

外骨骼机械腿的设计与研究

刘元旭, 张晨, 汪浩, 梁飞, 胡志毅, 周丹

(合肥工业大学 机械工程学院, 合肥 230009)

摘要:可穿戴式外骨骼可以在康复训练中为用户提供行走所需动力,大幅减少腿部负担,并矫正患者行走姿势。外骨骼机械腿还可用于劳动者的腿部助力,大大提高其所能背负的最大载荷。文中设计了一种可行的外骨骼机械结构和利用脚步压力变化来控制步态的方案,并为其开发了PLC程序。

关键词:康复训练;穿戴式外骨骼;PLC;优化设计;下肢助力

中图分类号:TP 271.4

文献标志码:A

文章编号:1002-2333(2019)02-0072-03

Design and Research of Exoskeleton Machine Legs

LIU Yuanxu, ZHANG Chen, WANG Hao, LIANG Fei, HU Zhiyi, ZHOU Dan

(School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: The wearable exoskeleton can provide the user with the power needed for walking during rehabilitation training, greatly reducing the burden on the legs and correcting the patient's walking posture. The exoskeleton mechanical leg can also be used to assist the worker's leg to greatly increase the maximum load they can carry. In this paper, a feasible exoskeleton mechanical structure and a scheme for controlling gait by using foot pressure changes are developed, and a PLC program is developed for it.

Keywords: rehabilitation training; wearable exoskeletons; PLC; optimized design; lower limb support

0 引言

据统计,我国每年大约有250万人患有新发或复发的卒中,发病率约为0.2%。在脑卒中患者中有70%~80%的患者留有不同程度的下肢运动障碍^[1]。随着机器人技术的发展,运动康复外骨骼技术成为了热门研究领域,其中针对偏瘫患者康复训练的下肢外骨骼就是其中一个研究方向^[2]。为此,本文旨在利用PLC和控制器设计出一款基于步进电动机的下肢康复机械腿的控制系统,利用该控制系统并结合经减速器增扭以后的步进电动机,进而设计出一款经济实惠且安全可靠的外骨骼康复机械腿。

1 结构设计

外骨骼机械腿的SolidWorks建模如图1所示。人体下肢主要由髋关节、膝关节和踝关节配合肌肉来实现运动,用机械结构模仿人体下肢关节结构,用步进电动机提供运动动力。人体髋关节是典型的球窝关节,考虑到使用者的安全问题,机械髋关节采用正交分解的方法进行高副低代,以保留3个旋转自由度^[3]。人体膝关节也是球窝关节,但考虑到其主运动是屈伸运动,故机械膝关节只保留1个旋转自由度。踝关节的处理与髋关节相同,采用万向球头轴承代替^[4]。利用步进电动机搭配行星减速机提供动力,分别布置在两对髋关节和膝关节处,踝关节不设置动力源。

2 步态分析

平地行走是人体下肢最基本的运动形式,也是研究下肢外骨骼运动方式的主要参考。人体下肢行走可简化为各关节循环运动的过程,我们把从一只脚后跟接触地

面开始,到同一只脚后跟再次接触地面的时间定义为一个步态周期^[5]。

在一个步态周期中,人体腿部要经历支撑相和摆动相,支撑相定义为脚与地面接触的状态,大约占整个步态周期时间的60%,摆动相时间约是一个步态周期的40%。基于此数据,可对电动机的动停比与循环周期进行合理的划分。

结合图1,下肢外骨骼的运动模式描述如下^[6]:1)原点位置。开始运动前人体站直,各机械结构处于零点位置。2)右腿运动。电动机I、II、III启动,其中电动机II带动大腿部分向前运动一定角度,电动机I将小腿部分保持在垂直位置,电动机III使人重心前移;紧接着电动机I、III反向启动,右腿前移,右脚着地,右腿运动完成。3)左腿运动。电动机II、III、IV启动,其中电动机III带动大腿部分向前运动一定角度,电动机IV反方向将小腿部分保持在垂直位置,电动机II使人重心前移;紧接着电动机III、IV反向启动,左腿前移,左脚着地,左腿运动完成。

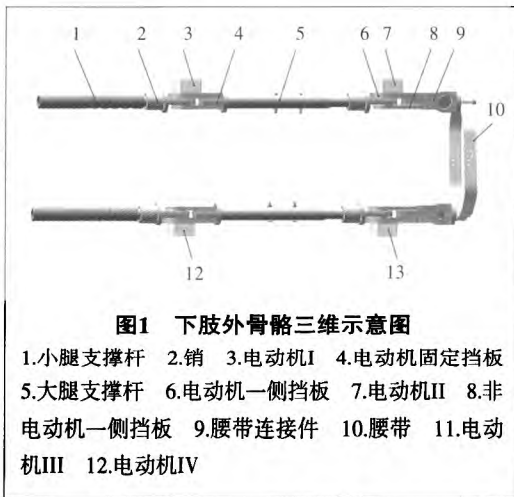
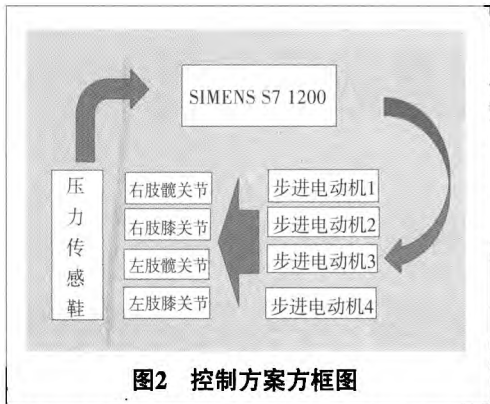


图1 下肢外骨骼三维示意图

1.小腿支撑杆 2.销 3.电动机I 4.电动机固定挡板
5.大腿支撑杆 6.电动机一侧挡板 7.电动机II 8.非电动机一侧挡板 9.腰带连接件 10.腰带 11.电动机III 12.电动机IV

基金项目:合肥工业大学2016年国家级大学生创新创业训练计划项目(201610359005)。



肢外骨骼的控制方案是:设计一套压力传感鞋,根据人行走时脚底压力的变化,转变为电信号发送给PLC,进而由PLC内部的程序来控制关节处步进电动机的运动,最终将电动机的运动转化为外骨骼的运动^[9]。控制系统的组成如图2所示。

3.1 控制系统硬件选型

驱动系统的硬件是由西门子PLC S7-1200一部、4台步进电动机、4个电动机驱动器、4台减速机、24V开关电源一个、若干导线组成。选用原则为:鉴于需要同时控制4个电动机的正反转,所以控制器需要有8个输出口,故选用西门子S7-1200 PLC(1214C DC/DC/DC)和一台PC机担任程序编写及控制任务。由于正常人腿行走时髌关节、膝关节所需最大力矩分别为35 N·m、22 N·m^[9],故用保持转矩0.9 N·m的雷赛57HS09(膝关节)和保持转矩1.3 N·m的雷赛57HS13(髌关节)步进电动机各两台,用配套的雷赛DM542驱动器驱动,再利用4台57行星减速机PX36(减速比36)实现减速和增加转矩的作用。PLC输入电压为24 V,驱动器输入电压为20 V~50 V,所以选用输出电压为24 V的明纬NED-75B开关电源。

电源转换模块接入220 V交流电,输出24 V直流电,为PLC模块和驱动器供电。S7-1200 PLC模块利用超五类网线(CAT5e)通过S7-1200的X1P1通信口与PC机进行通信。S7-1200的输入口采用I0.0和I0.1,用来输入来自压力鞋的触发信号。输出口采用Q0.0~Q0.7。其中Q0.0、Q0.1分别与控制器的PUL+、DIR+接口相连,用于控制电动机1的正反转。同理,用8个输出口控制4个电动机运动。电动机引出线(蓝、绿、棕、白)连接控制器的A+、A-、B+、B-。

3.2 控制系统软件设计

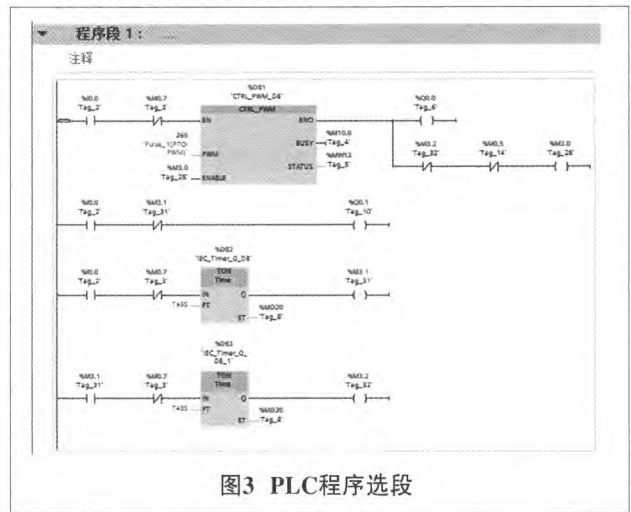
机械腿的运动靠穿戴者主动的重心偏移来控制,实现重心偏移的条件是机械腿髌关节具有内收外展自由度。首先标定脚底压力传感器的阈值(体重不同的穿戴者需重新标定),穿戴者在站立状态时,由两脚共同支撑体重,此时单只脚的压力不会超过所设阈值,机械腿保持不动。由于步进电动机通电后具有保持力矩,所以机械腿即使是静止状态,其自重仍由电动机来承担,而不会给使用者造成负担。当穿戴者需要行进时,将身体重心向一侧偏移,这一侧的脚底压力将升高至阈值,传感器向PLC输入端发射一个高电平脉冲,PLC进而按照预先所编写的程序来控制电动机运动。所以PLC程序应该实现如下运动过程:1) 直立状态→使用者身体左倾→左腿压力达到阈

值。2)左腿作为支撑腿运动(电动机III反转1.5转);右腿作为摆动腿运动(电动机II正转1.5转,电动机I先反转7转再正转7转);两腿平衡。3)使用者身体右倾,右脚压力达到阈值。4)右腿作为支撑腿运动(电动机II反转3转);左腿作为摆动腿运动(电动机III正转3转,电动机IV先反转7转再正转7转);两腿平衡。后续动作以此类推,不再赘述。

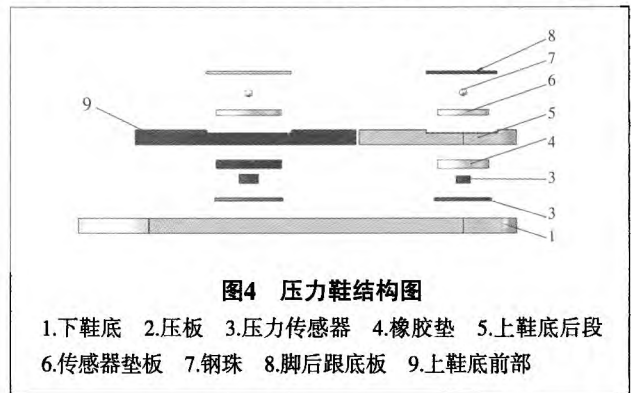
西门子PLC S7-1200的编程在Portal V13中进行,编写梯形图来实现控制需要。采用4个高速脉冲发生器CTRL-PWM来发出定时脉冲,进而驱动步进电动机运行。由于步进电动机整转不丢步,所以即使用开环控制,也能够实现精确的位置控制^[9]。程序选段如图3所示。

3.3 传感鞋的设计

为使机械腿能够达到理想的运动效果,就必须使外骨骼系统能够准确地获得穿戴者的运动状态信息。为此,

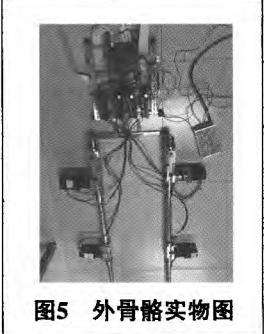


设计了一款压力传感鞋,通过采集穿戴者不同步态时的脚底压力信息^[10],经过相应的信息处理,发送给控制系



统,进而使外骨骼做出相同动作。当压力达到预设值时,压力鞋便会输出一个阶跃信号,对步进电动机下达指令,驱动外骨骼关节的转动,进而对人体提供行走动力。

目前足底压力的研究数据很多,但成熟的压力鞋技术却是寥寥无几,为此设计了一款基于薄膜压力传感器的压力鞋。根据正常人体(下转第76页)



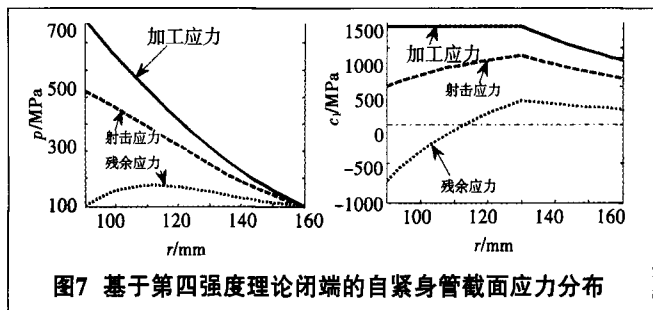


图7 基于第四强度理论闭端的自紧身管截面应力分布

0.7, 自紧轮廓如图中虚线所示。自紧后对身管内外径进行了加工, 身管实际轮廓如图中实线所示。

三种情况下如果身管没有自紧, 其实际轮廓对应单筒身管强度曲线如图9所示。身管各截面强度按照第三强度理论、第四强度理论开端、第四强度理论闭端的顺序依次增大。基于第三强度理论的单筒身管强度和自紧身管强度曲线如图10所示, 可以看出自紧段身管强度显著提高, 大约提高了1倍。三种情况下自紧身管强度曲线如图11所示。身管各截面强度依旧是按照第三强度理论、第四强度理论开端、第四强度理论闭端的顺序依次增大。

4 结论

火炮设计教材中通常只介绍基于第三强度理论的自紧身管应力分布和强度理论, 进一步研究基于第四强度理论的自紧身管强度理论可以作为教学的有益补充。由于第四强度理论的屈服条件涉及轴向应力, 所以对于开端和闭端情况其屈服条件是不同的。三种情况下的应力分布曲线是相似的, 只是数值大小不同。三种情况下的屈服条件和强度公式可以统一起来。身管尺寸和自紧半径相同时, 基于第三强度理论、第四强度理论开端、第四强度理论闭端三种情况下的单筒身管强度和自紧身管强度均依次变大。我国目前采用第三强度理论来设计自紧身管。当采用第四强度理论来设计自紧身管时, 必须要合理调整安全系数, 才能达到和第三强度理论接近的身管尺寸。

(上接第73页)

重70 kg计算, 再考虑一定的安全系数(1.2~1.4), 选用量程为100 kg的RX-D2027柔性薄膜压力传感器, 其外形、质量小, 测试稳定, 且可以定制任意形状以适应压力鞋的形状。压力鞋的结构如图4所示。外骨骼实物图如图5所示。

3 结语

本文设计了一款应用于医疗康复的外骨骼助力机械腿, 提出了一套根据行走时脚底压力变化来控制下肢外骨骼运动的人机交互方案, 并且为其搭建了硬件电路, 编写了控制程序, 最终通过实物验证了上述方案的可行性。

[参考文献]

- [1] 罗爱华, 潘翠环, 叶彤, 等. 减重步行训练对脑梗死后偏瘫患者步行功能的影响[J]. 广州医学院学报, 2005(4): 18-20.
- [2] 李会营, 王惠源, 张鹏军, 等. 外骨骼机器人发展趋势研究[J]. 机械工程师, 2011(8): 9-10.
- [3] 张红霞, 桂伟, 陈晓航. 基于SolidWorks仿真技术的下肢外骨骼助力系统设计[J]. 机械工程师, 2017(8): 10-11.
- [4] 蒋靖, 付宜利. 下肢助力外骨骼机构设计与研究[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2012.

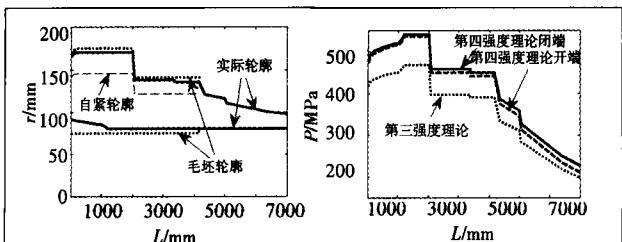


图8 某型火炮身管轮廓

图9 不同强度理论下单筒身管强度

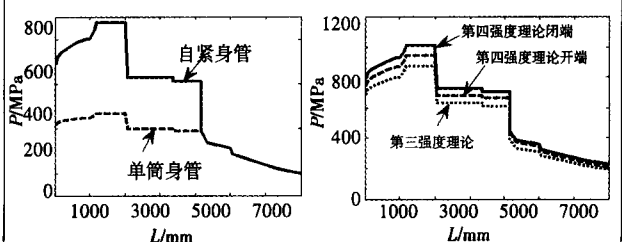


图10 第三强度理论下单筒和自紧身管强度

图11 不同强度理论下自紧身管强度

[参考文献]

- [1] 曾志银, 张军岭, 吴兴波. 火炮身管强度设计理论[M]. 北京: 国防工业出版社, 2004.
- [2] 潘玉田. 炮身设计[M]. 北京: 兵器工业出版社, 2007.
- [3] 才洪年, 张玉城, 徐秉业, 等. 火炮身管自紧技术[M]. 北京: 国防工业出版社, 1997.
- [4] 张相炎, 郑建国, 袁人枢. 火炮设计理论[M]. 北京: 北京理工大学出版社, 2014.
- [5] 陆宁. 基于Matlab语言即学即会[M]. 北京: 机械工业出版社, 2000.

(责任编辑 邵明涛)

作者简介: 杜中华(1973—), 男, 博士, 讲师, 研究方向为系统仿真和优化设计。

收稿日期: 2018-05-13

- [5] 吴昌伟, 邓华. 下肢外骨骼动态稳定性分析与步态跟踪控制研究[D]. 长沙: 中南大学, 2014.
- [6] ZOISS A, KAZEROONI H, CHU A. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Trans. on Mechatronics, 2006, 11(4): 128-138.
- [7] 吴海杰, 杨灿军. 偏瘫患者辅助行走下肢康复外骨骼系统开发研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2014.
- [8] 朱小标, 谢叻. 下肢外骨骼康复行走机器人控制系统设计[D]. 上海: 上海交通大学, 2013.
- [9] 卢冠军. 一种多核嵌入式PLC运动控制系统研究[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2011.
- [10] 王明鑫. 正常中国成年人足底压力分析[D]. 上海: 同济大学, 2007.

(责任编辑 张立明)

作者简介: 刘元旭(1996—), 男, 本科生, 机械工程专业; 周丹(1980—), 女, 工学博士, 副教授, 硕导, 主要研究方向为再制造技术。

收稿日期: 2018-04-01