

· 康复工程 ·

一种新型穿戴式下肢外骨骼机器人的设计*

魏小东^{1,2,3,4} 喻洪流^{1,3,4} 孟青云^{1,2,3,5} 胡冰山^{1,3,4} 孟巧玲^{1,3,4} 曹武警^{1,3,4}

脑卒中及脊髓损伤造成的偏瘫和截瘫患者逐年增加,偏瘫和截瘫患者只能长期卧床或者借助轮椅进行活动,给家庭和社会带来巨大的负担。融合机器人技术、传感器技术等前沿科技,可辅助使用者进行日常活动的穿戴式下肢外骨骼机器人逐渐成为研究的热点^[1]。

国内外学者均对穿戴式下肢外骨骼机器人做过有益的探索。日本筑波大学研发的下肢外骨骼机器人HAL采用4个电机驱动,通过采集皮肤的肌电信号(EMG)来判断人的运动意图,从而驱动电机带动关节运动,总重12kg^[2-3]。以色列ReWalk Robotics公司研发的下肢外骨骼机器人ReWalk也采用4个电机驱动,附加一对拐杖来保持平衡,并通过佩戴在手腕上的控制器来选择运动模式,总重23kg^[4-5]。Indego是美国范德堡大学研制的下肢外骨骼机器人,采用模块化设计思想,包括1个髋关节模块,2个大腿模块,2个小腿模块,外加一对拐杖用来保持行走过程中的平衡,总重12kg^[6-7]。浙江大学杨灿军教授团队研发了气动下肢外骨骼机器人,在髋关节和膝关节加有气体驱动^[8]。电子科技大学机器智能研究所研发了ALDER下肢外骨骼机器人,髋关节和膝关节采用电机驱动,以此来帮助使用者进行日常活动,总重约20kg^[9]。综上所述,当前穿戴式下肢外骨骼研究多以髋膝关节外力驱动,虽然可保证足够的驱动自由度,但是也导致下肢外骨骼体积、重量过大,且能源使用时间难以满足日常生活需要。因此,本研究设计出一款双电机驱动髋关节、膝关节无动力驱动的下肢外骨骼机器人结构,在保证其性能的前提下,减轻了下肢外骨骼机器人的重量。

该研究在提出的新型下肢外骨骼机器人(即髋关节电机驱动,膝关节采用四连杆机构,气弹簧只助力坐下——站立姿态变化,踝膝联动的下肢外骨骼机器人)基础上,通过MATLAB和SolidWorks仿真进行分析验证。

1 机械系统的设计

1.1 自由度设计

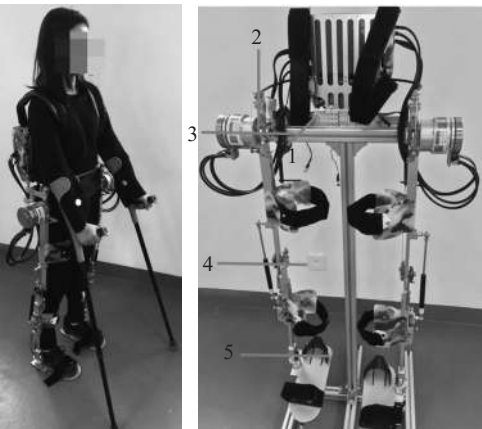
下肢共包含14个自由度(单腿7个自由度),包括髋关节

的屈曲伸展、内收外展和内旋外旋,膝关节的屈曲伸展,踝关节的跖屈背屈、内翻外翻和旋内旋外^[10]。为简化控制系统和结构,剔除行走过程中影响不大的自由度,穿戴式下肢外骨骼机器人共包含10个自由度(单腿5个自由度),分别为髋关节的屈曲伸展、内收外展和旋内旋外,膝关节的屈曲伸展,踝关节的跖屈背屈。各关节转动轴见图1,关节运动角度见表1。

表1 关节运动角度

关节运动	正常人运动角度	设计最大角度
髋关节屈曲	120—160°	120°
髋关节伸展	20°	20°
髋关节内收	25°	15°
髋关节外展	40°	15°
髋关节内旋	35°	30°
髋关节外旋	45°	30°
膝关节屈曲	140—160°	120°
膝关节伸展	5—10°	0°
踝关节跖屈	40—55°	30°
踝关节背屈	15—25°	15°

图1 实物模型及各关节转动轴



1. 髋关节内收外展旋转轴;2. 髋关节内旋外旋旋转轴;3. 髋关节屈曲伸展旋转轴;4. 膝关节屈曲伸展旋转轴;5. 踝关节跖屈背屈旋转轴

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.03.011

*基金项目:国家自然科学基金(61473193);上海市工程技术研究中心建设专项(15DZ2251700)

1 上海理工大学医疗器械与食品学院康复工程与技术研究所,上海,200093; 2 上海健康医学院; 3 上海康复器械工程技术研究中心;

4 民政部神经功能信息与康复工程重点实验室; 5 通讯作者

作者简介:魏小东,男,硕士研究生; 收稿日期:2017-11-14

1.2 驱动的选择与布置

国内外穿戴式下肢外骨骼机器人的驱动方式主要有液压驱动、气压驱动和电机驱动。液压驱动的驱动力矩大且速度快,但液压油的散热和密封问题难以解决且容易造成污染。气压驱动的制造工艺简单且气体无污染,但由于气体具有可压缩性,使得位置控制的精确性和稳定性难以保证。随着电机技术的发展和控制系统的成熟,电机驱动的一系列优点逐步表现出来,现已经成为穿戴式下肢外骨骼机器人的主流驱动方式^[11-13]。因此本文所研究的穿戴式下肢外骨骼机器人也采用电机驱动。

为解决重量问题以及各关节所需驱动的情况,穿戴式下肢外骨骼机器人采用双电机驱动并布置在髋关节两侧,以此来驱动髋关节的屈曲伸展。利用髋关节瞬间爆发的力矩,使得无动力膝关节由于惯性进行屈曲和伸展。

1.3 髋关节的设计

髋关节从运动学性质上来看可以等效于球副,但在设计上由于人体和外骨骼之间的空间关系决定了外骨骼机器人不能采用球副,且单自由度具有驱动和检测都易于实现的特点。将髋关节球副进行高副低代,分解成三个相互正交的旋转自由度(图2a),考虑到干涉问题和髋关节的屈曲伸展、内收外展对行走的影响比较大,故将髋关节的内旋外旋自由度外移,修改后的髋关节简图如图2b所示。

根据临床步态分析数据库(clinical gait analysis, CGA)数据可知人正常行走时髋关节的力矩最大值为40Nm^[14],以及下文中仿真得出的力矩,可据此进行电机、减速器和扭矩传感器的选取,为了减少体积和重量,选择maxon EC90flat电机、减速比160的谐波减速器和盘式扭矩传感器,盘式电机通过法兰盘和谐波减速器相连,扭矩传感器再通过法兰盘和谐波减速器相连,扭矩传感器的另一端和输出轴连接来传递扭矩驱动髋关节的屈曲伸展,输出轴正常输出的力矩大约为56Nm,堵转输出接近600Nm力矩,因此可以满足使用要求。也可以通过调节电机转速和电流来获得相应的扭矩,且髋关节的内收外展和旋内旋外均为被动的。

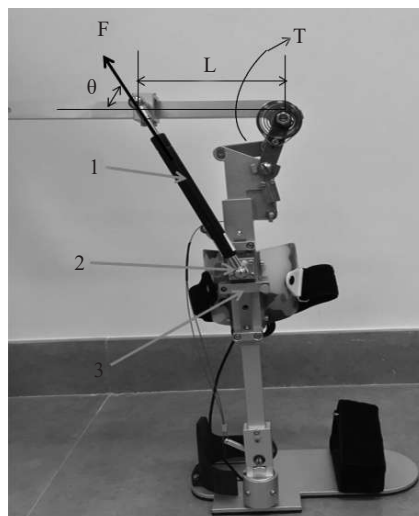
1.4 膝关节的设计

膝关节按照转动轴的数量可分为单轴和多轴。当前市场化的穿戴式下肢外骨骼机器人的膝关节都是单轴的,单轴

膝关节的转动瞬心固定,而正常人膝关节其转动瞬心轨迹实际为J型曲线,由于两转动瞬心不一致,使得行走步态极不自然^[15-16]。为了更好地模拟人体膝关节转动瞬心的变化,该设计采用四连杆机构来模拟膝关节,以实现转动的多轴性。

由于膝关节无动力驱动,无法为使用者坐下站立姿态变化助力,而且助力机构的设计不能影响正常行走且只能为坐下站立姿态变化助力,因此采用气弹簧一端固定在大腿杆件上,另一端连接固定在小腿上的滑动导轨的滑块上。正常行走时,气弹簧的一端由于在滑动导轨上滑动,使之不影响正常行走。在坐下站立姿态变化时,由于手动活动挡块使得滑块不能向下移动,从而使气弹簧为坐下——站立姿态变换助力。由图3分析可知,在坐下站立——姿态变换时,气弹簧助力的力矩为: $T = FL \sin \theta$ 。

图3 大腿杆件受力分析



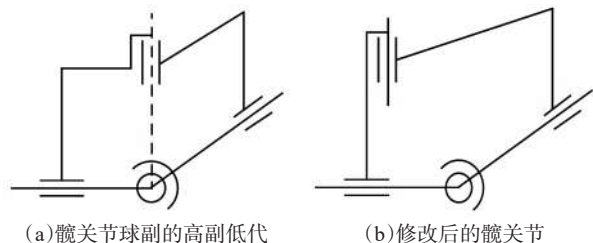
1. 气弹簧; 2. 滑块; 3. 活动挡块

1.5 踝关节和踝膝联动的设计

由于本文设计的下肢外骨骼机器人踝关节只有一个自由度即跖屈背屈,因此采用单轴结构,并在两边加上卷簧来保持脚板处于水平位置。如图4所示,脚板和踝关节连接件1固定,踝关节连接件1可以在踝关节连接件2和3中移动且上端抵在压力传感器上,踝关节连接件3中安装有压力传感器并和踝关节连接件2固定,当脚板着地时,压力传感器受力有信号输出,从而来判断是否处于站立期。

踝关节在站立相时需锁定保证支撑期的安全,摆动相解锁保证摆动期的灵活,因此设计了解锁和锁定机构。该机构为踝膝联动机构,如图5所示。利用人行走过程中站立相到摆动相变化瞬间的背屈(踝关节顺时针转动),从而拉动钢丝绳往下运动,也即带动挡块向下运动,设计为挡块向下移动

图2 髋关节简图

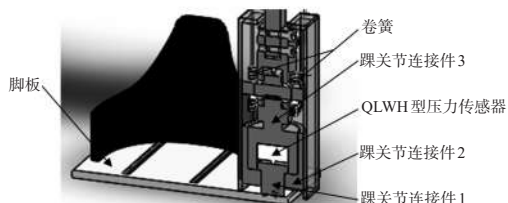


(a) 髋关节球副的高副低代

(b) 修改后的髋关节

5mm 即可解锁。由图 5 可知,在站立时,钢丝绳的长度为 249.81mm,在即将进入摆动相时的长度为 260.01mm,钢丝绳的变化为 10mm 左右,因此可以达到解锁要求。在摆动期

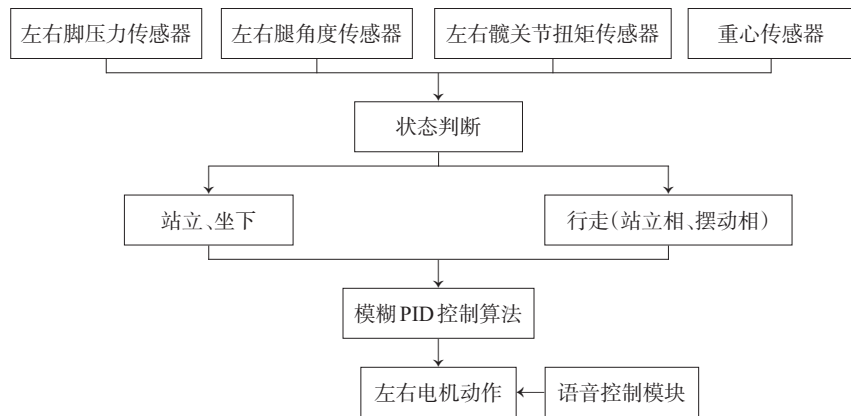
图 4 踝关节剖视图



2 控制系统的设计

控制框架如图 6 所示,传感器采集使用者左右足底压力、左右腿角度、左右髌关节扭矩和重心位置,通过无线网通信传递到 Cortex-M7 内核的微控制器,控制器进行数据处理并作出状态判断,从而判断使用者处于坐下、站立或行走状态,再通过模糊 PID 算法进行位置控制,进而控制髌关节电机的动作来帮助使用者进行运动。也配备语音控制模块,语音控制单元采用非特定人语音识别与播报芯片,最大可存储

图 6 控制框架图



512 条控制指令,识别灵敏度和麦克风增益可调节完成远场和近场识别,满足下肢外骨骼机器人语音控制需求并达到良好的助力效果。

3 MATLAB 计算和 SolidWorks 仿真

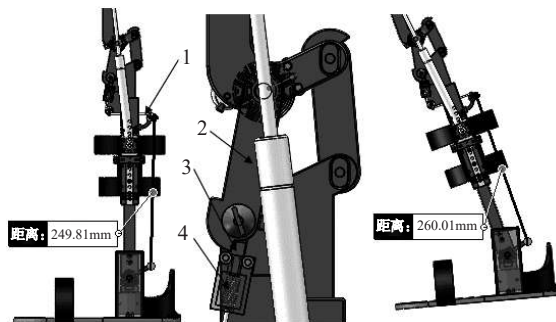
3.1 髌关节仿真和误差分析

选取髌关节 CGA 数据,将之运用到设计的穿戴式下肢外骨骼机器人的髌关节上。利用 Solidworks 自带的 motion 模块进行仿真,并将得出的数据导入到 MATLAB 软件中进行对比分析^[17-19]。

由图 7 中的(a)可知,髌关节力矩在步态周期 55%时最大,此状态下大腿向后伸展达到最大角度,即将进入摆动期,此时

时,挡块在弹簧力的作用下紧贴膝关节支撑片圆弧表面运动,大腿向前屈曲到最大角度时,在大腿杆件和小腿杆件平行的瞬间,挡块插入膝关节支撑片内,从而锁定膝关节。

图 5 踝膝联动机构



1. 钢丝绳;2. 膝关节支撑片;3. 挡块;4. 弹簧

髌关节的力矩最大为 $133.5\text{N}\cdot\text{m}$,可为电机的选择提供依据。仿真得出膝关节角度曲线如图 7 中的(b)所示,从图中得出在步态周期为 72.41%时,膝关节达到最大屈曲角度 61.36° 。对比实际步态膝关节数据曲线,仿真步态数据曲线相对于实际步态曲线变化趋势一致,曲线误差在可接受范围之内,造成的原因是仿真计算设置膝关节的阻尼为一个定值。

综上所述,采用髌关节电机驱动,膝关节无动力驱动的方案是可行的。

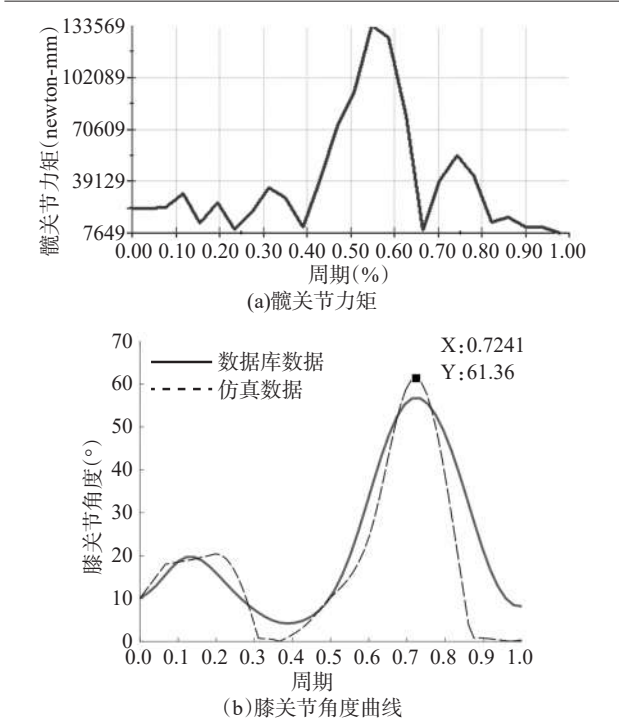
3.2 气弹簧助力分析

图 8 为穿戴式下肢外骨骼机器人助力使用者坐下——站立姿态变化示意图。选取市面上售卖的 ARGO 截瘫矫形器(膝关节处的气弹簧为 400N),利用 SolidWorks 中的 motion 仿真模块,得出 ARGO 截瘫矫形器为膝关节提供的力矩变化曲线如图 9(a)所示,最大为 $22.664\text{N}\cdot\text{m}$,可根据此来选择该设计的气弹簧。通过分析比较,选择 200N 的气弹簧,仿真出的曲线如图 9(b)所示。由图可知,气弹簧的最大助力为 $21.517\text{N}\cdot\text{m}$,和 ARGO 截瘫矫形器提供的力矩相差不大,因此也可以起到较好的助力效果。

4 临床试验

肌电信号(electromyography, EMG)是众多肌纤维中运动单元的动作电位在时间和空间上的叠加。肌肉运动将伴随产生肌电信号,肌电信号可以在一定程度上反映神经肌肉的活动,在医疗康复、神经肌肉诊断等方面具有广泛的应用。因此本文利用健康人穿戴和不穿戴下肢外骨骼机器人

图7 联合仿真图像



样机进行临床试验,选用ME6000 型肌电信号采集仪来获取穿戴者股外侧肌和股内侧肌的肌电信号,四个健康人(两男两女)以0.28m/s的速度穿戴和不穿戴外骨骼机器人样机进行行走,测得均方根值(RMS)如表2所示。

由表2中可以得出当实验者穿戴下肢外骨骼机器人样机时,股内侧肌和股外侧肌的肌电信号均方根值都有所降低,总的平均降幅为18.5%,故可以得出下肢外骨骼机器人样机为使用者行走助力有一定程度的效果。

5 结论

该研究设计了一款双电机驱动的穿戴式下肢外骨骼机器人,髋关节的屈曲伸展采用电机驱动,其他关节自由度均为被动的。膝关节采用四连杆机构代替传统的单轴膝关节结构,以此模拟膝关节的转动瞬心变化,从而达到良好的步态。利用MATLAB和SolidWorks联合仿真和计算,得出髋关节所需要的力矩曲线和膝关节的角度变化曲线,通过对比膝关节变化曲线和实际步态曲线,得出设计方案是可行的。也设计了踝膝联动机构和气弹簧机构,以仿真出ARGO截瘫矫形器为膝关节提供的力矩为依据选择出200N的气弹簧也可以达到相同的效果。经样机临床试验,得出健康者穿戴下肢外骨骼机器人样机进行试验肌电信号的均方根值总体下降18.5%,从而验证下肢外骨骼机器人样机对行走助力有一定的效果。

图8 坐下-站立姿态变化示意图

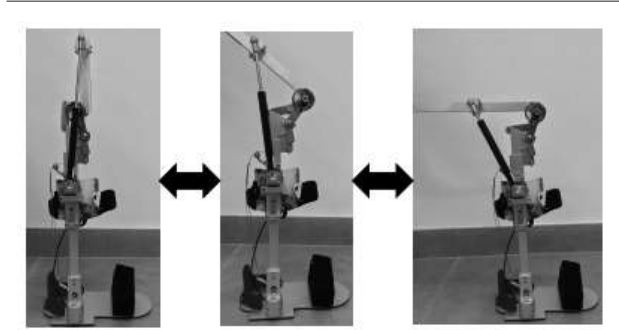


图9 气弹簧助力变化曲线

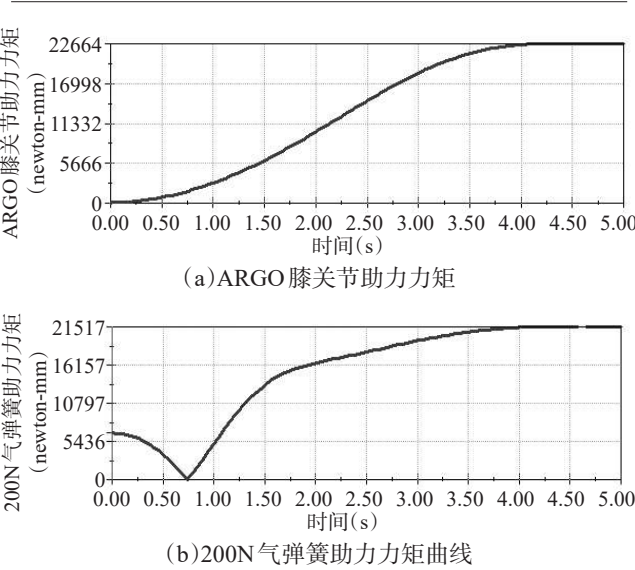


表2 肌电信号的均方根值(RMS)

受试者序号/是否穿戴		股外侧肌	股内侧肌
1	否	25.07	25.05
	是	19.55	20.29
2	否	26.88	23.21
	是	23.65	18.55
3	否	23.24	24.81
	是	17.43	18.89
4	否	23.11	30.88
	是	20.80	25.63

参考文献

[1] Zhu Z, Jiang C, Wang X, et al. Design of a wearable lower limb exoskeleton for paralyzed individuals[C]//Internation-

(下转第317页)