



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104394806 B

(45)授权公告日 2017.05.10

(21)申请号 201380032666.9
 (22)申请日 2013.06.20
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 104394806 A
 (43)申请公布日 2015.03.04
 (30)优先权数据
 FI2012A000129 2012.06.21 IT
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日
 2014.12.19
 (86)PCT国际申请的申请数据
 PCT/IB2013/055065 2013.06.20
 (87)PCT国际申请的公布数据
 W02013/190495 EN 2013.12.27
 (73)专利权人 圣安娜高等学校
 地址 意大利比萨
 (72)发明人 尼古拉·维迪耶罗 托马索·伦兹
 斯特凡诺·马尔科·玛利亚·德罗

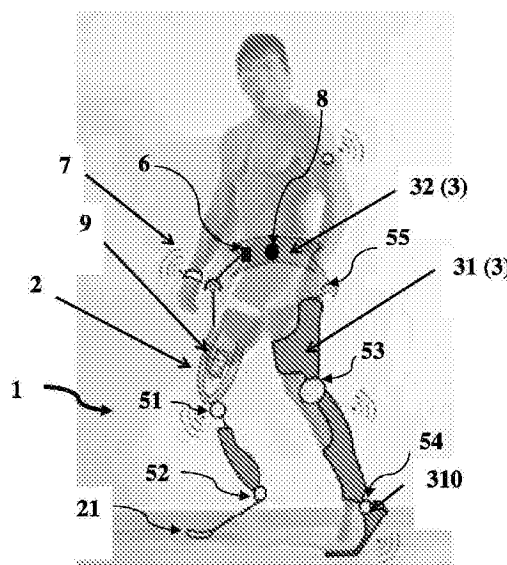
西
 弗朗西斯科·焦瓦基尼
 马尔科·瑟皮尼
 玛利亚·奇亚拉·卡罗扎
 (74)专利代理机构 上海旭诚知识产权代理有限公司 31220
 代理人 郑立 应风晔
 (51)Int.Cl.
 A61F 2/60(2006.01)
 A61F 5/01(2006.01)
 A61F 2/68(2006.01)
 B25J 9/00(2006.01)
 A61F 2/76(2006.01)
 (56)对比文件
 US 2007/0056592 A1,2007.03.15,
 US 2005/0059908 A1,2005.03.17,
 审查员 郝星
 权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于股骨截肢者的技术辅助

(57)摘要

一种用于丧失运动机能的辅助装置(1),适合于股骨截肢者的行走,包括:断肢的下肢假体(2);下肢矫形器(31),适合于穿戴在健全的对侧下肢;矫形骨盆模块(32),将所述假体(2)连接到所述下肢矫形器(31);以及控制单元(8),用于所述假体(2)与所述下肢矫形器(31)的运动的操作协调。



1. 一种用于丧失运动机能的辅助装置 (1), 包括:
 - 断肢的假体 (2); 以及
 - 矫形器 (3), 适合于穿戴在另一身体部分;其中所述假体 (2) 与所述矫形器 (3) 可操作地由一个连接到另一个, 以及其中所述辅助装置 (1) 进一步包括控制单元 (8) 和传感系统, 所述控制单元 (8) 与所述假体 (2) 和所述矫形器 (3) 二者均通信, 所述传感系统, 与所述控制单元 (8) 通信, 其中所述矫形器 (3) 易于穿戴在所述断肢对侧的肢体上, 其中所述控制单元控制联合所述假体和所述矫形器, 以获得所述假体和所述矫形器的协调运动, 以及其中所述传感系统包括传感器 (7), 设置为用于监控如下的一个或多个: 所述装置和/或主体的部分的线性和/或角位置; 在所述装置的部分处、在地面和/或在主体与装置之间的力和/或力矩; 所述装置和/或所述主体的部分的速度和/或加速度。
2. 如权利要求1所述的装置 (1), 其中所述假体 (2) 是下肢假体, 所述矫形器 (3) 包括下肢矫形器 (31), 后者在健全肢体大腿延伸。
3. 如权利要求2所述的装置 (1), 其中所述下肢矫形器 (31) 也在健全肢体小腿延伸。
4. 如权利要求2或3所述的装置 (1), 其中所述假体 (2) 和/或所述矫形器 (3) 具有至少一个屈/伸自由度。
5. 如权利要求4所述的装置 (1), 其中所述假体 (2) 和/或所述矫形器 (3) 具有两个屈/伸自由度。
6. 如权利要求1所述的装置 (1), 其中所述假体 (2) 是下肢假体, 且所述假体 (2) 具有在踝关节和/或在膝关节部分的自由度 (51, 52)。
7. 如权利要求1所述的装置 (1), 其中所述矫形器 (3) 包括下肢矫形器 (31), 且所述矫形器 (3) 具有在踝关节和/或在膝关节部分的自由度 (53, 54)。
8. 如权利要求1所述的装置 (1), 包括用于向所述假体 (2) 和/或所述矫形器 (3) 提供外部能量的机构 (6)。
9. 如权利要求8所述的装置 (1), 其中所述提供外部能量的机构包括板上供电单元 (6)。
10. 如权利要求1所述的装置 (1), 其中所述矫形器 (3) 包括易于穿戴在断肢对侧的肢体上的第一肢体矫形模块 (31), 以及将所述第一肢体矫形模块 (31) 机械连接到所述假体 (2) 的第二连接矫形模块 (32)。
11. 如权利要求10所述的装置 (1), 包括用于向所述假体 (2) 和/或所述矫形器 (3) 提供外部能量的机构 (6), 其中所述提供外部能量的机构包括板上供电单元 (6), 所述供电单元 (6) 设置在所述第二矫形模块 (32) 处。
12. 如权利要求10所述的装置 (1), 其中所述第二矫形模块 (32) 具有至少一个自由度。
13. 如权利要求10所述的装置 (1), 其中所述第二矫形模块 (32) 易于设置在截肢者的骨盆或后背。
14. 如权利要求13所述的装置 (1), 其中所述第二矫形模块 (32) 在每个髋关节具有至少一个自由度。
15. 如权利要求13所述的装置 (1), 其中所述第二矫形模块 (32) 在每个髋关节具有三个自由度。

16. 如权利要求13所述的装置(1),其中所述第二矫形模块(32)在每个髋关节具有至少一个弯曲-伸展自由度。

17. 如权利要求16所述的装置(1),其中所述弯曲-伸展自由度是供以动力的自由度。

18. 如权利要求10所述的装置(1),包括被动组件,所述被动组件在执行运动任务过程中允许负荷从所述假体(2)转移到所述矫形器(3)和/或反之亦然。

19. 如权利要求18所述的装置(1),其中所述被动组件是弹性组件。

20. 如权利要求18所述的装置(1),其中所述被动组件设置在所述第二矫形模块(32)上。

21. 如权利要求10所述的装置(1),其中所述控制单元(8)至少部分设置在所述第二矫形模块(32)处。

22. 如权利要求1所述的装置(1),其中所述控制单元(8)包括评估机构,所述评估机构用于评估如下的一个或多个:所述主体的有关要执行的特定运动任务的运动意图;跌倒风险;所述主体的心理生理压力水平;所述假体和/或所述矫形器应遵循的运动基元。

23. 如权利要求1所述的装置(1),其中所述控制单元(8)适合于向穿戴它的主体输出反馈数据。

24. 如权利要求23所述的装置(1),包括振动触觉单元(81,9),以提供所述反馈。

25. 如权利要求1所述的装置(1),其中所述控制单元(8)适合于实现阻抗控制策略。

26. 如权利要求1所述的装置(1),其中所述传感系统包括传感器(7),所述传感器(7)用于监控如下的一个或多个:假体和/或矫形器状态;所述主体的身体运动和/或状态;所述主体与假体和/或矫形器之间的相互作用;所述假体和/或所述矫形器与地面之间的相互作用。

27. 如权利要求26所述的装置(1),其中所述传感系统包括传感器(7),所述传感器(7)用于监控如下的一个或多个:所述装置和/或所述主体的部分的线性和/或角位置;在所述装置的部分处、在地面和/或在主体与装置之间的压力和/或力矩;所述装置和/或所述主体的部分的速度和/或加速度。

28. 一种允许丧失运动机能的人执行运动任务的方法,所述方法包括提供如前述任一权利要求所述的辅助装置(1)的步骤。

用于股骨截肢者的技术辅助

技术领域

[0001] 本发明涉及用于丧失运动机能的人的辅助装置,尤其适合于下肢截肢者。

[0002] 促成这项发明的工作已收到欧盟第七框架计划FP7/2007-2013年提供的资金支持,该工作包含在CYBERLEGS项目框架中,资助协议n°287894。

背景技术

[0003] 下肢缺失是一种潜在的致残性疾病,影响全世界人的健康和幸福。

[0004] 在世界各地,下肢缺失公认为重大的公共卫生问题,已开发出减轻疾病的负担的策略(Ephraim,Dillingham,Sector,Pezzin&MacKenzie,2003)。为了更好地确定下肢截肢发生率,了解这个问题的范围,我们应该意识到每年-仅在美国-大约150,000人进行血管疾病导致的双下肢截肢(<http://www.amputee-coalition.org>)。

[0005] 有多种途径导致肢体缺失,包括糖尿病、外周血管疾病、外伤、恶性肿瘤以及先天性肢体缺陷。所有发达国家普遍有两个主要因素影响下肢截肢的数量,第一个因素是外周血管疾病,在大多数情况中由糖尿病导致的(由血管疾病引起的截肢称作不良血管)。据估计,在美国所有下肢截肢中的80%是不良血管,由外伤导致的大约15%(其他原因是癌症或先天性疾病)。第二个因素是下肢截肢的年龄相关性增加,仅次于外周血管疾病,超过70岁的人具有进行不良血管截肢最高风险(Dillingham,Pezzin,&MacKenzie,2002;Ephraim等人,2003;全球下肢截肢的研究小组,2000)。如果我们认为老龄化是欧洲的未来社会的一个挑战,后一方面是关键点。事实上,从现在开始40年中,近35%的欧洲人口预计将达到60岁或以上。我们现在应该考虑如何朝着一个社会发展,其中这部分人口将保持创造力、生产力、自主性和独立性。

[0006] 下肢截肢可以在几个层次上进行(例如,足级、小腿级、大腿级)。尽管所有截肢导致病人致残,对于截肢者、外科医生、义肢、治疗师以及医疗保健人员中的每一个成员,大腿截肢(即股骨截肢)显然是最具挑战性的截肢。股骨截肢估计约占总下肢截肢的20%,这意味着每年仅在美国股骨截肢者约有30,000人(Dillingham等人,2002)。在欧洲的数据与此非常相似。

[0007] 与现有技术的假体的相关联的缺陷

[0008] 股骨截肢是截肢者日常生活中的一大挑战。

[0009] 事实上,股骨肢体缺失的人的生活面临多个明显的挑战,即:(i)他们需要更多的代谢能量和认知努力完成任何运动相关的任务(如步态,爬楼梯),(ii)他们的运动是不稳定的,(iii)他们需要一个更复杂的假体装置,(iv)他们从坐的位置起来面临巨大的困难,以及(v)不同于在胫骨和足部截肢的截肢者,他们坐着时缺乏假体舒适感。

[0010] 一般来说,使用假体的股骨截肢者比非截肢者需要更多的能量行走,同时达到的速度更低。

[0011] 无下肢截肢“容易”适应,但股骨截肢无疑比在小腿或足部截肢更具挑战。研究表明,截肢平面越高,行走需要的能量越多。沃特斯等人的著名研究(1976年)在下肢在几个平

面截肢的70人中看步态和能源使用。这项研究中,表明股骨截肢选择最慢的步态速度(大约为非截肢者的60%),消耗了非截肢者走相同的距离消耗能量的1.3倍。至于不良血管截肢,这些数值甚至变得更糟:大约40%的非截肢者的步伐速度和非截肢者消耗能量的2.5倍。换句话说,一个因不良血管股骨截肢的人通常走路比前述情况更慢,但耗费更多的能量,由于截肢后行走需要更大的努力。

[0012] 迈步、上下楼梯和其他向上与向下运动都是特别具有挑战性的任务。

[0013] 股骨肢体缺失的人,当他们上楼梯或下楼梯时,不能“一步跨过一步(step over step)”地走。当然,倾向于一步一步走,一次一个台阶。通常情况下,股骨肢体缺失的人,首先向上迈出健全的腿(即对侧的腿),然后带动假体一侧上到同一级台阶。在这种情况下,对侧健全的腿成为完成预期运动任务的根本。这是因为被动的假体膝关节不能提供人上到一个更高的台阶需要的力量。膝关节和踝关节扭转力的缺失是股骨截肢后调整到新的行走方式产生挑战的因素之一。

[0014] 总的来说,截肢者需要更多的“心理能量”,尽管达到较少的步态稳定性。

[0015] 股骨截肢者面临更多的绊倒与跌倒的问题,行走需要更加专心。而传统的研究,例如上述沃特斯的工作,看着行走需要的体力,更新的研究试图测量涉及的心理能量(Datta&Hcowitt,2005),即:

[0016] -“思考用假肢行走和运动的有意识的努力”;

[0017] -“绊倒”,这是“有惊无险”,并不系统性地意味着跌倒;它对应于行走的节奏的停止或变化:从绊倒恢复往往需要一个“不顺畅的步伐”,跳跃或或移位保持重量平衡;

[0018] -“半控制跌倒”,这发生在当截肢者意识到开始跌倒,当它发生时他/她抓住某物,或者削弱跌落,或者以可控的方式落地;

[0019] -最后,“不可控跌倒”,这对于截肢者的健康是非常危险的([HTTP://www.amputee-coalition.org](http://www.amputee-coalition.org))。

[0020] 绊倒和跌倒对于所有下肢截肢者显然是问题,截肢平面越高,跌倒的风险越大。行走对大多数人来说是不假思索的,几乎没有有意识的思考。股骨截肢的人,另一方面,必须真正集中于行走,尤其在不平坦的表面上、楼梯和斜坡,以及不熟悉的区域。不同的环境会带来不同的挑战,有时是危险的挑战。悠闲地行走在均匀,光滑的路径是一回事,但是通过一个区域,例如机场大厅完全是另一回事,那里人们以众多速度行走、停下来和开始走动,从各个方向走入和走出“你的空间”。正是在这种情况下,截肢者必须作出无数的步态。

[0021] 作为所有所述挑战的后果,体力的、认知的和稳定性困难不能通过现有技术中人工被动或主动股骨假体完全克服。其结果是,大多数的不良血管股骨截肢者(受这些问题影响更大)不使用任何假体。

[0022] 少数截肢者(大约20%)使用假体行走或移动。当然,他们使用替代的生物学手段,例如轮椅。多数情况下,由于不良血管截肢者弱的心血管系统产生的步态的能量效率的减少将是不可持续的,因此医生禁止假体的使用。事实上,被动假体的存在对侧肢体产生一个苛刻的附加荷载,这往往也由相同的外周血管疾病的影响受到损害和影响。

[0023] 假体需要截肢者重新学习如何走路,通过他/她的生理步态模式适应假体的功能。其中的一些问题已经由现有技术中的半主动或主动假体解决。第一种像传统的被动假体,以主动的膝关节制动器增强,后者是真正的有源器件,能对步态提供正电源,减少用户的负

担,并确保一个更加“生理的”模式。不幸的是,主动和半主动假体大多都是被年轻,健康的外伤截肢者使用,而对于不良血管截肢者仍然不能使用。事实上,它们对侧肢体施加无法承受的负荷,因此它们对于截肢者来说具有极低的能效。

[0024] US 3,995,324公开了一种用于移动截肢者假腿的被动装置。该装置包括在自然腿上的第一铰接的髌关节组件,以及假体上的第二铰接的髌关节组件。来自自然腿运动的能量被转移到假腿的运动。

发明内容

[0025] 因此本发明的技术问题是克服上述关于现有技术的缺陷。

[0026] 上述问题通过根据权利要求1所述的辅助装置与根据权利要求23所述的方法解决。

[0027] 特别是,在其最一般的定义中,本发明提供了一种辅助装置,包括断肢的假体和矫形器,后者适合于穿戴在另一个身体部分,优选地被供给动力(powered)/机动(motorized)。假体和矫形器可操作地连接且联合控制(jointly controlled)。优选地,矫形器包括第一肢体模块与第二连接模块,所述第一肢体模块穿戴在断肢对侧的(健全的)肢体上,所述第二连接模块用于将所述第一模块连接到所述假体上。

[0028] “可操作地连接”是指所述假体和所述矫形器可以机械地/结构上将一个连接到另一个,和/或功能上连接,在后一种情况下,通常被共同的控制单元以电子方式控制。

[0029] 被提出的假体与矫形器的结合,可命名为“矫形假体”。这样的矫形假体被看作是复杂的“可穿戴的”机器装置,与人密切地起作用和合作。

[0030] 本发明进一步优选的特征在从属权利要求中显示。

[0031] 特别是,在一个优选的实施例中,假体是下肢假体,矫形器包括第一模块与第二模块,所述第一模块为下肢矫形器,所述第二模块为连接所述下肢假体与所述下肢矫形器的骨盆模块。

[0032] 同样地,根据另一个优选实施例,假体与第一矫形器模块分别穿戴在截断的上肢和对侧的(健全的)上肢,第二矫形器模块易于穿戴在被穿戴主体的后背。

[0033] 本发明的辅助装置,实现了一种生物医学技术援助的新概念,即允许截肢者,尤其股骨截肢者,降低行走和/或完成其他例如“爬楼梯”、站起来等运动相关的任务必需的能量和认知负担。

[0034] 本发明的辅助装置,由于假体与矫形器的组合、它们之间的可操作连接以及它们的联合控制,提高了截肢者的代谢与认知观点的效率。特别是,这样的连接与控制,通过被动或主动(即供电)组件,可以允许负荷在假体和矫形器之间转移,和/或两者的协调运动。

附图说明

[0035] 以下,将参考附图,其中:

[0036] 图1示出了根据本发明的一个优选的实施例中的一个辅助装置的透视图;

[0037] 图2示出了图1所示的装置的控制单元的操作模式示意图;

[0038] 图3A和3B分别示出了图1所示的辅助装置的一个具体实施例的前视图和后视图,其中只显示了图1中的硬件组件的一个子组件;以及

[0039] 图4A和4B分别示出了本发明的另一个优选实施例的辅助装置的前视图和后视图，其中显示了主要硬件组件。

具体实施方式

[0040] 首先参考图1，本发明的一个优选实施例给出了一种用于丧失运动能力者的辅助装置1，辅助装置1适用于股骨截肢者。

[0041] 装置1被看作是股骨截肢者日常生活活动中下肢功能替代和辅助的人工认知系统。

[0042] 装置1包括用于断肢的下肢假体2和矫形器3，后者包括易于穿戴在对侧的（健全的）下肢的肢体矫形模块31和骨盆模块32。骨盆模块32与假体2、肢体矫形模块31机械连接。

[0043] 在本实施例中，假体2和肢体矫形模块31在踝关节和膝关节部分都具有各自的屈/伸自由度。允许这样的自由度的部件如图1所示，假体的膝盖和踝关节分别用51和52表示，肢体矫形模块31的膝关节和踝关节分别用53和54表示。优选地，假体2的自由度与肢体矫形模块31的自由度是主动的，即被供给动力，后续进行更详细的解释。

[0044] 此外，骨盆模块32还具有至少一个自由度，本实施例中，在每个髋关节部分具有三个自由度，特别是髋关节屈/伸，髋关节内外（intra-extra）旋转和髋关节外展/内收。允许这样的自由度的部件如图1所示并用55表示。骨盆模块32的自由度允许截肢者按照生理运动在空间自由地移动他/她的臀部。在本实施例中，在髋关节内外旋转和髋关节外展/内收的过程中骨盆模块的自由度是被动的，即不被供给动力（not powered），而在髋关节屈/伸的过程中是主动的，即被供给动力（powered）。

[0045] 假体2和矫形器3代表装置1的机电一体化子系统。

[0046] 有利地，装置1还包括被动组件，优选弹性组件，在执行运动任务的过程中，允许至少一部分负荷从假体2转移到肢体矫形模块31，和/或反之亦然。优选地，这样的被动组件设置在骨盆模块32处，尤其嵌入髋关节内外旋转和外展/内收的关节中。

[0047] 在本实施例中，当假腿2是处于站立姿态，肢体矫形模块31的重量通过骨盆模块32由假体2的脚21部分地卸到地面，；当肢体矫形模块31处于站立姿态，反之亦然。肢体矫形器模块31通过平行于截肢者的脚、有弹性的板状的装置310接触地面。

[0048] 装置1还包括用于向假体2和肢体矫形器31提供外部能量的机构。在一个不同的实施例中，骨盆模块32可以被通电，也可以结合或换成肢体模块31和/或假体2被通电。

[0049] 在本实施例中，装置1包括设置在骨盆模块32上的板上供电单元6，如图1所示。如上所述，本实施例中，供电单元6容易在前面提到的假体2和肢体矫形模块31的自由度下提供全部或辅助动力。供电单元6可由电池组实现。

[0050] 装置1还包括传感系统，优选包括多模态传感器。优选地，这样的传感系统允许监测如下的一个或多个：

[0051] -假体和/或矫形器的状态-特别是主动和被动关节都配备了位置和转矩传感器；

[0052] -截肢者的身体运动和/或状态-特别是惯性测量单元（IMU）放置在病人身体的上部，优选地在骨盆模块32上，监测躯干和上肢的姿势/方向、角速度和角加速度；

[0053] -主体与装置1之间的相互作用-在这方面，矫形器3可具有外壳，外壳被分布式压力传感器覆盖，压力传感器提供病人与装置相互作用力的估计值；

[0054] -假体2和/或肢体矫形模块31与地面之间的相互作用-在这方面,假肢脚21与截肢者的脚配备有相应的传感鞋垫,其优选提供垂直地面反作用力的估计值与压力中心(COP)的(在脚表面的)坐标。

[0055] 一般来说,传感系统可包括传感器,该传感器用于监控如下的一个或多个:装置1和/或主体的部分的线性和/或角位置;在装置的部分处、在地面和/或在主体与装置1之间的力和/或压力和/或力矩;装置和/或主体的部分的速度和/或加速度。

[0056] 优选地,传感系统分布在装置1上,且包括无线传感器。举例来说,几个传感器如图1和2所示,其中一个用7表示。

[0057] 装置1还包括与假体2、矫形器3、供电单元6和传感系统通信的控制单元8,优选地,控制单元8与上述传感器和/或装置1的其他组件之间的通信通过无线网络获得。

[0058] 控制单元8也如图2所示,表示为“认知控制单元”。

[0059] 优选地,控制单元8,或至少它的计算手段,设置在骨盆模块32处,如图1所示。

[0060] 控制单元8的操作模式,与装置1的其他组件的相关数据流,举例来说,如图2所示。

[0061] 如所述附图所示,装置1通过输出反馈单元81闭合了与截肢者的回路,优选包括嵌入在人-机(human-robot)的物理接口中的振动触觉模块。后者提供给截肢者关于机械、用户与机械的相互作用以及地面相互作用状态的反馈。在图1所示的实施例中,一种这样的触觉震动单元设置在假体残肢处,用标记9表示。

[0062] 控制单元8处理来自装置传感系统的所有数据,优选地作为输出给出一个或多个如下的评估:

[0063] a) “截肢者运动意向”,这意味着识别截肢者想要执行的运动相关的任务(例如行走、爬楼梯),或运动瞬态(例如开始与停止行走,从坐姿到站姿,或从站姿到坐姿),以及接近实时的高水平的参数来表征该意向(例如步态节奏等);

[0064] b) “跌倒风险的预测”,这意味着融合算法能够及时解决问题诸如“主体接近于跌倒?”、“主体绊倒了?”的问题;

[0065] c) “截肢者生理心理压力水平的评估”,这意味着控制系统可以对用户完成某个运动任务的努力水平进行评估;我们应该想象这个输出为一个与截肢者(身体和心理)的努力相关联的指标;

[0066] d) 当前“装置-截肢者系统状态”的识别:控制单元8识别特定状态,像步态状态(例如地狱打击(hell strike)或足趾离地)或姿势状态(例如重量从假肢转移到矫形器)。

[0067] 输出a)至c),作为输入进入假肢与矫形器的基于运动基元的控制系统。更具体地说,“截肢者运动意向”用于选择哪些运动基元将被运行用于控制假肢、矫形器与它们的动态耦合。“跌倒风险的预测”用于快速修正运动基元参数,以启动应对检测到的跌倒的措施。最后,“截肢者生理心理压力水平的评估”用于改变运动基元参数,提供给截肢者更高的运动辅助,并顺利使截肢者在一个不太疲劳的稳定状态。被选定的运动基元运行时,假肢与矫形器接头优选是通过一个阻抗控制策略驱动。对于矫形器,可采用替代方案“零阻抗的关节力矩控制”策略。这种模式用于需要时以最小的输出阻抗提供辅助转矩。最后,但并非不重要,多传感器融合算法的输出(d),“截肢者与装置系统状态”,进入输出反馈单元块。本实施例中,如上所述,以截肢者的功能位点的振动触觉时间离散刺激对状态进行编码(例如截肢者的残肢)。

[0068] 因此,辅助装置1的控制单元8是基于运动基元作为基本构建块的,从而赋予该装置半自主行为,用于规划假体关节的运动与矫形器模块的辅助作用。该装置具有高层次认知能力,通过双向交互形成与截肢者的接口。

[0069] 此外,控制单元8评估可能的截肢者的心理生理应激条件和在线适应的辅助策略,以及步态模式。控制单元8还给用户关于截肢者与装置状态的增强的输出反馈,从而促进了一种身体物主身份感的出现(认知效率)。

[0070] 到目前为止介绍的一些组件进一步详细显示在图3a和3b中。

[0071] 装置1的具体实施方式如图3A和3B所示,包括假体2、骨盆模块32与肢体矫形模块31,假体2具有两个自主自由度,骨盆模块32在每个髋关节处具有用于辅助屈-伸的两个自主自由度,肢体矫形器模块31也就是膝-踝-足矫形器,具有用于辅助健全肢体的膝关节与踝关节的屈-伸的两个自主自由度。

[0072] 假体2通过被动机械耦合连接到骨盆模块32,稍后将详细描述。

[0073] 假体2还通过用于假体应用的标准管200连接到大腿套接口20。

[0074] 骨盆模块32包括一个C形框架320,为每个髋关节容纳(house)旋转驱动器,尤其是电机,协助髋关节弯屈-伸展。这两个驱动器表示在图3A和3B中,分别用555和556表示。

[0075] 如上所述,模块32也被赋予每个髋关节两个被动自由度,即内外旋转和外展-内收。骨盆模块32的C形框架320也容纳有两个被动关节,用于内外旋转和外展内收。

[0076] C形框架320还连接到定做的骨盆矫正壳体325,通过带子326固定在一起。壳体325与带子326允许框架320,一般来说是骨盆模块32,与用户骨盆的机械耦合。

[0077] 对于断肢,髋关节弯屈-伸展驱动器555通过刚性杆50将辅助转矩转移到残肢,刚性杆50通过上述被动机械耦合连接到假体2。对于健全的肢体,髋关节弯屈-伸展驱动器556,通过刚性杆57将辅助转矩转移到大腿,刚性杆57连接到矫形箍(cuff)550。平行于健全肢体的大腿的杆57,然后连接到膝-踝-足矫形器31。

[0078] 膝-踝-足矫形器31包括用于膝关节和踝关节的屈/伸辅助的两个旋转驱动单元,为了与图1一致,两个旋转驱动单元分别用53和54表示。基于旋转电机,这两个旋转驱动单元53和54由刚性连杆58耦合,刚性连杆58通过进一步的矫形箍551连接健全肢体的小腿。最后,单元54的踝关节电机移动刚性连杆,刚性连杆机械耦合到健全肢体的鞋,为了与图1一致,该刚性连杆用310表示。

[0079] 在图3A和3B的实施例中,装置1的电池组6和控制单元8被安置在背包60中,背包60通过肩带由用户背着。

[0080] 装置1的重量通过带子328部分转移到被截肢者的后背。

[0081] 最后,其他带子327从腹股沟下穿过,避免由于装置1与路面地势(terrain)相互作用而导致系统向上滑动。

[0082] 当然,不同的实施例可提供不同的方式用于所述向后背的引导(lead)转移和/或用于避免所述滑动。

[0083] 图4A和4B涉及本发明的装置的一个不同的实施例,统一用10表示,其中只给出大腿矫形模块311,即矫形模块不延伸到膝盖和小腿。

[0084] 剩余的部件、装置10的自由度和操作模式与图1-3B已描述的相同。

[0085] 可以理解的是,上述辅助装置提供了一个多自由度系统,具有下肢取代和辅助能

力,且允许用户一整天使用机械辅助。

[0086] 现在将更好地理解,本发明的辅助装置,特别是在上面所描述的实施例中,在代谢和认知观点下提高截肢者的效率。

[0087] 就代谢效率而言,该装置允许降低截肢者的心血管和肌肉负荷,允许他/她一整天使用机械辅助。这一点通过自主股骨假体与动力-增强可穿戴矫形装置两个都存在来实现的,自主股骨假体通过自主膝关节与踝关节进行断肢的推进功能的功能替代,动力-增强可穿戴矫形装置设置在对侧肢体上,支撑“弱”健全腿在艰巨的任务中补偿自主假体引入的效率不足。

[0088] 就认知效率而言,由于控制单元和反馈输出单元,该装置确保截肢者最低认知负荷。这主要是由用户与机器人之间共享用于控制的认知努力达到的。该装置的行为在很大程度上是一对半自主的、智能的和仿生的机械腿,即假肢和矫形腿。假腿功能上代替生物学的截断的腿。矫形装置平行于截肢者健全的腿作用。在这两种情况下,基于运动基元的仿生控制方法保证假腿的行为像正常腿,并保证矫形装置与健全肢体自然配合,而需要用户非常少的有意识控制。

[0089] 尤其是,该装置能够通过处理来自人-机接口的信息推断截肢者的运动意向,然后用它来控制假体与矫形器。这样的人-机接口(将截肢者的运动意图连接到机械模块的实际运动)依赖于用户自己的运动的完整监控,该监控通过普遍的、小型化的、分布式的传感装置来监控所有相关的运动学和动力学数据,该数据来自机械本身、用户的对侧肢体、臀部和上身的;装置和截肢者的脚与地的相互作用;以及在截肢者和矫形装置之间的物理接口的相互作用力。从身体的其他部位的运动推断用户的运动意图,然后用来控制自动机械,因此几乎不需要截肢者有意识的努力来控制装置和与之合作。检测到的高级运动意图是用来控制装置的全功能任务(例如:向前移动,向后移动,停止,爬一个台阶)。除了这个命令,假体关于单驱动关节的控制自主运转。

[0090] 通过处理来自人-机接口的信息,当截肢者绊倒或接近摔倒时该装置能够检测到。检测到这种风险,该装置的控制系統能够帮助截肢者进行适当的恢复行为。由于这一技能,使用该装置的股骨截肢者不会因不断思考用假肢行走和移动而感到沮丧。

[0091] 通过监测一些生理参数,例如皮肤温度、电导系数和心率,该装置能够评估可能的被截肢者精神生理的压力状况。这个想法是,如果该装置意识到截肢者处于(身体上或精神上)压力下,它可以通过改变辅助类型(例如增加扭矩辅助的数量)或步态参数(例如,通过减低步态节奏)对控制策略起作用。

[0092] 最后,该装置能够向用户提供增强的截肢者-装置状态的输出反馈。提供给截肢者系统状态反馈,有助于用户认识到该装置是他/她自己身体的一部分,也就是提升身体-物主身份感。输出反馈有助于减少截肢者的认知努力。事实上,收到来自技术辅助装置的系统状态反馈,有助于截肢者提高他/她对装置支持的信心,因而减少他/她的精神负担。

[0093] 本发明也提供一种允许丧失运动机能的人执行运动任务的方法,所述方法包括提供上述辅助装置的步骤。

[0094] 到目前为止本发明已描述了优选的实施例。其目的是,可能有其它涉及相同发明构思的实施例会落入所附的权利要求的保护范围内。

[0095] 文献目录

- [0096] ■Datta D.,Heller B.,Howitt J.(2005).A comparative evaluation of oxygen consumption and gait pattern in amputees using Intelligent Prostheses and conventionally damped knee swing-phase control.Clin Rehabil,19:398-403.
- [0097] ■Dillingham T.R.,Pezzin L.E.,MacKenzie E.J.(2002).Limb amputation and limb deficiency:epidemiology and recent trends in the United States.South Med J.,95(8):875-883.
- [0098] ■Ephraim P.L.,Dillingham T.R.,Sector M.,Pezzin L.E.,MacKenzie E.J.(2003).Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency:A review of the literature.Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,84(5):747-761.
- [0099] ■The Global Lower Extremity Amputation Study Group(2000).Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe,North America and East Asia.British Journal of Surgery,87:328-337.
- [0100] ■Waters R.L.,Perry J.,Antonelli D.,H.Hislop(1976).Energy cost of walking of amputees:the influence of level of amputation.The Journal of Bone and Joint Surgery,58(1):42-46.

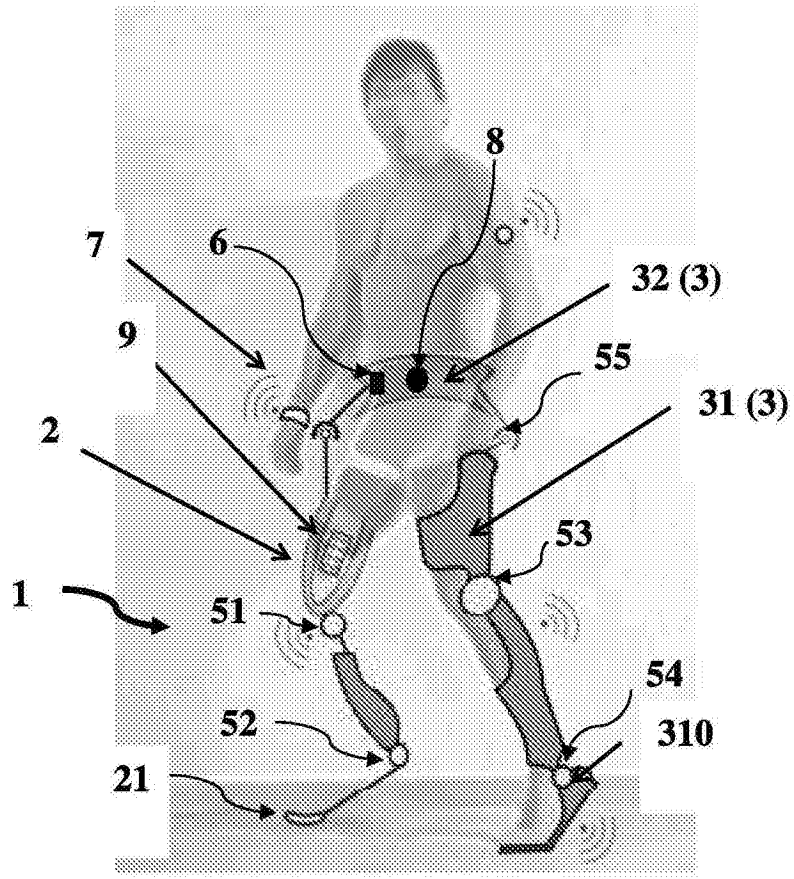


图1

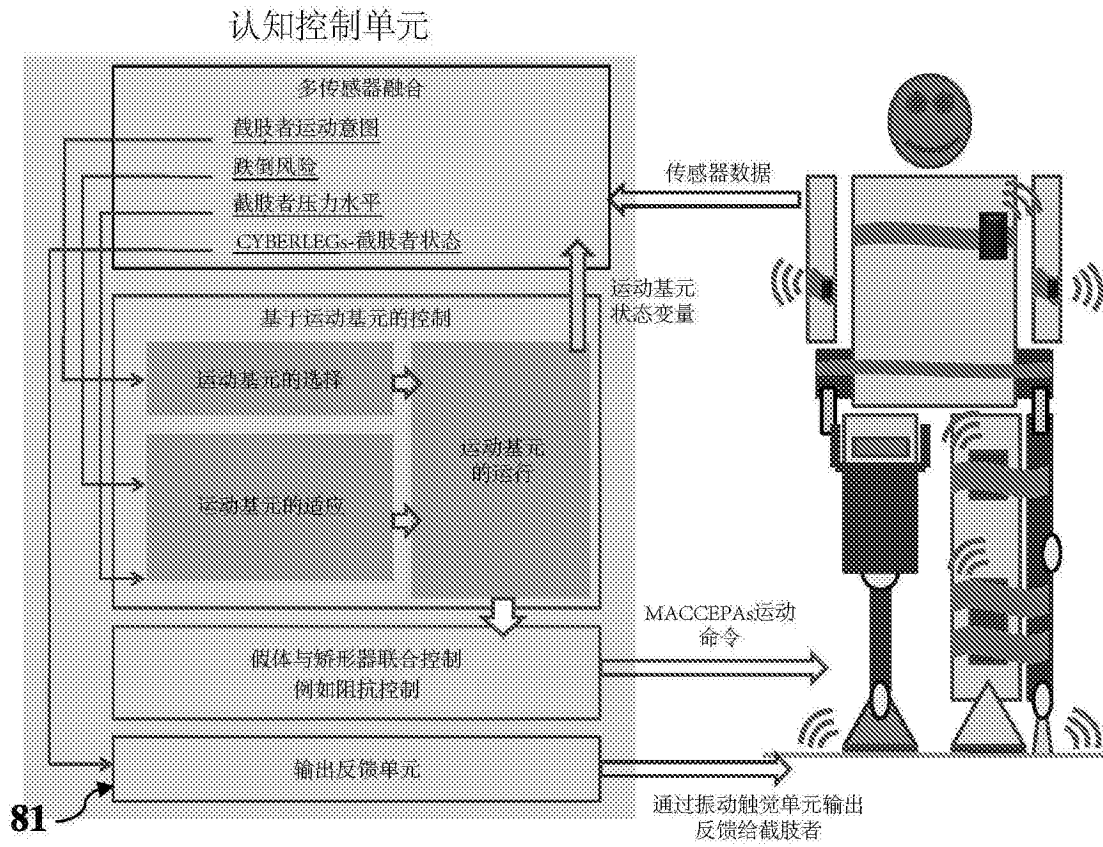


图2

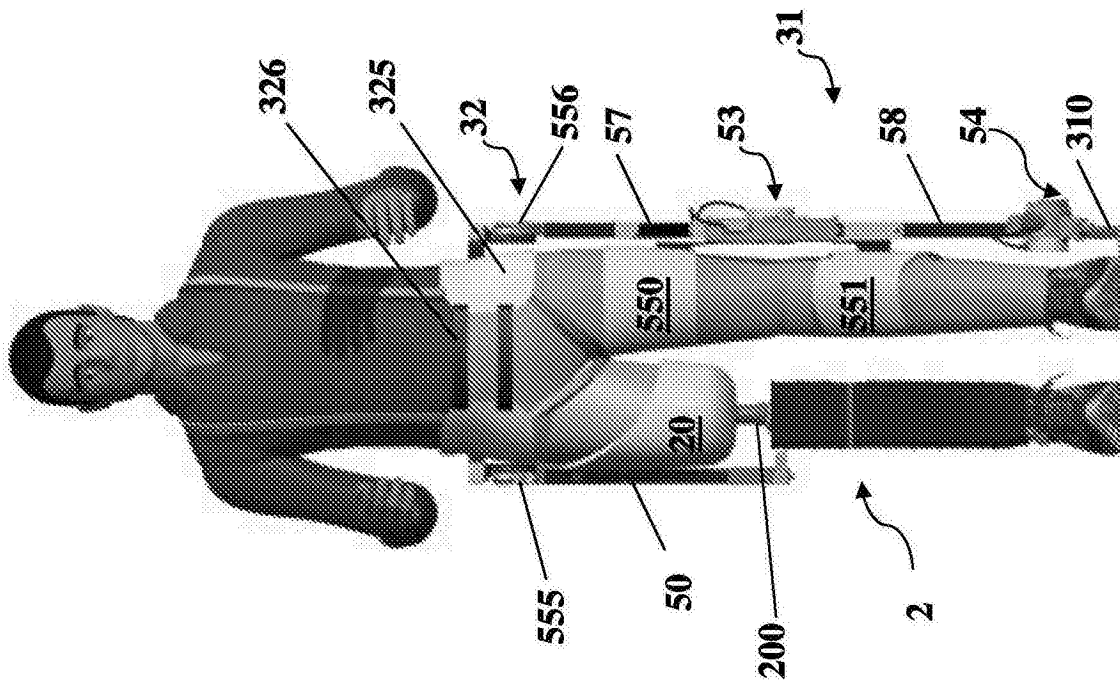


图3A

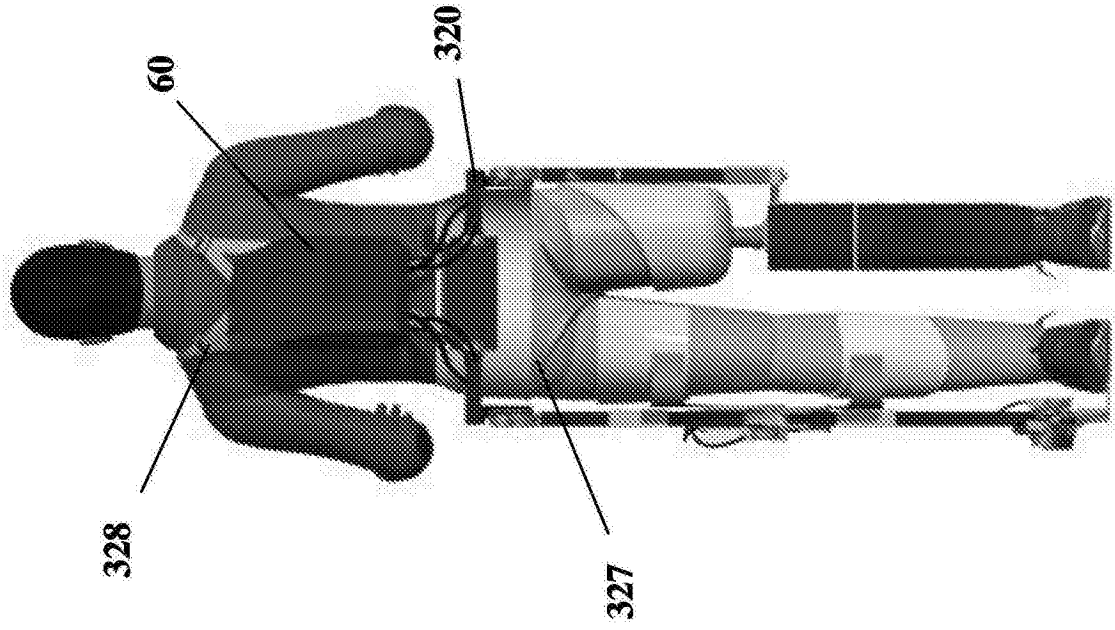


图3B

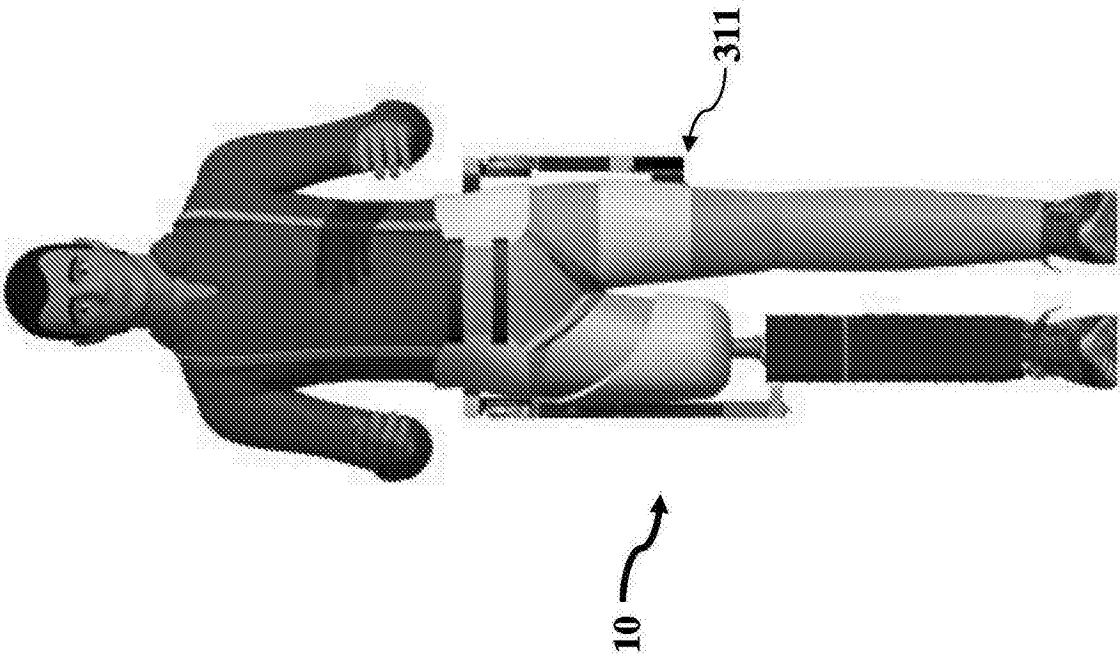


图4A

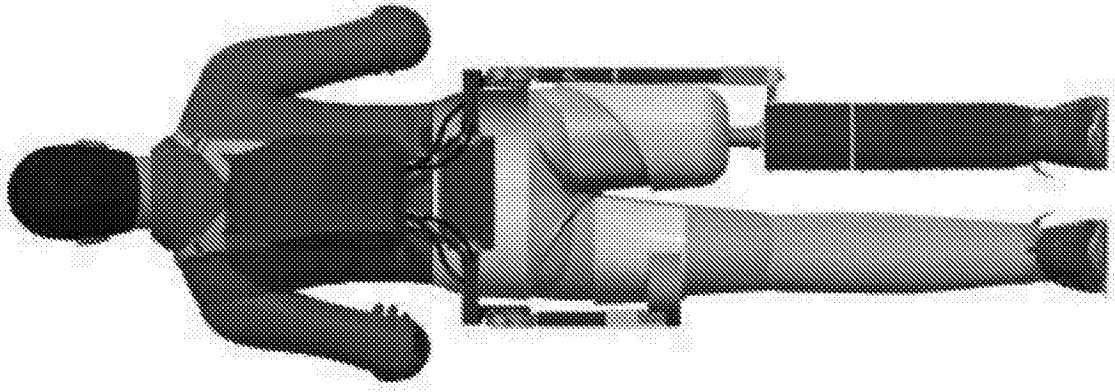


图4B