

# 一种基于聚类分析的自适应步态检测方法

姜 鸣<sup>1</sup>, 赵红宇<sup>2</sup>, 刘学良<sup>1</sup>

(1. 东莞理工学院 电子工程和智能化学院, 广东 东莞 523808; 2. 大连理工大学 控制科学与工程学院, 辽宁 大连 116024)

**摘 要:** 提出一种基于 K-中心点聚类算法的自适应步态检测方法, 检测不同步态参数及其耦合关系. 所提方法在现有检测方法的基础上增加了步态精细划分环节, 提高步态检测结果的正确性和有效性. 实验结果显示, 在较大步态参数空间内, 采用所提检测方法可将步数估计的精度从现有方法的 46.16% ~ 53.22% 提高到 76.13%.

**关键词:** 步态检测; 聚类分析; 步行周期划分; 自适应参数; 惯性测量

**中图分类号:** TP 29 **文献标志码:** A **doi:**10.3969/j.issn.1671-6833.2017.03.005

## 0 引言

在医疗康复等领域中, 步长、步宽、步高、步频、步速、足偏角、趾屈角、背屈角, 以及各步态时相的时长、比例等均是重要的步态参数. 步态检测的基本功能是检测步态周期中的支撑相, 即脚底与地面接触的静止时间段. 支撑相检测是步态分析的基础和前提, 在支撑相内, 脚底对地面的绝对速度为零, 这一信息可以被零速修正 (Zero Velocity Updates, 简称 ZUPT) 方法加以利用, 为步态分析提供更加精确的量化指标.

近年来, 随着 MEMS 传感器的体积不断减小、成本不断降低, 涌现出了许多基于 MEMS 惯性传感器的步态分析方法<sup>[1]</sup>. 现有的基于惯性技术的步态检测方法<sup>[2-5]</sup>, 没有充分合理地考虑测量值波动对步态检测的影响, 检测结果易受测量值波动和检测参数设置的影响, 不足以准确无误地检测出每个步态周期中的支撑相, 且检测参数手动修改、单独调节, 主观性较强, 灵活性较差. 在实际使用中, 往往会由于方法设计不合理或参数设置不合适, 造成支撑相的误检测, 引入不同程度的估计误差, 降低步态分析系统的精度.

笔者基于无线传感器网络平台<sup>[6]</sup>, 研究了将 MEMS 惯性传感器安装于脚部的步态检测技术. 安装于脚部的惯性传感器可以感知脚部与地面的

每次触碰和随后的支撑相, 其测得的加速度和角速度数据的周期特性与脚部运动完全同步. 为提高步态检测结果的正确性和有效性, 笔者提出了一种基于聚类分析的自适应步态检测方法, 在现有检测方法的基础上增加了步态精细划分环节, 能够提高步态检测结果对用户、环境、步速和步态变化的适应能力.

## 1 步态周期划分

本文步态周期划分方法如图 1 所示. 在图 1 中, 一个完整的单足步态周期被划分为支撑相和摆动相, 支撑相约占整个步态周期 60%<sup>[7]</sup>. 本文检测方法主要检测单腿支撑时间, 为利用支撑相内步速为零的信息, 认为支撑相占步态周期 30% 的时间<sup>[8]</sup>. 只要脚的任意部分尚未接触地面或者已经离开地面, 便认为当前时刻步态处于摆动相.

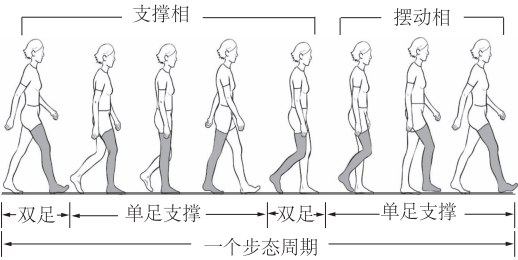


图 1 本文步态周期划分方式

Fig. 1 Common way of dividing a gait cycle

收稿日期:2016-10-20; 修订日期:2016-12-23

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51407031); 广东省自然科学基金(2016A030313134); 广东省高等学校“创新强校工程”创新项目(2014KQNCX221); 东莞市社会科数发展项目(2013108101007)

作者简介:姜鸣(1982—), 男, 辽宁沈阳人, 东莞理工学院讲师, 博士, 主要从事模式识别和智能系统研究. E-mail: jiangm@dgut.edu.cn.

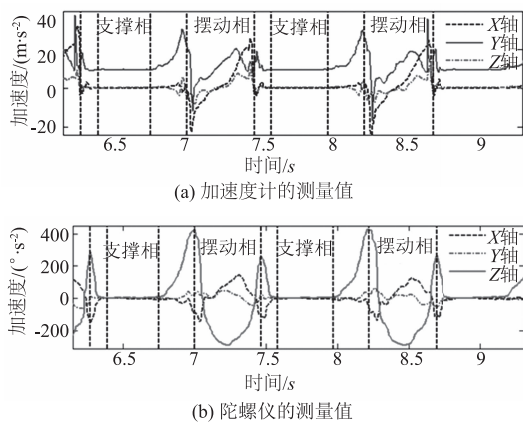


图2 惯性数据及相应的步态事件和步态时相  
Fig.2 Inertial measurements with corresponding gait events and gait phases

理论上支撑相内角速度和线速度均为零,但实际上由于传感器的测量误差,使得实际测量值在各期望值附近波动,如图2所示. 惯性传感器测得的加速度和角速度数据表现出与脚部运动同步的周期特性,每个人都有自己独特的步态特征<sup>[5,9]</sup>,如图2中所示步频约100步/min,支撑相时长约0.37s,占整个步态周期的比例约31%.

## 2 基于惯性技术的步态检测

### 2.1 检测统计量计算

现有的基于惯性技术的步态检测方法主要利用惯性传感器的测量值检测步态周期中的支撑相. 支撑相检测可以视为一个模式识别的过程,待识别的模式满足如下两个条件:

- (1) 加速度条件:  $\|a_k^b\| = g$ ;
- (2) 角速度条件:  $\|\omega_k^b\| = 0$ ;

其中, $b$ 表示载体坐标系; $k$ 表示采样时间; $a^b$ 表示加速度计的测量值; $\omega^b$ 表示陀螺仪的测量值; $g$ 表示重力加速度大小; $\|\cdot\|$ 表示向量的二范数.

根据步态事件的检测原理,可以将步态检测方法划分为三类:峰值检测<sup>[10]</sup>、过零检测<sup>[11]</sup>和平区检测<sup>[7]</sup>,本文采用平区检测方法来进行步态检测. 根据数据来源不同,同时考虑到环境的复杂性和步态的多样性,采用基于加速度和角速度数据的步态检测方法. 令向量 $z_k$ 表示惯性传感器的测量值,如公式(1)所示:

$$z_k = [(a_k^b)^T (\omega_k^b)^T]^T \quad (1)$$

其中, $(\cdot)^T$ 和 $[\cdot]^T$ 表示向量的转置. 令 $S_k$ 表示 $k$ 时刻用于进行步态检测的统计量,由公式(2)计算获得

$$S_k = S(\{z_i\}_{i=k-w}^{k-1} = k) =$$

$$\frac{1}{W} \sum_{i=k}^{k+w-1} \left( \frac{1}{\|\sigma_f^b\|^2} \left\| a_i^b - g \frac{\bar{a}_k^b}{\|\bar{a}_k^b\|} \right\|^2 + \frac{1}{\|\sigma_\omega^b\|^2} \|\omega_i^b\|^2 \right), \quad (2)$$

式中: $W$ 为数据窗口大小; $\sigma_\omega^b$ 为陀螺仪的测量噪声; $\sigma_f^b$ 为加速度计的测量噪声; $\bar{a}_k^b$ 为窗口内加速度的均值. 本文检测统计量由加速度的等效移动方差值和角速度的移动均方值组成,二者通过加权求和的方式进行数据融合,权重大小由测量噪声 $\sigma_f^b$ 和 $\sigma_\omega^b$ 进行调节.

### 2.2 测量值波动分析

现有步态检测方法通常只采用一个检测阈值 $T_b$ ,检测过程为标准两步法<sup>[2-3]</sup>. 该方法由于没有考虑测量值波动对检测结果的影响,容易造成支撑相的误检测. 以一次直线行走实验为例,采用单一检测阈值进行步态检测,检测结果如图3所示.

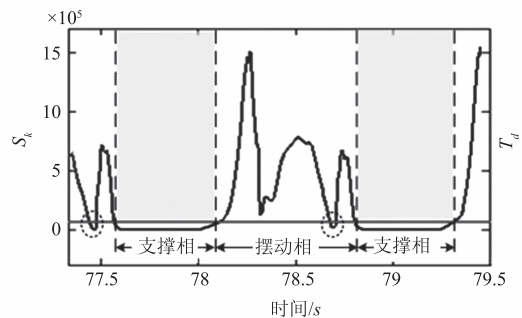


图3 支撑相的误检测  
Fig.3 False detection of the stance phases

由于测量值局部下行波动而诱发的伪支撑相往往持续时间较短,现有研究通常在单一检测阈值的基础上增加了一个预设时间阈值 $T_l$ ,对单一检测阈值的检测结果进行验证<sup>[4-5]</sup>,所有持续时间小于 $T_l$ 的支撑相均视为伪支撑相. 但是该方法容易将所有的短支撑相删除,使得检测结果易受测量值波动和检测参数选取的影响,造成检测结果的不准确.

## 3 基于聚类分析的步态检测

### 3.1 自适应检测过程

步态检测有3个检测参数需要调节,窗口大小 $W$ 、检测阈值 $T_d$ 、时间阈值 $T_l$ . 现有步态检测方法中,阈值参数均需要手动调节,容易造成检测误差. 笔者提出了一种基于聚类分析的自适应步态检测方法,能够对测量值波动和对检测参数的变化适应性调整. 本文检测方法分为粗略划分阶段和精细划分阶段,选用对孤立点不敏感的 $K$ -中心点聚类算法区分步态分割结果的真伪,本文方法的结构如图4所示.

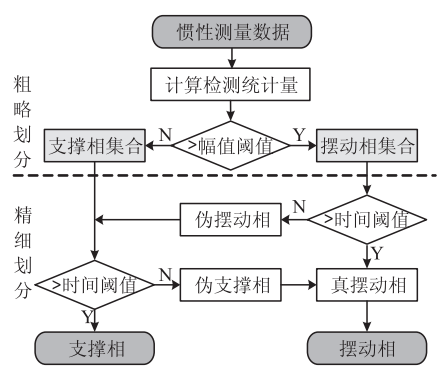


图 4 自适应步态检测方法的结构框图

Fig. 4 Block diagram of the adaptive gait detection method

笔者所提方法在粗略划分的基础上增加了精细划分的过程,在对支撑相进行划分之前增加了对摆动相精细划分的环节.在精细划分阶段,本文通过采用 K-中心点聚类,将粗略划分结果自动划分为真伪两类,自动获取阈值参数.

3.2 自适应参数选取

以直线行走实验为例,支撑相精细划分结果如图 5 所示.图 5 中给出了真支撑相的最小时长和伪支撑相的最大时长,时间阈值  $T_l$  可以设置为这两个极值之间的值.

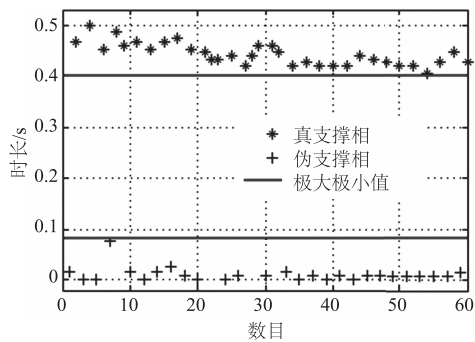


图 5 支撑相的精细化

Fig. 5 Classification of the raw stance phases

基于聚类算法的支撑相划分方法是局部搜索算法,所产生的修正阈值是局部动态阈值  $T_l$ ,对步态变化有很强的鲁棒性.聚类算法可在没有任何先验知识下通过数据自身特点,自动地将数据划分到不同的类别中,因此检测方法具有较高鲁棒性.

4 实验过程和实验结果

4.1 实验数据采集

笔者使用惯性测量单元采集步行时的惯性信号,CPU 时钟频率为 1MHz,使用无线射频芯片 CC2420 将采集到的数据通过 2.4GHz 无线信道

传回 PC 端.惯性测量单元包括 3 轴加速度计 (LIS344ALH) 和 3 个单轴陀螺仪 (LY530AL).实验采集 6 名志愿者 (3 男 3 女) 的步态数据.图 6 所示为某志愿者正常行走时的 X 轴加速度、Y 轴加速度,以及 Z 轴角速度的信号曲线.

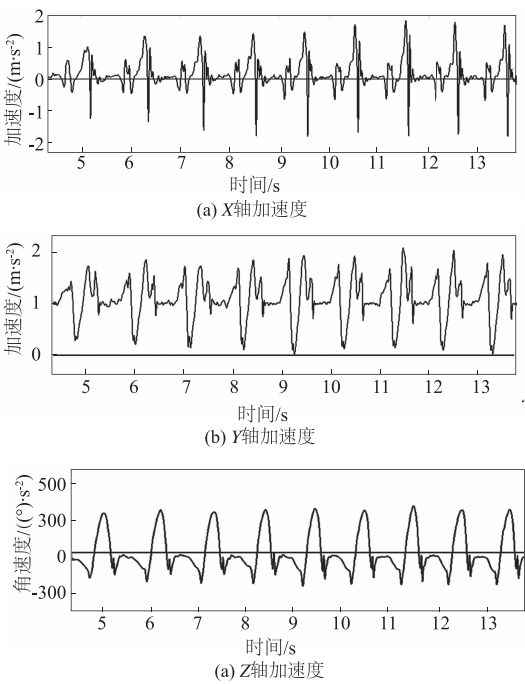


图 6 某志愿者的步态信号

Fig. 6 Gait signal from a volunteer

4.2 实验数据分析

以一次 75 步的水平行走实验为例对本文提及的 3 种步态检测方法进行了对比, $N_a$  和  $N_d$  分别为实际行走步数和检测到的行走步数,实验结果如图 7、图 8 和图 9 所示.

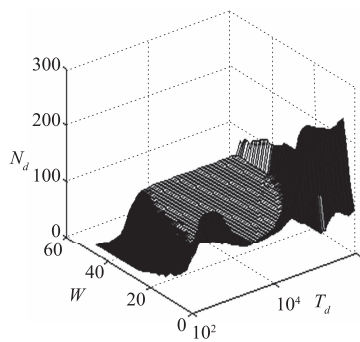


图 7 单一检测阈值法的步数估计

Fig. 7 Stride estimates of single detection threshold method

由图 7 可见,当采用单一检测阈值  $T_d$  时,步态时相的误检测较严重,导致检测到的行走步数多于实际行走步数,即  $N_d > N_a$ .由图 8 可见,当增加固定时间阈值  $T_l$  时, $T_l$  的取值不同,所获得的

检测结果也会不同. 本实验中选取了 3 个依次递增的  $T_l$ , 由图 7 可见, 较小的  $T_l$  不能删除一些时间较长的伪支撑相, 而较大的  $T_l$  又删除了很多短

支撑相. 因此, 该方法不能根据  $W$  和  $T_d$  的取值变化自适应地调节  $T_l$ , 无法正确地消除所有的伪支撑相.

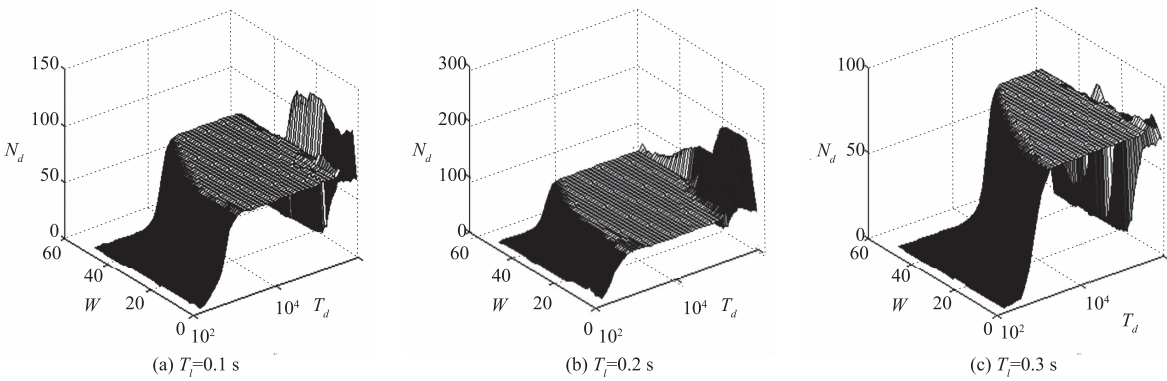


图 8 固定时间阈值法的步数估计

Fig. 8 Stride estimates of the fixed time threshold method

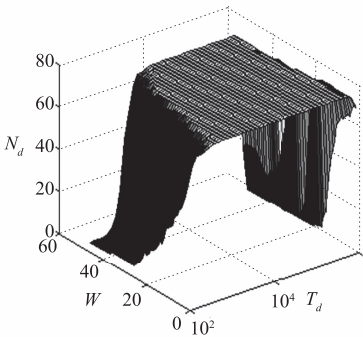


图 9 本文所提自适应检测方法的步数估计

Fig. 9 Stride estimates of the adaptive detection method

由图 9 可见, 由于提供了一个自适应的时间阈值  $T_l$ , 本文方法可以根据参数空间内每一对  $W$  和  $T_d$  的取值, 自适应地调节参数  $T_l$ .

笔者在一个较大检测参数空间内从步数估计的角度对实验结果进行了统计, 如表 1 所示. 评价指标为使得  $N_d = N_a$  的参数组合占所有参数组合的百分比, 称为步数估计的精确度.

表 1 参数空间内步数估计的精确度

Tab. 1 Gait detection accuracy over large parameter space

实验者	步数估计精确度 /%		
	单一检测阈值法 <sup>[2-3]</sup>	固定时间阈值法 <sup>[4-5]</sup>	本文方法
#1	47.64	47.29	77.54
#2	15.62	33.82	60.45
#3	27.40	30.97	54.62
#4	31.76	42.40	69.35
#5	40.76	49.07	80.97
#6	46.16	53.22	76.13

需要注意的是, 如果参数空间选取不同, 上表

中的数值会相应变化, 但依然可表明本文步态检测方法的总体性能最优, 能够在更大的参数空间内估计出较准确的步态参数. 以上实验结果和相关讨论表明, 本文的自适应步态检测方法在存在测量值波动的情况下, 估计结果优于现有的采用单一检测阈值法和增加固定时间阈值的步态检测方法. 该方法参数选择简单、方便、灵活且鲁棒性强, 提高了现有步态检测方法的精确性、可靠性和鲁棒性.

5 结论

提出了一种基于聚类分析的自适应步态检测方法, 其检测结果对测量值的波动和检测参数的选取有很强的鲁棒性, 从而扩大了系统可行的参数空间, 提高了步态检测的精确性和可靠性. 本文所提的自适应步态检测方法在康复医学、身份识别、跌倒检测、虚拟现实、行人导航以及双足机器人姿态控制等领域有着广泛的应用前景, 具有很强的工程应用价值.

参考文献:

[1] HENCHOZ Y, SOLDINI N, PEYROT N, et al. Energetics and mechanics of walking in patients with chronic low back pain and healthy matched controls [J]. European journal of applied physiology, 2015, 115 (11): 2433 - 2443.

[2] FISCHER C, SUKUMAR P T, HAZAS M. Tutorial: Implementing a pedestrian tracker using inertial sensors [J]. IEEE pervasive computing, 2013, 12 (2): 17 - 27.

[3] MENG X L, ZHANG Z Q, WU J K, et al. Self-con-

tained pedestrian tracking during normal walking using an inertial/magnetic sensor module [J]. IEEE transactions on biomedical engineering, 2014, 63(3): 892 – 899.

[4] YUN X P, CALUSDIAN J, BACHMANN E R, et al. Estimation of human foot motion during normal walking using inertial and magnetic sensor measurements [J]. IEEE transactions on instrumentation and measurement, 2012, 61(7): 2059 – 2072.

[5] GODHA S, LACHAPELLE G. Foot mounted inertial system for pedestrian navigation [J]. Measurement Science & technology, 2008, 19(7): 1 – 9.

[6] 冯冬青, 邢凯丽. 基于能量平衡的无线传感器网络分布式成簇机制 [J]. 郑州大学学报 (工学版), 2015, 36(3): 6 – 10.

[7] BEBOK Özkan, SUSTER M A, RAJGOPAL S, et al. Personal navigation via high-resolution gait-corrected inertial measurement units [J]. IEEE transactions on instrumentation and measurement, 2010, 59(11): 3018-3027.

[8] WANG J S, LIN C W, YANG Y, et al. Walking pattern classification and walking distance estimation algorithms using gait phase information [J]. IEEE transactions on biomedical engineering, 2012, 59(10): 2884 – 2892.

[9] FOXLIN E. Pedestrian tracking with shoe-mounted inertial sensors [J]. IEEE computer graphics and applications, 2005, 25(6): 38 – 46.

[10] PRATAMA A R, HIDAYAT R. Smartphone-based pedestrian dead reckoning as an indoor positioning system [C]// Proceedings of the International Conference on System Engineering and Technology. Bandung, Indonesia;IEEE Press, 2012: 1 – 6.

[11] YUN X P, BACHMANN E R, MOORE H, et al. Self-contained position tracking of human movement using small inertial/magnetic sensor modules [C]//IEEE International Conference on Robotics and Automation. Roma, Italy;IEEE Press, 2007: 2526 – 2533.

An Adaptive Gait Detection Method Based on Clustering Analysis

JIANG Ming<sup>1</sup>, ZHAO Hong-yu<sup>2</sup>, Liu Xue-liang<sup>1</sup>

(1. School of Electronical Engineering & Intelligentization, Dongguan University of Technology, Dongguan 523808, China;  
2. School of Control Science and Engineering, Dalian University of Technology, Dalian 116024, China)

**Abstract:** Gait analysis is one of the most focusing research fields in several years, and the gait parameters have been attracting increasing interests in clinical medicine, pedestrian navigation and so on. However, the existing gait detection methods have some shortcomings that prevent their successful use to many practical applications, the detection results of which are very sensitive to measurement fluctuations and detection parameters, and thereby characterized by poor robustness. In this paper, the mutual coupling relationship between different parameters is tested, and an adaptive gait detection method based on clustering analysis is proposed, so as to automatically yield the time heuristic threshold. The experimental results demonstrated the correctness and effectiveness of the method, and the gait detection accuracy over a large parameter space can be improved from 46.16% and 53.22% respectively to 76.13%.

**Key words:** gait detection; clustering analysis; gait phase division; adaptive parameters; inertial measurement