·康复工程·

大腿截肢者步速识别系统设计*

耿艳利[1] 杨 鹏[1,2] 刘作军[1,2] 陈玲玲[1]

摘要

目的:设计步速识别传感器系统,安装在假肢接受腔上对行走步态进行识别。

方法:采用MMA7361L加速度传感器与ENC-03陀螺仪组成传感器系统,放置于假肢接受腔部位,获得大腿截肢者残肢侧运动信息。利用Quanser半实物仿真平台的数据采集模块采集传感器系统的信号,对数据进行预处理,使用小波变换提取信号特征值,最终由K最近邻算法进行速度识别。

结果:该系统结构小巧,反应灵敏,能够快速有效的识别截肢者的步行速度。

结论:该系统放置在假肢接受腔上能够快速有效的采集运动信息并且识别行走步速,为智能假肢控制提供输入信号。

关键词 步速测量系统;小波包变换;K最近邻算法;加速度传感器;陀螺仪

中图分类号:R496 **文献标识码**:B **文章编号**:1001-1242(2012)-07-0651-03

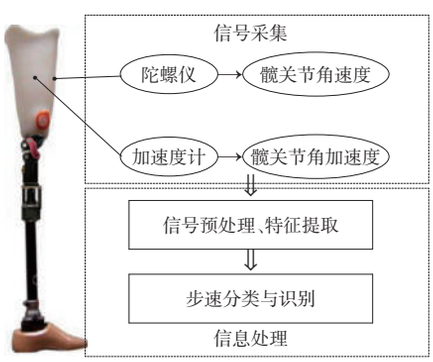
穿戴高性能智能下肢假肢是大腿截肢者回归社会的重要保障。智能下肢假肢的传感器系统相当于人的感觉器官。以往的传感器用于检测健肢侧信息或者假肢的运动信息[1—2],放在健肢侧的传感器系统不仅会增加健肢侧的负担而且当健肢侧出现异常步态会造成严重的后果。放在假肢上的传感器当假肢有运动后才能够实现检测,滞后严重,适用于被动式假肢[3—5]。

针对这个问题本文设计了下肢运动识别系统,该系统由信号采集和信息处理两部分组成,见图1。信号采集部分由MMA7361L加速度传感器、ENC-03陀螺仪和数据采集卡组成。利用加速度传感器测量截肢者髋关节的加速度信号,利用陀螺仪测量截肢者髋关节的速度信号,并用Quanser公司Q-PID板卡信息采集模块对加速度信号和速度信号进行采样,搭建Simulink数据采集模块将数据存储为.mat文件。信息处理单元利用小波对信号进行特征提取,利用KNN算法进行步速识别。

1 传感器系统设计

大腿截肢者截肢后,大脑神经中枢还会对截肢侧发出运动信息,指挥大腿残端实现运动。人体下肢髋关节、膝关节与踝关节之间实现相互配合,相互协调运动,利用任何关节的运动信息就可以判断出下肢的运动速度。大腿截肢者为穿戴假肢需要在残端穿戴假肢接受腔,假肢接受腔就相当于健康人的大腿部分,其运动即为髋关节的运动,能够很直接的得到截肢者的运动意图。

图1 系统结构示意图



1.1 硬件设计

陀螺仪选用村田制作所生产的压电振动陀螺仪传感器“ENC-03”该产品通过改善温度误差性能,提高了角速度检测性能。工作电压为5.25—2.7V、消耗电流为1.5mA,灵敏度为0.67mV/°/s,静止时输出电压为1.35V,最大测量角速度为+/-300°/s,满足不同行走步速测量的要求。使用温度范围为-5—75℃,能够为使用者提供更大的活动范围。外形尺寸为宽4.0mm×长8.0mm×高2.0mm。加速度传感器选用飞思卡尔公司生产的低功耗微机械电容三轴加速度计

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2012.07.016

*基金项目:国家自然科学基金资助项目(61174009);国家科技支撑计划资助项目(2009BAI71B04)

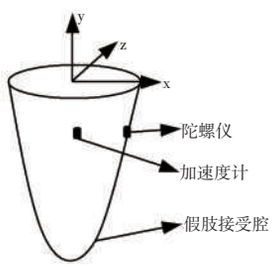
1 河北工业大学控制科学与工程学院,300130; 2 智能康复装置与检测技术教育部工程研究中心

作者简介:耿艳利,女,博士研究生;收稿日期:2011-12-29

MMA7361L。工作电压2.2—3.6 V，消耗电流400μA，0g时输出电压为1.65V，最大加速度为（所有轴）± 5000g。采用LGA-14封装，外形尺寸为宽3mm × 长5mm × 高1mm。

陀螺仪放置在假肢接受腔前部与yz平面平行面上，加速度传感器放置在假肢接受腔侧部与xy平行面上（图2）。

图2 传感器安装位置示意图

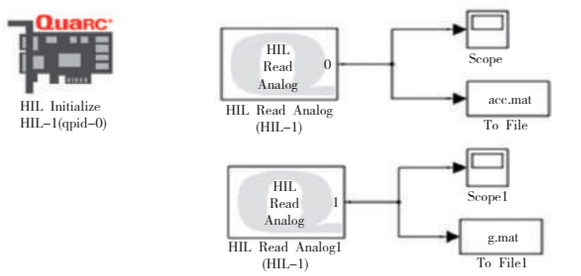


利用Quanser公司研发的半实物仿真平台实现信息采集。半实物仿真平台包含实时控制软件QuaRC和Q-PID板卡。Q-PID板卡带有数模转换器输入、模数转换器输出和电机编码输入、输出接口，可以直接将计算机与受控对象连接起来，形成闭环控制结构。本文中利用模拟量转换器接口与传感器信号输出接口相连，实现信号的采集。

1.2 信息采集模块搭建

QuaRC是在Wnidows环境下实现实时控制的应用程序，该程序可以启动由模型生成的代码，从Q-PID板卡采集数据。图3为在Smiulink环境中搭建的数据采集模块。首先进行QuaRC模块的初始化选取工作的模拟量输入接口，然后加载模拟量读数据模块并进行接口设置，最后加入Scope模块和To File模块进行信号实时观测和存储，为下一步信号分析存储数据。

图3 信息采集模块



2 信号分析

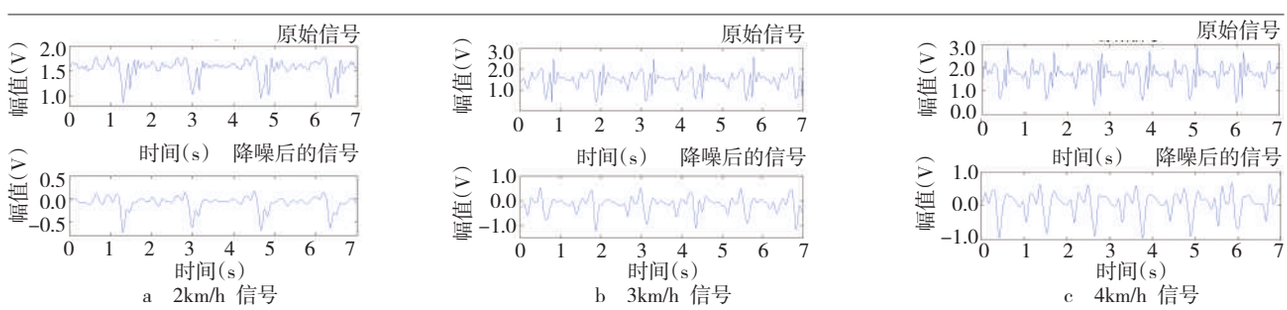
将设计的传感器系统按图2所示的传感器安装位置安装于假肢接受腔上。对3位大腿截肢者进行信息采集，分别穿戴国产康乐四连杆下肢假肢、JB-810四连杆气压膝关节和纳博克hybrid knee。让穿戴传感器系统的被测者在跑步机上按2km/h，3km/h，4km/h三种速度行走，在每种速度被测者感觉行走舒适后进行信号采集，对采集的3种速度数据进行小波变换后得到特征向量，利用K最近算法进行分类。

2.1 数据预处理

利用sym6小波变换对初始信号进行5层小波分解，由第一层的高频系数估计噪声标准差，降噪时采用调整参数选择全局阈值，使用软阈值对保存的低频信号进行信号降噪处理。图4为时间是7s中的3种步速下加速度原始信号和降噪后的信号图形。从图中可以看出降噪后的信号消除了不必要的抖动干扰，信号具有很好的周期性。

2.2 特征值提取

图4 信号降噪处理



本文利用小波包对信号进行分析，提取特征值。小波包分析是从小波分析延伸出来的一种对信号进行更加细致的分析与重构的方法。它将频带进行多层次划分，对小波变换没有细分的高频部分进一步分解，并能够根据被分析信号的特征，自适应地选择频带，使之与信号频谱相匹配，从而提高了处理信号的能力[6—7]。

选用db1小波包对信号进行3次分解得到加速度信号和速度信号不同频段的分解信号，下面以加速度信号为例进行说明。对加速度信号的功率进行提取，从图5中原始信号功率谱可以看出，有用信号主要集中在1—50Hz，所以对1—50Hz信号进行重构。图5中低频信号为重构的加速度低频信号，包含了原始信号的大部分特征，提取不同速度下这部分信号的特征值，生成特征向量。

选取重构低频信号的标准偏差值作为信号特征值，生成

特征向量,表1为不同步速行走加速度传感器和陀螺仪信号的特征值。

2.3 基于K最近邻算法步速分类

利用K最近邻(K-nearest neighbor, KNN)算法识别三种模式慢速行走模式,正常步态模式,快速行走模式。K最近邻学习是最为直观的数据挖掘分类算法,首先将在跑步机上标准速度行走的加速度信号和速度信号特征值作为样本存储起来,在处理新的未知速度时,根据KNN的原理,我们记录下待分类数据和样本数据的距离,对每一个待分类数据都找出K个距离最小的样本,最后判断这些样本所在的分类,这些样本所在的分类就是该新数据应该所在的分类。

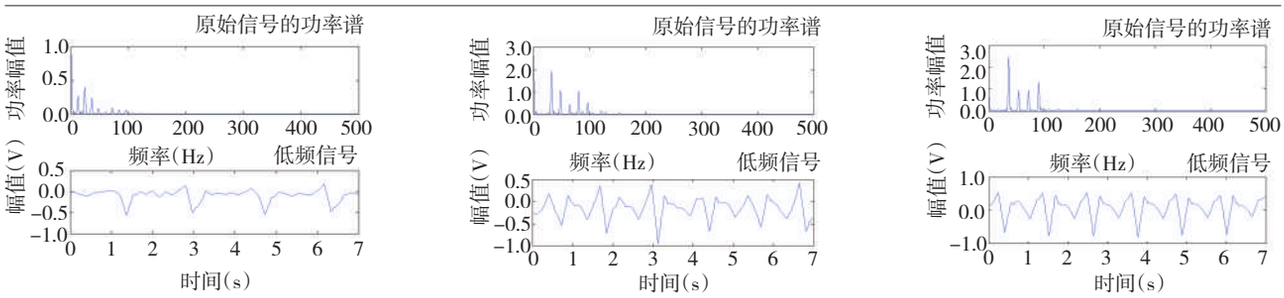
在每一个步态算法中,没有标记的矢量均含有传感器测量矢量用于测量一个步态模式,xu=[acc,v],acc和v表示步态的加速度特征值和速度特征值,组成特征向量。Group是由3种标准步速组成的特征向量,首先将xu 作为K最近邻中Training的数据集合,然后进行学习将数据分为3类如图6所示。

让被测者以不同的行走步速在平地行走对陀螺仪和加速度仪信息进行采集,利用小波变换得到特征向量利用训练好的K最近邻进行分类,图6中"·"为平地行走不同步速的特征值,K最近邻能够对步速进行很好的分类。

3 结论

本文应用加速度计和陀螺仪设计截肢者残肢侧步速测量系统,利用Quanser系统搭建运动信息采集平台,对快、中、慢三种步速进行信息存储。应用小波包对加速度和速度信息进行去噪处理,去除行走中的抖动干扰。利用小波包对信号进行3级小波分解,得到有用信号主要集中在0—50Hz,对1—50Hz有用信号进行重构,提取特征值,组成K最近邻的样本特征向量,利用训练好的K最近邻对平地行走步速进行分类,效果良好。在本论文中利用三种步速模式对这方法进行了验证。在下一步研究工作中搭建智能假肢控制平台,利用K最近邻识别的不同步速作为信号输入,对智能假肢进行步速调节,解决传感器系统的实时性问题。

图5 功率谱与低频重构信号

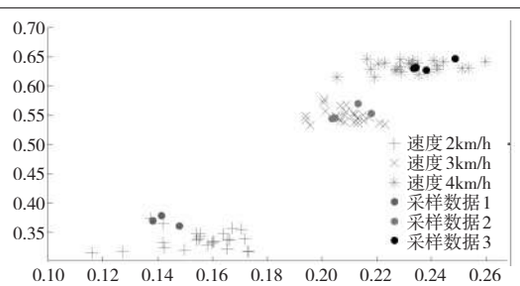


a 2km/h b 3km/h c 4km/h

表1 加速度信号和速度信号特征值

速度	1	2	3	4	5
2km/h					
acc	0.1663	0.1656	0.1654	0.1544	0.1716
v	0.3375	0.336	0.3211	0.3365	0.338
3km/h					
acc	0.2088	0.2119	0.2007	0.2009	0.2151
v	0.5679	0.5385	0.5731	0.5781	0.5512
4km/h					
acc	0.2286	0.2422	0.2352	0.2352	0.242
v	0.6341	0.6296	0.6201	0.6203	0.6357

图6 K最近邻步速分类



图中"+×*"分别表示利用K最近标准速度的分类。

参考文献

[1] Ava DS, Micheal SO. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-leg and Mauch SNS prosthetic knees[J]. J Rehabil Res Devel,2006,43(7):857—870.

[2] Sup F, Bohara A, Goldfarb M, Design and control of a powered transfemoral prosthesis[J]. International Journal of Robotics Research, 2008, 27(2): 263—273.

[3] 侯向锋,刘蓉,周兆丰.加速度传感器MMA7260在步态特征提取中的应用[J].传感技术学报. 2007, 20(3): 507—511.

[4] 李爽,罗志增,孟明.基于加速度传感器的下肢运动信息获取方法[J]. 机电工程, 2009, 26(1): 5—7.

[5] 蔡付文,王人成,李广庆,等.低成本人体步态分析系统的研究[J].中国康复医学杂志,2008, 1:49—53.

[6] 吴婷,颜国正,杨帮华.基于小波包分解的脑电信号特征提取[J].仪器仪表学报.2007,28(12):2230—2234.

[7] 符懋敬,庄建军,侯凤贞,等.基于小波变换的人体步态序列提取[J].物理学报,2010,59(6):4343—4349.