



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 108186293 B

(45)授权公告日 2019.10.15

(21)申请号 201810000925.4

审查员 谢春苓

(22)申请日 2018.01.02

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 108186293 A

(43)申请公布日 2018.06.22

(73)专利权人 北京理工大学

地址 100081 北京市海淀区中关村南大街5号

(72)发明人 张连存 黄强 王文康 王志恒  
蔡康健

(51)Int.Cl.

A61H 3/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 106420279 A,2017.02.22,

CN 104401419 A,2015.03.11,

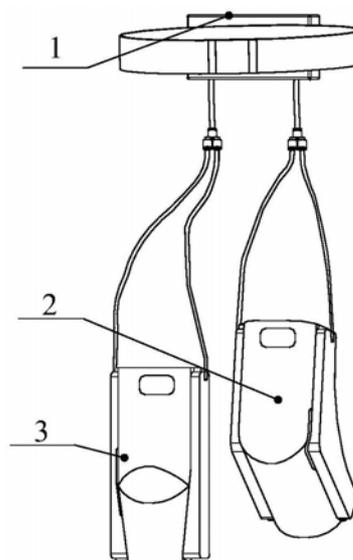
权利要求书2页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼

(57)摘要

本发明公开了一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼,包括外骨骼控制器以及左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器等。柔性膝关节外骨骼主要以一个微型真空负压泵为气动力源,DSP嵌入式控制系统对传感系统检测到的肌肉力、膝关节角度以及人机交互力等数据进行实时处理并对人机协同状态进行估计,实时控制微型真空负压泵的负压流量和气路的切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上相应的负压收缩弹性体驱动器进行压力控制,在行走过程中实时为左、右腿提供辅助膝关节弯曲和伸展的转矩,达到为膝关节运动损伤以及弱行走能力的老年群体提供柔性行走辅助的目的。



1. 一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼,包括:  
外骨骼控制器,包括控制部和气动动力输出部;  
左腿膝关节柔性执行器,其穿戴在左腿膝关节,能够助力左腿膝关节运动;  
右腿膝关节柔性执行器,其穿戴在右腿膝关节,能够助力右腿膝关节运动;  
其中,所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器包括气动驱动机构,以及传感系统;

所述气动驱动机构能够接受所述外骨骼控制器输出的动力,向膝关节提供转矩;

所述传感系统能够对人机交互状态数据进行检测;所述控制部能够对所述传感系统所检测的数据进行处理,并控制对所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的动力输出;

所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的每一个包括:膝关节弹性护套、柔性转矩执行组件A、柔性转矩执行组件B、Y型三通转接头、气管组件、惯性测量单元(IMU)组件、力传感器、表面肌电传感器(sEMG)以及弹性布;

所述柔性转矩执行组件A包括:大腿左侧支架、小腿左侧支架、负压收缩弹性体驱动器、转轴、连接件、螺钉、紧固件、压片组件、乳胶皮筋以及气管连接端;

所述柔性转矩执行组件B包括:大腿右侧支架、小腿右侧支架、负压收缩弹性体驱动器、转轴、连接件、螺钉、紧固件、压片组件、乳胶皮筋以及气管连接端;

所述负压收缩弹性体驱动器包括基本对称的上半部分和下半部分组成,其中上半部分有与外界的通气孔,用于连接气管,实现对整个负压收缩弹性体驱动器的负压输入或者正压输入;

所述负压收缩弹性体驱动器上半部分和下半部分内部分别包括六棱柱结构的气室,每个气室留有气孔,形成负压收缩弹性体驱动器的气流通道;单个气室侧面的六个气室壁厚有差异,其中第二气室壁的厚度是第一气室壁的三倍;上下相邻两个气室的四个相邻第一气室壁留有凹槽,形成负压收缩弹性体驱动器的气流通道,另外四个不相邻的第一气室壁上没有,且第二气室壁上没有凹槽,保证气密性;当气室为负压时,所述第一气室壁受负压作用力变形,并沿X方向收缩,形成水平位移;所述第二气室壁不变形,Y方向没有收缩位移,从而当负压作用时,负压收缩弹性体驱动器可形成水平线性位移;

当外界负压作用消失时,所述第一气室壁受负压作用力消失,并沿X轴反方向伸展,逐渐恢复到不受力的初始状态,在此过程中形成水平位移,过程可控;所述第二气室壁不变形,Y方向没有收缩或者伸展位移。

2. 根据权利要求1所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,所述外骨骼控制器包括:控制器本体、端盖、微型真空负压泵、安装板、T型三通转接头、真空电磁阀A、真空电磁阀B、驱动器、DSP嵌入式控制系统、锂电池组、无线接收与发射模块、开关、右气管R、左气管L、散热块A、散热块B以及柔性腰带。

3. 根据权利要求2所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,所述大腿左侧支架、小腿左侧支架以及负压收缩弹性体驱动器构成的两边长度固定、第三边长度可变的三角形结构形式,通过第三边长度的变化实现另外两个固定边的相对转动;

所述柔性转矩执行组件A采用弹性布缝合在膝关节弹性护套左侧膝关节相对应的位置。

4. 根据权利要求2所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,所述大腿右侧支架、小腿右侧支架以及负压收缩弹性体驱动器构成的两边长度固定、第三边长度可变的三角形结构形式,通过第三边长度的变化实现另外两个固定边的相对转动;

所述柔性转矩执行组件B采用弹性布缝合在膝关节弹性护套右侧膝关节相对应的位置。

5. 根据权利要求1所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,所述左腿膝关节柔性执行器、右腿膝关节柔性执行器是通过所述柔性转矩执行组件A和柔性转矩执行组件B同时作用来实现为膝关节提供辅助转矩的。

6. 根据权利要求1所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,当负压收缩弹性体驱动器有负压输入时发生线性位移变短且具有拉力,在垂直于线性位移的方向上尺寸基本保持不变;相反的,当负压收缩弹性体驱动器负压逐渐消失后,自身由收缩状态恢复到自身自然状态的过程中,具有弹性作用力。

7. 根据权利要求1所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,当负压收缩弹性体驱动器负压作用逐渐消失过程中,大腿两侧支架与小腿两侧支架端面上的乳胶皮筋由于不再受外力作用,与负压弹性体共同作用,驱动大腿两侧支架与小腿两侧支架相对转动,产生伸展的转矩,从而实现所述柔性转矩执行组件A和所述柔性转矩执行组件B为膝关节提供辅助伸展转矩的功用。

8. 根据权利要求2所述的柔性膝关节外骨骼,其特征在于,所述惯性测量单元(IMU)组件是检测膝关节角度和/或角速度变化的传感器;所述表面肌电传感器(sEMG)是检测肌肉力和关节力矩的传感器;所述力传感器是采集所述柔性膝关节外骨骼与人腿之间的人机交互力的传感器;所述惯性测量单元(IMU)组件、表面肌电传感器(sEMG)和力传感器组成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统;所述无线接收与发射模块是DSP嵌入式控制系统与所述传感系统之间的通讯模块;

所述DSP嵌入式控制系统对所述惯性测量单元模块采集的左右腿膝关节角度和/或角速度变化的参数,进行实时处理,并对力传感器以及表面肌电传感器(sEMG)检测的肌肉力、关节力矩以及人机交互力进行估计和预测,并实时控制微型真空负压泵的输出流量以及所述真空电磁阀A、真空电磁阀B进行气路切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上的柔性转矩执行组件A、柔性转矩执行组件B中的负压收缩弹性体驱动器进行实时负压输入和正压输入控制,从而实时控制左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的转矩输出。

## 一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼

### 技术领域

[0001] 本发明属于柔性外骨骼机器人、下肢外骨骼以及柔性执行器技术领域,特别涉及一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼。

### 背景技术

[0002] 1992年,世界卫生组织指出:步行是世界上最好的运动,对健康有特殊益处,因为人类花了600万年,从猿到人,整个人的身体结构是步行进化的结果,所以从人体解剖学和生理结构上看最适合步行。人在行走过程中,髌关节、膝关节和踝关节承受着的重量是身体总重量的3~5倍,髌关节和膝关节和踝关节是极易受伤的两个关节。据北京大学医学部对2500人的调查表明,六十岁以上老年膝关节炎患病率为27.6%,而髌关节炎患病率老年人为0.8%,显然,膝关节炎症和损伤比例更高。据不完全统计,世界上有超过5亿膝关节损伤人群,日常行走会加重膝关节损伤人群的膝关节受力,加速膝关节损伤,如果不进行日常行走锻炼,肌肉会因废用而萎缩。膝关节损伤人群本身具有一定的行走能力,适当的行走助力可以减少膝关节受力,增强腿部肌肉力量,保持膝关节的活动度,对膝关节起到保护作用,有助于提高他们的生活质量。

[0003] 目前,传统的下肢外骨骼主要以刚性外骨骼为主,用于增强士兵负重能力,以及为使瘫痪患者提供支撑,用刚性机构带动病患下肢行走。传统的下肢外骨骼装备存在穿戴不方便、笨重、工作时间短、售价高、存在机械惯性危险以及缺乏心里认同等缺点。综上所述,传统的下肢助行外骨骼不适合只需要部分行走辅助的弱行走能力的膝关节损伤人群。

### 发明内容

[0004] 本发明的目的是针对上述现有技术的缺陷,提供了一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼。柔性膝关节外骨骼主要以一个微型真空负压泵为气压动力源,根据惯性测量单元组件(IMU)、力传感器及表面肌电传感器(sEMG)构成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统对肌肉力、膝关节角度以及人机交互力等参数进行采集,DSP嵌入式控制系统对传感系统检测数据进行实时处理并对人机协同状态进行估计,实时控制微型真空负压泵的负压流量和气路的切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上相应的负压收缩弹性体驱动器进行压力控制,在行走过程中实时为左、右腿提供辅助膝关节弯曲和伸展的转矩,达到为膝关节运动损伤以及弱行走能力的老年群体提供柔性行走辅助的目的。

[0005] 为了实现上述目的本发明采取的技术方案是:

[0006] 一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼,包括:

[0007] 外骨骼控制器,包括控制部和气动动力输出部;

[0008] 左腿膝关节柔性执行器,其穿戴在左腿膝关节,能够助力左腿膝关节运动;

[0009] 右腿膝关节柔性执行器,其穿戴在右腿膝关节,能够助力右腿膝关节运动;

[0010] 其中,所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器包括气动驱动机构,

以及传感系统；

[0011] 所述气动驱动机构能够接受所述外骨骼控制器输出的动力，向膝关节提供转矩；

[0012] 所述传感系统能够对人机交互状态数据进行检测；所述控制部能够对所述传感系统所检测的数据进行处理，并控制对所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的动力输出。

[0013] 优选地，所述外骨骼控制器包括：控制器本体、端盖、微型真空负压泵、安装板、T型三通转接头、真空电磁阀A、真空电磁阀B、驱动器、DSP嵌入式控制系统、锂电池组、无线接收与发射模块、开关、右气管R、左气管L、散热块A、散热块B以及柔性腰带。

[0014] 优选地，所述左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的每一个包括：膝关节弹性护套、柔性转矩执行组件A、柔性转矩执行组件B、Y型三通转接头、气管组件、惯性测量单元(IMU)组件、力传感器、表面肌电传感器(sEMG)以及弹性布。

[0015] 优选地，所述柔性转矩执行组件A包括：大腿左侧支架、小腿左侧支架、负压收缩弹性体驱动器、转轴、连接件、螺钉、紧固件、压片组件、乳胶皮筋以及气管连接端；

[0016] 所述大腿左侧支架、小腿左侧支架以及负压收缩弹性体驱动器构成的两边长度固定、第三边长度可变的三角形结构形式，通过第三边长度的变化实现另外两个固定边的相对转动；

[0017] 所述柔性转矩执行组件A采用弹性布缝合在膝关节弹性护套左侧膝关节相对应的位置。

[0018] 优选地，所述柔性转矩执行组件B包括：大腿右侧支架、小腿右侧支架、负压收缩弹性体驱动器、转轴、连接件、螺钉、紧固件、压片组件、乳胶皮筋以及气管连接端；

[0019] 所述大腿右侧支架、小腿右侧支架以及负压收缩弹性体驱动器构成的两边长度固定、第三边长度可变的三角形结构形式，通过第三边长度的变化实现另外两个固定边的相对转动；

[0020] 所述柔性转矩执行组件B采用弹性布缝合在膝关节弹性护套右侧膝关节相对应的位置。

[0021] 优选地，所述左腿膝关节柔性执行器、右腿膝关节柔性执行器是通过所述柔性转矩执行组件A和柔性转矩执行组件B同时作用来实现为膝关节提供辅助转矩的。

[0022] 优选地，当负压收缩弹性体驱动器有负压输入时发生线性位移变短且具有拉力，在垂直于线性位移的方向上尺寸基本保持不变；相反的，当负压收缩弹性体驱动器负压逐渐消失后，自身由收缩状态恢复到自身自然状态的过程中，具有弹性作用力。

[0023] 优选地，当负压收缩弹性体驱动器负压作用逐渐消失过程中，大腿两侧支架与小腿两侧支架端面上的乳胶皮筋由于不再受外力作用，与负压弹性体共同作用，驱动大腿两侧支架与小腿两侧支架相对转动，产生伸展的转矩，从而实现所述柔性转矩执行组件A和所述柔性转矩执行组件B为膝关节提供辅助伸展转矩的功用。

[0024] 优选地，所述负压收缩弹性体驱动器包括基本对称的上半部分和下半部分组成，其中上半部分有与外界的通气孔，用于连接气管，实现对整个负压收缩弹性体驱动器的负压输入或者正压输入。

[0025] 所述负压收缩弹性体驱动器上半部分和下半部分内部分别包括六棱柱结构的气室，每个气室留有凹槽，形成负压收缩弹性体驱动器的气流通道；单个气室侧面的六个气室

壁厚度有差异,其中第二气室壁的厚度是第一气室壁三倍。上下相邻两个气室的四个相邻第一气室壁留有凹槽,形成负压收缩弹性体驱动器的气流通道,另外四个不相邻的第一气室壁上没有凹槽,且第二气室壁上没有凹槽,保证气密性。当气室为负压时,所述第一气室壁受负压作用力变形,并沿X方向收缩,形成水平位移;所述第二气室壁不变形,Y方向没有收缩位移,从而当负压作用时,负压收缩弹性体驱动器可形成水平线性位移。当外界负压作用消失时,所述第一气室壁受负压作用力消失,并沿X轴反方向伸展,逐渐恢复到不受力的初始状态,在此过程中形成水平位移,过程可控;所述第二气室壁不变形,Y方向没有收缩或者伸展位移。

[0026] 优选地,所述惯性测量单元(IMU)组件是检测膝关节角度和/或角速度变化的传感器;所述表面肌电传感器(sEMG)是检测肌肉力和关节力矩的传感器;所述力传感器是采集所述柔性膝关节外骨骼与人腿之间的人机交互力的传感器;所述惯性测量单元(IMU)组件、表面肌电传感器(sEMG)和力传感器组成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统;所述无线接收与发射模块是DSP嵌入式控制系统与所述传感系统之间的通讯模块;

[0027] 所述DSP嵌入式控制系统对所述惯性测量单元模块采集的左右腿膝关节角度和/或角速度变化的参数,进行实时处理,并对力传感器以及表面肌电传感器(sEMG)检测的肌肉力、关节力矩以及人机交互力进行估计和预测,并实时控制微型真空负压泵的输出流量以及所述真空电磁阀A、真空电磁阀B进行气路切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上的柔性转矩执行组件A、柔性转矩执行组件B中的负压收缩弹性体驱动器进行实时负压输入和正压输入控制,从而实时控制左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器的转矩输出。

[0028] 优选地,所述大腿左侧支架、大腿右侧支架、小腿左侧支架、小腿右侧支架采用高强度合成树脂材料或者碳纤维等非金属材料,或者轻质合金材料,如铝镁合金、硬铝合金等。

[0029] 本发明优异的效果是:

[0030] 传统的液压驱动、电机驱动都存在如噪声、功率密度低等缺点。目前的外骨骼系统一般建立在直流伺服电机驱动配合谐波减速器传动的基础上,但由于传统电机功率密度随着体积的减小而迅速降低,又由于传动误差和摩擦力的存在,使得在提高驱动系统的功率密度和整体响应性能方面受到限制,功率密度比较低、结构复杂、柔顺控制难以实现,缺乏本质柔顺性。除此之外,如气动人工肌肉等柔顺驱动器,虽然具有更高的功率密度比、功率体积比,但是存在摩擦、非线性变形、精密建模难和运动控制难等缺点。本发明采用负压收缩弹性体作为柔性驱动元件,具有较高的功率密度比、功率体积比,并且具有线性变形等特点,容易实现柔性膝关节外骨骼的人机协调控制。

[0031] 由于本发明一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼,采用惯性测量单元组件、力传感器及表面肌电传感器(sEMG)构成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统,sEMG蕴含着多种肌肉活动信息,能够直接反映肌肉的功能状态以及运动信息,通过建立表面肌电传感器驱动的肌肉-骨骼模型(前向动力学),并结合所述惯性测量单元模块的惯性信息进行参数辨识,对肌肉力、膝关节角度、膝关节角速度以及人机交互力进行估计和预测,对人机协同状态进行估计以提高柔性外骨骼协调性和安全性。

[0032] 相比现有技术,本发明一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼中左腿膝关

节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器采用气动驱动方式,克服了一般腿部助力装备或者外骨骼机器人等刚性机构惯性大,容易造成人膝关节机械惯性损伤,安全性差、舒适性差等缺点,显著提高了装备的安全性和舒适性。

[0033] 因此,本发明以一个微型真空负压泵为气压动力源,根据惯性测量单元组件、力传感器及表面肌电传感器(sEMG)构成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统对肌肉力、膝关节角度、膝关节角速度以及人机交互作用力进行检测,DSP嵌入式控制系统对传感系统检测数据进行实时处理并对人机协同状态进行估计,实时控制微型真空负压泵的负压流量和气路的切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上相应的负压收缩弹性体驱动器进行压力控制,在行走过程中为左、右腿提供与步态一致的辅助膝关节弯曲和伸展的转矩,达到为膝关节运动损伤以及弱行走能力的老年群体提供柔性行走辅助的目的。

### 附图说明

[0034] 图1是本发明的柔性膝关节外骨骼的外形图;

[0035] 图2是图1中的外骨骼控制器组成图;

[0036] 图3是图1中左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器组成图;

[0037] 图4是图3中的柔性转矩执行组件A组成图;

[0038] 图5是图3中的柔性转矩执行组件B组成图;

[0039] 图6是图4或5中的负压收缩弹性体驱动器上、下两部分结构图;

[0040] 图7是图6中的负压收缩弹性体驱动器中相邻两个单元的结构示意图;

[0041] 图8是图7中的负压收缩弹性体驱动器中相邻两个单元在负压作用时的机理图。

[0042] 其中各附图标记含义如下:

[0043] 1.外骨骼控制器;2.左腿膝关节柔性执行器。3.右腿膝关节柔性执行器。

[0044] 101.控制器本体;102.端盖;103.微型真空负压泵;104.安装板;105.T型三通转接头;106.真空电磁阀A;107.真空电磁阀B;108.DSP嵌入式控制系统;109.驱动器;110.右气管R;111.左气管L;112.锂电池组;113.无线接收与发射模块;114.开关;115.散热块A;116.散热块B;117.柔性腰带。

[0045] 201.膝关节弹性护套;202.柔性转矩执行组件A;203.柔性转矩执行组件B;204.惯性测量单元(IMU)组件;205.表面肌电传感器(sEMG);206.力传感器;207.Y型三通转接头A;208.Y型三通转接头B;209.气管A;210.气管B;211.气管C;212.气管D。

[0046] 301.大腿左侧支架;302.小腿左侧支架;303.负压收缩弹性体驱动器;304.转轴;305.连接件;306.螺钉;307.紧固件;308.压片A;309.压片B;310.乳胶皮筋;311.第一气管连接端(连接气管B或者气管D)。

[0047] 401.大腿右侧支架;402.小腿右侧支架;403.第二气管连接端(连接气管A或者气管C)。

[0048] 501.负压收缩弹性体上半部分;502.负压收缩弹性体下半部分。

### 具体实施方式

[0049] 下面结合附图和具体实施案例对本发明作进一步说明,但不作为对本发明的限

定。

[0050] 如图1所示,一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼,主要由外骨骼控制器1以及左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3组成。所述外骨骼控制器1是柔性膝关节外骨骼的控制和动力输出部件;所述左腿膝关节柔性执行器2、右腿膝关节柔性执行器是分别穿戴在用户左、右腿膝关节的柔性助力执行部件。

[0051] 如图2所示,所述外骨骼控制器1,主要包括控制器本体101、端盖102、微型真空负压泵103、安装板104、T型三通转接头105、真空电磁阀A 106、真空电磁阀B107、DSP嵌入式控制系统108、驱动器109、右气管R110、左气管L111、锂电池组112、无线接收与发射模块113、开关114、散热块A 115、散热块B 116以及柔性腰带117等。

[0052] 如图3所示,左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3包括膝关节弹性护套201、柔性转矩执行组件A 202、柔性转矩执行组件B 203、惯性测量单元(IMU)组件204、表面肌电传感器(sEMG)205、力传感器206、Y型三通转接头A 207、Y型三通转接头B208、气管A 209、气管B 210、气管C 211以及气管D 212等。

[0053] 如图4所示,所述柔性转矩执行组件A 202包括大腿左侧支架301、小腿左侧支架302、负压收缩弹性体驱动器303、转轴304、连接件305、螺钉306、紧固件307、压片A 308、压片B 309、乳胶皮筋310以及第一气管连接端311(代表气管B或者气管D)等。

[0054] 如图5所示,所述柔性转矩执行组件B 203包括大腿右侧支架401、小腿右侧支架402、负压收缩弹性体驱动器303、转轴304、连接件305、螺钉306、紧固件307、压片A 308、压片B 309、乳胶皮筋310以及第二气管连接端403(连接气管A或者气管C)等。

[0055] 由图1-5所示,所述微型真空负压泵103是所述柔性膝关节外骨骼的动力源,为所述左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3提供负压作用力。所述驱动器109,通过控制脉冲频率控制所述微型真空负压泵103中电机的速度和加速度,从而达到对微型真空负压泵流量的控制。所述真空电磁阀A 106、真空电磁阀B107均为三通电磁阀,可实现气路切换。所述惯性测量单元(IMU)组件204是检测膝关节角度和角速度变化等参数的传感器;所述表面肌电传感器(sEMG)205是检测肌肉力和关节力矩的传感器;所述力传感器206是采集所述柔性膝关节外骨骼与人腿之间的人机交互力的传感器。所述惯性测量单元(IMU)组件204、表面肌电传感器(sEMG)205和力传感器206组成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统。所述无线接收与发射模块113是DSP嵌入式控制系统与所述柔性外骨骼传感系统之间的通讯模块。用户运动状态数据经所述无线接收与发射模块113通过无线传输方式传送到DSP嵌入式控制系统108。所述DSP嵌入式控制系统108是所述柔性膝关节外骨骼的控制中枢,对所述柔性膝关节外骨骼的传感系统检测到的膝关节角度和角速度变化、人机交互力、肌肉力和关节力矩等参数进行实时处理,对人机协同状态进行估计和预测。人机协同状态估计,是人和膝关节外骨骼人-机协调控制的关键所在。外骨骼执行的动作必须符合操作者的行为模式和行为意图,这关系到外骨骼动作执行的协调性和安全性。所述柔性外骨骼人机协同状态估计主要通过基于IMU惯性信息、力反馈信息和sEMG的信息来实现。人穿戴柔性外骨骼运动时产生的肌肉力可直观反映出人体的运动状态和行为意图。对其快速准确的检测是实现和谐自然人机交互的关键所在。sEMG蕴含着多种肌肉活动信息,能够直接反映肌肉的功能状态以及运动信息,由sEMG驱动的前向肌骨模型为主控源,根据人体各个关节相关肌肉的运动识别和建模,并结合惯性信息和力反馈信息进行参数辨识,对肌肉力和关节

力矩进行估计和预测,估计精细运动量,实现人机协状态估计,为所述柔性膝关节外骨骼提供核心的驱动信号来源。在这个信号源的激励下,所述DSP嵌入式控制系统108,实时控制所述微型真空负压泵103的输出流量以及控制所述真空电磁阀A 106、真空电磁阀B 107进行气路切换,基于人机协同状态对所述柔性转矩执行组件A 202、柔性转矩执行组件B 203上的负压收缩弹性体驱动器303进行负压输入和正压输入控制,进而控制柔性转矩执行组件A202、柔性转矩执行组件B 203的转矩输出,实现左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3为用户膝关节提供伸展和弯曲的转矩过程中实时控制,从而为人机协调控制提供保障。

[0056] 所述控制箱安装壳体是微型真空负压泵103、安装板104、T型三通转接头105、真空电磁阀A 106、真空电磁阀B 107、DSP嵌入式控制系统108、驱动器109、右气管R110、左气管L111、锂电池组112、无线接收与发射模块113、开关114、散热块A 115、散热块B 116以及柔性腰带117等零部件的主要安装载体。

[0057] 如图4所示,所述柔性转矩执行组件A 202主要是由大腿左侧支架301、小腿左侧支架302以及负压收缩弹性体驱动器303构成的两边长度固定、第三边长度可变的三角形结构形式,通过第三边长度的变化实现另外两个固定边的相对转动。具体说,大腿左侧支架301与小腿左侧支架302通过转轴304连接,二者可以围绕转轴304转动,大腿左侧支架301有限位台,保证小腿左侧支架302在绕转轴顺时针旋转时与大腿左侧支架301之间的最大角度为 $180^{\circ}$ ,这也是普通人膝关节最大的伸展角度。乳胶皮筋310通过压片A 308和压片B 309分别压紧在大腿左侧支架301与小腿左侧支架302端面上,当小腿左侧支架302绕转轴304相对大腿左侧支架301逆时针转动时可起到拉紧的作用。负压收缩弹性体驱动器303通过连接件305、螺钉306、紧固件307与大腿左侧支架301与小腿左侧支架302两端分别固定。大腿左侧支架301与小腿左侧支架302以及负压收缩弹性体驱动器303构成三角形结构形式,当负压收缩弹性体驱动器303有负压输入时变短,可驱动小腿左侧支架302绕转轴304相对大腿左侧支架301转动(二者角度变小),产生弯曲的转矩,从而实现所述柔性转矩执行组件A 202为膝关节提供辅助弯曲转矩的功用。在上述过程中,大腿左侧支架301与小腿左侧支架302端面上的乳胶皮筋310由于所述大腿左侧支架301与小腿左侧支架302的相对转动而受力拉紧。相反的,当负压收缩弹性体驱动器303负压逐渐消失后,自身由收缩状态恢复到自身自然状态的过程中,具有弹性作用力。当负压收缩弹性体驱动器303负压作用逐渐消失过程中,大腿左侧支架301与小腿左侧支架302端面上的乳胶皮筋310由于不再受外力作用,与负压弹性体共同作用,驱动大腿左侧支架301与小腿左侧支架302相对转动(角度变大),产生伸展的转矩,从而实现所述柔性转矩执行组件A 202为膝关节提供辅助伸展转矩的功用。

[0058] 图5为所述柔性转矩执行组件B 203,除了大腿右侧支架401与大腿左侧支架301以及小腿右侧支架402与小腿左侧支架302在结构尺寸形式有所不同,其余安装方式和结构机理与柔性转矩执行组件A 202一致,此处不再赘述。

[0059] 所述柔性转矩执行组件A 202采用弹性布缝合在膝关节弹性护套201左侧膝关节相对应的位置;柔性转矩执行组件B 203采用弹性布缝合在膝关节弹性护套201右侧膝关节相对应的位置。所述左腿膝关节柔性执行器2、右腿膝关节柔性执行器3是通过所述柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203同时作用来实现为膝关节提供辅助转矩的。

[0060] 如图6所示,所述负压收缩弹性体驱动器303包括负压收缩弹性体上半部分501和

负压收缩弹性体下半部分502两部分,负压收缩弹性体上半部分501除了有与外界连通用负压输入和正压输入的出气孔之外,与负压收缩弹性体下半部分502结构完全相同,两者通过热粘结工艺热合焊接在一起保证结合部位的气密性。负压收缩弹性体上半部分501的出气孔用于连接气管,实现对整个负压收缩弹性体驱动器的负压输入或者输出。负压收缩弹性体上半部分501和负压收缩弹性体下半部分502采用橡胶材料,也可以采用硅胶材料。

[0061] 所述负压收缩弹性体上半部分501和负压收缩弹性体下半部分502内部采用六面体结构形式,如图6和图7所示,单个气室的六个气室壁厚度有差异,其中第二气室壁的厚度是第一气室壁的三倍。上下相邻两个气室的四个相邻第一气室壁留有凹槽,形成负压收缩弹性体驱动器303的气流通道,另外四个不相邻的第一气室壁上没有凹槽,且第二气室壁上没有凹槽,保证气密性。如图7和8所示,当气室为负压时,第一气室壁受负压作用力变形,并沿X轴方向收缩,形成线性位移;第二气室壁由于壁较厚,负压作用时不变形,Y轴方向没有收缩位移。所以,当负压作用时,负压收缩弹性体驱动器303可形成自然状态到压缩状态的线性位移。当外界负压作用消失时,第一气室壁受负压作用力消失,并沿X轴反方向伸展,逐渐恢复到不受力的初始状态,在此过程中形成水平位移,过程可控;第二气室壁由于壁较厚,上述过程中基本不变形,Y方向没有收缩或者伸展位移。所以,当外界负压作用消失过程中,负压收缩弹性体驱动器303可形成压缩状态恢复到自然状态的线性位移,过程可控。综上所述,通过对输入负压和输入正压的控制可以实现对所述负压收缩弹性体驱动器303线性位移量和弹性力的控制。

[0062] 综合图1-8,在使用过程中,所述外骨骼控制器1穿戴在使用者的腰部,采用所述柔性腰带117系紧。所述左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3穿戴在使用者膝关节上对应位置上。在人行走过程中,所述DSP嵌入式控制系统108通过对所述柔性膝关节外骨骼的传感系统检测到的膝关节角度和角速度变化、人机作用力、肌肉力和关节力矩等参数进行实时处理,对人机协同状态进行估计和预测,实时控制所述微型真空负压泵103的输出流量以及控制所述真空电磁阀A 106和真空电磁阀B 107进行气路切换,基于人机协同状态对所述柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203上的负压收缩弹性体驱动器303进行负压输入控制,也即实时同时控制小腿左侧支架302绕转轴304相对大腿左侧支架301相对转动的转角的角速度和角加速度,或者小腿右侧侧支架402绕转轴304相对大腿右侧支架401相对转动的转角的角速度和角加速度,进而控制柔性转矩执行组件A 202、柔性转矩执行组件B 203的弯曲的转矩输出,达到在左腿膝关节柔性执行器2为用户膝关节提供弯曲的转矩过程中实时控制。

[0063] 相反的,由于所述真空电磁阀A 106、真空电磁阀B 107为三通真空气阀,当所述DSP嵌入式控制系统108控制所述微型真空负压泵103停止工作,当DSP嵌入式控制系统108通过控制真空电磁阀A 106或所述真空电磁阀B 107关闭时,外界空气可通过真空电磁阀A 106,经由气管A 209和气管B 210进入到负压收缩弹性体驱动器303中;或通过真空电磁阀B 107,经由气管211和气管212进入到负压收缩弹性体驱动器303,在这个过程中,DSP嵌入式控制系统108通过控制真空电磁阀A 106或所述真空电磁阀B 107的关闭过程的控制,可以实现对负压收缩弹性体驱动器303从压缩过程到伸展过程长度变化量和弹性回复力的实时控制;此过程中大腿左侧支架301与小腿左侧支架302端面上的乳胶皮筋310,以及大腿右侧支架301与小腿右侧支架302端面上的乳胶皮筋310的弹性回复力与负压收缩弹性体驱动器

303同时作用到大腿左侧支架301与小腿左侧支架302,以及大腿右侧支架301与小腿右侧支架302上,形成左腿膝关节柔性执行器2伸展的转矩,所述DSP嵌入式控制系统108通过对微型真空负压泵103以及真空电磁阀A 106或所述真空电磁阀B 107的关闭过程的控制,达到左腿膝关节柔性执行器2和右腿膝关节柔性执行器3为用户膝关节提供伸展转矩过程的实时控制。

[0064] 结合图1-8,对所述柔性膝关节外骨骼在一个步态周期内的工作原理进行阐述。

[0065] 当右腿开始逐步抬起,右腿膝关节由伸展逐步弯曲跨步,这个过程右腿膝关节需要弯曲的力矩。所述DSP嵌入式控制系统108通过对所述柔性膝关节外骨骼的传感系统检测到的膝关节角度和角速度变化、人机作用力、肌肉力和关节力矩等参数进行实时处理,对人机协同状态进行估计和预测,控制所述微型真空负压泵103启动,所述微型真空负压泵103产生的负压作用力经过T型三通转接头105传输给真空电磁阀A 106和真空电磁阀B 107。所述DSP嵌入式控制系统108控制真空电磁阀A 106打开,真空电磁阀B 107关闭,负压作用力经过真空电磁阀A 106,依次经右气管R110和Y型三通转接头A207,然后通过气管A 209和气管B 210,作用在右腿柔性膝关节执行器3中的柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203上的负压收缩弹性体驱动器303上。负压收缩弹性体驱动器303受到负压作用力,产生收缩变短线性位移和弹性力,同时驱动小腿左侧支架302绕转轴304相对大腿左侧支架301转动,以及驱动小腿右侧支架402绕转轴304相对大腿右侧支架401转动,从而为柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203提供弯曲的驱动力。所述DSP嵌入式控制系统108根据对人机协同状态的估计和预测,通过实时控制负压收缩弹性体驱动器303长度变化实现对右腿穿戴的柔性膝关节执行器2的实时控制,从而使右腿柔性膝关节执行器3按照右腿膝关节转角的变化实时辅助右腿膝关节弯曲。

[0066] 然后,右腿由腾空期过渡到支撑期,右脚逐渐着地,右腿膝关节由弯曲逐渐伸展,这个过程右腿膝关节需要伸展的力矩,所述DSP嵌入式控制系统108通过对人机协同状态进行估计和预测,控制所述微型真空负压泵103停止工作,DSP嵌入式控制系统108通过控制真空电磁阀A 106关闭,外界空气(大气压)可通过真空电磁阀A 106,经由气管209和气管210进入到负压收缩弹性体驱动器303中(即正压输入),负压收缩弹性体驱动器303的弹性作用力与乳胶皮筋310的弹性回复力共同作用驱动右腿小腿左侧支架302绕转轴304相对右腿大腿左侧支架301转动,以及右腿小腿右侧支架402绕转轴304相对右腿大腿右侧支架301转动,从而为柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203提供伸展的驱动力。所述DSP嵌入式控制系统108根据对人机协同状态的估计和预测,通过实时控制压收缩弹性体驱动器303线性位移和由收缩恢复到自然状态弹性力以及乳胶皮筋310的弹性回复力,实现对右腿柔性膝关节执行器3执行过程的实时控制,从而使右腿柔性膝关节执行器3按照右腿膝关节转角的变化实时辅助右腿膝关节伸展。

[0067] 而后,左脚逐渐抬起,左腿由支撑期过渡到腾空期,左腿膝关节由伸展逐渐弯曲跨步,这个过程左腿膝关节需要弯曲的力矩,所述DSP嵌入式控制系统108通过对人机协同状态进行估计和预测,控制所述微型真空负压泵103启动,所述微型真空负压泵103产生的负压作用力经过T型三通转接头105传输给真空电磁阀A 106和真空电磁阀B 107。所述DSP嵌入式控制系统108控制真空电磁阀B 107打开,真空电磁阀A 106关闭,负压作用力经过真空电磁阀B 107,依次经左气管L111和Y型三通转接头A 208,然后通过气管211和气管212,作

用在左腿膝关节柔性执行器2中的柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203上的负压收缩弹性体驱动器303上。负压收缩弹性体驱动器303受到负压作用力,产生收缩变短线性位移和弹性力,同时驱动小腿左侧支架302绕转轴304相对大腿左侧支架301转动,以及驱动小腿右侧支架402绕转轴304相对大腿右侧支架401转动,从而为柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203提供弯曲的驱动力。所述DSP嵌入式控制系统108根据对人机协同状态的估计和预测,通过实时控制负压收缩弹性体驱动器303长度变化实现对左腿膝关节柔性执行器2的实时控制,从而使左腿膝关节柔性执行器2按照左腿膝关节转角的变化实时辅助左腿膝关节弯曲。

[0068] 最后,左腿由腾空期过渡到支撑期,左脚逐渐着地,左腿膝关节由弯曲逐步伸展,这个过程左腿膝关节需要伸展的力矩,所述DSP嵌入式控制系统108通过对人机协同状态进行估计和预测,控制所述微型真空负压泵103停止工作,DSP嵌入式控制系统108通过控制真空电磁阀B107关闭,外界空气(大气压)可通过真空电磁阀B107,经由气管211和气管212进入到负压收缩弹性体驱动器303中(即正压输入),负压收缩弹性体驱动器303的弹性作用力与乳胶皮筋310的弹性回复力共同作用驱动左腿小腿左侧支架302绕转轴304相对左腿大腿左侧支架301转动,以及左腿小腿右侧支架402绕转轴304相对左腿大腿右侧支架301转动,从而为柔性转矩执行组件A 202和柔性转矩执行组件B 203提供伸展的驱动力。所述DSP嵌入式控制系统108根据对人机协同状态的估计和预测,通过实时控制压收缩弹性体驱动器303线性位移和由收缩恢复到自然状态弹性力以及乳胶皮筋310的弹性回复力,实现对左腿膝关节柔性执行器2的实时控制,从而使左腿膝关节柔性执行器2按照左腿膝关节转角的变化实时辅助左腿膝关节伸展。

[0069] 以上是所述一种负压收缩弹性体驱动的柔性膝关节外骨骼实现一个步态周期的行走辅助功用。如此循环往复,所述柔性膝关节外骨骼可实现在人行走过程中,根据惯性测量单元组件、力传感器及表面肌电传感器构成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统对肌肉力、膝关节角度以及人机交互作用力等参数进行采集,DSP嵌入式控制系统对传感系统检测数据进行实时处理并对人机协同状态进行估计,实时控制微型真空负压泵的负压流量和气路的切换,基于人机协同状态对左腿膝关节柔性执行器和右腿膝关节柔性执行器上相应的负压收缩弹性体驱动器进行压力控制,在行走过程中为左、右腿提供与步态一致的辅助膝关节弯曲和伸展的转矩,达到为膝关节运动损伤以及弱行走能力的老年群体提供柔性行走辅助的目的。

[0070] 由于本发明一种人机协同的柔性膝关节外骨骼采用负压收缩弹性体作为柔性驱动元件,具有较高的功率密度比、功率体积比,并且具有线性变形等特点,容易实现线性控制。其次,本发明采用惯性测量单元组件、力传感器及表面肌电传感器构成所述柔性膝关节外骨骼的传感系统,sEMG蕴含着多种肌肉活动信息,能够直接反映肌肉的功能状态以及运动信息,通过建立表面肌电传感器驱动的肌肉-骨骼模型(前向动力学),并结合所述惯性测量单元模块的惯性信息进行参数辨识,对肌肉力和膝关节角度进行估计和预测,对人机协同状态进行估计以提高柔性外骨骼协调性和安全性。再有,本发明中可穿戴柔性执行器采用气动驱动方式,克服了一般腿部助力装备或者外骨骼机器人等刚性机构惯性大,容易造成人膝关节机械惯性损伤,安全性差、舒适性差等缺点,显著提高了装备的安全性和舒适性。

[0071] 以上所述的实施例,只是本发明较优选的具体实施方式的一种,本领域的技术人员在本发明技术方案范围内进行的通常变化和替换都应包含在本发明的保护范围内。

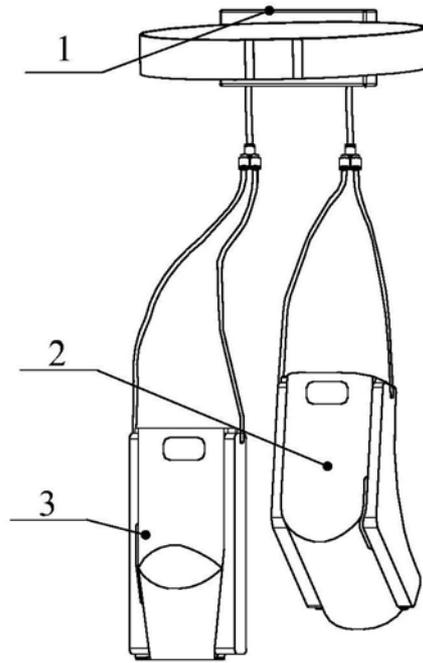


图1

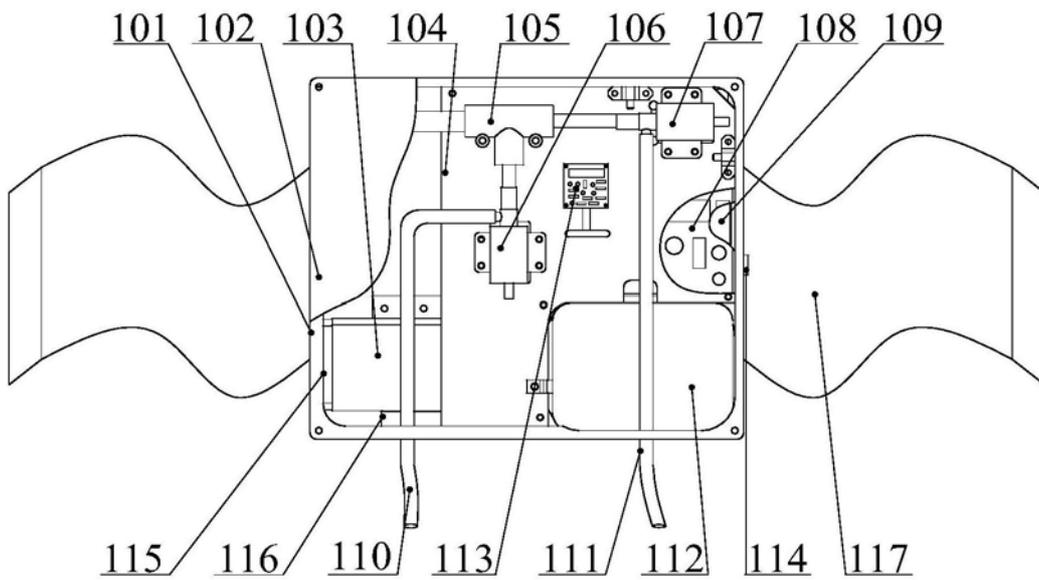


图2

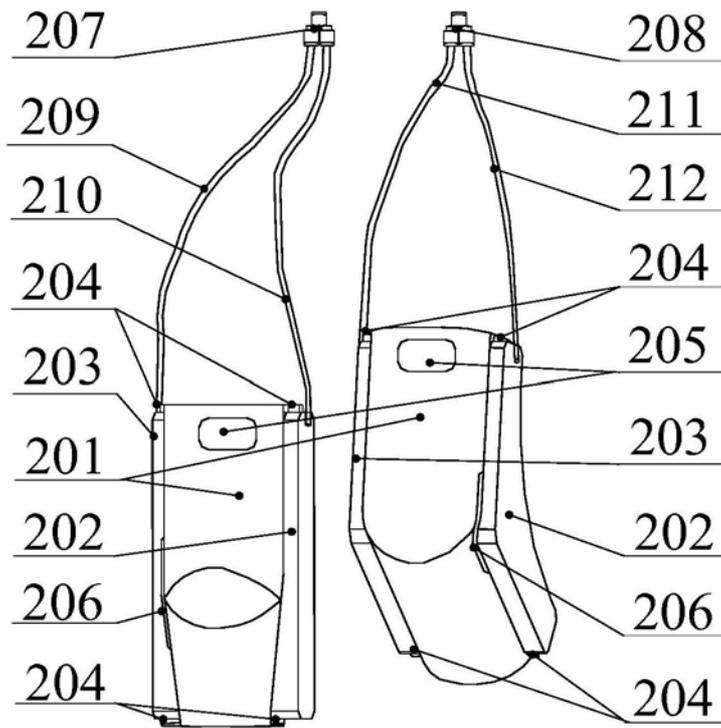


图3

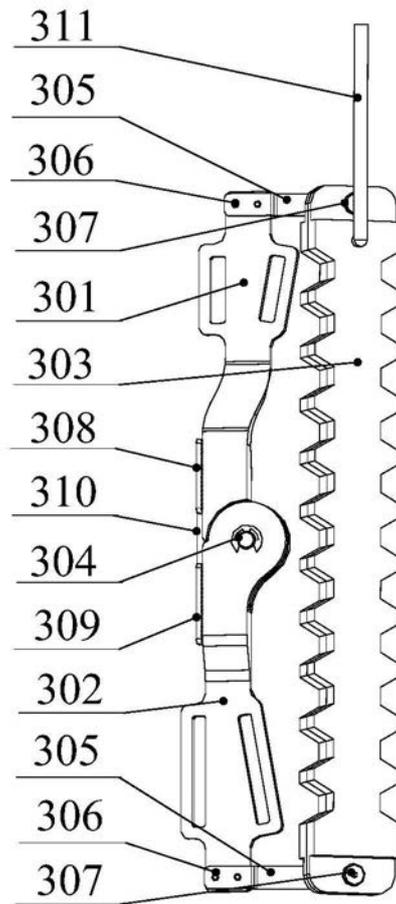


图4

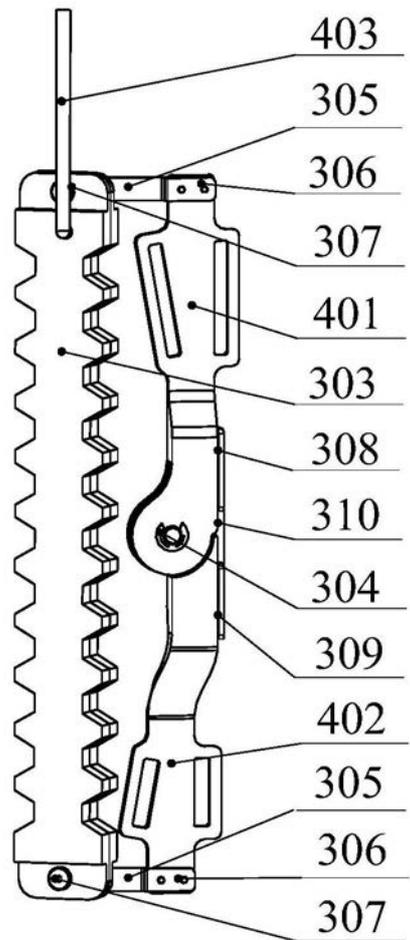


图5

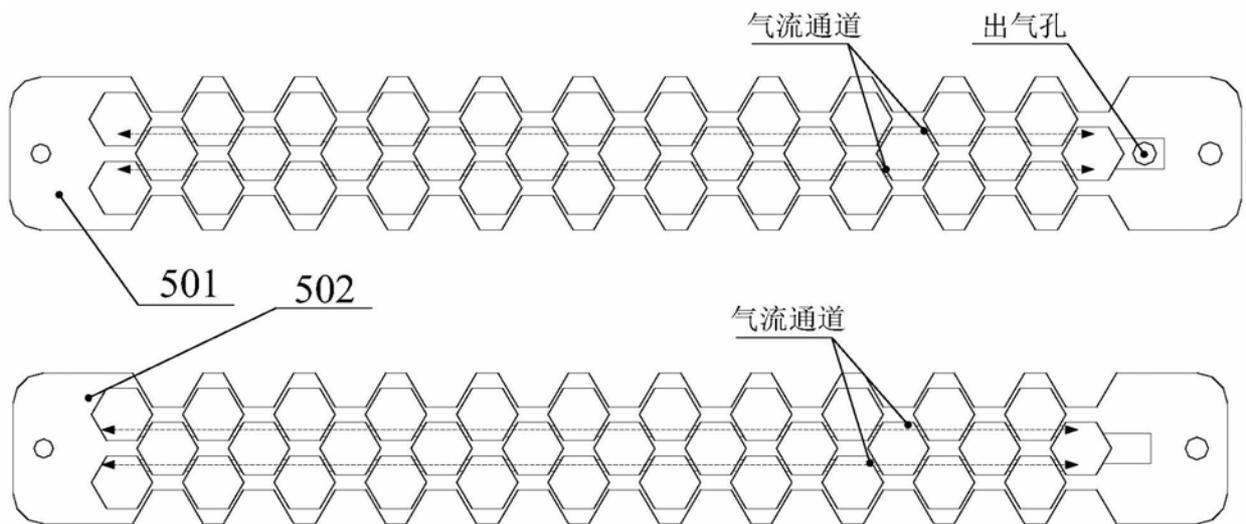


图6

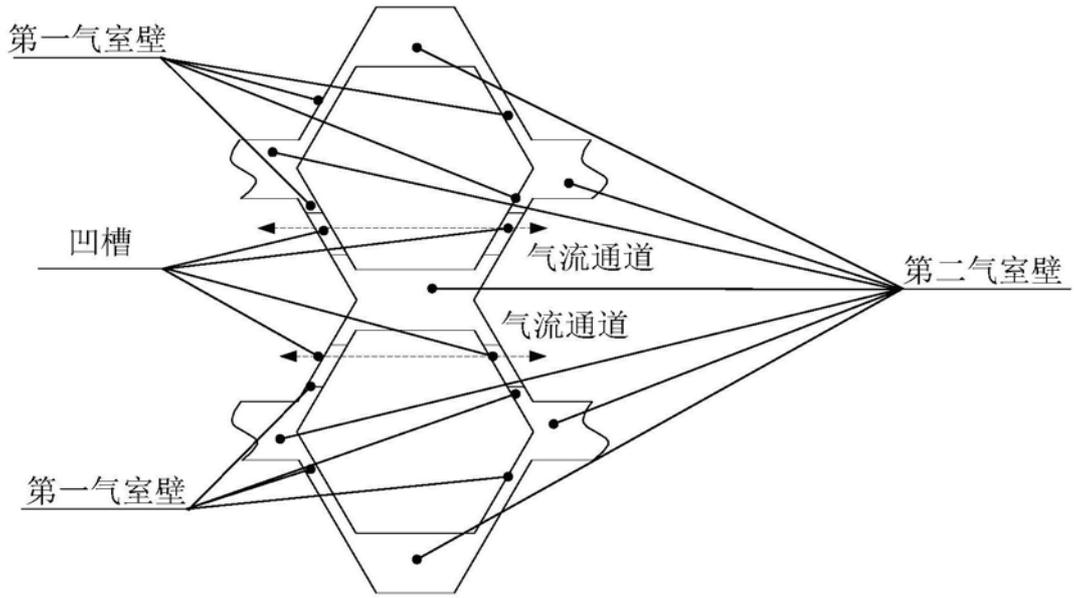


图7

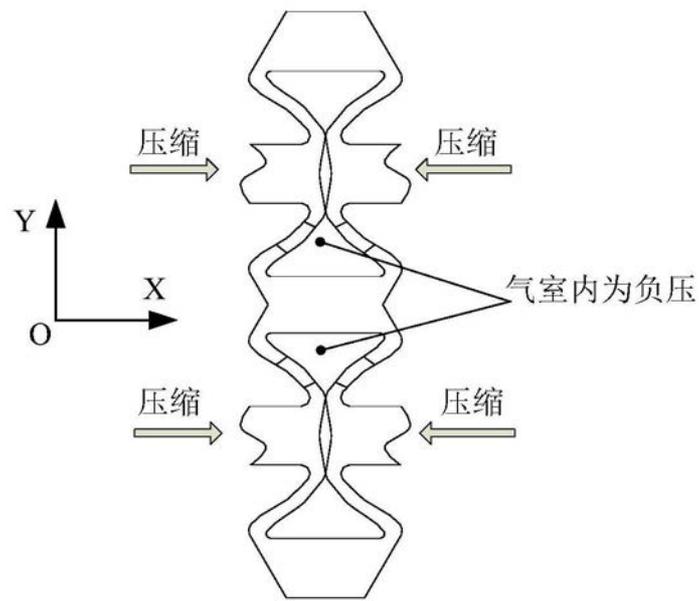


图8