DOI:10.3969/j.issn.1001 -4551.2019.01.019

辅助行走外骨骼机器人的测控系统设计

马徐峰,王 英*
(浙江理工大学 机械与自动控制学院,浙江 杭州 310018)

摘要:针对目前存在的残疾人及老年人行走不便的问题,对三维模型设计制作、脚底压力检测、多传感器数据融合等方面进行了研究。对传感系统搭建、检测判断人体行走状态以及进行意图识别的算法进行了归纳,提出了一种基于 STM32 ARM Cortex-M3 内核单片机等技术的辅助行走外骨骼机器人系统,进行了行走意图识别效率以及辅助行走效果测试。研究结果表明:该系统能实时检测使用者的身体运动参数并进行存储,实现智能检测、意图识别、辅助行走等多项功能,通过预设步态轨迹算法实现辅助行走;系统穿戴舒适、响应迅速、可靠性高。

关键词:外骨骼机器人;多传感融合;行走训练;意图识别;预设步态轨迹算法
中图分类号:TP24 **文献标志码**:A **文章编号**:1001 -4551(2019)01 -0095 -05

Design of measurement and control system for walking exoskeleton robot

MA Xu-feng, WANG Ying
(Faculty of Mechanical Engineering & Automation, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou 310018, China)

Abstract: Aiming at the inconvenient walking problems of the handicapped and the elderly, the 3D model design and production, sole pressure detection, multi-sensor data fusion, etc. were studied, and building the sensor system , algorithms for detecting and determining the intent of human walking were summarized. Finally, an assisted walking exoskeleton robot system based on STM32 ARM Cortex-M3 core MCU technology , etc. were proposed. And the identifying the intent efficiency and the assisted walking effect test were performed. The results indicate that the system can detect the user's physical movement parameters in real time and store them, and can realize multiple functions such as intelligent detection, intention recognition, and walking assistance. The preset gait trajectory algorithm can be used to assist walking. The system is comfortable to wear, responsive, reliable.

Key words: exoskeleton robot; multi-sensor fusion; walk training; identify the intent; preset gait trajectory algorithml

0 引 言

目前,社会上有许多人因为无法得到较完善的康复行走训练,长时间无法恢复正常行走能力[1],大多数医院都采用不具备行走能力的机械结构来帮助患者做身体运动,无法从根本上起到康复助行的效果,于是辅助行走外骨骼机器人应运而生。

根据工作原理,辅助机器人可分为可以自适应式下肢外骨骼机器人和基于跑步机的减重训练外骨骼机器人[2]。基于跑步机的减重训练外骨骼机器人通过将使用者吊起来减轻其脚底承受的重力,运动范围较小,与医院内不具备行走能力的机械结构并无大异,使用者的体验一般;自适应式下肢外骨骼机器人能帮助使用者保持平衡,识别行走意图,并辅助行走,具有良好的交互性,其原理是:以人体的行为意识为基础,外骨骼机器人的各个关节位置均装有特定的伺服运动控制系统,为各关节的运动提供动力,外骨骼机器人工作时关节角度值、加速度值会不断变化,伺服运动系统的

收稿日期:2018 -06 -07
作者简介:马徐峰(1996 -),男,浙江东阳人,主要从事医疗康复训练机器人方面的研究。E-mail:1361493002@qq.com
通信联系人:王英,女,教授,硕士生导师。E-mail:516906667@qq.com

工作状态需根据外骨骼机器人的这些状态来不断切换[3]。21 世纪初,加州大学伯克利分校研制出 BLEEX[4]下肢 Exo-Robot,BLEEX 是下肢外骨骼机器人的典型代表,洛克希德马丁公司研发了一款名为 HULC 的 Exo-Robot 系统,使用者穿上 Exo-Robot 系统后可轻松行走,甚至还可以实现慢跑、下蹲和匍匐等动作。

辅助行走 Exo-Robot 的测控系统能起到康复机器人的作用,但需要根据使用者实际尺寸,通过 SolidWorks 软件设计出 Exo-Robot 的骨架,通过 3D 打印机打印出来。

本文通过实验分析得出人体行走一个步态[5-6]时各阶段脚底主要受力的几个部分及其受力情况,并将两只脚底各区域压力情况实时发送给腰部的单片机,腰部核心处理模块读取实时数据,综合脚底压力与角度加速度情况准确判断人体所处的行走状态,识别使用者的意图,进而协同控制各个伺服电机协助使用者行走。

1 辅助行走下肢 Exo-Robot 装置

辅助行走下肢 Exo-Robot 装置主要包括控制系统、外骨骼助行腿,脚底压力检测系统和姿态检测系统四部分,如图 1 所示。

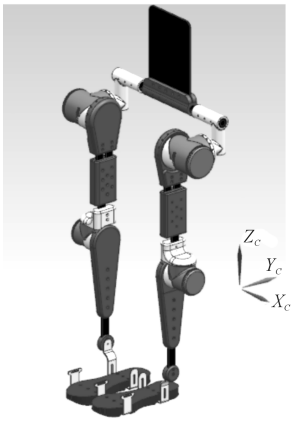


图 1 辅助行走下肢 Exo-Robot 装置

系统的电源系统及电机的驱动器均放置于系统自带的背包内。

1.1 外骨骼助行腿

外骨骼助行腿是步行康复训练系统的核心。外骨骼助行腿是由对称的两条腿组成,每条腿有 4 个自由度,髋关节用 2 个自由度,膝、踝关节各有 1 个自由度[7],分别由配有谐波减速器的伺服电机驱动。系统工作时,患者双腿通过卡环和绷带固定在助行腿上,系统及人体的重量部分通过助行腿结构传导到地面上,4 个直流伺服电机按照控制器判断结果驱动助行腿运动,辅助人行走。

1.2 传感器分布

足底压力传感器分布于被训练者的脚底,压力传感器的测量范围应在 100 g ~ 10 kg 之间。

正常人体行走过程中足底 9 个部位的足底瞬间压力和峰值压力分布结果为[8-9]:行走时足跟 > 第 2 跖骨头 > 大脚趾 > 第 1 跖骨头 > 第 3 ~ 4 跖骨头 > 第 2 ~ 3 趾 > 第 5 跖骨头 > 第 4 ~ 5 趾 > 中足。

结合实际情况选择脚底两大分区进行检测,脚底压力传感器应分布在 M1 ~ M5(即足底跖骨)和 C(即足底的足跟部分),具体效果如图 2 所示。

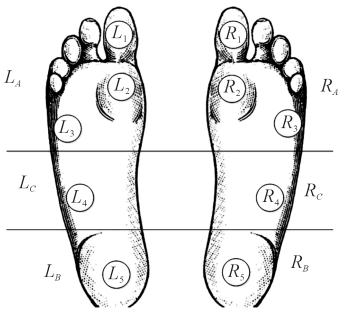


图 2 脚底压力传感器分布图

为防止行走时误判,在前脚掌的大脚趾、M1、M3-4 位置各放置一个压力传感器,在侧脚掌、脚后跟 C 处放置一个压力传感器。

姿态检测传感器用于检测左髋关节、左膝关节、右髋关节、右膝关节与竖直方向的实时角度,4 个姿态检测传感器分别置于外骨骼机器人骨架外侧并保持平行,人体直立时所有角度均为 0°。系统传感器型号与参数如表 1 所示。

表 1 系统传感器参数表

传感器名称	技术参数
压力传感器	100 g ~ 10 kg,工作电压 5VDC,165 mA
姿态传感器	I2C 总线通信,工作温度 - 40 ℃ ~ 85 ℃,陀螺仪可测范围为 ± 250, ± 500, ± 1 000, ± 2 000 °/s (dps),加速度计可测范围为 ± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g。

系统所需压力传感器可测试的压力值为 1 N ~ 100 N,姿态传感器需采用 I2C 总线通信且精度可变。

1.3 信号测量及多传感融合

通过 Multisim 设计验证了基于压力传感器的工作仿真电路,单片机提供 3.3 V 的电压,4.7 k 的定值电阻与可变电阻 R_2 串联后接地,最后使用万用表的电压端检测两电阻的公共端,若 R_2 的电阻变化,则施加在 R_1 上的电压也跟着变化,可通过 STM32F103 单片机的 ADC 模块采集该点的电压信号并转换为数字信号,便于后续的分析。

本研究将人体左右两脚进行压力分区,并在分区中用传感器去测量压力,同时将得到的模拟信号通过模数转换器转换成可读数据再进行分析。通过采集的数据来判断人体的步态情况,从而来判断使用者正处于一个步态周期的哪一个阶段。

辅助行走下肢 Exo-Robot 装置主要通过 4 个分别置于左右两大小腿的三轴加速度传感器来实现姿态检测,控制器对姿态传感器检测的原始数据进行滤波,滤波所得的数据仍为三轴加速度数据,本方案采用四元数方法将其解算为最后所需的三维姿态角[13]。

本研究通过采集到的脚底各区域压力数据判断人体所处的行走状态,根据检测到的下肢各关节与竖直方向所成的角度作为输入量协同控制伺服运动系统,通过多传感器融合,实现辅助训练的功能。

2　意图识别与协调控制

辅助行走下肢 Exo-Robot 装置的协调控制主要基于意图识别,依靠检测到的穿戴者的脚底压力数值以及两大小腿与竖直方向夹角的变化判断人体所处的行走状态,进而协调控制 4 个伺服电机辅助行走。

2.1　基于足底压力与姿态检测的行走意图识别

成年人正常行走一个步态周期是人体某只脚的跟部与另一只脚的前脚掌着地至下一次这只脚跟着地的过程,如图 3 所示。

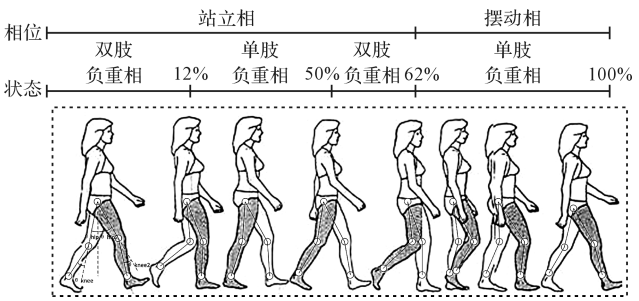


图 3　人体正常行走步态周期图

由图可知,人体在正常行走一个步态周期的过程中,可大致分为站立相和摆动相两个相位阶段。整个步态周期中,站立相在时间上占 62%,摆动相占 38%[11]。通过比对分析,还可以将人体正常的一个步态周期分为单双脚负重两种状态,可以看出,站立相先是双脚负重状态,接着转换成单脚负重状态,最后又变为双脚负重状态,而摆动相则一直为单脚负重状态。图 7 中第一个人物中标出的 4 个角度为人体正常行走一个步态最具特征性的 4 个物理量,分别是左右两大腿与竖直方向的夹角 θ_{hipL}、θ_{hipR} 以及两小腿与大腿之间的夹角 θ_{kneeL}、θ_{kneeR},可通过这些物理量来分析人体在行走过程中的某一时刻在一个步态周期中的阶段。

辅助行走 Exo-Robot 根据正常人行走过程中 θ_{hipL}、θ_{hipR} 与 θ_{kneeL}、θ_{kneeR} 能达到的最大角度来设计,同时处于安全考虑系统也在外骨骼机器人骨架上设计了机械限位结构。

辅助行走 Exo-Robot 的测控系统关节的运动范围如表 2 所示。

表 2　人体步行与测控系统的各关节运动角度范围

关节运动	人体步行最大值	外骨骼测控系统
髋关节弯曲	32.5°	45°
髋关节伸展	22.5°	35°
膝关节弯曲	72.5°	80°
膝关节伸展	0°	0°

外骨骼机器人 4 个关节的最大运动角度都比人体步行的值略大一些,保证良好的辅助行走功能,同时膝关节无法进行伸展。

脚底的算法来自于两脚之间的数据融合。当左右两脚所测数据传送至腰部的单片机之后,将会进行算法判断。在图 2 中,左右两脚共计 10 个传感器($L_1 \sim L_5$ 和 $R_1 \sim R_5$),各分为 3 个区域,左脚为 LA、LB、LC,右脚为 RA、RB、RC,压力传感器接上放大电路后连接到单片机上,检测到的为模拟信号,单片机通过自带的模数转换器将电信号转换成数字信号,设定一阈值 P,若转换而来的数字信号大于 P,则表示该传感器所对应的部位着地,标记为 1,否则标记为 0。若

$$L_1 \cdot L_2 + L_3 \cdot L_2 \geqslant 1 \tag{1}$$

则代表前脚掌区域着地;若 $LA = 1$,则代表侧脚掌着地;若 $L_5 = 1$,则代表脚后跟着地,若为 0 则代表不着地。

大量的实验测试与统计分可知,人走一步路可分解为 7 个状态,通过分析比较可得出各个状态脚底各区域压力值的特征,可通过检测到的脚底压力情况分析人体所处的状态,进而驱动舵机协同运动辅助行走。这 7 个状态和特征分别是:

(1) 右脚脚后跟着地,左脚前脚掌着地,左脚准备向前迈。此时左脚的前脚掌区域检测到明显的压力,右脚的后足区域检测到明显的压力:

$$FL_A = 1 \&\& FR_B = 1 \tag{2}$$

(2) 右脚完全着地,左脚即将离地处于摆动状态。此时右脚的 3 个区域都检测到明显的压力,左脚的前脚掌区域检测到明显的压力:

$$FL_A = 1 \&\& FR = 1 \tag{3}$$

(3) 右脚完全着地,左脚脚后跟着地。此时右脚的

3 个区域都检测到明显的压力,左脚的后足区域检测到明显的压力:

$$FL_B = 1 \&\& FR = 1 \tag{4}$$

(4) 左脚脚后跟着地,右脚前脚掌着地,右脚准备向前迈。此时左脚的后足区域检测到明显的压力,右脚的前脚掌区域检测到明显的压力:

$$FL_B = 1 \&\& FR_A = 1 \tag{5}$$

(5) 左脚完全着地,右脚即将离地处于摆动状态。此时左脚的 3 个区域检测到明显的压力,右脚的前脚掌区域检测到明显的压力:

$$FL = 1 \&\& FR_A = 1 \tag{6}$$

(6) 左脚完全着地,右脚完全离地处于摆动状态。此时左脚的3个区域检测到明显的压力,右脚的3个区域均无检测到明显的压力:

$$FL = 1 \tag{7}$$

(7) 左脚完全着地,右脚脚后跟着地。此时左脚的 3 个区域检测到明显的压力,右脚的后足区域检测到明显的压力:

$$FL = 1 \&\& FR_B = 1 \tag{8}$$

式中:FL— 人体的左脚所受压力情况;FR— 人体的右脚所受压力情况;FL_A— 人体左脚前脚掌区域所受压力情况;FL_B— 人体左脚后足区域所受压力情况;FR_A— 人体右脚前脚掌区域所受压力情况;FR_B— 人体右脚后足区域所受压力情况。

2.2 系统协调控制算法

对比多种控制方法,对于部分或完全失去行走能力的人进行康复训练,采用预设步态轨迹的控制方法实现步态控制能达到较好的训练目的。利用前节预先采集的不同体型正常人行走时各关节的运动轨迹,在程序中预先设定好 Exo-Robot 的运动轨迹,将机器人悬挂于固定台上,被训练者的身体重量以及机器人的重量全部施加于固定台,进行康复训练。

左右脚底压力检测模块工作流程图如图 4 所示。

以左脚为例,脚底压力检测程序流程如下:

(1)程序开始;

(2)初始化 NRF24L01、ADC、DMA;

(3)左脚无线模块设置为接收模式,左脚接收到胸部和右脚 ACK 信号后,若 DMA、NRF24L01 产生中断,则左脚 STM32F103 进行 ADC 模数转换,根据压力传感器 FSR402 的压力值判断左脚受力情况,同时结合右脚数据,综合判断脚底受力情况,初步判断出使用者行走状态,最后通过 NRF24L01 将左右脚压力传感器采集到的数据和脚底 STM32F103 判断结果发送到腰部核心处理模块。

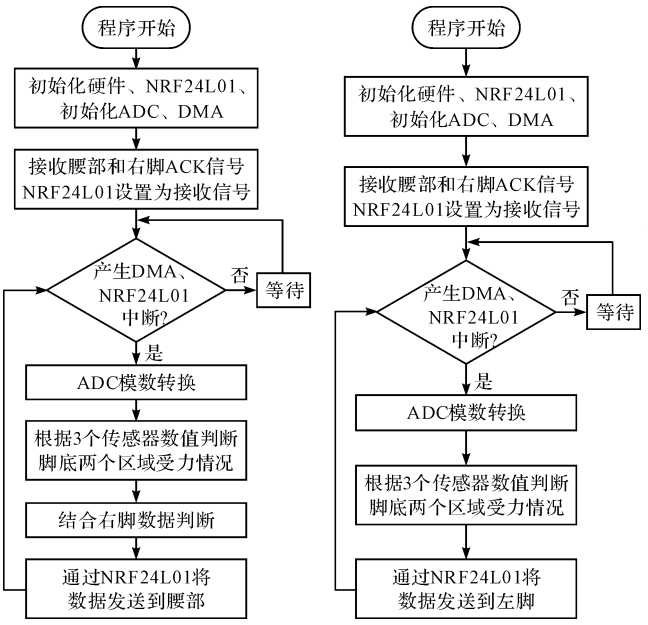


图 4 脚底压力检测模块程序流程图

系统核心控制程序流程图如图 5 所示。

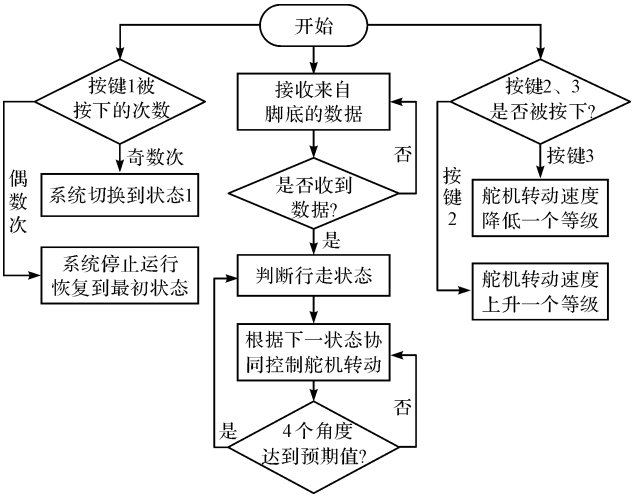


图 5 腰部核心控制算法流程图

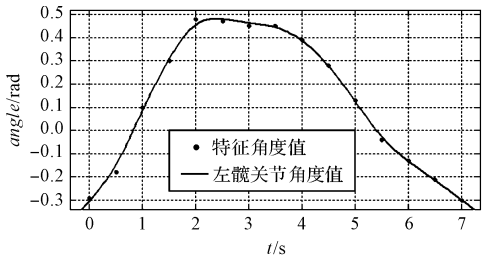
腰部核心处理模块主要负责接收来自脚底的压力情况数据,读取左右髋关节、膝关节与竖直方向的角度值,时刻检测按键 2、按键 3 的状态,记录按键 1 被按下的次数,若按键 1 被按下奇数次,则系统马上切换到状态 1,以下提到的系统的各种状态在 2.1 章节已有所提及,若被按下了偶数次,则系统立刻停止运行,恢复到最初状态。按键 2 与按键 3 用于增加或减小 Exo-Robot 的行动速度,程序开始运行时,舵机的转动速度被设定,按下按键 2 则增加该值,反之按下按键 3 该值就会减小。

在接收到来自脚底模块的数据后,腰部核心处理模块会立刻判断人体所处的行走状态,进而开始协同控制舵机辅助人体行走到下一个状态,这一过程中需要时刻读取左右大腿和小腿与竖直方向所成的角度,判断是否已到达目标状态。

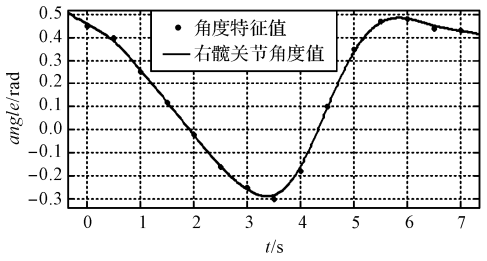
3　行走训练实测

为获取人体正常行走时两大腿和小腿以及脚底各区域压力情况,本研究针对数据采集存储开发设计了电脑端上位机。

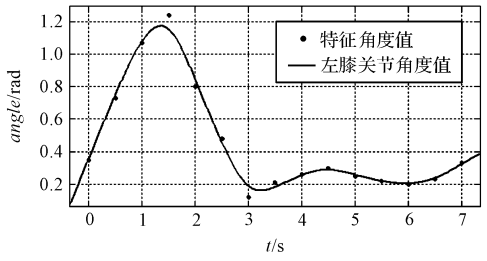
将上位机采集得到的数据进行曲线拟合,可得左右髋关节的角度变化曲线及左右膝关节的角度变化曲线,如图 6 所示。



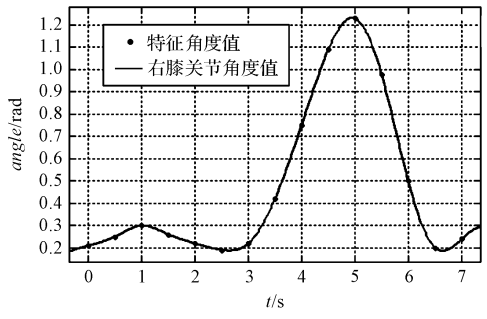
(a) 左腿髋关节实验数据图



(b) 右腿髋关节实验数据图



(c) 左腿膝关节实验数据图



(d) 右腿膝关节实验数据图

图 6　下肢各关节实验数据图

由图 6 可知,左髋关节和右髋关节与竖直方向所成的角度之和大致等于零,在一个步态周期中膝关节的角度值存在一个高峰,即行走时膝关节的屈伸运动。

4　结束语

本文所设计的辅助行走外骨骼机器人的测控系统,主要是对硬件和软件的设计,并通过了实验验证。实验结果表明:该控制方法可以实现辅助残疾人行走的功能,所设计的脚底压力及下肢各部分角度的检测是下肢 Exo-Robot 测控系统实现辅助行走功能的关键,嵌入式系统软件部分以及硬件的限位设计保证了使用者的安全。

辅助行走外骨骼机器人的测控系统使用高强度轻质量的材料通过 3D 打印技术形成骨架,融合多传感器信息判断使用者所处的行走状态,准确性高、可靠性好。

参考文献(References):

[1] 周士枋,范振华. 实用康复医学[M]. 南京:东南大学出版社,1998.

[2] 牛　彬. 可穿戴式的下肢步行外骨骼控制机理研究与实现[D]. 杭州:浙江大学机械工程学院,2006.

[3] YAN T, CEMPINI M, ODDO C M, et al. Review of assistive strategies in powered lower-limborthoses and exoskeletons[J]. **Robotics and Autonomous Systems**,2015(64):120-136.

[4] HUANG L, STEGER R, KAZEROONI H. Hybrid control of berkeley lower extremity exoskeleton [J]. **International Journal of Robotics Research**, 2006,25(5):561-573.

[5] 高海燕. 人体步态识别研究[D]. 北京:北京交通大学机械与电子控制工程学院,2017.

[6] 戴尅戎. 步态分析及其应用[J]. 中国骨科杂志,1991(3):207-201.

[7] 熊　兵. 人体下肢运动学和动力学的研究[D]. 天津:天津科技大学轻工业学院,1999.

[8] 朱小标. 下肢外骨骼康复行走机器人控制系统设计[D]. 上海:上海交通大学材料科学与工程学院,2013.

[9] 耿英博,杜向阳,张克平,等. 基于 EeherCAT 总线的涂胶机器人控制系统设计[J]. 轻工机械,2018,36(1):66-70.

[10] 陆　鹏. 惯性导航系统姿态信息校正设计[D]. 武汉:华中科技大学同济医学院附属协和医院,2015.

[11] 饶玲军. 下肢外骨骼行走康复机器人研究[D]. 上海:上海交通大学塑形成形技术与装备研究院,2012.

[编辑:张　豪]

本文引用格式:

马徐峰,王　英. 辅助行走外骨骼机器人的测控系统设计[J]. 机电工程,2019,36(1):95 - 99.

MA Xu-feng, WANG Ying. Design of measurement and control system for walking exoskeleton robot[J]. Journal of Mechanical & Electrical Engineering, 2019, 36(1):95 - 99.

《机电工程》杂志:http://www.meem.com.cn