的图示,以及

[0031] 图5关于腿部取向的大腿角度的不同图示。

具体实施方式

[0032] 在图1中以示意图示出具有上部分1的腿部假肢,在该上部分上固定有用于接收大腿残肢的大腿筒10。在上部分1上可摆动地布置有呈小腿部分的形状的下部分2。在上部分1上,下部分2围绕摆动轴线4可摆动地受支承。下部分2具有小腿管5,在该小腿管的末端上固定有假肢脚3,在该假肢脚中可以装入用于求取作用到小腿管5上的有效轴向力以及求取踝部力矩的装置,该踝部力矩围绕假肢脚3在小腿管5上的固定部位上起作用。

[0033] 在下部分2中或上布置有例如可以构造为阻尼器或促动器的阻力装置6,该阻力装置支撑在上部分1和下部分2之间,以便提供可调节的伸展阻力和弯曲阻力。阻力装置6配属

于调整装置7,例如马达、磁体或其它促动器,通过该促动器可以改变阻力装置6内的对应阻力R。如果阻力装置6构造为液压阻尼器或气动阻尼器,那么可以通过调整装置7增大或减小溢流通道的对应流动横截面。同样可以通过调整装置7以其它方式改变流动阻力。这例如可以通过打开或关闭阀门或通过改变粘度或磁流特性来实现。如果阻力单元构造为发电机运行中的电动机,那么可以通过改变电阻来调节抵抗弯曲或伸展的各个阻力的增大或减小。阻力单元也可以构造为抵抗弯曲或伸展的机械阻力、摩擦制动器或具有可改变变形阻力的弹性体元件或磁流变阻尼器。

[0034] 为了可以激活或停用调整装置7,下部分2配属有尤其安装在小腿包覆件中的控制装置8,通过该控制装置将相应的激活信号或停用信号发给调整装置7。调整装置7基于传感器数据被激活或者停用,传感器数据由一个或多个布置在人造膝关节上的传感器9来提供。这些传感器可以是角度传感器、惯性角度传感器、加速度传感器和/或力传感器。传感器9例如通过线缆或通过无线发送装置与控制装置8连接。在所示实施例中,传感器9还构造为膝盖角度传感器或惯性角度传感器。这些传感器可以布置在大腿筒10、上部分1、下部分2、小腿管5或脚部分3上。在矫形器的情况下,这些传感器固定在分别对应的轨道、关节部分或脚部分上,传感器9也可以固定在肢体本身上。

[0035] 通过传感器9监控从脚跟着地(英文:Heel Strike)经脚趾松弛(Zehenablösung)直至重新的紧接着的脚跟着地HS的整个步伐周期,因此也可以监控具有迈步阶段伸展和迈步阶段弯曲的整个迈步阶段。

[0036] 在图2中,以侧视图以弯曲的状态示出具有大腿筒10、上部分1、在其中布置有阻力元件6并且围绕膝盖轴线4可摆动地受支承的下部分2、远端小腿管5和固定在该小腿管上的假肢脚。腿部肌腱 L_C 在脚点 F_P 和髌部转动点 H_R 之间延伸。腿部肌腱 L_C 是髌部转动点 H_R 和脚点 F_P 之间的连接部,通过腿部肌腱 L_C 的取向可以推断出对应实施的运动,尤其可以相互区分不同的运动或行走状况。脚点 F_P 可以位于脚中心,脚点 F_P 的另一定义是顶点运动的瞬心、踝关节的摆动轴线或下部分2的纵向延伸部在脚底水平上的延长部。腿部肌腱角度 Φ_B 作为用于腿部肌腱 L_C 的位置的特征参量被画出,该腿部肌腱角度被定义为腿部肌腱 L_C 和垂线 V 之间的角度。在假肢装置的所示位置中,上部分1以相对于下部分2的一个角度弯曲,因此,腿部肌腱 L_C 沿向后的方向倾斜。由此得到,也形成相对于垂线 V 的大腿角度 Φ_T 。如果下部分2例如保持垂直并且上部分1在所示实施例中逆时针围绕摆动轴线4摆动,那么大腿角度 Φ_T 相对于垂线 V 变大。用于大腿角度 Φ_T 的参考参量是髌部转动点 H_R 和膝盖轴线4之间的连线,这两个点相互间沿该连线的距离同时定义了大腿长度 L_T 。

[0037] 在图3中,除了根据图2的参量以外还画出了膝盖角度 Φ_K ,该膝盖角度是由膝盖轴线4和髌部转动点 H_R 之间的连线所代表的大腿节段和下部分2的纵向延伸部之间的角度。在假肢装置位于最大伸展的状态中时,该膝盖角度 Φ_K 为零。这意味着,下部分2的纵向延伸部与上部分1的纵向延伸部对齐,即在脚点位于小腿管5的纵向延伸部的轴线上时,膝盖轴线4和髌部转动点 H_R 之间的连线与膝盖轴线4和脚点 F_P 之间的连线对齐。

[0038] 小腿长度 L_S 通过膝盖轴线4和脚点 F_P 之间的间距来定义。小腿角度 Φ_K 是垂线 V 和脚点 F_P 与膝盖轴线4间的连线之间的角度。在具有以角度 Φ_K 弯曲的假肢膝关节的所示实施例

中,小腿角度 Φ_S 沿向前行走方向正向地倾斜,大腿角度 Φ_T 沿相对于垂线的向后方向取向,腿部肌腱 L_C 以角度 Φ_B 向后倾斜。腿部肌腱 L_C 的长度 L_B 通过髋部转动点 H_R 和脚点 F_P 之间的间距来定义。

[0039] 腿部肌腱 L_C 的长度 L_B 可以由已知的节段长度 L_T 和 L_S 结合膝盖角度来计算。除了可以布置在下部分2或上部分1上或者说大腿筒10或小腿管5上的惯性角度传感器9以外,所述取向或腿部肌腱角度 Φ_B 也可以由小腿角度 Φ_S 结合经加权的膝盖角度 Φ_K 来估算,其中,对此的公式为:

$$[0040] \quad \Phi_B = \Phi_S + d \times \Phi_K,$$

[0041] 其中, d 处于0.4和0.6之间,尤其为0.5。

[0042] 通过知道腿部肌腱 L_C 的长度 L_B 和取向 Φ_B 并且必要时知道这些参量的时间导数,可以与站立阶段弯曲或站立阶段伸展无关地跟踪在站立阶段中的滚动运动并且可以知道运动进展。通过腿部肌腱取向或腿部肌腱角度 Φ_B 的改变既可以在站立阶段中又可以在迈步阶段中跟踪该运动进展,使得通过匹配阻尼器调节可以考虑这些用于控制站立阶段表现和/或迈步阶段表现的参数。

[0043] 也可以称为节段角度的大腿角度 Φ_T 和小腿角度 Φ_S 可以借助位于对应的节段上的惯性传感器来测量。替代地,通过仅一个惯性传感器在分别不涉及的节段上利用膝盖角度 Φ_K 进行计算,该膝盖角度通过膝盖角度传感器来求取。

[0044] 在图4a中画出对于在平地上行走情况下腿部状态的两个区段。左边图示出在脚跟接触之后不久的假肢装置,腿部肌腱 L_C 的长度 L_B 几乎为最大,因为未画出的腿部肌腱角度 Φ_B 几乎相当于大腿角度 Φ_S 。在继续迈步变化过程中发生向前迈进,假肢装置整体向前转动,腿部肌腱 L_C 围绕也可以位于踝关节中的脚点 F_P 向前摆动,使得腿部肌腱 L_C 位于垂线之前。由图4a可得知,在平地上行走情况下在向前迈进的大范围上大腿或者说大腿筒10与腿部肌腱 L_C 一起在膝关节几乎伸展的情况下随着向前移动,不会发生膝盖角度的改变。

[0045] 在图4b中示出下坡行走。在左边图示中可看到在假肢膝关节中的变大的弯曲,大腿筒10围绕膝盖轴线4摆动,腿部肌腱 L_C 的取向大约相当于在平地上行走情况下在着地阶段中的取向。

[0046] 在图4b的右边图示中示出在下坡行走情况下该运动的进一步变化过程。同样,围绕脚点 F_P 进行滚动运动,腿部肌腱 L_C 围绕脚点 F_P 向前旋转,大腿角度 Φ_S 由于围绕膝盖轴线4的弯曲变大而留在几乎不变的位置中,也就是说,大腿或大腿筒10在空间中的取向不变化或仅不明显地变化,而腿部肌腱 L_C 实施向前旋转。

[0047] 在图4c中示出第三行走状况、即下台阶。假肢装置的各个部件的位置相应于在左边图示中示出的初始状态中的下坡行走。腿部肌腱 L_C 向后倾斜,即相对于垂线逆时针地向后倾斜。在交替下台阶的进一步变化过程中,假肢装置弯曲,发生上部分1相对于下部分2的摆动,膝盖角度 Φ_K 变大,同样,腿部肌腱 L_C 的长度 L_P 变小。腿部肌腱 L_C 的取向与在平地上行走或下坡行走情况下相比变化更小,也就是说,腿部肌腱 L_C 仅更小程度地向前旋转,因此,相对于垂线的腿部肌腱角度 Φ_B 与在平地上行走或下坡行走时的情况相比更小。

[0048] 在根据图4a至4c的行走状况中发生向前迈进,即腿部向前滚动。用于区分和识别

对应的行走状况的合适参数或辅助变量是大腿角度 Φ_T 变化或小腿角度 Φ_S 变化和腿部取向变化或腿部肌腱角度 Φ_B 变化之间的商。同样,作为特征参量的时间导数是适合的并且被设置,即设置腿部肌腱 L_c 的角速度的变化和大腿或小腿的角速度的变化之间的商。

[0049] 在图5中画出对应的角度的变化过程,在曲线a中示出对于在平地上行走情况下的角度变化过程,在曲线b中示出对于下坡行走的腿部肌腱角度变化过程和大腿角度变化过程,在曲线c中示出对于下台阶的角度变化过程。

[0050] 变明显的是,所有曲线a,b,c具有不同的变化过程,尤其,对于对应的曲线变化过程的斜率k是不同的。斜率k可以作为差商被确定,对此的公式是:

$$[0051] \quad k = (\Phi_{T1} - \Phi_{T0}) / (\Phi_{B1} - \Phi_{B0})。$$

[0052] 在平地上行走的情况下斜率 k_1 明显大于下坡行走情况下的斜率 k_2 。在平地上行走情况下,根据曲线a,大腿角度 Φ_T 的变化基本按照腿部肌腱角度 Φ_B 的变化进行,并且斜率接近1,而在下坡行走情况下大腿角度 Φ_T 几乎不变,使得出现对于下坡行走明显更小的斜率 k_2 。在下台阶情况下,腿部肌腱角度 Φ_B 比大腿角度 Φ_T 减小得更少,使得在下台阶情况下的斜率 k_3 出现负值。

[0053] 根据探测出的商或对应的斜率 k_1, k_2, k_3 可以进行阻力的匹配,可以在探测到根据曲线变化过程b的下坡行走时如下地改变用于在平地上行走情况下的标准设定,使得在相应的腿部肌腱角度 Φ_B 情况下存在退让并且从而存在变小的弯曲。如果探测到根据图5中的曲线c的负斜率 k_3 ,那么可以认为是下坡行走。应避免缓慢的下沉或允许完全锁止假肢装置,以便排除弹射效应(Katapulteffekt)。

[0054] 如果代替所述角度地画出腿部肌腱和大腿或小腿的角速度或角加速度,那么获得相应地有特点的阶段曲线图。

[0055] 借助本发明方法不必测量或评估力或力变化过程以获知行走状况和其运动进展的区别。原则上仅测量、算出或估算角度,并且将角度作为改变阻尼器调节的基础。

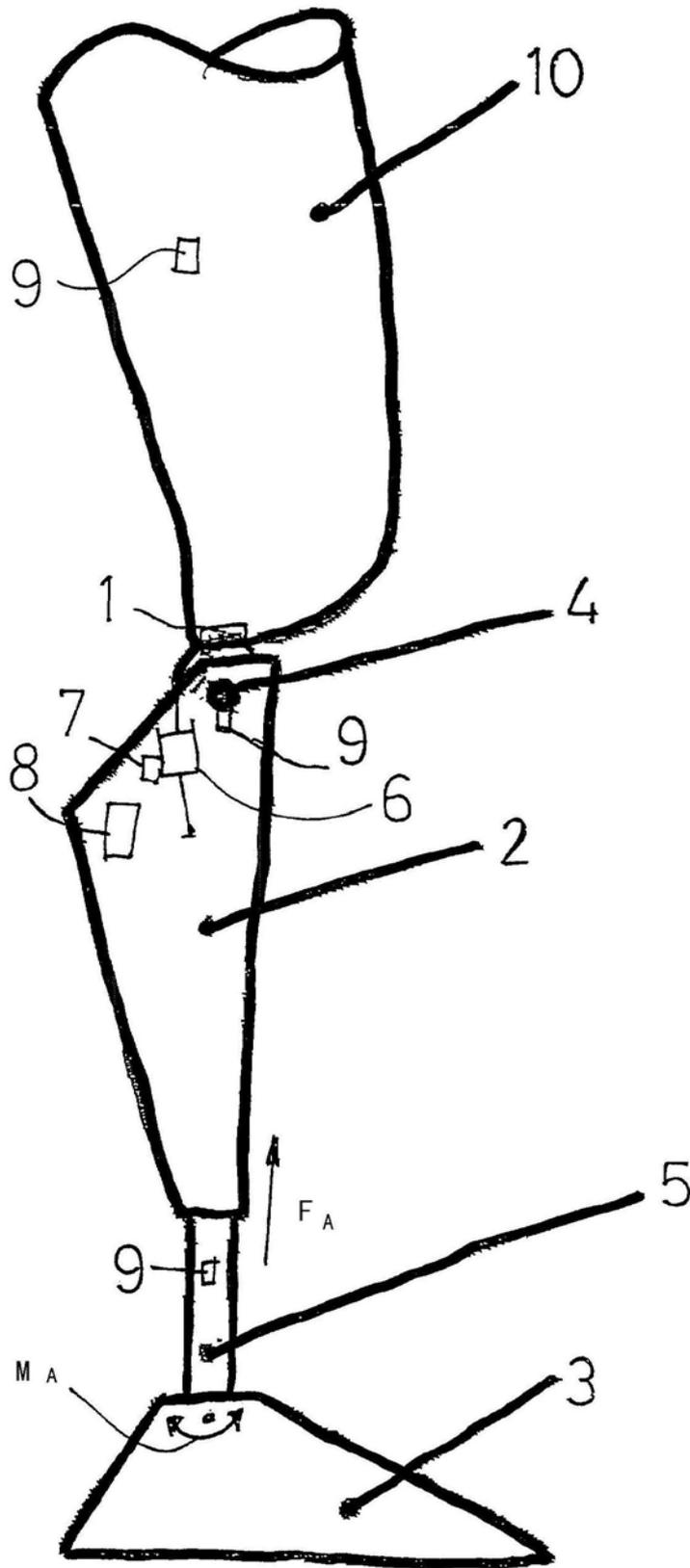


图1

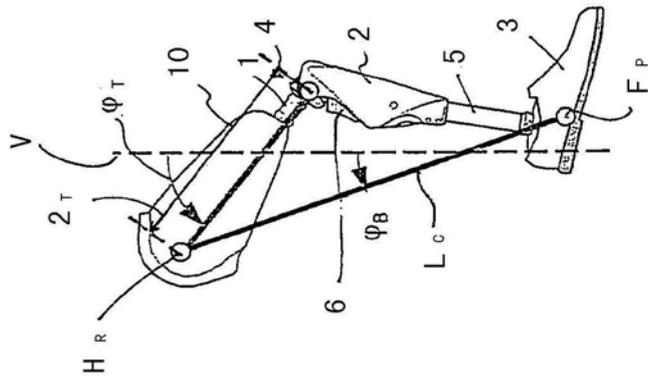


图2

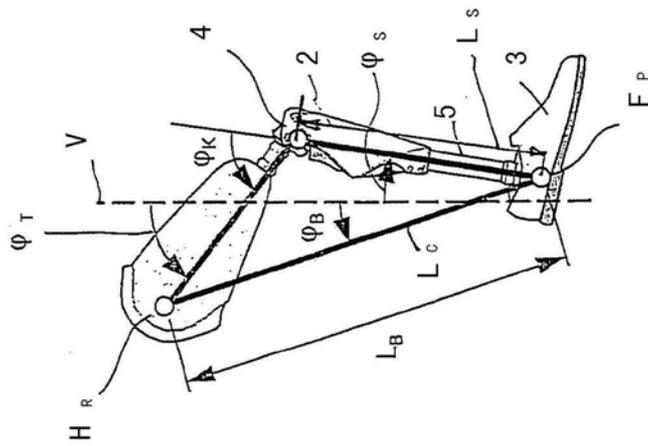


图3

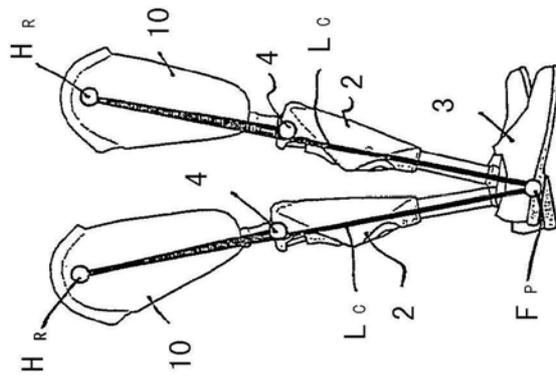


图4a

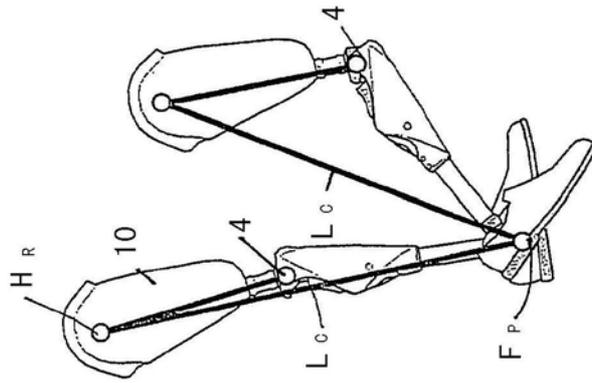


图4b

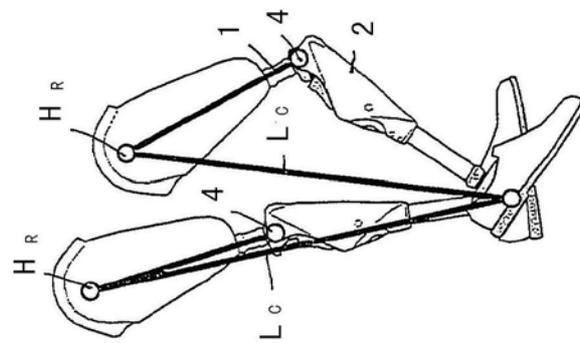


图4c

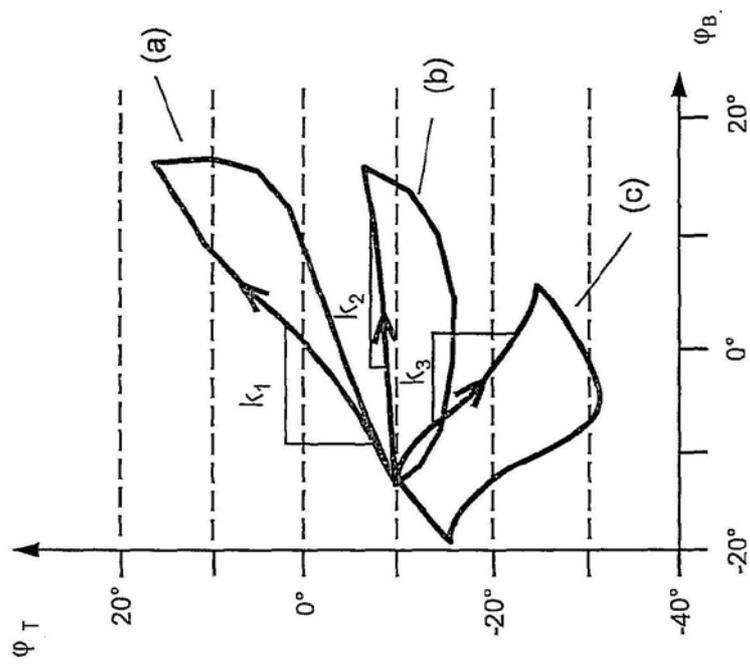


图5