

基于接触力信息的可穿戴型下肢助力 机器人传感系统研究

孙建^{1,2}, 余永³, 葛运建¹, 陈峰¹, 沈煌焕¹

(1. 中科院合肥智能机械研究所, 安徽合肥 230031; 2. 中国科技大学自动化系, 安徽合肥 230026;
3. 日本鹿尔岛大学机械工程系, 日本鹿尔岛 890-0065)

摘要: 为了从人机系统的交互运动信息获取人体下肢的运动意图, 从而实现为操作者提供助力的目的, 对可穿戴型下肢助力机器人感知系统进行了理论分析和技术实现. 在分析整个机器人系统控制所需要的交互信息的基础上, 设计了一套基于接触力信息和关节角度信息的多传感器感知系统. 该系统主要包括获取腿部接触力传感器、地面反力传感器以及用于获取外骨骼机器人关节运动信息的电机编码器等. 相关实验结果表明, 所设计的多传感器感知系统性能稳定、实时性好, 为可穿戴型下肢助力机器人目标的实现提供了保障.

关键词: 助力机器人; 外骨骼机器人; CAN 总线

中图分类号: TP242 **文献标识码:** A

Research on multi-sensors perceptual system of wearable power assist leg based on interaction force signal and joint angle signal

SUN Jian^{1,2}, YU Yong³, GE Yun-jian¹, CHEN Feng¹, SHEN Huang-huan¹

(1. *Institute of Intelligence Machines Chinese Academy of Sciences, Hefei 230031, China;*
2. *Dept. of Automation, University of Science and Technology of China, Hefei 230026, China;*
3. *Dept. of Mechanical Engineering Kagoshima University, Kagoshima 890-0065, Japan*)

Abstract: In order to gain the interactive movement information of a human-robot system for the aim of estimating the operator's intentions and realizing to provide enough assistive power for the operator to amplify the strength and endurance of the human leg, the theoretical analysis and the technical realization of the perceptual system of the wearable power assist leg (WPAL) were carried on. A set of multi-sensor perceptual systems for gaining contact force information and joint angle information were designed based on the analysis of the need for interactive information to control the WPAL system. The multi-sensor perceptual system included the leg reaction force (LRF) sensors, the ground reaction force (GRF) sensors and the joint angle sensors measuring the joint angle of WPAL. The related experiment results indicate that the performance of the multi-sensor perceptual system is stable and provides a safeguard for the control of the WPAL system

Key words: power assist robot; exoskeleton robot; CANbus

收稿日期: 2007-05-22; 修回日期: 2007-09-10

基金项目: 国家自然科学基金(60575054)资助.

作者简介: 孙建, 男, 1981年生, 博士生. 研究方向: 机器人感知. E-mail: sunjian_81@126.com

通讯作者: 葛运建, 研究员. E-mail: yjge@iim.ac.cn

0 引言

随着全球老龄化问题的加剧,越来越多的老年人需要照料,开发出一些操作简单、价格合理的智能机械装置用于辅助老年人以及残疾人,帮助他们照料自己或者进行康复训练无疑是解决目前老龄化问题的一个有效措施。外骨骼机器人就是帮助老年人或者残疾人扩展上肢和下肢运动能力的智能辅助机械装置。目前,世界上大约有十余家实验室从事外骨骼机器人方面的相关研究,其中日本和美国走在前列,而国内还没见相关报道。我们所开发的可穿戴型下肢助力机器人是外骨骼机器人的一种^[1,2],其基本原理是:在基于人体运动行为意识信息的基础上,由安装在外骨架的伺服电机驱动关节运动,通过各关节角度、速度值的改变来达到与人体的协调运动并提供助力,降低人在负重或长时间行走的情况下的运动强度,对那些有异样运动行为的人提供治疗和矫形,与人体组成了一个协调而且完美的整体。

Hardiman^[3]是世界上第一个全身型外骨骼机器人,重达3 300 kg,包含 30 个自由度,其机械结构采用可穿戴重叠式外骨架结构(内、外两层外骨架结构)。由于体积和重量过于庞大、机械操作非常复杂,腿部难以进行协调运动,导致整个机器人系统不能实现无支撑的自主平衡运动。美国加州大学伯克利分校 Kazerooni 等在 2004 年公布的“伯克利下肢外骨骼”(Berkeley lower extremity exoskeleton, BLEEX)^[4,5]是世界上第一个能够背负载荷和实现真正意义上完全自治式的外骨骼机器人^[4],能够使穿戴者很轻松地背起 34 kg 的重物,以每小时 4.5 km 的步行速度行走。由于 BLEEX 的设计初衷是军事用途,对操作者的健康程度要求过高,并不适合老年人或者残疾人。日本 Tsukuba University SanKai 实验室在 2005 年研制开发了机器人装混合助力腿(hybrid assistive limb, HAL-5)^[6,7],是世界上第一个实现商品化的全身型外骨骼机器人。它全身重达 23kg,基本可以使佩戴者轻松地完成行走、站立以及爬楼梯等动作。但是,HAL-5 采用 EMG 传感器作为主要的感知系统,导致其穿戴极不方便,并且由于其采用直流电池作为动力源,导致工作时间过短,实用价值大为降低。

在外骨骼机器人的控制中,人体运动意图的获取是必不可少的一个重要环节^[3],而其获取的速度以及准确性直接影响整个机器人系统控制的有效

性。在人体和外骨骼的接触信息中,肌电信息和力信息是估计人体运动意图最可靠的两种运动信息^[8]。由于测量肌电信息的传感器是根据肌肉活动时皮肤表面传送的微弱电流信号或肌肉的软硬程度来推断人的行为意识,所采用的大部分传感器要与人体肌肤直接接触,需要特别的固定装置,这样直接导致外骨骼机器人穿戴上的不方便;人体分泌的汗液、传感器安装的好坏等将影响所获取信息的稳定性和准确性,而且信息量大而复杂,易受干扰,从而使控制难度加大。因此,本文设计了一套多传感器感知系统用于获取人体下肢和机器人外骨骼之间的接触力信息,利用这些力信息控制机器人外骨骼以实现对人体下肢运动的助力。

1 机器人整体系统设计

整个机器人系统主要包含四个部分:外骨架、动力装置、控制单位以及多传感器感知系统。考虑到人体穿戴舒适等因素,机器人外骨架必须包含足够的自由度,而其长度必须与人体下肢长度保持一致。因此,外骨架本身被设计成包含 12 个自由度,即每条腿包含 6 个自由度,髋关节包含 3 个自由度(矢状面、冠状面以及水平面各一个自由度),膝关节、踝关节和脚底各包含 1 个自由度;外骨架的长度也可以根据不同穿戴者身高进行调节。该设计不仅符合以往的拟人机器人行走机构的设计要求,而且达到了与人体腿部运动相协调、互不产生运动干涉的设计要求。整个机器人系统采用直流电机作为动力装置,每条腿包含 2 个 MAXON 直流电机和配套的谐波减速器,分别安装在外骨架的髋关节和膝关节上,用于驱动人体下肢髋关节和膝关节在矢状面的运动,而髋关节其他自由度以及踝关节自由度均为被动驱动自由度。为了使整个机器人硬件系统穿戴更加方便,把整个系统硬件控制器单元、电机控制器、动力装置以及传感器接口卡等装置集中在一起放在外骨架的背部。

2 多传感器感知系统设计

2.1 感知系统整体设计

设计的外骨骼机器人感知系统主要包括安装在外骨架膝关节和踝关节用于测量关节角度的四个电机编码器、安装在膝关节和踝关节上端用于测量腿部和外骨骼之间接触力信息的 4 个二维力传感器(leg reaction force, LRF)以及安装在脚底用于测

量人体脚底对外骨架作用力的 6 个一维力传感器 (floor reaction force, FRF). 如图 1 所示,外骨骼机器人通过安装在 LRF 传感器的金属固定装置和人体下肢进行连接,而对人体的助力通过 LRF 的金属固定装置传递给人体腿部. 如图 2 所示, LRF 传感器被设计成两维力传感器(见图 3),用于测量人体腿部和外骨骼在矢状面内沿腿部方向的接触力 (F_x) 和垂直于腿部的接触力 (F_y),其测量信息的准确性和稳定性对于外骨骼机器人的控制至关重要. 图 1 同时给出了 LRF 传感器的具体安装位置, 每条腿包含 2 个 LRF 传感器, 一个安装在膝关节的上

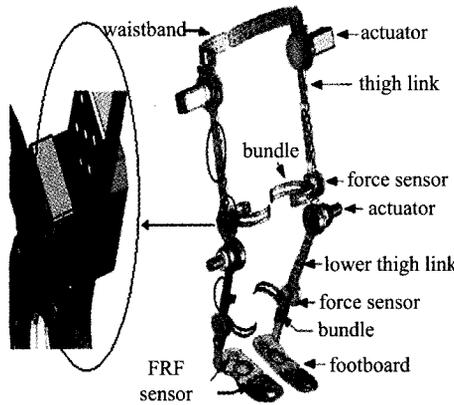


图 1 可穿戴下肢助力机器人外骨架结构图
Fig. 1 Configuration of the robot suit WPAL

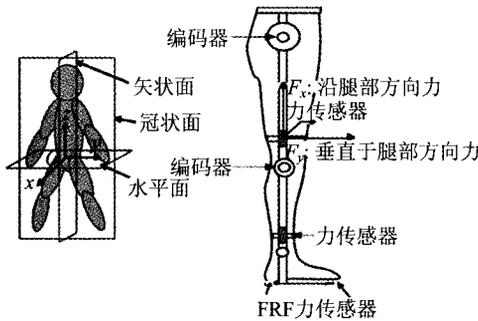


图 2 人体运动平面以及腿部力传感器测量力示意图
Fig. 2 Diagram of the human motion planes and human leg sensors configuration



图 3 LRF 传感器弹性体及电路板实物图
Fig. 3 LRF sensors elastanmer and electric circuits

端,另一个安装在踝关节的上端. 在下肢助力机器人的控制中,除了要知道人体腿部与机器人的作用力之外,还需要知道人体脚底对机器人的作用力,而 FRF 传感器是测量地面对人机系统的反作用力. 人体落脚对地面的着力点可以用三个支撑点表示,这三个支撑点的位置分别位于第一跖骨根部和第五跖骨根部以及后脚跟^[9],人体靠这三点间产生的足弓支撑身体,而身体的重量经由这三点传递到地面. 为了准确获取行走时脚底的力信息,脚底力传感器的安装位置固定在这三点位置上,每只脚需要安装 3 个一维力传感器,共需要 6 个,具体安装位置见图 4. 由于脚底机械部分的限制,传感器弹性体体积比较小,其本体机械尺寸 $\varnothing 40\text{ mm} \times 8\text{ mm}$,量程为 1 000 N.

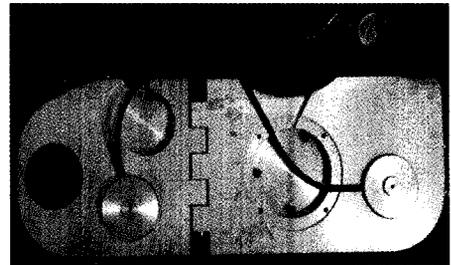


图 4 FRF 传感器实物安装图
Fig. 4 The installation of FRF sensors

2.2 感知系统硬件设计

弹性体的设计是多维传感器设计的关键^[10]. 在利用有限元分析方法对传感器弹性体的静态和动态特性仿真分析的基础上, LRF 和 FRF 传感器均采用一种基于 E 型膜片的弹性体结构,这种结构的传感器具有结构简单、灵敏度高、维间耦合小、容易标定的特点. 整个弹性体主要由弹性膜片、应变片和受力转接体三个部分组成,实现对 X 和 Y 两个方向应变力的测量. 弹性膜片为圆形结构,其直径和厚度分别为 15 mm 和 2 mm,厚度方向和测量方向一致. 传感器的输出值是 E 型膜片的应力,应力的测量方式很多,本研究采用箔式电阻应变片,应变片粘贴在 E 型膜片上,用于测量弹性体上应力的大小. 如图 5 所示, LRF 传感器 F_x 和 F_y 方向四片应变片电阻组成一个惠斯通全桥电路,实现输出信号的自动解耦^[11].

当外骨骼系统和人体下肢的接触力作用于传感器时,由于力的大小、方向不同, LRF 和 FRF 传感器各个方向的敏感电阻受到的应力不同,从而得到力与应变之间的关系. 为了便于说明问题,以 F_x 方向为例,由于 E 型膜片敏感弹性部分的圆环平膜片属于薄板结构,在 F_x 的作用下,边界条件比较简

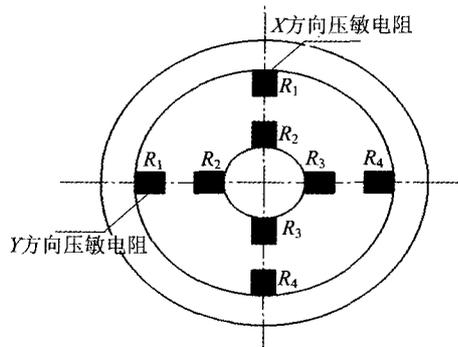


图 5 应变计惠斯通全桥电路布局

Fig. 5 A wheatstone bridge electric circuit

单,可以等效为外圆周固定,集中应力作用在硬中心的圆形薄板.根据薄板理论^[12]可知,周边固支具有硬中心的膜片在半径 r 处的径向应力 ϵ_r 和切向应力值 ϵ_θ 为

$$\epsilon_r = -\frac{h}{2} \frac{d^2\omega}{dr^2} = f(r) \times F \quad (1)$$

$$\epsilon_\theta = -\frac{h}{2r} \frac{d\omega}{dr} = P(r) \times F \quad (2)$$

式中, ω, h 分别是圆环膜片的法向位移和厚度, F 为施加力的等效集中力, $f(r), P(r)$ 是仅与 r 有关的函数.

由上式可以看出,当半径 r 一定,也就是压敏电阻位置固定时,有下式成立

$$\epsilon = k_F \times F \quad (3)$$

式中, ϵ 为圆形膜片表面上的应变, k_F 为应变系数常量.

由于使用等臂电桥,即 $R_1 = R_2 = R_3 = R_4$, 则有

$$U_Z = \frac{U}{4} G(\epsilon_1 - \epsilon_2 + \epsilon_3 - \epsilon_4) \quad (4)$$

$$U_Z = \frac{U}{4} G \times \epsilon = K \times \epsilon \quad (5)$$

式中, $\epsilon_1, \epsilon_2, \epsilon_3, \epsilon_4$ 分别是四个敏感电阻 R_1, R_2, R_3 和 R_4 的应变, ϵ 为圆形膜片的总应变, G, K 为常量, U_Z 是桥路输出电压.

综合式(4)和(5),桥路的输出电压信号正比于传感器的力信号,测量输出电压信号就可以得到被测目标的力信号.

为了使传感器能够安装在弹性体的外围空腔内,LRF 和 FRF 传感器的数据采集系统的硬件体积应尽可能地小,这不仅要求芯片的体积小,还要求芯片的功能强、集成度高、工作稳定可靠. LRF 和 FRF 传感器的数据采集系统的硬件由数字电路和模拟电路两部分组成,其中模拟电路由信号调零电路、运算放大电路和模拟滤波电路以及电源电路组

成;数字电路部分主要包括 C8051F040, A/D 采样模块、数字计算模块、CAN 总线控制器、CAN 总线驱动器和必要的外围电路模块.图 6 是 LRF 和 FRF 传感器的数据采集与处理系统的硬件电路原理图.

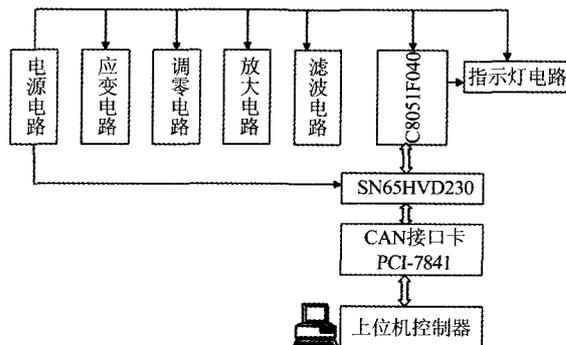


图 6 传感器数据采集与处理系统硬件电路原理图

Fig. 6 The hardware circuit of the LRF and GRF force sensors

在 LRF 和 FRF 传感器硬件电路中使用了 Silicon Laboratories 公司的 C8051F040 单片机,它是一款完全集成的混合信号系统级芯片,本身集成了 ADC, DAC, 比较器, 定时器, PWM 等外设以及 CAN, SPI, SMBUS 和 UART 等接口总线硬件电路. LRF 传感器电路使用了 C8051F040 的 9 路 12 位 ADC。转换器中的 4 路来完成经过模拟处理后的膝关节和踝关节两个 2 维力传感器输出信号的模数转换,而 FRF 传感器电路使用了其中的 3 路 ADC。(每个脚底包含三个一维力传感器), P_3 口用在数据总线, ADC 参考电压为 C8051F040 自身参考电压 (2.43 V), 使用 CAN 总线作为通讯接口 (C8051F040 本身包含 CAN 总线控制器) 与上位机进行通讯. 模拟信号处理电路部分的主要功能是对传感器输出的信号进行预处理, 对传感器的信号进行检测、放大、滤波等. LRF 和 FRF 传感器硬件电路要求外界提供 1 组 12 V, 0.2 A 的电源, 而电源电路将输入电压稳定为 2 组 5 V 电源, 其中一组提供给数字电路, 另一组提供给模拟电路. 考虑到放大器的灵敏度、温漂以及抗干扰能力等因素, 设计的力传感器运算放大电路采用单电源、满幅度输出的仪表放大器 (INA122), 增益选择在 850 左右. LRF 和 FRF 传感器要测量的力不仅有大小, 而且有方向, 即传感器输出有正负. 信号调零电路将 1.25 V 作为虚拟零点, 当输出大于 1.25 V 时认为传感器受到正方向的力; 当输出小于 1.25 V 时, 传感器受到负方向的力. 传感器硬件电路采用了巴特沃斯低通滤波

器电路对模拟信号进行滤波,并按照系统的要求选择合适的截至频率。

多维传感器 E 型膜片元件本身结构的复杂性使得产品特性的一致性比单维传感器更难保证,应变计的贴片工艺很难保证绝对理想,这些因素决定了传感器的实际静态特性和理论计算值之间存在一定的误差。当某一力分量(某方向输入量)作用在传感器上时,可能会产生其他力分量方向的输出信号,即产生维间耦合误差。为了消除或者减少维间耦合误差,提高测试精度,传感器的静态特性一般采用标定实验的方法获取,其标定准确度将直接影响传感器使用时的测量准确度。所谓传感器的标定,就是建立传感器的物理量或者数字量输出值与作用在传感器坐标系原点上的多维力之间的数量关系。标定实验过程包括静态标定和实时测量验证两部分。为了减少随机误差的影响,采用具有一定冗余力向量的最小二乘标定方法。设 F 是加载力矩阵, V 为传感器的输出矩阵(数字量), C 为标定矩阵, E 为误差矩阵,有如下的关系式成立

$$F = CV + E \quad (6)$$

式中, F, V 为已知量, E 可以设定。于是,标定矩阵的求解可以转化为:求解标定矩阵 C ,使得式(6)在最小二乘法意义下最优。标定装置采用实验室的传感器标定平台、砝码式加载,以标准计量局提供的增坩作为标注重物,通过软绳和加载帽将力加到 LRF 传感器力敏感元件上,使其 2 个弹性体产生微应变而获得 2 路输出电压信号,这 2 路输出信号经应变放大器和 A/D 板送入计算机,经处理后得到标定矩阵。

2.3 CAN 总线通讯系统设计

可穿戴型下肢助力机器人系统采用 CAN 总线作为整个系统的通讯方式。感知系统中的每个传感器都被看作一个通信节点。通过 CAN 总线可以将各个传感器节点与上位机控制器组网,控制器节点通过 CAN 总线获取每个 LRF, FRF 传感器采集到的运动信息以及电机码盘反馈的位置角度信息,从而达到对人机混合系统的运动状态进行实时监控的目的。由于传感器节点采集到的数据通过总线传递到控制器节点,反馈回路中的数据运输延时使得机器人控制器系统无法实时获得被控对象的状态信息。同样,控制器节点产生的控制信号必须通过 CAN 总线传递到执行器节点,运输延时的存在使得控制信号亦无法及时作用于被控对象。这种情况下,数据传输延时即感知系统采集的实时性问题变为影

响系统性能和破坏系统稳定性的主要因素。因此,感知系统采用一种动态和静态(固定)相结合的混合调度方法,用于调度系统总线中传输的消息,补偿传输延时,基本解决了感知系统采集的实时性问题。

从实时性角度考虑,在复杂的实时系统中,消息可以分为实时消息和非实时消息,实时消息又可以分为硬实时消息和软实时消息。感知系统每个传感器节点能够完成零点、力信息(标定)、回传采样数据、查询力信息、屏蔽报警和握手等功能,其中查询力信息、零点以及屏蔽报警属于实时消息,而力信息(标定)、握手、回传采样数据被归结为非实时消息。利用动态调度方法对硬实时消息进行调度,而利用比例单调用静态优先级调度方法对非实时消息进行调度。系统运行时,由控制器节点发送一个同步消息,使系统中各传感器节点能够同步。然后每隔一固定时间间隔感知系统各传感器节点,同时对硬实时消息进行优先级标识符进行重新编码,改变消息发送的顺序,而非实时消息的标识符保持不变,按照发送要求进行消息的发送。整个感知系统通讯方式采用 CAN2.0A,高 8 位包括上位机节点(4 位)和传感器从节点(4 位),低 3 位用作命令 ID,编码格式如表 1 所示。上位机节点采用固定编码 0000B,传感器本节点编码 1XXXXB。CMDID 命令编码使用 CANID 中的低 3 位(ID0-ID2),用来设置控制器主节点(上位机)发送给传感器从节点(下位机)的命令。

表 1 CANID 编码格式

Tab. 1 CANID code form

ID10	ID9	ID8	ID7	ID6	ID5	ID4	ID3
ID2	ID1	ID0	RTR	DLC3	DLC2	DLC1	DLC0
D7-D0							
数据区,一帧中含有 8 个字节,使用一个字节							

2.4 感知系统软件设计

软件设计分为下位机(微处理器)的软件设计和上位机(PC)的软件设计。每个传感器作为一个节点通过 CAN 总线互联,当接收到上位机的命令后,首先进行命令判断,根据不同的命令作出相应的数据处理。上位机(PC)主要包括零点、力信息(数字量)、回传力信息、查询力信息、屏蔽报警等命令。下位机的软件设计主要由数据采集程序(A/D 转换)、数据处理程序以及 CAN 总线通信程序三大部分组成。启动 CAN 中断以前,在主程序中进行一次数据采集,得到传感器系统的初始值,这其中包括 A/D 转换通道、延时、完成通道的初始化;数据采集是在

CAN 中断程序中完成的,每一次中断完成一组力信息数据(腿部 4 个力传感器和脚底 6 个力传感器)的采集以及相应的 A/D 转换;同时读取转换结果,对转换结果进行数字处理.数字处理主要由数字滤波与力信息解耦两大部分组成,数字滤波主要采用窗口移动法与数据平均值法相结合;数据经过解耦处理后,通过 SendData()函数,将数据发送到 CAN 总线上,上位机通过 ID 识别接受下位机数据,具体流程如图 7 所示.

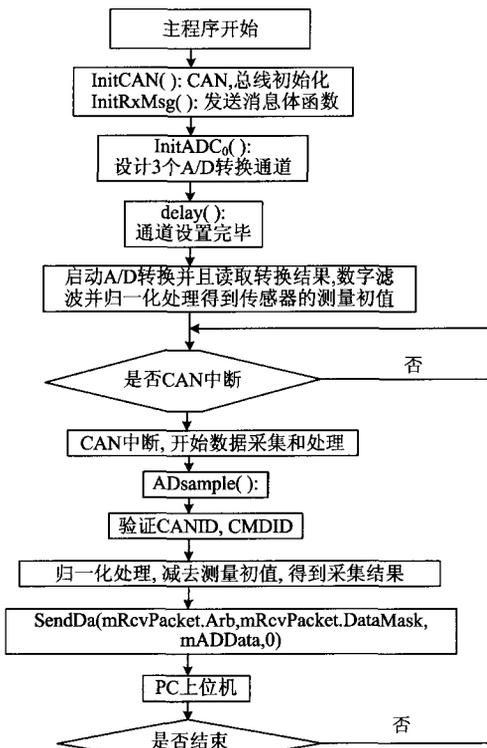


图 7 下位机程序设计流程图

Fig. 7 The concrete software flow of the sensors

3 相关实验及其实验结果

在力传感器的标定过程中,对施加在传感器上

X, Y 方向的载荷和敏感桥路之间的关系进行测量,其测量值(数字量)与所加砝码数值的对应关系如图 8(a)和(b)所示.从图 8 可以看出,传感器 X 方向加力时,所受载荷和传感器敏感桥路输出之间的映射关系可以基本认为是线性的, Y 方向的最大耦合不超过 2.5%.利用最小二乘法得到传感器的静态标定矩阵并对传感器进行实时测量检验,结果显示 I 类最大误差不超过 2%, II 类误差不超过 2.5%.通过该标定系统得到的静态标定矩阵与理论设计值比较接近,说明标定系统和标定方案是切实可行的.

为了验证所设计的感知系统的有效性,以外骨骼机器人的右腿为实验对象,利用力/速度控制方法对外骨骼机器人进行控制,关于该控制方法的研究详见文献[1,2].通过相应的传感器对人体小腿与外骨骼机器人的接触力和外骨骼机器人膝关节角速度以及人体大腿与外骨骼机器人的接触力和外骨骼机器人髋关节角速度信息进行采样,实验结果如图 9 所示.从图 9 可以看出,人体的运动也被分解成两个基本动作的组合(摆动阶段和支撑阶段),而动作之间的过渡是根据速度方向的变化进行判断.该实验把助力系统的运动分为过渡阶段(跟随阶段)和助力阶段.过渡阶段是外骨骼机器人跟随人体下肢运动阶段,助力阶段是外骨骼机器人对人体下肢提供力矩阶段.在某一元动作内,过渡阶段所站的时间越短,外骨骼机器人对人体提供的助力力矩越多;反之,助力阶段所站的时间越短,外骨骼机器人对人体提供的助力力矩越少.通过调节过渡阶段和助力阶段时间,进而改变助力比.事实上,该力/速度控制方法的核心就是在条件允许下,尽量减少过渡阶段时间,增加助力阶段时间.该方法建立了速度信号和外骨骼机器人与人体接触力之间的关系,通过测量接触力确定电机速度命令,进而实现对人体提供力矩的目的.实验表明,力/速度控制方法存在一些弊端,

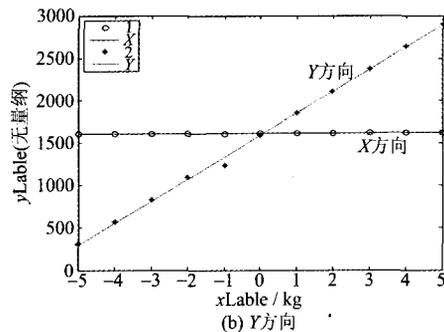
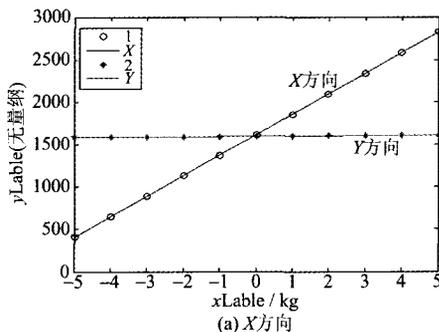


图 8 载荷与传感器输出数字值关系图

Fig. 8 The mapping relations of the load and output value

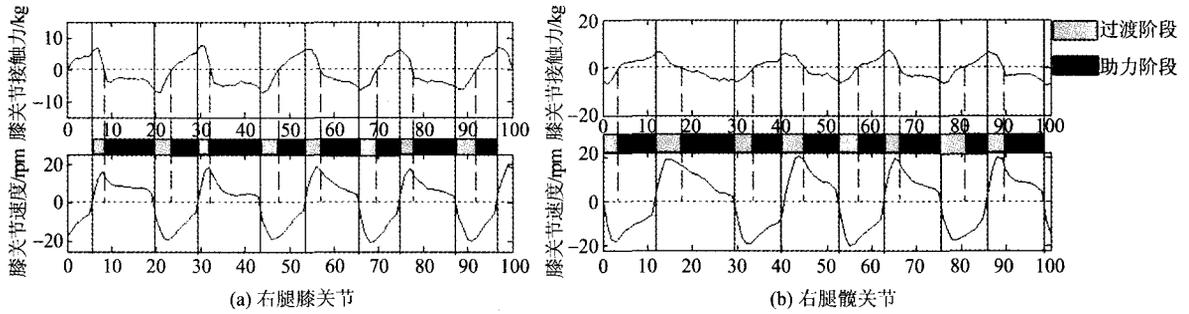


图 9 接触力、速度数值变化曲线图

Fig. 9 The experiment results of the leg hip (force and angle speed)

主要有:(I)仅仅考虑到人机系统动力学信息(主要是人机系统接触力信息),而没有考虑人体下肢的运动学信息,因此在实验中由于外骨骼机器人与人体运动位置的差异,导致人体在某些时刻感觉不舒服;(II)速度方向的变化是借助于接触力阈值进行判断的,而该阈值的确定相对困难,必须通过实验确定,这样便会产生一个问题:为了确定阈值,不同的穿戴者必须进行多次实验。

4 结论

本文针对一种新型的外骨骼机器人,设计一套基于 CAN 总线的下肢运动信息感知系统.通过分析可穿戴助力机器人所需要的控制信息,确定传感器的种类、数量和安装位置;重点分析了腿部和脚底力传感器的弹性体设计、测量电路和上、下位机软件;并对传感器进行相关实验和对数据进行分析,给出了 LRF 和 FRF 传感器的一般性能指标,结果表明,本文的设计理论和设计过程是正确的,基本可以满足可穿戴型下肢助力机器人控制系统的需要。

致谢 感谢实验室马军和王以俊高级工程师所做的工作。

参考文献(References)

- [1] Chen F, Yu Y, Ge Y J. Dynamic model and motion control analysis of the power assist intelligence leg [C]// Proceeding of the 6th World Congress on Intelligent Control and Automation. Dalian, China: IEEE Press, 2006, 2: 6 436-6 440.
- [2] Chen F, Yu Y, Ge Y J, et al. A PAWL for enhancing strength and endurance during walking using interaction force and dynamical information[C]// IEEE Conference on Robotics and Biomimetics. INSPEC, 2006: 654-659.
- [3] Mosher R S. Force reflecting electrohydraulic servomanipulator[J]. *Electro-Technology*, 1960, 71: 138-141.
- [4] Kazerooni H, Racine J L, Huang L H, et al. On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]// Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain: IEEE Press, 2005: 4 353-4 360.
- [5] Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]// Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Automation. Barcelona, Spain: IEEE Press, 2005: 4 345-4 352.
- [6] Kawamoto H, Kanbe S, Sankai Y. Power assist method for HAL-3 estimating operator's intention based on motion information [C]// Proceedings of IEEE International workshop on Robot and Human Interactive Communication. California: IEEE Press, 2003: 67-72.
- [7] Kim S H, Sankai Y. Stair climbing task of humanoid robot by phase composition and phase sequence[C]// Proceedings of IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication. Barcelona, Spain: IEEE Press, 2005: 531-536.
- [8] Kiguchi K, Kariya S, Watanabe K, et al. An exoskeletal robot for human elbow motion support-sensor fusion, adaptation, and control [J]. *IEEE Transactions On Systems, Man, And cybernetics, Partb*, 2001, 31(3): 353-361.
- [9] 吴宝元,余永,许德章,等.可穿戴式下肢助力机器人运动学分析与仿真[J]. *机械科学与技术*, 2007, 26(2): 235-240.
- [10] 金振林,赵现朝,高峰.新型灵巧手指六维力传感器参数设计方法研究[J]. *仪器仪表学报*, 2003, 24(4): 371-374, 413.
- [11] 刘广玉,陈明,吴志鹤,等.新型传感器技术及应用[M].北京:北京航空航天大学出版社,1995.
- [12] 孙旺强.基于三维加速度计数字铅球的设计与应用研究[D].硕士学位论文,中科院合肥智能机械研究所,2005.