

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710171696.4

[51] Int. Cl.

A61H 1/00 (2006.01)

A61H 1/02 (2006.01)

[43] 公开日 2008 年 6 月 25 日

[11] 公开号 CN 101204347A

[22] 申请日 2007.12.6

[21] 申请号 200710171696.4

[71] 申请人 上海大学

地址 200444 上海市宝山区上大路 99 号

[72] 发明人 钱晋武 冯治国 章亚男 沈林勇

张 震 王企远

[74] 专利代理机构 上海上大专利事务所

代理人 何文欣

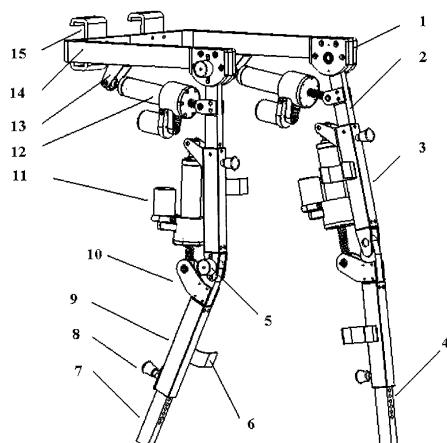
权利要求书 2 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 发明名称

下肢康复自动步态矫正器

[57] 摘要

本发明涉及一种下肢康复自动步态矫正器。它包括大腿构件和小腿构件，一个 U 型架的两端铰链大腿构件，大腿构件铰链小腿构件；U 型架和两大腿构件与电动线性驱动器的两端铰连，铰链处有编码器；大腿构件和小腿构件与另一个电动线性驱动器的两端铰连，铰链处有编码器。训练期间，患者穿戴下肢外骨骼步态矫形器，引导患者腿运动，利用传感器实时测量关节角和力矩大小，便于检测和评估患者训练效果，拟定最优康复计划，提高康复效果。



1. 一种下肢康复自动步态矫正器，包括大腿构件和小腿构件，其特征在于有一个 U 型架（14）的两端分别各铰链一个所述的大腿构件，所述的两个大腿构件与两个所述的小腿构件铰连，所述的 U 型架（14）和两大腿构件分别各同一个电动线性驱动器的两端铰连，而在 U 型架（14）与两个大腿构件铰链的轴销与一个固定在铰链板（1）的编码器（16）转轴同轴线联接；所述的两个大腿构件和两个小腿构件分别各同另一个电动线性驱动器的两端铰连，而在大腿构件与小腿构件铰链的轴销与一个固定在大腿构件端部的编码器（5）转轴同轴线联接。
2. 根据权利要求 1 所述的下肢康复自动步态矫正器，其特征在于所述的大腿构件是一根矩形杆（2）与一根矩形套管（3）插配，有一个旋钮插销（8）穿过矩形套管（3）而插入矩形杆（2）上轴向均布小孔（4）中的一个孔，然后其螺纹与矩形套管（3）上的螺孔旋紧；同样，所述的小腿构件是一根矩形套管（9）与一根矩形杆（7）插配，一个旋钮插销（8）穿过矩形套管（9）而插入矩形杆（7）上轴向均布的小孔 4 中的一个孔，然后其螺纹与矩形套管（9）上的螺孔旋紧。
3. 根据权利要求 2 所述的下肢康复自动步态矫正器，其特征在于所述的 U 形架（14）两端与大腿构件铰链的结构是：U 型架（14）的端部由螺钉固定连接一个门形铰链板（1），大腿构件的矩形杆（2）上端滑插在门形铰链板（1）内，通过一个与矩形杆（2）紧配合的轴销实现铰链；所述的大腿构件与小腿构件铰链的结构是：大腿构件的矩形套管（3）的下端部呈叉形头与小腿构件的矩形套管（9）的上端部滑插配合，通过一个与矩形杆（7）紧配合的轴销实现铰链。
4. 根据权利要求 2 所述的下肢康复自动步态矫正器，其特征在于所述的共四个电动线性驱动器（11、12），结构相同；其结构是：在一个套筒（23）内通过轴承（32）安装一个大带轮（33）；套筒（23）外面通过支架（28）固定安装一个电机（27），电机（27）的输出轴上固定安装一个小带轮（30），小带轮（30）通过同步带（29）带动大带轮（33）；套筒（23）的一端通过轴承（34）安装一根滚珠丝杆（31），滚珠丝杆（31）的外端联接一个万向节（21）；套筒（23）的另一端通过端盖（24）经一个力传感器（26）联接一个悬挂头（25）；套筒另一端也有端盖（22），滚珠丝杆（31）从该端盖伸出。
5. 根据权利要求 2 所述的下肢康复自动步态矫正器，其特征在于所述的 U 型架（14）上固定安装两个钩架（15）；所述的小腿构件的矩形套管（10）和大腿构件的矩

形套管（3）上分别装有连接环（6、18）。

## 下肢康复自动步态矫正器

### 技术领域

本发明涉及一种下肢康复自动步态矫正器，属于医疗康复器械。主要用于脊髓损伤患者的下肢减重步行训练。

### 背景技术

随着现代交通工具增加、交通事故的增多、体育运动性损伤的渐增，以及其他一些致伤因素的存在，脊髓损伤患者呈急剧增加的趋势，极大地危害着人类健康。由于脊髓损伤症状具有复杂性和多样性的特点，导致目前仍无治疗脊髓损伤有效方法，所以脊髓损伤成为全球性的医疗棘手问题。

医学理论和实践证明，除了早期手术治疗和药物治疗外，减重步行训练(BWST)已经成为治疗脊髓损伤患者的重要手段。治疗期间，患者被减重装置悬挂在活动踏板上，使患者步行时下肢的负重减少同时维护身体平衡。需要两个或以上治疗师或康复师站在患者周围，手动引导患者腿部按一定步态轨迹运动。这种手动辅助减重训练，工作强度大，训练时间短，训练效率低。训练效果与治疗师或康复师的技术和经验密切相关，很难精确地保持康复训练动作的一致性。为此，需要研发自动装置代替手动辅助。目前有许多国内外研究人员在开展康复机器人的研究工作，但这些康复机器人，训练动作种类比较少，动作范围具有局限性，运动幅度较小，不能达到理想的康复训练要求。

### 发明内容

本发明的目的在于针对步行障碍患者进行手动辅助减重训练存在的问题和不足，提供一种集传感器、铰链连杆机构和动力驱动器，可以降低治疗师强度，提高训练质量的下肢康复自动步态矫正器。

为达到上述目的，本发明的构思是：由传感器、铰链连杆机构和电动线性驱动器构成下肢外骨骼矫正器。矫正器基于人体下肢机理设计，其特征由髋关节、膝关节、大腿和小腿构成。髋部是U型架，在U型架的开口端通过轴孔与大腿构件铰接，构成旋转的髋关节。髋关节的电动线性驱动器被安装在U型架和大腿构件之间，驱动器的一端和U型架铰接，另一端和大腿构件铰接。大腿构件和小腿构件同样以旋转轴连接，构成旋转的膝关节。膝关节的动力驱动器被安装大腿构件和小腿构件的同侧。

在髋和膝关节，安装关节编码器。力传感器被安装在驱动器上。

电动线性驱动器包括伺服电机、滚珠丝杆、同步带、大小同步带轮、轴承和套筒。将轴承，同步带，大同步带轮依次安装在滚珠丝杠螺母上，然后将其装在套筒里。将支架和套筒安装连接，便于将电机安装在支架上。在电机的轴端，安装小带轮，用同步带将小带轮和大带轮连接。当电机转动，经同步带，带动丝杠螺母旋转，丝杠实现直线运动。

根据上述的发明构思，本发明采用下述技术方案：

一种下肢康复自动步态矫正器，包括大腿构件和小腿构件，其特征在于有一个 U 型架的两端分别各铰链一个所述的大腿构件，所述的两个大腿构件与两个所述的小腿构件铰链，所述的 U 型架和两大腿构件分别各同一个电动线性驱动器的两端铰链，而在 U 型架与两个大腿构件铰链的轴销与一个固定在铰链板的编码器转轴同轴线联接；所述的两个大腿构件和两个小腿构件分别各同另一个电动线性驱动器的两端铰链，而在大腿构件与小腿构件铰链的轴销与一个固定在大腿构件端部的编码器转轴同轴线联接。

在上述的下肢康复自动步态矫正器中，所述的大腿构件是一根矩形杆与一根矩形套管插配，有一个旋钮插销穿过矩形套管而插入矩形杆上轴向均布小孔中的一个孔，然后其螺纹与矩形套管上的螺孔旋紧；同样，所述的小腿构件是一根矩形套管与一根矩形杆插配，一个旋钮插销穿过矩形套管而插入矩形杆上轴向均布的小孔 4 中的一个孔，然后其螺纹与矩形套管上的螺孔旋紧。

在上述的下肢康复自动步态矫正器中，所述的 U 型架两端与大腿构件铰链的结构是：U 型架的端部由螺钉固定连接一个门形铰链板，大腿构件的矩形杆上端滑插在门形铰链板内，通过一个与矩形杆紧配合的轴销实现铰链；所述的大腿构件与小腿构件铰链的结构是：大腿构件的矩形套管的下端部呈叉形头与小腿构件的矩形套管的上端部滑插配合，通过一个与矩形杆紧配合的轴销实现铰链。

在上下肢康复自动步态矫正器中，所述的共四个电动线性驱动器，结构相同；其结构是：在一个套筒内通过轴承安装一个大带轮；套筒外面通过支架固定安装一个电机，电机的输出轴上固定安装一个小带轮，小带轮通过同步带带动大带轮；套筒的一端通过轴承安装一根滚珠丝杆，滚珠丝杆的外端联接一个万向节；套筒的另一端通过端盖经一个力传感器联接一个悬挂头；套筒另一端也有端盖，滚珠丝杆从该端盖伸出。

在上述的下肢康复自动步态矫正器中，所述的 U 型架上固定安装两个钩架；所

述的小腿构件的矩形套管和大腿构件的矩形套管上分别装有连接环。

本发明与现有技术相比较，具有如下显而易见的突出实质性特点和显著优点：

当患者穿戴本发明的步态矫形器训练时，通过预先设定的运动轨迹控制电机的转动，利用丝杆推动大腿摆杆和小腿摆杆，实现关节运动。关节上的编码器可以实时检测关节的转动范围，力传感器可以实时检测驱动关节的力，这样可以检测和评估患者训练效果，便于做出最优康复计划，提高康复效果。

#### 附图说明

附图 1 主动步行下肢外骨骼的结构图。

附图 2 单腿外骨骼的结构图。

附图 3 驱动器的结构图。

附图 4 驱动器内部结构图。

#### 具体实施方式

本发明的一个优选实施例结合附图说明如下：

参见图 1 和图 2，本下肢康复自动步态矫正器，由传感器、铰链机构和电动线性驱动组成。外骨骼矫正器 U 型架 14 与钩架 15 相连，钩架 15 与固定装置（属其它系统），这样便于 U 型架 14 上下运动。U 型架 14 的开口端与矩形杆 2 用轴销、铰链板 11 来紧固连接，构成旋转的髋关节。髋关节的电动线性驱动器 12 被安装在 U 型架 14 和矩形杆 2 之间，电动线性驱动器 12 的一端和支撑架 13 铰接，支撑架 13 和 U 型架 14 紧固连接。另一端万向节 21 和连接块 17 铰接，两个连接块 17 与矩形杆 12 紧固连接。在铰链板 1 上安装编码器 16 (Autonics E80H30)，髋关节的轴与编码器 16 轴孔配合，这样当关节转动时，关节轴转动带动编码器转动，实时检测髋关节的转角。矩形杆 2 和矩形套管 3 构成大腿，矩形杆 12 在矩形套管 3 中可以滑动，这样可以调节大腿长度，适合不同的身高的患者。当大腿调节到合适位置，用旋钮插销 8 插入矩形杆 12 和矩形套管 3 对应的小孔 4，固定大腿的位置。大腿和小腿以旋转轴连接，构成铰链旋转的膝关节。矩形杆 7 插入矩形套管 9 构成小腿，小腿长度也可调节，同样用旋钮插销 8 固定位置。膝关节的电动直线驱动器 11 被安装大腿和小腿的同侧。电动线性驱动器 11 的一端和支撑架 20 铰接，支撑架 20 和矩形套管 3 紧固连接。另一端万向节 21 和连接块 10 铰接，两个连接块 10 与小腿矩形套管 9 紧固连接。在膝关节处，安装编码器 5 (Autonics E80H30)，实时检测膝关节的转角。为了方便患者穿戴，在大腿和小腿上装连接环 6、18。

电动直线驱动器 11、12 包括伺服电机 27、滚珠丝杠 31、同步带 29、大小同步带轮 33、30、轴承 32、34 和套筒 23。将轴承 32、34，大同步带轮 33 依次安装在滚珠丝杠 31 的螺母上，然后将其装在套筒 23 里，用端盖 22、24 盖住套筒 23 端口。滚珠丝杠 31 一端与万向节 21 相连，另一端在套筒里处于自由状态。套筒 23 的小端与悬挂头 25 相连，便于驱动器的安装。悬挂头 25 上装力传感器 26（FGP-GS XFTC-160-MIOM-2500），位于端盖 24 和悬挂头 25 之间。将支架 28 和套筒 23 安装连接，目的便于将电机 27（YASKAWA SGMAH-01AAA41）安装在支架 28 上。在电机 27 的轴端，安装小带轮 30，用同步带 29 将小带轮 30 和大带轮 33 连接。当电机 27 转动，经同步带 29，带动丝杠螺母旋转，丝杠 31 实现直线运动。

治疗期间，患者穿戴下肢外骨骼步态矫形器训练，通过预先设定的运动轨迹控制电机 27 的转动，利用滚珠丝杠 31 推动大腿构件和小腿构件摆动，实现关节运动。关节上的编码器可以实时检测关节的转动范围，力传感器可以实时检测驱动关节的力，这样可以检测和评估患者训练效果。治疗师或康复师根据检测和评估结果，实时调整训练速度、力矩的大小和运动轨迹，从而达到最佳康复效果。

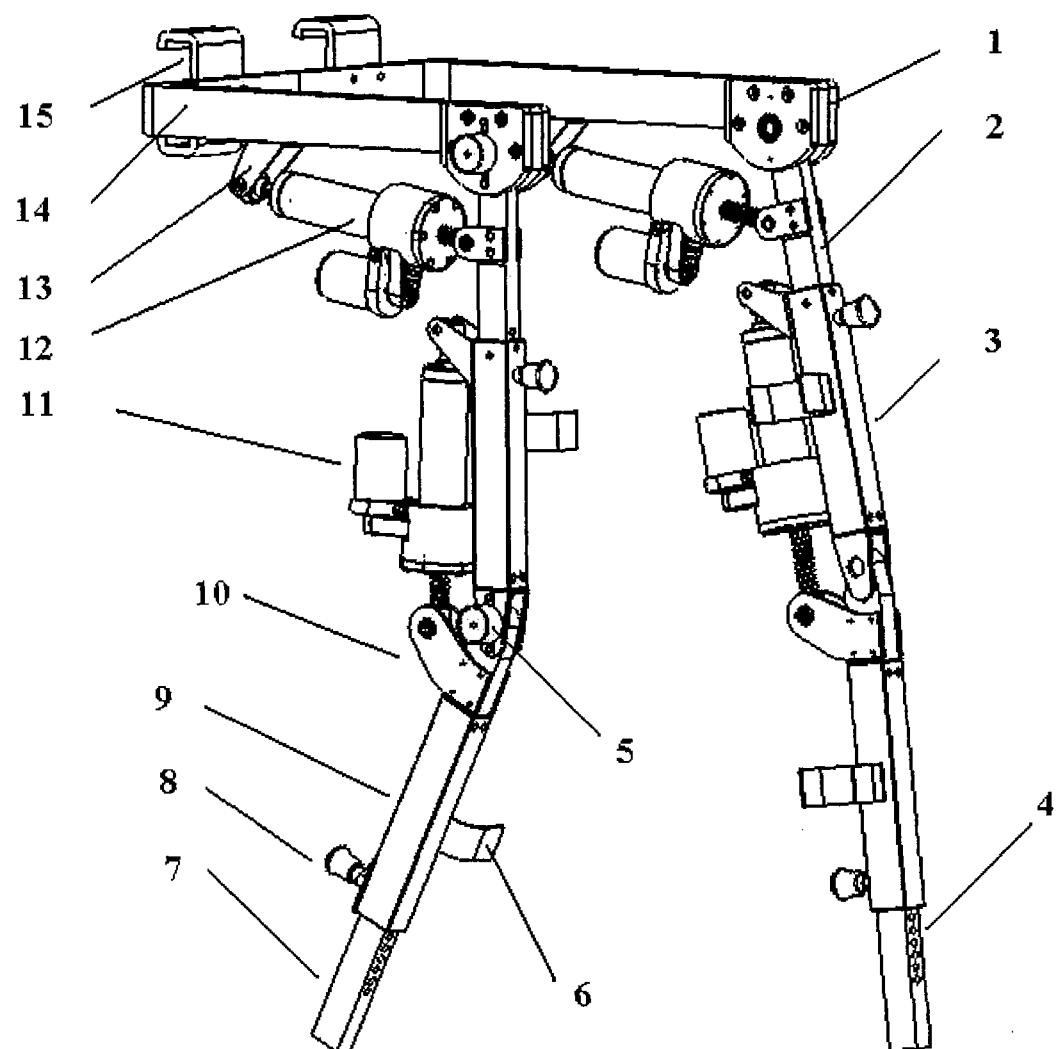


图 1

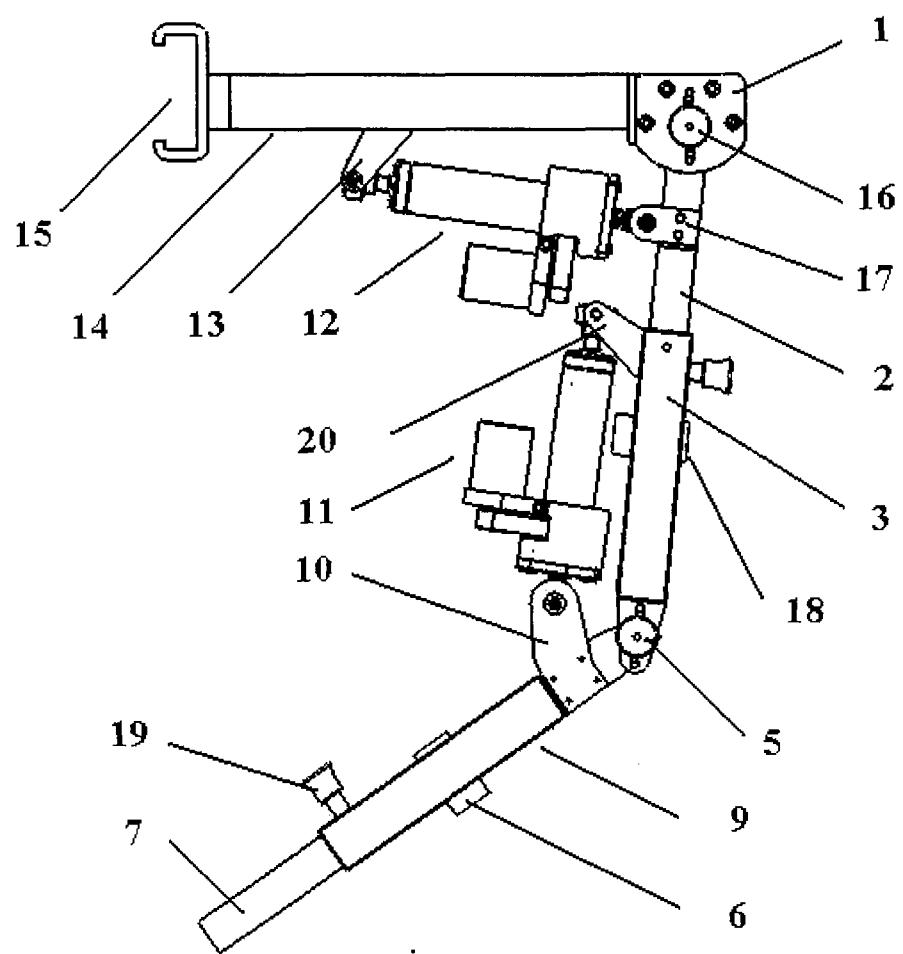


图 2

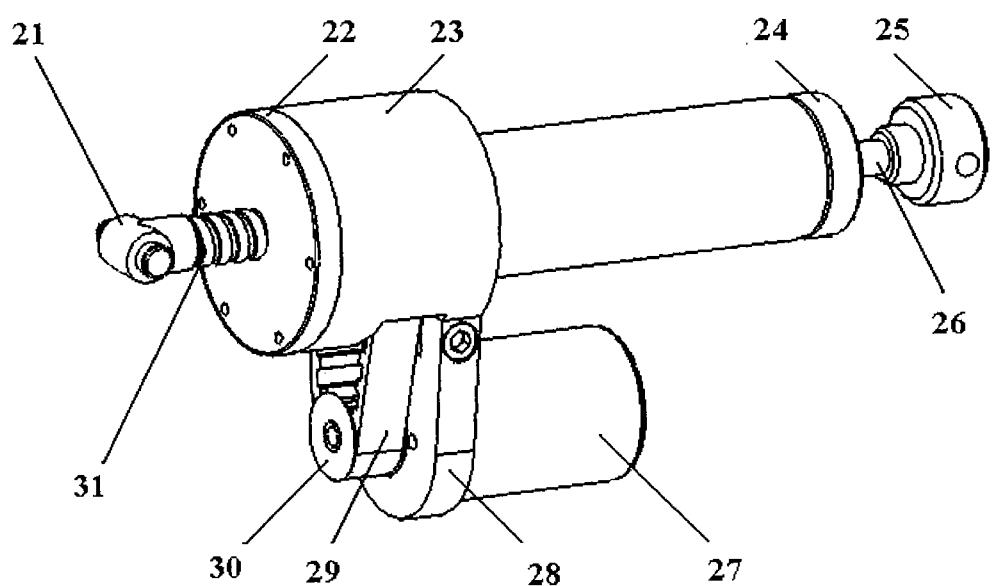


图 3

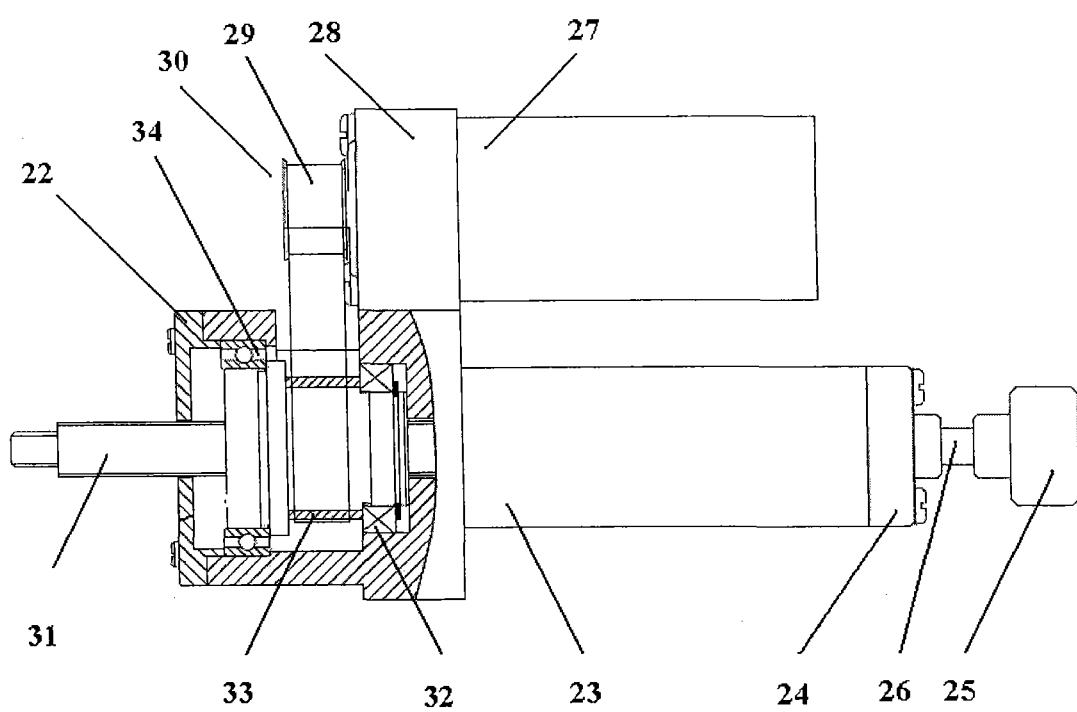


图 4