



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102724936 B

(45) 授权公告日 2015.06.17

(21) 申请号 201080051261.6

(22) 申请日 2010.11.12

(30) 优先权数据

102009052890.3 2009.11.13 DE

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012.05.11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2010/006892 2010.11.12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/057791 DE 2011.05.19

(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 M·赛伊 P·肯帕斯 S·扎利伶

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 曾立

(51) Int. Cl.

A61F 2/64(2006.01)

A61F 2/68(2006.01)

(56) 对比文件

CN 1957862 A, 2007.05.09, 全文.

WO 01/43669 A1, 2001.06.21, 全文.

CN 101151071 A, 2008.03.26, 全文.

EP 1447062 A2, 2004.08.18, 全文.

CN 1074109 A, 1993.07.14, 说明书第3页倒数第2段至第4页第3段, 第9页第2段, 第23页倒数第1段至第24页第1段, 及图4, 图9.

US 2003/0125814 A1, 2003.07.03, 说明书第33段, 及图1, 图4.

DE 102007053389 A1, 2009.05.20, 全文.

DE 102008008284 A1, 2009.08.13, 全文.

审查员 万励之

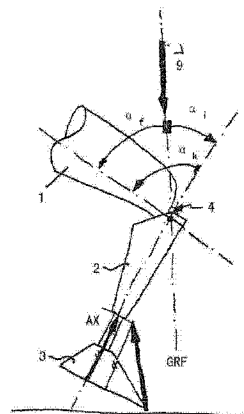
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54) 发明名称

用于控制人造矫形外科或假肢关节的方法和设备

(57) 摘要

本发明涉及一种用于控制下肢的人造矫形或假肢关节的方法和设备, 具有阻抗装置, 给所述阻抗装置配置至少一个促动器, 通过所述促动器根据传感器数据改变屈曲和 / 或伸张阻抗, 其中, 在使用关节期间通过传感器提供状态信息。本发明提出, 测量大腿部的惰性角度并且当大腿部相对于垂线至少 45° 和 / 或膝盖角度大于 45° 时降低阻抗。



1. 一种用于利用阻抗装置控制下肢的人造矫形或假肢关节的方法,给所述阻抗装置配置至少一个促动器,通过所述促动器根据传感器数据改变大腿部相对于小腿部的抵抗屈曲和 / 或伸展运动的屈曲阻抗和 / 或伸展阻抗,其中,在使用关节期间通过传感器提供状态信息,其特征在于,测量大腿部的惰性角度,并且当大腿部相对于垂线至少  $45^{\circ}$  和 / 或膝盖角度大于  $45^{\circ}$  时且同时在大腿部处于倾斜位置中持续预给定的时间间隔的情况下降低阻抗。

2. 一种用于利用阻抗装置控制下肢的人造矫形或假肢关节的方法,给所述阻抗装置配置至少一个促动器,通过所述促动器根据传感器数据改变大腿部相对于小腿部的抵抗屈曲和 / 或伸展运动的屈曲阻抗和 / 或伸展阻抗,其中,在使用关节期间通过传感器提供状态信息,其特征在于,测量大腿部的惰性角度,并且当大腿部相对于垂线至少  $45^{\circ}$  和 / 或膝盖角度大于  $45^{\circ}$  时且同时在大腿部处于倾斜位置中持续预给定的时间间隔的情况下且同时在达到或低于地面反作用力的阈值之后降低阻抗。

3. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,在达到大腿部的惰性角度和 / 或膝盖角度的阈值之后使阻抗随着所述惰性角度和 / 或膝盖角度的增高而连续降低。

4. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,直接地或者由小腿部的惰性角度以及一关节角度求得所述大腿部的惰性角度。

5. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,所述阻抗在降低之后根据测量到的关节角度的改变和 / 或所述大腿部的惰性角度的改变而升高。

6. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,在求得关节角度改变时禁止阻抗的降低。

7. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,在阻抗降低之后接通节能模式。

8. 根据权利要求 1 或 2 的方法,其特征在于,存在多个控制算法,所述控制算法基于用于检测角度和力的不同装置的测量值工作,从而在一个用于检测角度和力的装置失效时使用其余的测量值来控制伸展阻抗和 / 或屈曲阻抗的改变。

9. 一种用于执行根据上述权利要求之一所述方法的设备,具有可调节的阻抗装置,所述阻抗装置布置在下肢的人造矫形关节或假肢关节的两个铰接地彼此支承的部件之间,存在控制装置和传感器,它们检测一个部件的惰性角度和 / 或所述设备的关节角度,其特征在于,设置调节装置,通过所述调节装置能够激活和 / 或去活与位置相关的阻抗改变。

## 用于控制人造矫形外科或假肢关节的方法和设备

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于控制下肢的人造矫形或假肢关节的方法和设备,具有阻抗装置,给所述阻抗装置配置至少一个促动器,通过所述促动器根据传感器数据改变屈曲和/或伸张阻抗,其中,在使用关节期间通过传感器提供状态信息。所述设备和方法特别是适合于控制矫形膝关节或假肢膝关节,但是本发明也能够在髋关节或踝关节中采用。

### 背景技术

[0002] 用于矫形器或假肢的人造关节、特别是膝关节具有上连接件和下连接件,它们通过关节装置彼此连接。在膝关节的情况下在上连接件上设置用于大腿残肢或大腿轨的接收部,而在下连接件上设置小腿筒或小腿轨。在最简单的情况下,上连接件通过单轴铰链与下连接件可枢转地彼此连接。这种布置仅仅在特殊情况下足以确保期望的效果,例如在矫形器中采用的情况下确保支撑或者在假肢中采用的情况下确保自然的步态形成。

[0003] 为了在一个步进的不同阶段期间或者在其他工作中尽可能自然地满足或支持不同的要求,设置阻抗装置,其提供屈曲阻抗或伸张阻抗。通过所述屈曲阻抗来调节:下连接件相对于上连接件在屈曲方向上能够以何种程度枢转。因此,在膝关节的情况下,通过所述屈曲阻抗来调节:小腿筒或小腿轨相对于大腿筒或大腿轨在施加力的情况下以何种程度向后挥动。伸张阻抗对小腿筒或小腿轨的前进运动进行制动并且可构成伸张止挡。在其他关节类型的情况下例如髋关节或踝关节的情况下,这种实施方式根据运动学状况也适用。

[0004] 通过可调节的阻抗装置能够使得相应的屈曲阻抗和/或伸张阻抗适配于假肢装置或矫形器装置的使用者或者进入到不同的行走或运动状况,以便能够在条件改变的情况下提供适配的阻抗。

[0005] 由 DE 10 2008 008 284 A1 公开了一种矫形外科技术的膝关节,其具有上部件和可枢转地布置在上部件上的下部件,给其配置多个传感器,例如屈曲角度传感器、加速度传感器、斜率传感器和/或力传感器。伸张止挡根据求得的传感器数据来调节。

[0006] DE 10 2006 021 802 A1 描述了一种被动式假肢膝关节的控制,在伸展方向上具有可调节的阻尼以适配于假肢装置,所述假肢装置具有上侧的连接器件和通往人造脚的连接元件。与楼梯行走进行适配,其中,检测假肢脚的几乎无力矩的抬起并且将屈曲阻尼在抬起阶段中降低到一个对于在平面中行走合适的水平以下。屈曲阻尼可根据膝盖角度的变化并且根据作用在小腿上的轴向力升高。

[0007] DE 10 2007 053 389 A1 描述了一种用于控制具有至少一个自由度的下肢的矫形外科关节的方法,具有可调节的促动器以适配于矫形外科装置,所述矫形外科装置具有连接至肢体的上侧连接器件和相对于所述连接器件远中地铰接布置的矫形外科关节,在不同于在平面上行走的行走状态下。在此通过传感器检测该矫形外科装置的多个参数,将检测到的参数与判据(所述判据借助于多个参数和/或参数变化曲线求得并且存放在计算单元中)相比较并且选出一个判据,所述判据根据求得的参数或参数变化曲线是合适的。基于所选出的判据调节屈曲阻抗、运动范围、驱动力和/或其变化曲线以控制不同于在平面中

行走的特殊功能。矫形外科装置在一部分在空间中的倾翻角度和 / 或矫形外科装置的一部分的倾翻角度改变的变化曲线可用作参数。

[0008] EP1237513 B1 公开了具有控制装置和与控制装置耦合的传感器的假肢或矫形器, 所述传感器检测相对于与关节连接的部件的固定线的倾斜角度。基于所述倾斜角度使关节的运动特性改变, 也就是制动或释放所述关节。

[0009] 已经发现, 膝关节在站立时在行走期间或在站立期间提供高阻抗, 其中, 关节不被完全锁止。在膝关节完全伸直的情况下通过以下方式防止该关节的屈曲, 即, 力矢量处于关节轴线前面并且由此将膝关节压到伸张止挡中。

[0010] 关节在站立状况下不锁止的优点是, 关节的使用者还可以干预关节运动。如果使用者例如应站立在楼梯上并且失去平衡, 则该使用者通过锁止的关节会不受控制地跌倒, 而使用者借助于残肢力尚能够以高屈曲阻抗使关节屈曲, 从而避免跌倒的后果或者可本身防止跌倒。同样, 所述阻抗简化了关节在狭小空间内的灵活操作或者坐下。通过以下方式支持坐下, 即, 所述阻抗提供抵抗太快速地下沉的支持。在其他情况下, 抵抗太快速下沉的阻抗必须通过不装假肢的一侧、也就是健康的腿施加。

[0011] 如果假肢或矫形器使用者处于坐姿中, 则可出现这样一种情况, 即, 屈曲阻抗和 / 或伸展阻抗被这样高地调节, 使得不能实现舒适的坐姿。在坐下期间常常需要并且舒适的是, 存在关节的可自由活动性以便能够毫无问题地实施在坐下时执行的小运动范围。

## 发明内容

[0012] 因此本发明的任务在于, 提供一种方法和一种设备, 利用其能够识别坐下状态并且与使关节的阻抗与坐姿相适配。

[0013] 根据本发明, 该任务通过具有独立权利要求特征的方法和具有并列权利要求特征的设备来解决。本发明的有利的构型和进一步方案在从属权利要求中予以描述。

[0014] 本发明的方法提出, 为了控制下肢的人造矫形或假肢关节, 存在一个阻抗装置, 给所述阻抗装置配置至少一个促动器, 通过所述促动器根据传感器数据改变屈曲阻抗和 / 或伸张阻抗。在此在使用关节期间通过传感器提供状态信息。测量大腿部的惰性角度并且当大腿部相对于垂线至少  $45^\circ$ 、特别是至少  $70^\circ$  和 / 或膝盖角度大于  $45^\circ$ 、是大于  $80^\circ$  时降低阻抗。在此将地心引力方向视为垂线方向, 而膝盖角度是存在于膝关节的上连接件与下连接件之间的角度, 从伸直的状态中起算, 在伸直状态中膝盖角度为  $0^\circ$ 。下连接件相对于上连接件屈曲程度越大, 则所述膝盖角度就越大。如果识别到坐姿, 则当阻抗优选不仅在伸展方向上而且在屈曲方向上降低时, 假肢或矫形器更容易操控, 必要时阻抗装置可这样改变, 使得附加的阻抗变为零。可通过测量大腿部的惰性角度 (也就是大腿部相对于垂线的绝对角度) 识别到坐下。如果大腿部的惰性角度基本上水平, 也就是相对于垂线至少  $70^\circ$ , 则可认为存在坐下状况或者处于要坐下的状况前不久。此外, 替代或补充地可将膝盖角度用来评判坐姿。如要膝盖角度大于  $80^\circ$ , 则可认为进入坐姿。所述膝盖角度也可以本身作用于控制的决定性参量, 同样, 大腿部的惰性角度本身也可足以求得坐姿。

[0015] 本发明的一个变型方案提出, 在达到或低于地面反作用力的阈值之后降低阻抗。为此规定, 测量作用在假肢或矫形器上的地面反作用力。如果该地面反作用力达到或低于确定的阈值, 因为由于坐姿, 仅仅通常的重量的很少部分作用在所述部件例如小腿、关节

或假肢脚之一上,因此可使阻抗降低。

[0016] 也可以规定,在达到大腿部的惰性角度例如至少 45° 和 / 或膝盖角度的阈值之后使阻抗随着所述角度的增高而连续降低。这用作坐下辅助,从而使得假肢或矫形器使用者首先通过高屈曲阻抗不必通过未装假肢的腿接收全部重量。如果例如大腿部相对于垂线处于 45° 的角度位置中,则连续地降低屈曲阻抗,从而可以更容易地坐下。

[0017] 所述大腿部的惰性角度可直接地例如通过大腿部上的相应传感器装置测量或者由小腿部的惰性角度以及一存在于小腿部与大腿部之间的关节角度计算出。

[0018] 本发明的一个进一步方案规定,只有当大腿部在预给定的时间间隔内处于倾斜位置中时、也就是从一个相对于垂线约 45°、特别是 70° 的角度起才降低阻抗。由此防止在短时达到大腿部的近似水平的位置时进行所述屈曲阻抗和 / 或伸张阻抗的冲击式或连续式降低。由此存在一个时间元件,所述时间元件只有在确定的时间过去之后才允许阻抗降低。所述阻抗根据大腿部的几乎水平的位置的持续时间受时间控制地改变,这提供了附加的安全性。相应的受时间控制的改变也可以基于膝关节进行,从而使得只有当膝盖角度在确定的时间间隔之后仍具有确定的最小值时才进行阻抗降低。

[0019] 本发明的一个进一步方案规定,所述阻抗、特别是屈曲阻抗在降低之后根据关节角度改变和 / 或惰性角度改变而升高,以便提供起立辅助。如果假肢或矫形器的使用者起立,则存在的危险是,不容易达到站立位置。为了在无阻抗装置的情况下防止落回到坐下位置中,检测:关节角度和 / 或惰性角度是否改变,特别是朝关节伸直和大腿部向垂线接近的方向。如果是这种情况,则使阻抗、特别是屈曲阻抗升高。

[0020] 当求得关节角度改变时,也就是当该设备没有处于静态的或近似静态的状态中时可禁止阻抗的降低。通过这种方式可实现起立辅助或坐下辅助。

[0021] 如果检测到坐下并且阻抗已经降低,则可控制到节能模式中,在该节能模式中例如使同步变缓慢或者不询问单个的传感器值,直到基于另外的传感器值得出离开了坐姿为止。同样也可以将不使用的消耗器转换到待机状态中,从而总体上降低能耗。

[0022] 为了提供增高的安全性可存在多个控制算法,它们基于用于检测角度和力的不同装置的测量值工作,从而在一个用于检测角度和力的装置失效时可使用其余的测量值来控制伸张阻抗和 / 或屈曲阻抗的改变。由此可建立冗余。所述算法可利用测量值工作,所述测量值来自于用于检测角度和力的装置的不同组,其中,在所述组中可存在单个的交叉,从而在一个用于检测角度和力的装置失效时可通过其他算法使用其余的测量值来控制伸张阻抗和 / 或屈曲阻抗的改变。通过控制可能性的冗余得到提高的防止假肢或矫形器失效的安全性。

[0023] 本发明的用于实施前述方法的设备规定,存在一个可调节的阻抗装置,所述阻抗装置布置在下肢的人造矫形关节或假肢关节的两个铰接地彼此支承的部件之间,其中,具有控制装置和传感器,它们检测一个部件的惰性角度和 / 或所述设备的关节角度。设置一调节装置,通过所述调节装置能够激活和 / 或去活与位置相关的阻抗改变,以便能够主动地接通或关断特别功能(坐下)和阻抗的在识别出坐下之后进行的降低。

## 附图说明

[0024] 下面借助于附图对本发明的实施例进行详细说明。

[0025] 图 1 示意性示出处于坐下位置中的假肢。

### 具体实施方式

[0026] 唯一的附图示意性示出处于坐下位置中的假肢。该假肢具有大腿部 1 和小腿部 2，它们通过假肢膝关节 4 可枢转地彼此连接。同样在小腿部 2 中设置阻抗装置以及促动器，所述促动器基于通过控制单元分析处理的传感器数据调节大腿部 1 相对于小腿部 2 的抵抗伸展或屈曲运动的伸展或屈曲阻抗。如果假肢使用者处于坐下位置中，则当阻抗装置的伸展阻抗或屈曲阻抗小时该使用者感觉到舒服，从而可以不受妨碍地执行在坐下期间实施的运动，所述运动通常具有小的运动范围。

[0027] 为了能够自动地执行阻抗降低，规定，检测坐下状态。为此规定，测量惰性角度  $\alpha_T$  和 / 或膝盖角度  $\alpha_K$ 。大腿部 1 的惰性角度  $\alpha_T$  相对于垂线测量，其假设在重力方向上作用。在附图中这通过重力向量  $g$  表示。假设大腿部 1 的纵轴线作为惰性角度  $\alpha_T$  的参考量，所述纵轴线穿过假肢膝关节 4 的枢转轴线。在此，所述纵轴线大致相应于天然大腿骨的取向并且基本上在大腿部 1 的中间延伸，所述大腿部通常构造为大腿筒。

[0028] 膝盖角度  $\alpha_K$  处于小腿部 2 的纵向延伸与大腿部 1 的纵向延伸之间。在此，小腿部 2 的纵向延伸也穿过假肢膝关节 4 的关节轴线。所述膝盖角度  $\alpha_K$  可由大腿部 1 的惰性角度  $\alpha_T$  和小腿部 2 的惰性角度  $\alpha_I$  计算出，其中，按照该附图，由小腿部 2 的膝盖角度  $\alpha_K$  与惰性角度  $\alpha_I$  之间的差得出大腿部 1 的惰性角度  $\alpha_T$ 。

[0029] 此外，可确定地面反作用力 GRF 或轴向力 AX（其表现为地面反作用力在小腿部 2 的方向上的分量），以便基于存在的力决定假肢使用者是否处于坐姿中。

[0030] 规定，当大腿部 1 具有至少一个至少  $45^\circ$ 、特别是  $70^\circ$  的惰性角度  $\alpha_T$  和 / 或膝盖角度  $\alpha_K$  大于  $45^\circ$ 、特别是大于  $80^\circ$  时进行阻抗降低。通常，在出现一个或多个这种角度参量时可认为：假肢使用者处于坐姿中。可通过测量地面反作用力 GRF 来补充该判据。通常，当假肢使用者坐下时所述地面反作用力 GRF 显著降低，也就是说，当所述地面反作用力 GRF 低于一个阈值时，则这是评判是否达到坐姿的另一因素。

[0031] 在达到确定的阈值之后阻抗的冲击式降低常常被感觉到不舒服。因此规定，在达到大腿部 1 的惰性角度  $\alpha_T$  和 / 或膝盖角度  $\alpha_K$  的阈值之后使阻抗随着惰性角度  $\alpha_T$  和 / 或膝盖角度  $\alpha_K$  的增高连续地降低。由此支持坐下动作并且简化了从站立到坐下的过渡。所述大腿部 1 的惰性角度  $\alpha_T$  可直接通过相应的传感器求得，替代地规定，所述大腿部的惰性角度  $\alpha_T$  由小腿部 2 的惰性角度  $\alpha_I$  和膝盖角度  $\alpha_K$  求得。

[0032] 如果大腿部 1 在确定的时间间隔内处于倾斜姿态中、即处于基本上水平的状态中从而所述惰性角度  $\alpha_T$  处于例如  $70^\circ$  和  $110^\circ$  之间，则可在经过预给定的时间之后同样进行阻抗装置的阻抗的降低，因为这可以假定假肢使用者坐下了或者在可预见的时间内不会重新起立。

[0033] 如果大腿部 1 的关节角度  $\alpha_K$  或惰性角度  $\alpha_T$  改变，则所述阻抗又增高、优选连续增高，从而存在防返回保护，以便简化患者的起立。此外可规定，即使存在所述角度姿态，则只要患者的腿活动，也就是当检测到例如膝盖角度  $\alpha_K$  的关节角度改变时不发生阻抗的降低。

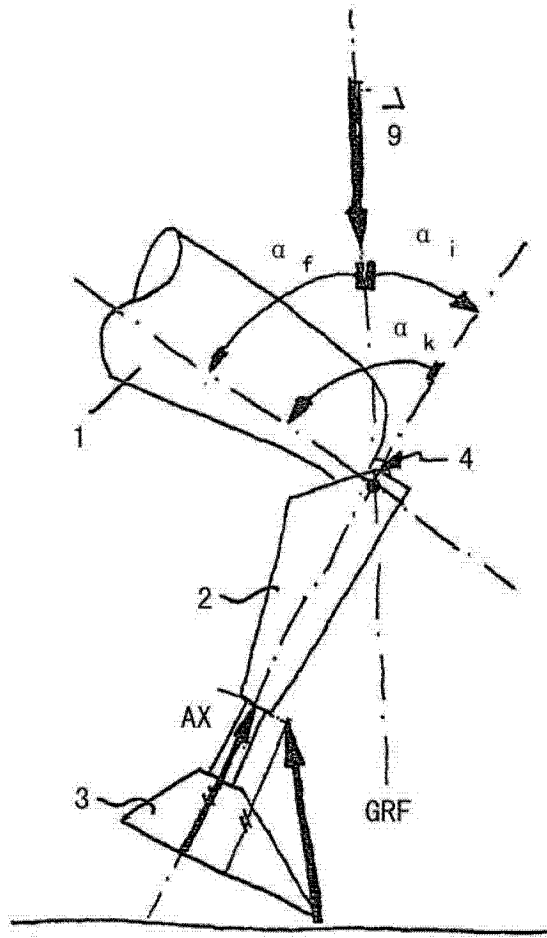


图 1