



产品说明书

基于连杆的电动助行器

指导教师：史振宇

作者：田卫晴、刘煜璠、郭树标、赵博通、张扬

二〇一九年 八月

目录

摘要:	3
关键词:	3
一、绪论	4
1.1 课题背景	4
1.2 电动助行器的作用	5
1.3 国内外研究综述	5
二、产品总体构成	7
1. 传动装置	8
2. 驱动装置	13
3. 控制装置	15
4. 意图检测装置	19
三、工作原理	19
四、有限元分析及材料选择	20
材质属性	20
负载和夹具	21
网格信息	22
算例结果	22
五、创新点	24
六、项目可行性分析	24
七、参考文献	25
八、致谢	26
附图	26

摘要:

设计了一种基于连杆结构的电动助行器, 整个装置由驱动装置、传动/执行装置、控制装置和意图检测装置组成。通过拟合人行走时大腿、小腿、脚的运动轨迹, 利用 ADAMS 等软件设计连杆机构模拟人行走时各部位的运动姿态。且由直流减速电机与曲柄连杆机构相连, 通过电机提供动力源。使用者可以通过转动腰部, 带动腰带上的滑块在导轨上移动, 触发导轨两端的限位开关, 控制左右电机的启动与停止, 以实现左右两腿的交替迈步。在腰带前方设有调速旋钮, 使用者可以自由调控行走步速。进一步, 调节部分的设计可增强系统柔性, 通过利用液压伸缩杆与滑动导轨可减少连杆动作刚性。需指出的是使用者需要借助配套的拐杖辅助控制重心。该设计主要适用人群是行走困难的老年人及具有部分行走能力的截瘫患者, 既解决了传统重心移动式助行器重心难以控制、行走费力、刚度不足的缺点, 同时避免了外骨骼机器人笨重、价格昂贵的特点。

关键词:

拟合轨迹、连杆机构、调速旋钮、ADAMS、重心移动式助行器。

一、绪论

1.1 课题背景

脊柱脊髓损伤 (Spinal Cord Injury, SCI) 是临床上较为常见的一种致残率及死亡率较高的严重创伤,其中颈段的脊髓损伤患者常导致四肢瘫痪,胸腰段脊髓损伤多导致截瘫。随着现代医学技术的不断进步和发展,脊髓损伤患者早期死亡率大为降低;但大量患者残留有不同程度的瘫痪,尤其是完全性脊髓损伤的患者,无法站立及行走,严重影响了生活质量。

我国约有 530 万 (数据来源: 中新网) 脊柱损伤患者,目前尚未有任何一种方法能解决脊髓损伤后的神经再生与修复难题。为了帮助 SCI 患者重新获得行走能力,国外一些研究机构首先提出了帮助患者重新站立、行走的助行器。其特点是只用一条带套管的牵引索连接双侧髌骨铰链,它可以互相交替地控制屈伸,从而减少了摩擦阻力。经过三十多年的发展,目前已经有三、四种常见的截瘫助行器应用于临床。

而在国内,助行器的应用起步较晚,临床推广缓慢。究其原因,主要是进口助行器的价格过高,国内多数截瘫患者无法承担;加之未形成套完整、规范的康复训练程序,使得矫形器的安装与康复治疗脱节,不少患者即使装配了助行器也无法发挥其实际效能。并且在国内应用最多的重心移动式助行器,在临床使用中对于截瘫患者或体重较大患者而言,其弯曲强度不足且重心难以控制,往往出现无法使用或使用困难的情况。且随着我国人口老龄化的现象越来越严重,老人行走困难也成为一大难题。团队也将在此基础上加以改进以推出一款适合老年人在家中或小范围行走的辅助器械。

根据以上原因,我团队根据国人体型,并结合患者实际需求自行设计开发出电动助行器。来解决丧失行走能力或体重较大患者重心难控和国内价格过高的问题,富有现实意义与推广应用价值。



图1 重心移动式助行器（图为项目调研时所摄）

12 电动助行器的作用

(1)稳定与支持:通过限制肢体或躯干的异常运动来保持关节的稳定性,恢复承重或运动能力。

(2)固定与矫正:对已出现畸形的肢体或躯干,通过固定病变部位来矫正畸形或防止畸形加重。

(3)保护与免负荷:通过固定病变的肢体或关节,限制其异常活动,保持肢体、关节的正常对线关系,可以减轻下肢承重关节的承重。

(4)助动:通过直流减速电机来提供动力,代偿已经失去的肌肉功能,或对肌力较弱部分给予一定的助力来辅助肢体活动或使瘫痪的肢体产生运动。

13 国内外研究综述

下肢机械外骨骼:人体外骨骼助力机器人起源于美国1966年的哈德曼助力机器人的设想及研发,到今天整体仍处于研发阶段,能源供给装置以及高度符合人体动作敏捷及准确程度要求的控制系统和力的传递装置都有待大力投入研发和试验尝试。以下是近些年有代表性的研究成果。

日本外骨骼机器人HAL3 它由筑波大学研发,功能为:帮助人行走、起立、坐下等下肢动作的动力辅助机器“机器人套装(Robot suit)”HAL(Hybrid Assist Legs),该机器人主要由无线LAN(局域网)系统、电池组、电机及减速器、传感器(地板反应力传感器、表面肌电传感器、角度传感器)、执行机构等组成,总重约17千克,设备较重,动力传动采用电机-减速器-外骨骼机构的方法。能够根据人体的动作意愿自动调整装置的助力大小。市场规划:将主要面向高龄护理、

残疾人辅助、消防及警察等危险作业的用途，并且加强运动娱乐用途市场的开发力度，将针对各种用途进行 HAL 的设计生产。

以色列“外骨骼”助力装置 ReWalk 埃尔格医学技术公司研发的“ReWalk”用一副拐杖帮助维持身体平衡，由电动腿部支架、身体感应器和一个背包组成，背包内有一个计算机控制盒以及可再充电的蓄电池。使用者可以用遥控腰带选定某种设置，如站、坐、走、爬等，然后向前倾，激活身体感应器，使机械腿处于运动之中。主要用来助瘫痪者恢复行走能力。动力传动采用电机-减速器-外骨骼机构的方法，运动模式主要是装置带动人体动作，装置的助力大小由控制系统设定，不能跟随人的动作意愿而随时改变。市场规划主要是针对下肢瘫痪的顾客进行产品开发

助行器：对于双下肢瘫痪的患者，安装双侧下肢矫形器后拄拐杖步行仍会十分费力，如果使用这种站立移动矫形器，利用骨盆的回旋运动便能容易地进行移动。这一特殊的矫形器主要有胸部控制板、上下支条、带锁的髌膝铰链和带弹簧鞋夹的双足固定板组成。

二、产品总体构成

本项目欲通过团队合作，自主设计一款应用于医疗健康领域，能辅助丧失部分行走能力的截瘫患者或老年人行走的电动助行器，本产品运用简单的连杆机构与欠驱动的方式来模拟人体走路的方式，最终帮助使用者实现稳定的直线行走。



图2 设计解决的关键问题

电动助行器主要有驱动装置、传动/执行装置、控制装置和意图检测装置四部分组成。

1)驱动装置

由于连杆机构的设计，电动助行器采用了欠驱动的驱动方式，对电机的驱动力有很高的要求，因此在电机选择时应选择低速、高扭矩直流电机，并配有PWM直流电机调速模块，可手动对其进行有级调速。

2)传动/执行装置

步行助力机器人与一般机器人有所不同：助力机器人的连杆机构既是整个机器的传动装置，又是系统的执行装置。

电动助行器的传动/执行装置采用了改进后的切比雪夫连杆机构。其由大腿杆、小腿杆、脚板、推杆、拉杆及连杆组成。电动助行器的各连杆段均与相应的人体下肢段紧密联系在一起，并且在人-机混合系统中，分别负责“抬”起人体大腿和小腿的任务。步行助力机器人的任务不是集中在某一点上，而是分散或分段实现的。

3)控制装置

为实现完整的仿生运动，除了对直流电机的速度控制外；还需要在各传动杆上有传感器，它的作用是测量机器中运动构件的真实运动情况，并将测量结果随时反馈给控制系统，再由控制系统发出指令对各伺服电机的运动加以调节。

4)意图检测装置

传统重心移动式助行器没有意图检测装置，完全由穿戴者自行控制，对行走能力丧失严重的人来说则无法使用。

而外骨骼机器人的意图检测装置则是由大量内部传感器模块和外部传感器模块组成。内部传感器用来测量机器人自身状态的功能元件，具体检测的对象有关节的线位移、角位移等几何量，速度、加速度等运动量，还有倾斜角、方位角、振动等物理量，而外部传感器是用来获得机器人的环境状态信息。并需要辅以复杂算法使成本大大提高。

本文所述电动助行器的意图检测装置则是由简单的导轨、滑块、限位开关组成。将两侧设有限位开关的导轨弯曲置于腰带内侧，其上安装移动滑块，移动滑块再通过柔性带与穿戴者腰部相连。穿戴者打开电源后可通过轻微转动腰部传递行走意图。

1. 传动装置

(1) 结构设计：

电动助行器的传动/执行装置采用了改进后的切比雪夫连杆机构，如图3。其主要由大腿杆、小腿杆、脚板、推杆、拉杆及连杆组成，构成人体行走的三大主关节，如图4。



图3 切比雪夫连杆机构运动简图

①髋关节

人体髋关节由髋骨的髋臼和股骨头构成。髋关节的解剖结构使得它既具有先天的稳定性，又有很大的活动度。从形状来看是个典型的球窝关节，其运动相当灵活，具有朝各个方向活动的的能力。髋关节的髋臼面被周边增厚的软骨所覆盖，使关节窝加深，因而在敲关节活动时股骨头不易脱出。由于关节本身的关节窝很深，及关节囊也很紧，因而使这个关节围绕各个轴的运动受到一定限制。尽管如此，髋关节仍可围绕三个运动轴作屈/伸、内收/外展和旋内/旋外运动。屈/伸主要完成跨步的功能，内收/外展调节平衡状态，旋内/旋外可实现行走过程中改变方向的功能。为追求结构稳定性，所述电动助行器的设计，仅考虑了髋关节的屈/伸运动主要完成跨步的功能。调节平衡功能则由辅助拐杖实现；转向功能则由后期加装旋转机构实现。

如图4所示，所述电动助行器的1髋关节由2腰带与3大腿杆连接构成。11驱动盘旋转驱动10连杆带动3大腿杆前后摆动，从而形成髋关节的主自由度来实现迈步功能。

②膝关节

膝关节与髋关节两者的屈/伸运动确保了人可以沿直线方行走或后退，因此，步行助力机器膝关节应同样应具有屈/伸运动功能，另外，对于小腿绕垂直轴所作的微小旋转运动可以忽略不计，因此，在设计电动助行器的膝关节时仅考虑了1个自由度。

如图所示，电动助行器5膝关节由3大腿杆，6小腿杆，9拉杆联合构成。当10连杆推动3大腿杆向前迈步时9连杆起到限位作用，使6小腿杆无法跟随3大腿杆运动，从而实现膝关节的弯曲运动。

③踝关节

人体踝关节主要能完成跖屈和背屈、内收和外展、内翻和外翻三大功能。但对于机器人关节来说，设计结构如此复杂的关节并非易事。众所周知，在人正常行走时，踝关节的跖屈/背屈运动与内收/外展和內翻/外翻相比，其重要性更为突出。要确保步行助力机器正常的行走功能，即确保不妨碍其使用者的步行活动，步行助力机器人踝关节应同样拥有类似于人类踝关节的跖屈/背屈运动模式。而人体踝关节的内收/外展、內翻/外翻运动方式在

人体步行运动中的地位并不是非常突出，并且人体踝关节的内收/外展、内翻/外翻幅度不大。根据以上分析，加之整个机械设计的复杂性，在进行助力机器人踝关节设计时只保留一个自由度。

如图所示，所述电动助行器的7踝关节由8脚板、6小腿杆及4推杆联合构成。当3大腿杆带动6小腿杆向前迈步时，8脚板随小腿杆向前运动，此时4推杆起到限位作用从而实现膝关节的跖屈/背屈运动。

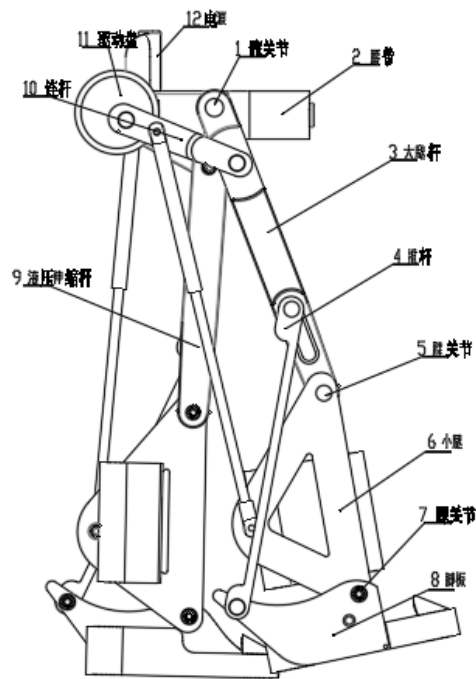


图4 电动助行器结构工程图

(2) ADAMS 对结构运动分析——参数确定

为了最大限度确保使用者的活动自由及灵活性，步行助力机器人采用拟人的结构具有重要意义。步行助力机器人以使用者为设计参考对象，如大、小腿长度、腰围和关节自由度等。为了保证安全及避免步行助力机器人与使用者在使用过程中出现运动干涉等问题，步行助力机器人各连杆长度应与使用者相应段保持一致，自由度的确定是以最大限度地降低对使用者行动的约束为前提，这就确保步行助力机器人可以完成类似于人的步行功能。因此，步行助力机器人尺寸的设计尤为重要。

为提高产品的适应性，所述电动助行器的尺寸采用了部分连杆可调设计。而

主参数如髋关节、膝关节、踝关节的位置尺寸，则是利用人机工程学的相关知识，通过对人体主干测绘得到近似范围。（由于条件有限，此处数据来源主要为参考文献。）如图5。

步态参数	
前屈髋关节运动范围	130°~150°
后伸髋关节运动范围	10°~15°
内收髋关节运动范围	20°~30°
髋关节的角度范围	14°~30°
膝关节的角度范围	30°~58°

图5 步态参数范围

而推杆4、连杆10、拉杆9及驱动盘1的尺寸，则是通过ADAMS建模仿真，将各关节轨迹、位移、速度曲线与的测绘得到人体近似真实的行走轨迹进行拟合，不断试错。最终得到结果如下：

将机构原理简图按照实际大小建模，并导入Adams添加转动副。仿真时设置时间为10s，设定曲柄转速为10r/min。得如图6所示仿真图：

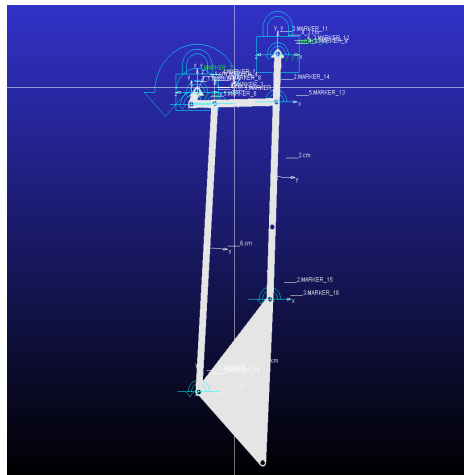


图6 机构简图

输出结果如下所示：

输出位移曲线图：

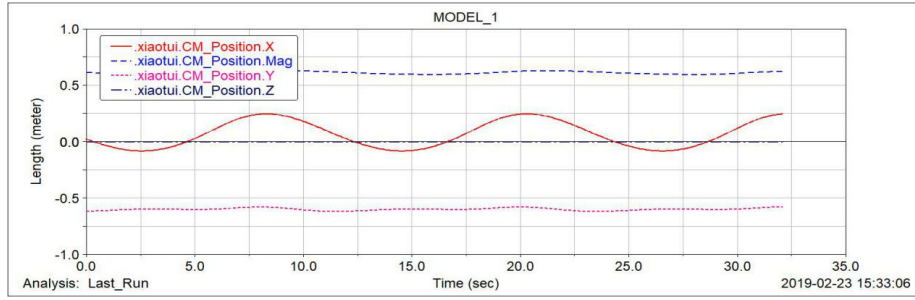


图7 位移曲线图

输出件速度曲线图：

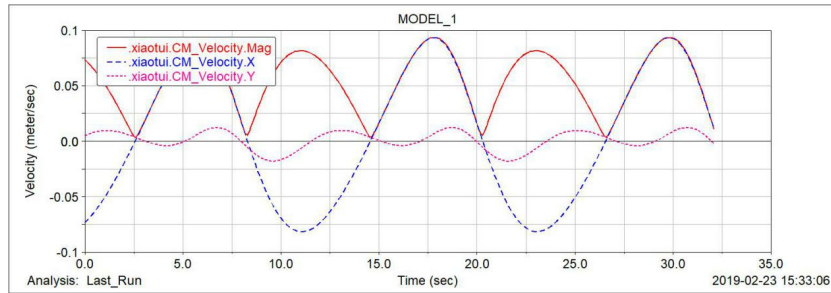
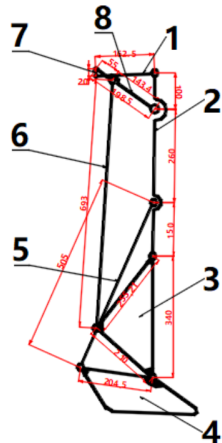


图8 速度曲线图

根据位移曲线图及速度曲线图所示，小腿杆输出件能达到使用要求，并且能够稳定运行。

最终确定尺寸如下：



连杆序号	长度 (mm)
1	162.5
2	510
3	(255.21, 210, 340)
4	204.5
5	505
6	693
7	20
8	198.4

图9 尺寸参数

(3) 电动助行器体系机构设计

1) 一般机械设计主要是强度设计，机器人的机械设计既要满足强度要求，还要考虑刚度和精度设计。与一般机械相比，机器人的机械设计在结构的紧凑性、灵巧性等方面，有更高的要求。因此电动助行器三根主杆，大腿杆、小腿杆、连

杆采用高强度钛合金为基体，碳纤维复合材料加固，各关节轴承处连杆采用连续碳纤维复合材料。

2) 步行助力机器人除了能完成使用者相同的步行功能及同时提供助力外，步行机器人还要确保使用者的人身安全。为实现上述目的，所述电动助行器采用了以下结构设计。

①在腰带上设置，最高权限的急停开关，让穿戴者在发现机器故障时可手动急停，以避免事故发生。

②每髋关节、膝关节、踝关节，三个主动关节处均有行程限位。

③人在行走过程中，当一脚抬起时，此腿对腰部的作用力能通过腰部金属机构部分转移到处于支撑状态的机械腿上。

④为追求结构的稳定性，牺牲了髋关节处自由度。目前髋关节：一个自由度，膝关节：一个自由度，踝关节：一个自由度。后希望通过加旋转机构实现转弯问题。

2. 驱动装置

(1) 电机的选择

由于电动助行器的工作特点，可知此电机处于重复短时工作，频繁启动和制动，因此需要对电机的温升进行检查。根据电机发热条件的等效原则，计算在一个负载周期内，所需电机转矩的均方根值，即等效转矩。选择电机的基本原则是等效转矩小于电机的额定转矩。

$$T_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{T_1^2 t_1 + T_2^2 t_2}{t_1 + t_2}} \quad (\text{N} \cdot \text{m})$$

选择电机： $T_R = K_1 K_2 T_{\text{rms}}$

式中： K_1 是安全系数，一般取 $K_1 = 1.2$

K_2 是转矩波形系数，矩形波取 $K_2 = 1.05$

根据等效转矩可得，选择 XD-4D60-24GN-2IS 型号的直流减速电机，其具体参数如下表。

考虑到直流电机相较于步进电机而言加减速性能优越，相较于交流电机而言不必采用交流电源，运动范围大，本电动助行器采用 2 台 12V 60W 的直流减速电

机，每个可带动 200 斤负载。

表 1 动力系统电机技术性能指标

主要技术性能指标		主要技术性能指标	
指标	数值	指标	数值
型号	XD-4D60-24G N-21S	电流	3A
电压	12V/24V	额定功率	60W
空载转速	30 (r/min)	电机尺寸	80*164mm
额定力矩	100kgf.cm	减速比	120
输出轴转速	26r/min	重量	315 g



图 10 直流电机

(2) 原动件设计

电动助行器的设计原理，就是将人体行走运动抽象为周期性重复运动。因此，电动助行器原动件的设计采用了曲柄连杆机构，将曲柄周期性的旋转运动，通过连杆传递至各个关节以实现往复行走。如图 11:

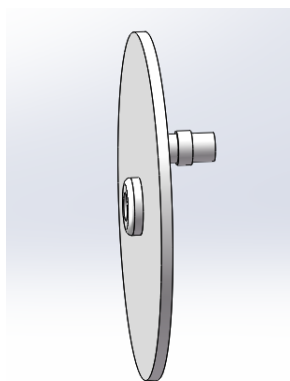


图 11 曲柄连杆结构

3. 控制装置

为了便捷、有效地实现意图检测，对助行器进行控制，在电动助行器腰部左右分别安装两个行程开关，用来检测人体行走意图，当腰部向右扭动时推动腰带内侧滑块触及左侧行程开关，从而启动右部电机，曲柄做半周期旋转运动，带动右侧连杆机构，抬起右腿；同时左部电机反转半周期，配合右腿动作。当腰部左扭时原理相同，从而抬起左腿，以此实现根据人的意图施加助力。

为实现完整的仿生运动，除了对直流电机的速度控制外；还需要在各传动杆上有传感器，它的作用是测量机器中运动构件的真实运动情况，并将测量结果随时反馈给控制系统，再由控制系统发出指令对各伺服电机的运动加以调节。

直流调速装置：

电动助行器以 STC51 单片机为核心，以开关作为输入达到控制直流电机的启停、以滑动变阻器为输入实现无级调速，完成了基本要求和发挥部分的要求。在设计中，采用了 PWM 技术对电机进行控制，通过对占空比的计算达到精确调速的目的。

如下图是方案原理框图：

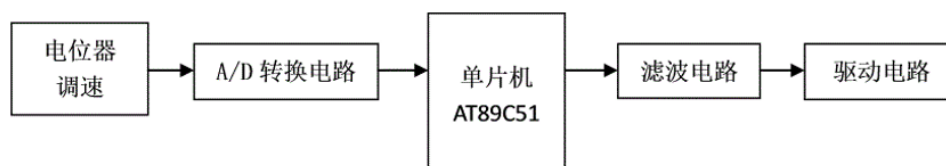


图 12 直流电机驱动与控制电路的原理框图

(1) 电机调速控制模块：

考虑到直流电机相较于步进电机而言加减速性能优越，相较于交流电机而言不必采用交流电源，运动范围大，本电动助行器采用 2 台 12V 60W 的直流减速电机，每个可带动 200 斤负载。由于设计需要两台电机进行加减速控制，所以采用了双路 H 全桥的电机驱动方案。单个 H 桥驱动电路如下图所示：

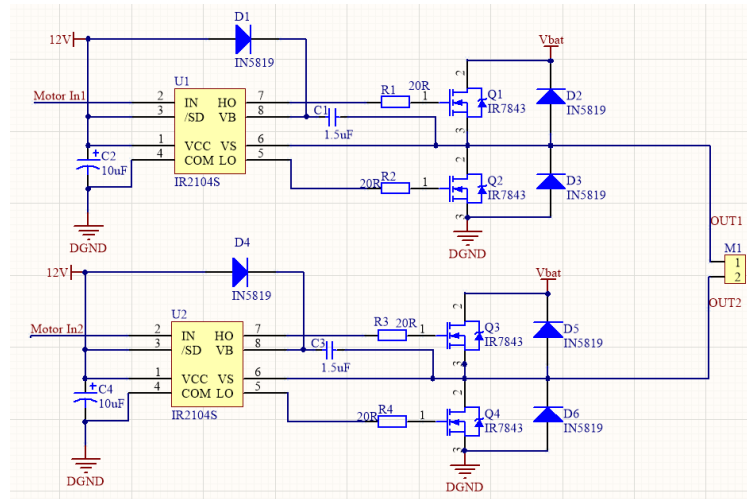


图 13 单个 H 桥驱动电路

如图 14 所示，H 桥式电机驱动电路包括 4 个三极管和一个电机。要使电机运转，必须导通对角线上的一对三极管。根据不同三极管对的导通情况，电流可能会从左至右或从右至左流过电机，从而控制电机的转向。

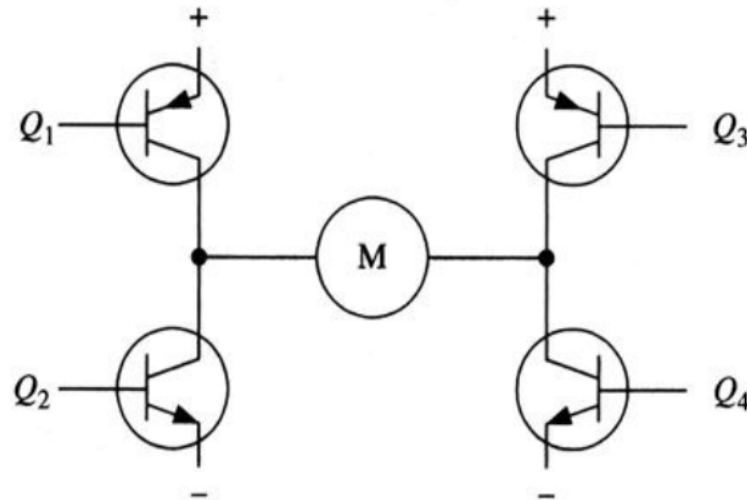


图 14 H 桥式电机驱动原理图

要使电机运转，必须使对角线上的一对三极管导通。例如，如图 15 所示，当 Q1 管和 Q4 管导通时，电流就从电源正极经 Q1 从左至右穿过电机，然后再经 Q4 回到电源负极。按图中电流箭头所示，该流向的电流将驱动电机顺时针转动。当三极管 Q1 和 Q4 导通时，电流将从左至右流过电机，从而驱动电机按特定方向转动（电机周围的箭头指示为顺时针方向）。

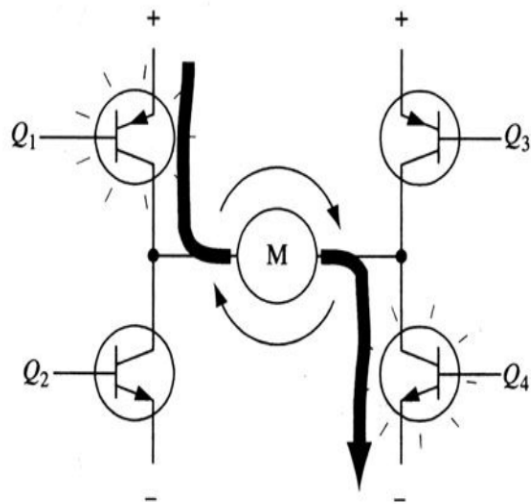


图 15 电机顺时针旋转

图 16 所示为另一对三极管 Q2 和 Q3 导通的情况，电流将从右至左流过电机。当三极管 Q2 和 Q3 导通时，电流将从右至左流过电机，从而驱动电机沿另一方向转动（电机周围的箭头表示为逆时针方向）。

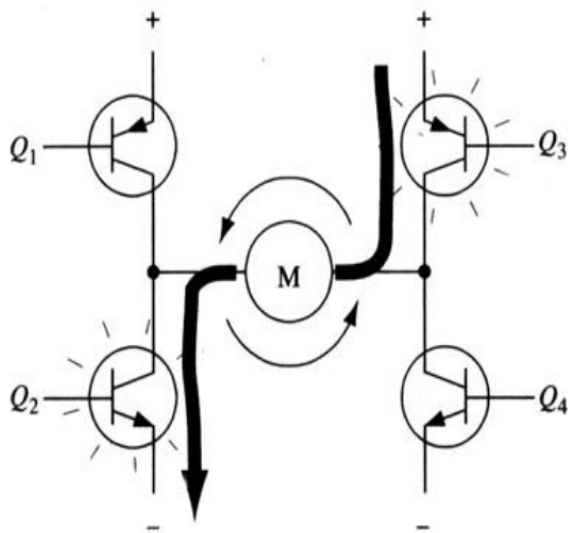


图 16 电动机逆时针旋转

此电路可承载大功率大电流的电机负载，满足设计所需的调速要求。

完整电路如下图所示：

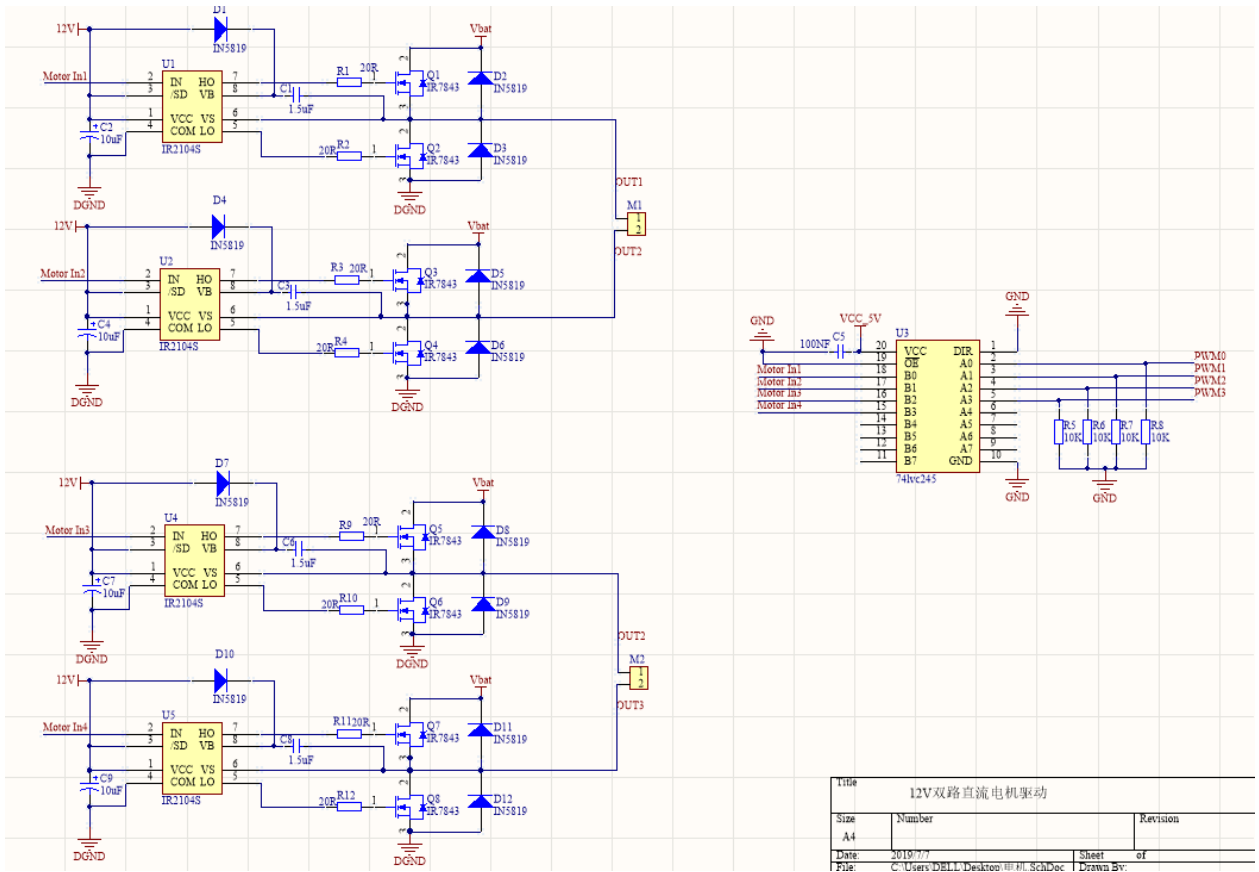


图 17 控制电路

4、意图检测装置

本文所述电动助行器的意图检测装置则是由简单的导轨、滑块、限位开关组成。将两侧设有限位开关的导轨弯曲置于腰带内侧，其上安装移动滑块，移动滑块再通过柔性带与穿戴者腰部相连。穿戴者打开电源后可通过轻微转动腰部传递行走意图。如穿戴者想实现右腿迈步，只需向右微微转动腰部，使腰部连接滑块触动导轨右端限位开关，发出一个脉冲控制左右主电机转动一个预定周期行程。同理向左迈步就向左转动，控制左腿迈步。将复杂的意图检测转化为简单的限位开关的闭合检测，使结构更简单价格更低。

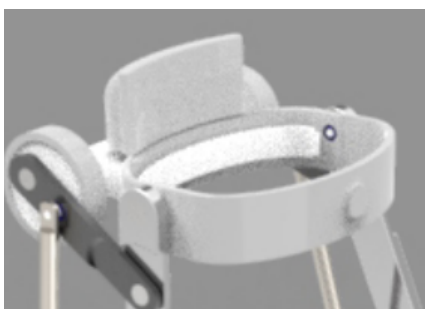


图 18 意图检测装置

三、工作原理

电动助行器（见图 18）将舵机架至于腰后，利用电机提供交替迈步的动力。左右电机分别控制左右下肢运动。通过设计转动开关，通过腰部旋转控制开合。当顺时针旋转时左部电机转动，带动左腿弯曲向前迈步；当逆时针旋转时右部电机转动，带动右腿弯曲向前迈步。在腰带前方设有调速旋钮，使用者可以自由调控行走步速。进一步，调节部分的设计可增强系统柔性，通过调整连杆与小腿杆的连接位置以期实现不同情景下的运作，如上下楼梯、转弯等运动。需指出的是使用者需要借助配套的拐杖辅助控制重心。

其结构原理图见图 19，电动助行器由 7 个构件构成，10 个旋转副，此机构有 1 个自由度，在电动机的带动下，原动件 1 绕定点旋转，带动改良后的切比雪夫连杆机构实现腿部指定运动。



图 19 电动助行器

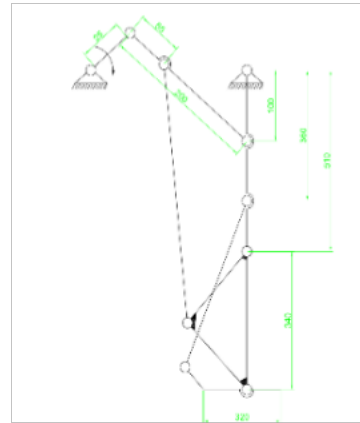



图 20 结构原理图

四、有限元分析及材料选择

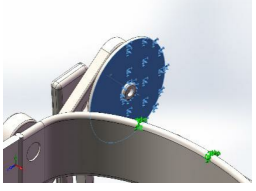
1.有限元分析

材质属性

模型参考	属性	零部件
	名称: 合金钢	SolidBody 2(圆角 4)(右脚-1),
	模型类型: 线性弹性同向性	SolidBody 1(圆角 4)(大腿杆 '-1),
	默认失败准则: 最大 von Mises 应力	SolidBody 1(切除-拉伸 1)(小腿-1),
	屈服强度: 6.20422e+008 N/m ²	SolidBody 1(圆角 7)(腰带-1),
	张力强度: 7.23826e+008 N/m ²	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴 3 '-1),
	弹性模量: 2.1e+011 N/m ²	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴 3 '-2),
	泊松比: 0.28	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴二' -1),
	质量密度: 7700 kg/m ³	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴二' -2),
	抗剪模量: 7.9e+010 N/m ²	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴二' -3),
	热膨胀系数: 13e-005 /Kelvin	SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴二' -4),
		SolidBody 1(凸台-拉伸 3)(轴二' -5),
		SolidBody 1(切除-拉伸 6)(连杆' -1),
		SolidBody 1(圆角 2)(零件 10-1),
		SolidBody 1(凸台-拉伸 1)(零件 15-1),
		SolidBody 1(凸台-拉伸 5)(零件 4-1)
曲线数据 N/A		

负载和夹具

夹具名称	夹具图像	夹具细节

<p>固定-1</p>		<p>实体: 1 面</p> <p>类型: 固定几何体</p>
-------------	---	---------------------------------


合力

零部件	X	Y	Z	合力
反作用力(N)	0	0	0	1e-033
反力矩(Nm)	0	0	0	0

<p>固定-2</p>		<p>实体: 2 面</p> <p>类型: 固定几何体</p>
-------------	---	---------------------------------

合力

零部件	X	Y	Z	合力
反作用力(N)	-0.00595081	121.708	4.93761	121.808
反力矩(Nm)	0	0	0	0

载荷名称	加载图像	负载细节
<p>压力-1</p>		<p>实体: 1 面</p> <p>类型: 垂直于所选面</p> <p>值: 5000</p> <p>单位: N/m²</p> <p>相位角度: 0</p> <p>单位: deg</p>

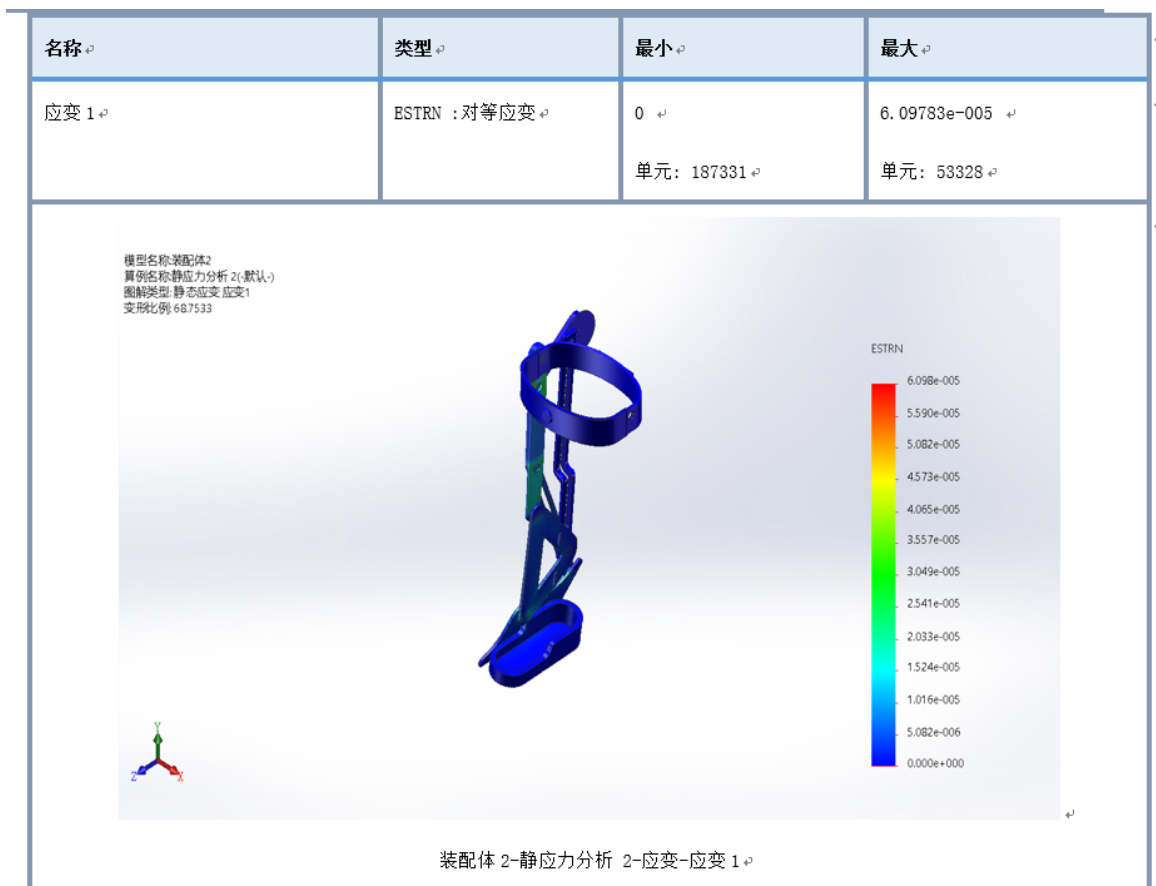
网格信息

网格类型	实体网格
所用网格器:	基于曲率的网格
雅可比点	4 点
最大单元大小	17.7365 mm
最小单元大小	0.886825 mm
网格品质	高
重新网格使带不兼容网格的零件失败	关闭

算例结果

名称	类型	最小	最大
应力 1	VON: von Mises 应力	0 N/m ² 节: 308123	1.84024e+007 N/m ² 节: 28010
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 30%;"> <p>模型名称: 装配体2 算例名称: 静应力分析 2 (默认) 图例类型: 静应力分析 节应力 应力1 变形比例: 68.7533</p> </div> <div style="width: 40%; text-align: center;"> </div> <div style="width: 25%;"> <p>von Mises (N/m²)</p> <ul style="list-style-type: none"> 1.840e+007 1.687e+007 1.534e+007 1.380e+007 1.227e+007 1.073e+007 9.201e+006 7.668e+006 6.134e+006 4.601e+006 3.067e+006 1.534e+006 0.000e+000 <p>→ 屈服力: 6.204e+008</p> </div> </div> <p style="text-align: center;">装配体 2 静应力分析 2-应力-应力 1</p>			

名称	类型	最小	最大
位移 1	URES: 合位移	0 mm 节: 151618	1.48554 mm 节: 172
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 30%;"> <p>模型名称: 装配体2 算例名称: 静应力分析 2 (默认) 图例类型: 静应力位移1 变形比例: 68.7533</p> </div> <div style="width: 40%; text-align: center;"> </div> <div style="width: 25%;"> <p>URES (mm)</p> </div> </div>			



应力主要集中在大腿杆与各杆连接处以及关节轴承的连接小轴上。应力最大为 $1.84024e+007 \text{ N/m}^2$ 。

3. 材料的选择

表3 材料选择

连杆名称	材质	密度 g/cm^3	抗弯强度 Mpa	压缩强度 Mpa	价格 /kg
腰带	钛合金为基体加碳纤维复合材料	>1.60	>1000	230	4500
大腿杆 小腿 脚板 驱动盘	PEEK450CA30 (特种工程塑料)	1.45	≥ 265	≥ 160	1200
推杆 拉杆 连杆	钛合金TC4	4.51	825	无	500
各关节处轴 承连接杆	碳纤维复合材料	1.56	912	230	4000

五、创新点

- 1、采用连杆机构模拟人体行走轨迹相较于外骨骼机器人加强了系统稳定性，模拟正常行走轨迹，大大降低了成本。
- 2、意图检测的控制系统设计合理，使用者可以通过微转腰部来触发电机控制行走频率；通过调速旋钮自由控制步速。
- 3、调节系统的设计，弥补连杆机构的刚性大的特点，为产品加入了柔性元素。

六、项目可行性分析

1.从国家政策分析，从2009年至今，我国相继出台政策，鼓励，引导支持康复医学的发展壮大引导一些公立二级综合医院、企业医院等转型为康复医院，有条件的单位根据业务需要可配备康复辅助器材、康复机器人等智能设备。而且，纳入医保的康复项目也增加了，其中运动疗法、偏瘫肢体综合训练、手功能评定均已纳入医疗支付范围。并且，工信部等三部委联合印发了《机器人产业发展规划(2016-2020年)》也提出，要突破手术机器人、智能护理机器人等十大标志性产品，其中就包括康复机器人、助老助残机器人。

2. 从设备研发分析，基于辅助脊髓损伤患者行走功能需求对设备进行功能设计、体系结构设计，确立了按三维实体建模、仿真、样机制作、运行调试、效果优化的顺序进行设备研发的技术路线，并明确了该设备运行的具体设计流程。通过 Proteus 软件对控制程序进行仿真，通过 solid works 软件进行了运动仿真，证实其可行性。

3.从操作环境分析，整个设备是由连杆机构组成的，使用者只需转动腰部控制限位开关闭合，并合理设置直流电机速度，即可实现直线行走，并控制步速。操作方便，安全性好。

4.从市场环境分析，查阅资料，我们得到如下数据（见表2），由此可得本设备与国外设备相比更具有推广前景。

表2 外骨骼机器人和重心偏移式助行器与本设备的成果对比

	ReWalk下肢外骨骼机器人	RGO重心偏移式步行器	本设备
市场售价	\$69,000~85,000	RMB10,000~20,000	RMB5,000~8,000
使用寿命	10年	暂无	5年
适用人群	家庭康复患者 脊柱损伤患者 卒中患者	脊柱受伤患者	行走不便的老人 脊柱脊髓损伤
材质	碳纤维、铝 钢混合材质	钛合金	钛合金+碳纤维
意图控制系统	复杂	无	简单、准确

七、参考文献

- [1]祖永芳.下肢康复机器人的设计和控制研究[D].合肥工业大学,2018.
- [2]江书圯.基于人机工学的老年助行器研究[D].湖北工业大学,2018.
- [3]郝兵. 下肢康复机器人机构设计及运动分析[D].长安大学,2017.
- [4]孙昕煜. 多连杆高速冲床结构优化设计和动平衡分析[D].南京理工大学,2014.
- [5]黄荣舟, 李炳川, 陈果, 龙樟, 刘奇. 轮腿式移动机器人的设计与研究[D].西南科技大学,2015.
- [6]陈峰. 可穿戴型助力机器人技术研究[D].中国科学技术大学,2007.
- [7]阙正湘, 朱林. 一种六自由度智能机器人本体的控制方法 [P]. 中华人民共和国: CN 105904462 A.2016.

八、致谢

首先要感谢我们的导师史振宇老师，史老师严谨的工作态度、深厚的专业素养、对待学生平易近人，她的耐心指导和帮助是我们成功完成，并不断推进研究进程的一大助力。

其次，我们也要感谢在研究此项目过程中给予帮助的各位老师和同学们，也要感谢团队内所有成员的戮力同心完成全部的设计、建模、计算、仿真、实物制作的工作。

最后，衷心地感谢各位专家、老师在评阅此篇论文时所付出地心力，谢谢！

附图

基于连杆的电动助行器

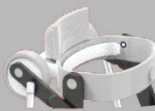
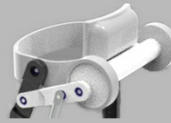


产品结构



改进后的切比雪夫连杆机构：由大腿杆、小腿杆、脚板、液压伸缩杆及连杆组成人-机混合系统，实现预定的动作。

欠驱动设计：机架中安装一对直流减速电机，驱动连杆行走；电源背包置于腰带后方，起支撑作用。



意图检测模块：意图检测装置则是由简单的导轨、滑块、限位开关组成。穿戴者打开电源后可通过轻微转动腰部传递行走意图。

原理介绍

创新点：

- 1、采用连杆机构模拟人体行走轨迹加强了系统稳定性，降低成本。
- 2、意图检测的控制系统设计合理，使用者可以通过微转腰部来触发电机来控制行走频率。
- 3、伸缩杆、滑块导轨的设计，弥补连杆机构的刚性大的特点，为产品加入了柔性元素。



应用范围：

适用于老人、具有部分行走能力的截瘫患者短距离辅助行走。

产品应用