

学校编码: 10384

分类号\_\_\_\_\_密级\_\_\_\_\_

学 号: 19920131152914

UDC\_\_\_\_\_

# 厦 门 大 学

## 硕 士 学 位 论 文

### 基于 Kalman 滤波及蚁群优化算法的步态信号 处理新方法研究

The new method of the gait signal processing based on Kalman  
filter and Ant colony optimization algorithm

余 韬

指导教师姓名: 方正 副教授

专业名称: 电气检测技术及仪器

论文提交日期: 2016 年 月

论文答辩时间: 2016 年 月

学位授予日期: 2016 年 月

答辩委员会主席: \_\_\_\_\_

评 阅 人: \_\_\_\_\_

2016 年 月

# 厦门大学学位论文原创性声明

本人呈交的学位论文是本人在导师指导下，独立完成的研究成果。本人在论文写作中参考其他个人或集体已经发表的研究成果，均在文中以适当方式明确标明，并符合法律规范和《厦门大学研究生学术活动规范（试行）》。

另外，该学位论文为( )课题(组)的研究成果，获得( )课题(组)经费或实验室的资助，在( )实验室完成。(请在以上括号内填写课题或课题组负责人或实验室名称，未有此项声明内容的，可以不作特别声明。)

声明人(签名):

年 月 日

# 厦门大学学位论文著作权使用声明

本人同意厦门大学根据《中华人民共和国学位条例暂行实施办法》等规定保留和使用此学位论文，并向主管部门或其指定机构送交学位论文（包括纸质版和电子版），允许学位论文进入厦门大学图书馆及其数据库被查阅、借阅。本人同意厦门大学将学位论文加入全国博士、硕士学位论文共建单位数据库进行检索，将学位论文的标题和摘要汇编出版，采用影印、缩印或者其它方式合理复制学位论文。

本学位论文属于：

1.经厦门大学保密委员会审查核定的保密学位论文，  
于 年 月 日解密，解密后适用上述授权。

2.不保密，适用上述授权。

（请在以上相应括号内打“√”或填上相应内容。保密学位论文应是已经厦门大学保密委员会审定过的学位论文，未经厦门大学保密委员会审定的学位论文均为公开学位论文。此声明栏不填写的，默认为公开学位论文，均适用上述授权。）

声明人（签名）：

年 月

## 摘要

本文通过使用实验室自行研发的便携式下肢多传感数据采集系统,对人在步行过程中的足底压力信号以及下肢惯性测量单元(Inertial Measurement Units, IMUs)信号进行采集,并基于这两种信号分别对步频预测新方法以及下肢空间姿态反演新方法进行了研究与验证。

基于足底压力的步频预测新方法研究的目的是为了使智能下肢能够实时地调节膝关节阻尼,使其固有频率与实际步频相符,达到更加接近正常步态的效果。通过卡尔曼(Kalman)预测方程对步频进行预测,利用蚁群算法在规定的连续域中寻找 Kalman 预测方程中系统噪声方差与测量噪声方差两个参数的最优组合,实现对 Kalman 预测方程的优化。设计并进行实验获取 6 组人行走的步频数据,利用蚁群算法对其中 3 组数据进行训练,得到参数最优组合。然后将该参数组合代入 Kalman 预测方程对另外 3 组数据进行测试。测试实验结果表明,经蚁群算法优化后, Kalman 预测算法预测得到的步频与后验值之间的误差比跟随方式的误差分别减少了 44.10%、43.42%、36.17%。证明了 Kalman 预测算法跟蚁群算法结合的方法在智能下肢控制上的应用前景。

基于 IMU 信号的下肢空间姿态反演新方法研究的目的则是探索一种新的下肢关节角度反演方法。利用人体运动学约束以及四元数的特性,对 IMU 信号进行处理找出膝关节的旋转轴,避免了 IMU 传感器安装过程中通常需要将其以特定的方向安装在人体表面的限制,同时省去难以确保完成准确度的校准动作,并利用 Kalman 滤波器进行传感器融合,消除陀螺仪积分引起的角度漂移。通过设计电机参考实验,应用蚁群算法对 Kalman 滤波方程中的噪声方差参数的最优组合进行搜索,对 Kalman 滤波效果进行优化。最终的实验结果表明,经蚁群算法优化后的反演膝关节屈曲角度与标准角度之间的均方根误差(RMSE)为  $0.7878^{\circ}$ ,验证了算法的可行性。最后,通过邀请校篮球队的成员参与真人实验,并经过定性分析可以看出最后的实验效果十分理想,验证了该算法在人体实验中的可行性。

**关键字** 足底压力; IMU; 步频预测; 下肢空间姿态; Kalman; 蚁群算法

## Abstract

In this paper, by using the multiple sensor data acquisition system which was developed by our own team, we successfully collected the signals of plantar pressure and inertial measurement units during the walking. And the new method of the stride frequency predicting and the space attitude inversion of the lower limbs have been studied and verified.

In order to make the intelligent lower limb be able to adjust the damping of the knee joint in real time, and make its natural frequency be in conformity with actual pace, so as to achieve the most natural gait, a stride frequency prediction algorithm based on plantar pressure sensing system was proposed in this paper. The stride frequency was predicted by the Kalman prediction equation. And the optimal combination of two parameters in Kalman prediction equation, the system error and the measurement error, was found in a continuous domain by using the Ant Colony algorithm. First, 6 groups of the stride frequency data were obtained by using the plantar pressure sensing system. Then 3 groups of training data was processed by the Ant Colony algorithm to get the optimal combination of these two parameters. Then these two parameters were substituted into the Kalman prediction equations to process the other 3 groups of test data. The final test results showed that in the 3 groups of test data, the deviation between the next step stride frequency predicted by the Kalman prediction equations which was optimized by the Ant Colony algorithm and the posterior values reduced 44.10%、43.42% and 36.17% , comparing with the following method. It prove that the method combined the Kalman prediction algorithm and ant colony algorithm have an application prospect on controlling the intelligent lower limb.

In order to avoid assuming certain orientations in which the sensors are mounted with respect to the body segments, a new method for human joint angle calculation based on inertial measurement data is developed. By exploiting the kinematic

constraints based on anatomical knowledge, the joint axis is identified by calculating the inertial measurement units' (IMUs') quaternion. Then the joint angle is calculated from segment acceleration and angular velocity data according to the joint axis, respectively. As a tool of sensor fusion, a Kalman filter is used to combine both angles. There are two parameters in the Kalman filter which are always been assigned to experiential values. In this paper a standard subject experiment is designed to find the optimal parameter combination in two-dimensional by using the ant colony algorithm. The standard subject experiment results showed that the root-mean-square error (RMSE) between the estimate rotation angles and the programmed angles was 0.7878 degrees after the optimal parameters' values were found by the ant colony algorithm. At the same time, in order to validate the algorithm in the human experiment, a athlete from our school basketball team was asked to participate in the experiment. And the result showed that the algorithm was effective as the same.

**Key words** plantar pressure; IMU; stride frequency prediction; space attitude of the lower limbs; Kalman; Ant colony algorithm

## 目录

摘要	I
Abstract	II
第一章 绪论	1
1.1 研究背景及意义	1
1.2 国内外研究现状	2
1.3 本文研究的主要内容	5
第二章 多传感下肢步态信号采集系统	7
2.1 硬件系统介绍	7
2.1.1 概述	7
2.1.2 足底压力模块	8
2.1.3 陀螺仪模块	9
2.2 本章小结与展望	10
第三章 Kalman 滤波与蚁群算法的应用实现	11
3.1 算法概述	11
3.2 Kalman 滤波	11
3.2.1 Kalman 滤波理论的提出与发展	11
3.2.2 随机线性离散系统的数学模型	13
3.2.3 随机离散系统的向量 Kalman 滤波方程	14
3.2.4 随机离散系统的标量 Kalman 预测方程	15
3.2.5 Kalman 滤波算法的不足	16
3.3 蚁群算法	17
3.3.1 蚁群算法的提出与发展	17
3.3.2 蚁群算法的基本原理	18
3.3.3 基于网格划分策略的蚁群算法基本原理	20
3.3.4 基于网格划分策略的蚁群算法的参数选择原则	24
3.4 算法的结合	25
第四章 基于足底压力信号的步频预测研究	26
4.1 足底压力的获取与应用	26
4.2 实验设计及数据采集	27
4.2.1 实验设计	27
4.2.2 传感器性能分析	27
4.3 Kalman 预测算法及蚁群算法的应用	29
4.3.1 步频预测数学建模	30
4.3.2 Kalman 预测算法与蚁群算法的应用步骤	30
4.4 实验结果与分析	32
4.5 本章小结	34

<b>第五章 基于 IMU 信号的下肢空间姿态反演</b> .....	35
<b>5.1 IMU 概述</b> .....	35
5.1.1 IMU 原理及其发展.....	35
5.1.2 四元数的原理.....	36
5.1.3 四元数的更新.....	37
<b>5.2 下肢关节角度反演方法研究</b> .....	38
5.2.1 下肢步态建模及坐标确定.....	38
5.2.2 旋转轴的确定.....	39
5.2.3 基于角速度与加速度的关节角度计算.....	40
<b>5.3 实验设计及数据采集</b> .....	41
5.3.1 参考系统实验.....	41
5.3.2 真人实验.....	43
<b>5.4 Kalman 滤波及蚁群算法的应用</b> .....	44
<b>5.5 实验结果及分析</b> .....	45
5.5.1 参考系统实验结果.....	46
5.5.2 真人实验结果.....	47
<b>5.6 本章小结</b> .....	48
<b>第六章 总结与展望</b> .....	50
6.1 工作总结.....	50
6.2 工作展望.....	51
<b>参 考 文 献</b> .....	52
<b>攻读硕士期间发表学术论文情况</b> .....	57
<b>致 谢</b> .....	58

## Content

<b>Abstract</b> .....	I
<b>Abstract</b> .....	II
<b>Chapter 1 Introduction</b> .....	1
<b>1.1 Background and Significance</b> .....	1
<b>1.2 The Research Status</b> .....	2
<b>1.3 The main content of research</b> .....	5
<b>Chapter 2 Multiple sensor signal acquisition system</b> .....	7
<b>2.1 Introduction of the hardware system</b> .....	7
2.1.1 Overview .....	7
2.1.2 Plantar pressure module .....	8
2.1.3 IMU module.....	9
<b>2.2 Summary and prospect</b> .....	10
<b>Chapter 3 The application of the Kalman filter and the Ant Colony algorithm</b> .....	11
<b>3.1 Overview of the algorithm</b> .....	11
<b>3.2 Kalman filter</b> .....	11
3.2.1 The formation and development of the Kalman filter.....	11
3.2.2 The mathematical model of linear discrete stochastic system.....	13
3.2.3 The vectorial kalman filtering equations of the discrete-time stochastic system.....	14
3.2.4 The scalar kalman predicting equations of the discrete-time stochastic system.....	15
3.2.5 The deficiencies of the Kalman filter .....	16
<b>3.3 The Ant Colony algorithm</b> .....	17
3.3.1 The formation and development of the Ant Colony algorithm .....	17
3.3.2 The principle of the Ant Colony algorithm .....	18
3.3.3 The principle of the Ant Colony algorithm based on grid partitioning strategy .....	20
3.3.4 The principle of the parameter selection.....	24
<b>3.4 The combination of these two kinds of algorithm</b> .....	25
<b>Chapter 4 The research on the prediction of the stride frequency based on the plantar pressure</b> .....	26
<b>4.1 The acquiring and application of the plantar pressure</b> .....	26

<b>4.2 Design the experiments and collect the data</b> .....	27
4.2.1 The design of the experiments .....	27
4.2.2 Performance analysis of sensors .....	27
<b>4.3 The application of the Kalman prediction and the Ant Colony algorithm</b> .....	29
4.3.1 Mathematical modelling.....	30
4.3.2 The applying steps of the Kalman prediction and the Ant Colony algorithm.....	30
<b>4.4 Experimental results and analysis</b> .....	32
<b>4.5 Summary</b> .....	34
<b>Chapter 5 The research on the lower limb space inversion based on the signals of IMUs</b> .....	35
<b>5.1 The overview of the IMU</b> .....	35
5.1.1 The principle and development of the IMU .....	35
5.1.2 The principle of the quaternion.....	36
5.1.3 The update of the quaternion.....	37
<b>5.2 The research on the inversion of the lower limb's joint angles</b> .....	38
5.2.1 Mathematical modelling.....	38
5.2.2 Findint the rotation axis.....	39
5.2.3 The calculation of the joint angles based on the acceleration and angular rate.....	40
<b>5.3 Design the experiments and collect the data</b> .....	41
5.3.1 The experiment of the reference system .....	41
5.3.2 The human experiment .....	43
<b>5.4 The application of the Kalman filter and the Ant Colony algorithm</b> .....	44
<b>5.5 Experimental results and analysis</b> .....	45
5.5.1 The experiment of the reference system .....	46
5.5.2 The human experiment .....	47
<b>5.6 Summary</b> .....	48
<b>Chapter 6 Summary and prospect</b> .....	50
<b>6.1 Summary</b> .....	50
<b>6.2 Prospect</b> .....	51
<b>References</b> .....	52
<b>The academic paper published druing studing master degree</b> .....	57
<b>Acknowledgement</b> .....	58

## 第一章 绪论

### 1.1 研究背景及意义

步态即人体在步行过程中的姿态与行为特征的总和,人体通过利用身上各处关节与部位的一系列连续运动,例如髋、膝、踝、足趾等其他生理结构,使身体沿某一固定方向移动的过程<sup>[1]</sup>。影响步态的因素有许多,其中主要包括行为习惯、年龄及性别等其他各种客观因素,除此之外还会受到各种疾病的影响,但人体患有疾病时,正常步态所具有的稳定性和周期性、节律性等特征都将会产生明显的变化<sup>[2]</sup>。基于这一特性展开的步态分析即是应用生物力学知识以及运动学知识对步行过程中的各种规律进行研究分析,并依据分析结果找出导致异常步态的各种关键因素,该方法在临床诊断、疗效评估及机理研究等方向是一种十分有效的手段<sup>[3]</sup>。步态分析中,常通过一些特殊参数来描述步态正常与否,这些步态参数通常包括以下几类:步态周期、关节角度、肌电活动参数和能量代谢参数等。本文主要分别通过采集并处理人行走过程中的足底压力信号以及陀螺仪信号,获取步态周期与关节角度两种参数信息并进行分析。

作为步态分析体系中重要的组成部分,足底压力测量主要是通过合适的测量手段,获取人体在日常活动中足底与地面之间的压力大小与分布<sup>[4]</sup>。此外,经过实验证明,人在不同状态下的足底压力特征是有区别的,即足的动力学特性会随人体状态的转变而变化。因此在临床生物力学的研究中,以正常的足底压力为标准,患者的足底压力可以作为一项非常有效的手段用来诊断病理足以及对手术后的足部康复效果进行评定。足底压力测量的方法经过了很长时间的发展,最初采用的足印技术是一种定性分析方法,通过利用足底压力在物体上产生的印记对足底的压力及分布做出定性判断,后来研究人员又陆续提出了利用光学反射原理的足底压力扫描技术以及采用传感器技术的压力板与测力台技术,最新的测量手段则应用了压力鞋垫技术<sup>[5]</sup>。随着新型传感器技术与计算机技术的快速发展,各种测量精度更高指标更丰富的新型压力测量仪器相继被发明出来并得到了广泛应用。

基于足底压力的步频分析对于智能假肢的研究有着重大的意义,例如膝上截

肢患者通过手术装上人工膝关节后可以较为理想地恢复步行能力。但目前市场上的纯机械假肢已经无法满足截肢患者对正常生活的需求,智能假肢的发展变得十分迫切。与传统的机械假肢相比智能假肢有诸多优势,例如当外界的路况或者其他环境发生改变时,该假肢能够对本身控制系统的参数进行自动调整,使得假肢能够更加智能地适应不同的状况<sup>[6]</sup>。因此智能假肢的研究有着重大的社会意义,通过将目前已经发展成熟的智能控制技术、微电子技术等技术手段进行整合,并将其应用于生物医学工程以及康复医学工程中,最后研制出智能型的机电假肢,可以让其使用者能够以正常而且自然的步态行走,极大地改善截肢患者的生活质量<sup>[7,8]</sup>。然而,目前市场上的下肢假肢的固有频率调节还无法做到与实时步频同步,当截肢患者在步速较大的情况下需要进行变速时无法做到灵活平滑地过渡,如果能够对步频进行提前预测则可以很好地解决这一问题。

基于 IMU 信号的下肢空间姿态反演研究同样有着重大的意义,其中 IMU 元件是通过微电子机械系统(MEMS)技术研发出来的一种惯性测量传感器。MEMS 技术在最近十几年中得到了快速发展,是一种在微纳米技术基础上发展起来的 21 世纪前沿技术。通过对微纳米材料进行设计、加工、制造、测量和控制等一系列处理,将机械构件、光学系统、驱动部件以及电控系统进行高度集成组成一个整体单元的微型系统<sup>[9]</sup>。基于 MEMS 技术的微型传感器也陆续出现,并且具有性能稳定、结构简单轻便、精度高、使用寿命长、造价低等诸多优点,也因此推动了基于 MEMS 技术的惯性测量单元(Inertial Measurement Unit, IMU)的发展与应用。将该 IMU 单元固定在人体下肢,可以很方便地获取人在运动过程中下肢的加速度以及角速度数据,通过对这些信号进行处理可以反演出下肢的空间姿态。在医学领域,在康复训练的过程中可以根据记录的下肢姿态定量地对下肢受伤患者的康复效果进行评估,同时在运动领域,运动员的训练效果也能够通过记录的下肢的空间姿态进行定量分析,除此之外,该技术同样可以应用于体感游戏等娱乐领域<sup>[10]</sup>。

## 1.2 国内外研究现状

从 20 世纪 70 年代开始,步态分析开始变得越来越流行吸引了大量研究人员跟临床医师的关注。

在步频研究方面,从智能假肢概念的提出到现在,国内外的研究人员投入了大量的精力到智能下肢的研发与控制当中。其中,实现对假肢进行控制的前提便是需要获取相关的控制量,而人体在运动过程中的生理信息则是理想的控制信号。因此利用相关传感器成功采集到相关生理信息后即可获取多种与运动相关的控制量,例如足底压力、步长、步态周期以及加速度等。合理利用获取的信息源,可以非常直观地观察到人体生理运动特性,同时该类信息通常十分方便采集,因此非常适合实时分析与控制。沈阳工业大学的孙伯青,沈金虎等人便曾提出一种超声波步态检测系统,对人体的步态信息如步长、步速、步频进行检测,并进行实时分析<sup>[11]</sup>。除此之外,与人体生物信息相关的物理量,如肌电信号与脑电图,同样可以作为有用的信息源,Tengyu Zhang, Peng Yang 等人提出一种基于肌电信号的假肢控制方法,采集人在行走过程中的肌电信号,并结合足底压力信息一起作为假肢的控制输入,实现对假肢的控制<sup>[12]</sup>。需要提出的是,人体生物信号相对于物理信息来说更容易受到外界干扰,其鲁棒性差,而且实现过程中需要用到的硬件与算法都比较复杂,因此目前的应用范围受到了很大的限制。采集信息源之后,研究者们都会对信号进行滤波、学习、分类、预测等一系列的处理,其中多数学者采用人工神经网络等智能算法,例如 Lim H B, Luu T P, Hoon K H 等人便提出可运用多层感知器神经网络(MLPNN)来预测人体的自然步态参数,并进行了相关实验<sup>[13]</sup>。但该方法在实现过程中使用的是反复迭代的计算方法,计算量大,仅适用于离线分析与处理,在实时处理系统中并不适用。

在下肢空间姿态的反演研究方面,20世纪70年代,基于摄像技术的光学跟踪系统(Vicon Motion Systems)被发明,该系统通过摄像机记录固定在人体身上的光学标记点的位置来计算人体在三维空间中的姿态<sup>[14]</sup>。该系统从被发明出来后在很长一段时间内一直是步态分析的主要手段。但其通常只能在室内固定环境中使用而且价格昂贵安装复杂,使用起来也需要很大的学习成本,所以十分需要有一种能够替代该系统的方法。随着 MEMS 技术在最近十几年中的快速发展,出现了一种小巧轻便、低功耗、成本低的惯性测量元件(IMU)传感器<sup>[15]</sup>。这些传感器包括加速度计、陀螺仪跟磁力计,它们分别测量了在传感器自身坐标系内的加速度、角速度跟磁场强度矢量数据。通过合适的算法对这些数据进行处理可以得到传感器本身的姿态信息,并可以将其应用于步态分析中。相对于之前的光学跟

踪系统, IMU 传感器可以被设计成可穿戴式的, 因此实验场地不受限于室内, 可以使实验更加贴近现实生活场景。在过去的 20 年, 采用 IMU 进行步态分析的方法已经显示出来了很大的优势。研究人员提出了多种基于 IMU 传感器的下肢空间姿态反演算法, 其中大多数人在反演膝关节角度时都假设膝关节为一个自由度的铰链关节, 屈曲角度即为旋转角度。实际上膝关节还有内外旋角度, 使用屈曲角度只是一种近似, 但根据 Favre, J.、Perry, J. 以及 Burnfield, J. M. 等人的研究其他旋转角度例如内旋外旋几乎不会超过  $\pm 10^\circ$ <sup>[16]</sup>。因此为了简化求解膝关节角度的过程, 这些额外的自由度可以忽略不计。

在定义完膝关节角度后, 由于 IMU 的输出量都是基于传感器自身坐标系, 因此要获得与人体坐标系对应的相关信息时需要完成两个坐标系之间的转换。然而, 在 IMU 的安装过程中基本上没办法确保其中一个坐标轴与人体具有生物学意义的坐标轴(例如膝关节旋转轴)重合, 因此如何将其转移到人的体坐标系则是一个需要解决的难题。Liu, K. 以及 Favre, J. 等人都曾尝试通过假设 IMU 可以完全按照期望的方向安装来回避这个问题, 但其实验结果并不理想, 由于人体并不像机器那样有平坦的表面跟直角, 所以这种假设是几乎无法成立的<sup>[17,18]</sup>。为了解决这一难题, 研究者尝试了许多办法, 其中一个应用最广泛的方法是使用校准程序。Takeda, R.、Favre, J. 以及 Francesco, A. 等人尝试使用直立的校准姿势, 他们在实验过程中要求被测者首先保持竖直站立的姿势并持续几秒, 使人体节段方向与重力加速度方向平行<sup>[19-21]</sup>。除此之外, Takeda, R. 和 Francesco, A. 等人还尝试了采取坐姿的校准姿势。除了采取静止的校准姿势外, O'Donovan, K.J. 和 Favre, J. 等人使用了动态的校准动作, 例如屈曲膝关节、侧抬腿以及躯干自转等动作<sup>[19,22]</sup>。然而, 无论是静态的校准姿势还是动态的校准动作, 其准确度都完全取决于被测者对动作完成度的精准度, 因此无法很好地保证准确度。因此, Thomas S. 等人提出了一种应用运动学约束原理不需要采用校准程序的方法, 该方法可以从关节任意运动的数据中计算出固定的关节旋转轴<sup>[23]</sup>。然而, 这种方法应用起来比较复杂, 在实时处理的系统中并不适用。

除了坐标系的转移外, 惯性测量单元的校准同样是一个挑战, 对传感器进行校准能够最大限度地减少最后输出结果的漂移。然而无论对传感器进行多精确的校准都无法保证其偏差为零, 通过对陀螺仪的数据进行积分处理之后输出的角度

结果肯定会产生漂移。为了消除这种无法通过传感器校准解决的漂移, 研究学者都提出了各种方法。Morris 在 1973 年提出可以利用步行的周期特性来消除漂移, 然而这种方法只能应用与周期性的步态<sup>[24]</sup>。其他研究人员开始尝试使用传感器信息融合的方法, Roetenberg 在 2005 年曾利用磁力计的信号取得较好的效果, 但磁场强度在室内容易受到干扰<sup>[25]</sup>。因此使用加速度计进行融合的方法受到了大多数学者的关注, 也有许多用来融合加速度计与陀螺信号的滤波器得到了应用。Favre 在 2006 年使用高通滤波器实现传感器融合, Thomas S. 在 2014 年通过使用互补滤波也取得了较好的实验效果, 此外最小均方 (Least Mean Squares, LMS) 滤波器以及递归最小二乘 (Recursive Least Squares, RLS) 滤波器都得到了应用<sup>[23,26]</sup>。然而, 滤波融合效果最好, 应用最广泛的还是 Kalman 滤波器。Xiaoping Y. 和 Eric R.B. 在 2006 年设计了一款扩展 Kalman 滤波器并将其成功应用于人体节段姿态实时反演<sup>[27]</sup>。Cikajlo. I. 等人在 2008 年发表了一篇文章讲述了如何使用 Kalman 滤波器校准通过陀螺仪测量得出的小腿倾斜角<sup>[28]</sup>。Dong, L. 和 Zhang, Z. 等人通过结合 Kalman 滤波器与高斯算法滤波器计算出在人的步态周期中髌角度的变化<sup>[29]</sup>。虽然 Kalman 滤波器已经得到广泛的应用, 但其实际滤波效果很大程度上依赖其参数值调整。在大多数论文中, Kalman 的参数需要通过实验测得, 但该方法实现过程复杂, 另外一些研究人员会通过多次实验或者参考以前的经验为 Kalman 的参数选定一个经验值, 但该方法同样没法确保滤波效果达到最优。

### 1.3 本文研究的主要内容

本文通过采用实验室自行研发的下肢多传感数据采集系统采集人在行走过程中的步态信号, 包括足底压力信号与下肢陀螺仪信号。并通过对已有算法进行创新提出了一种全新的步态信号处理方法, 实现了对人行走过程中步频的预测以及下肢空间姿态的反演。其具体研究内容主要包含以下几方面。

在足底压力信号处理方面, 针对上一节提出的目前研究现状中存在的一系列问题, 本文做出了多方面的创新。首先, 通过采用压力鞋垫的足底压力测量技术, 对人行走过程中的足底压力信号进行测量与采集, 并通过处理得到人行走的步频数据。同时, 通过调研发现目前市场上的下肢假肢基本上无法将假肢本身的固有频率与人行走过程中的实际频率进行同步, 因此当假肢的使用者在较大步速行走

的情况下无法灵活地完成变速行为。针对这个问题,本文提出了一种基于 Kalman 滤波的步频快速预测方法并利用蚁群算法对该预测算法进行优化。其意义在于能够根据人在行走过程中已完成的步频数据对接下来的步频进行预测,实现提前预判人想要改变步速的意图。最后的实验结果也证明 Kalman 算法与蚁群算法结合在步频预测上的优越性,表明其在假肢控制方面具有良好应用前景。

在下肢陀螺仪信号处理方面,针对上一节提到的目前研究现状中主要存在的几个问题,本文针对性地做了创新研究。首先在 IMU 坐标转移问题上,本文首先假设膝关节为铰链关节,接着在对陀螺仪输出信号进行预处理后,使用四元数处理确定膝关节的旋转轴位置,这样可以十分方便地将陀螺仪的输出数据成功应用到膝关节角度计算当中,避免了计算 IMU 坐标系到人体坐标系的转移矩阵。除此之外,在寻找膝关节旋转轴的过程中无需被测者完成规定的校准动作,系统会在被测者正常行走的过程中进行自动校准,提高了实验效果的可靠性。针对陀螺仪输出角速度积分后的漂移现象,本文同样使用加速度计信号对漂移进行校准。但在使用 Kalman 滤波实现传感器融合的过程中采用蚁群算法对 Kalman 滤波器的最优参数组合进行搜寻,实现对滤波效果的优化,避免了通过实验测定参数或者使用经验值带来的不便。

Degree papers are in the “[Xiamen University Electronic Theses and Dissertations Database](#)”.

Fulltexts are available in the following ways:

1. If your library is a CALIS member libraries, please log on <http://etd.calis.edu.cn/> and submit requests online, or consult the interlibrary loan department in your library.
2. For users of non-CALIS member libraries, please mail to [etd@xmu.edu.cn](mailto:etd@xmu.edu.cn) for delivery details.