

文章编号:1004-7220(2019)01-0091-07

# 一种基于加速度信号的步态稳定性研究

李晨迪<sup>1</sup>, 吴昱<sup>1</sup>, 戴尅戎<sup>1,2</sup>, 顾冬云<sup>1,2</sup>

(1. 上海交通大学 生物医学工程学院, 数字医学临床转化教育部工程研究中心, 上海 200030;

2. 上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海市骨科内植物重点实验室, 上海 200011)

**摘要:**目的 通过不同工况下头部和腰部的加速度信号分析人体步态稳定性,与质心(center of mass, COM)-压力中心(center of pressure, COP)法进行对比,探讨应用可穿戴设备进行步态稳定性分析的可靠性。**方法** 应用基于加速度信号的谐波比(harmonic ratio, HR)参数分析18名健康青年人在3种工况下(穿鞋自然行走、裸足自然行走、不同步速裸足行走)的行走稳定性,并与COM-COP法的评估结果比较。**结果** 自然步速下步态最稳定,此时HR最大;裸足比穿鞋行走时HR显著减小( $P < 0.05$ ),步态稳定性降低。该结果与COM-COP法分析结果一致。综合步速和穿鞋影响因素,基于加速度的HR参数与COM-COP法的步态稳定性评估结果呈显著负线性相关( $R^2 > 0.50$ ),其中腰部HR具有更显著的线性相关性( $R^2 > 0.60$ )。**结论** 应用基于加速度信号的分析算法可以有效且可靠地评估人体步态稳定性,其中腰部加速度对步态稳定性更敏感。

**关键词:**步态稳定性;加速度;质心-压力中心法

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.01.014

## Assessment of Gait Stability using Acceleration Signal

LI Chendi<sup>1</sup>, WU Yu<sup>1</sup>, DAI Kerong<sup>1,2</sup>, GU Dongyun<sup>1,2</sup>

(1. School of Biomedical Engineering, Engineering Research Center of Clinical Translational Digital Medicine, Ministry of Education, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 2. Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Department of Orthopaedics, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

**Abstract: Objective** To analyze human gait stability by acceleration signal at the head and lumbar under different walking conditions, and make comparison with parameters by the traditional COM (center of mass)-COP (center of pressure) method, so as to discuss the reliability of applying wearable sensors to analyze human gait stability.

**Methods** The harmonic ratio (HR) parameter at the head and lumbar based on acceleration signal was applied to analyze gait stability of 18 healthy young adults under 3 walking conditions (footwear normal walking, barefoot normal walking and barefoot walking at different velocities), and the results were compared with the assessment results from the COM-COP method. **Results** Walking at normal velocity was most stable, with the maximum HR parameter. Compared with footwear walking, HR parameters were significantly decreased ( $P < 0.05$ ) during barefoot walking, indicating that gait stability was reduced. The results were consistent with the assessment results from the COM-COP method. Considering the factors of walking velocity and footwear, the gait stability parameters obtained by the two methods showed a significant negative linear correlation ( $R^2 > 0.50$ ). Lumbar HR param-

收稿日期:2017-11-26; 修回日期:2017-12-25

基金项目:上海市科委科技支撑重点项目(16441908200),上海交通大学医学院转化医学协同创新项目(TM201619)

通信作者:顾冬云,教授, E-mail: dongyungu@sjtu.edu.cn

eter and COM-COP parameters showed a stronger linear correlation ( $R^2 > 0.65$ ). **Conclusions** The application of acceleration signal-based analysis algorithm could effectively and reliably evaluate the stability of human gait, and acceleration at the lumbar was more sensitive than the head signal for analyzing gait stability.

**Key words:** walking stability; acceleration; COM (center of mass)-COP(center of pressure) method

步态稳定性是评估跌倒风险的重要指标<sup>[1-2]</sup>。对于老年人来说,跌倒带来的伤害尤其巨大。在中国,跌倒是伤害死亡的第4位原因<sup>[3]</sup>。此外,步态稳定性是诸如脑卒中、帕金森、脑瘫等神经系统疾病患者康复评估的重要指标<sup>[1,4]</sup>,对患者病情诊断具有参考价值。

目前定量评估人体步态稳定性的常见方法是质心(center of mass, COM)-压力中心(center of pressure, COP)评估法,即通过三维运动捕捉系统采集人体肢体节段的运动轨迹,建模计算COM的运动轨迹,并结合测力平台采集的COP运动轨迹,计算人体在行走过程中的COM-COP倾向角。研究表明,COM-COP方法在步态稳定性评估方面具有较高的精度和可靠性<sup>[5-6]</sup>。然而由于该方法需依赖价格昂贵的步态分析设备,且有实验场地与操作要求,大多在实验室中完成,较难在临床获得广泛应用与普及。

可穿戴设备具有成本低、数据采集简便、可进行日常监测等特点。随着可穿戴技术的发展,可穿戴设备具有良好的临床应用前景。目前已有国外学者报道了利用加速度传感器评估步态稳定性的实验研究。该方法主要采集人体加速度信号,通过分析信号的时间域和频率域评估步行时的步态稳定性。研究发现,通过计算步行时加速度的谐波比,即通过计算加速度频域上奇数谐波和与偶数谐波和的比值,可以分析步态的平滑度和节奏性<sup>[7-8]</sup>。但是,该方法目前尚缺乏与实验室高精度步态稳定性评估指标的对比分析,其临床应用的可靠性值得进一步研究。

本文通过采集人体在不同工况下头部和躯干的加速度信号,将基于加速度频域的步态稳定性分析结果与传统的COM-COP方法分析结果进行相关性分析,探讨与论证应用可穿戴设备进行人体步态稳定性评估的可靠性,研究基于加速度信号评估人体步态稳定性的最敏感部位。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

招募18名健康受试者(无神经系统或骨科疾病历史),年龄22~28岁[(24.75±1.28)岁],体质量53~82 kg[(66.51±9.46) kg],身高168~181 cm[(173±3.55) cm],身体质量指数BMI(22.18±2.74) kg/m<sup>2</sup>。本实验研究经过上海交通大学生物医学工程伦理委员会批准,所有参与者在实验前书面签署知情同意书。

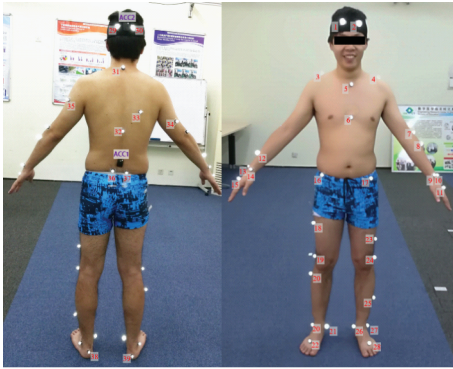
### 1.2 研究仪器与方法

**1.2.1 实验仪器** 采用具有加速度采集功能的机电传感器(Delsys公司,美国)采集行走过程中头部枕骨和第3腰椎棘突(L3)位置的加速度信号,包含前后方向(antero-posterior, AP)、左右方向(mediolateral, ML)和垂直方向(vertical, VT),采样频率148.148 Hz。应用Vicon® T40(Oxford Metrics Group公司,英国)三维运动捕捉系统采集受试者在行走过程中的运动学数据,该捕捉系统包含8个采样频率为100 Hz的红外摄像头。力学参数由3块测力台AMTI OR6-7(Advanced Mechanical Technology公司,美国)记录,采样频率为1 kHz。采用Timing Gait System(Brower公司,美国)控制步速。

分别用医用双面胶带和头带将传感器固定在腰部L3和头部位置(见图1)。红外光标点根据plug-in-gait模型的贴点方法固定在受试者身上。

**1.2.2 实验设计** 共计6组实验工况:裸足自然行走(barefoot natural walk, BNW),裸足以自然行走步速的75%(BNW75)、90%(BNW90)、110%(BNW110)、135%(BNW135)穿鞋自然行走。每次行走的步速与要求步速偏差在5%以内。每种工况都要求在长10 m的步道上来回行走,并且采集8个以上有效步态数据(1次行走中受试者单脚踩到单个测力台)。

**1.2.3 计算参数** 加速度信号由Delsys采集软件导出,并且在分析之前以20 Hz截止频率进行低通



(a) 背面 (b) 正面

图1 plug-in-gait 模型贴点位置和加速度计固定位置

Fig.1 Marker placement of plug-in-gait model and accelerometer placement (a) Back view, (b) Front view

滤波。在 Vicon Nexus 软件中可以使用 plug-in-gait 模型计算 COM、COP<sup>[9]</sup>。所有信号导出后都在 Matlab 2012b 软件中进行分析处理。以左足触地起至同足触地终为 1 个步态周期,计算参数如下:

(1) 时空参数。步频(步/min)、步速(m/s)、步长(m)、跨步时(s)、支撑相所占百分比(%)。

(2) 加速度振幅变异性(amplitude variability, AV)。AV 以步为计算单位,计算相邻步之间加速度峰值的标准差<sup>[10-11]</sup>,是步态稳定性的辅助参数。AV 值越大,表明加速度模式可重复性低,步态越不稳定。

(3) 加速度谐波比(harmonic ratio, HR)。HR 以跨步为计算单位,应用有限傅里叶级数计算加速度信号中同相位分量和(偶次数谐波分量)与异相位分量和(奇数次谐波分量)的比值,一般计算前 10 个偶数次与前 10 个奇数次的谐波和比值,比值越大代表步态更稳定<sup>[7-8, 12]</sup>。

$$HR = \frac{\sum_1^{10} \text{偶数次谐波}}{\sum_1^{10} \text{奇数次谐波}} \quad (1)$$

(4) COM-COP 峰值倾向角  $\theta_{\text{COM-COP}}$  和峰值角速度  $\omega_{\text{COM-COP}}$ 。 $\theta_{\text{COM-COP}}$  为 COP 和 COM 的连线与通过 COP 垂直线之间的角度<sup>[13-14]</sup>,该角度可分解成 ML 和 AP 方向的两个分量。 $\omega_{\text{COM-COP}}$  是  $\theta_{\text{COM-COP}}$  的 1 次微分。步态稳定性以 1 个跨步中  $\theta_{\text{COM-COP}}$  峰值和  $\omega_{\text{COM-COP}}$  峰值表示,不考虑正负方向,值越大代表身体动态稳定性越差<sup>[15]</sup>。

**1.2.4 统计学分析** 采用 SPSS 17.0 进行统计分析。使用配对 *t* 检验法分析穿鞋因素分别对时空参

数、加速度参数、COM-COP 参数的影响。采用 ANOVA 可重复方差分析法评估步速因素分别对上述加速度参数以及  $\theta_{\text{COM-COP}}$  和  $\omega_{\text{COM-COP}}$  的影响。 $P < 0.05$  表示差异具有统计学意义。使用线性回归分析方法,分析 HR 和 COM-COP 参数对多影响因素下步态稳定性评估结果的相关性。

## 2 结果

### 2.1 穿鞋与裸足行走步态时空参数比较

与穿鞋行走相比,裸足行走时的自然步速、步长和支撑相所占百分比均显著减小( $P < 0.05$ ),而步频和跨步时没有变化( $P > 0.05$ ),见表 1。

表 1 穿鞋和裸足行走时空参数比较(\* $P < 0.05$ )

Tab.1 Comparison of temporal-spatial parameters for footwear walking and barefoot walking

参数	裸足行走	穿鞋行走
步频/( $\text{min}^{-1}$ )	112.36±7.24	112.53±6.99
步速/( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ )	1.28±0.09	1.32±0.09*
步长/m	0.69±0.02	0.71±0.02*
跨步时/s	1.07±0.07	1.07±0.06
支撑相所占百分比/%	59.15±1.74	60.48±1.32*

### 2.2 穿鞋与裸足行走步态稳定性评估参数比较

采用加速度进行步态稳定性分析。裸足行走时,头部和腰部 HR 在 ML 和 AP 方向上显著小于穿鞋行走时( $P < 0.05$ ),在 VT 方向则没有显著性差异。裸足行走时,腰部在 3 个方向上的 AV、头部在 VT 方向上的 AV 均显著大于穿鞋行走( $P < 0.05$ ),见表 2。采用运动捕捉系统的分析结果表明,裸足行走时  $\theta_{\text{COM-COP}}$  峰值和平均值在 ML 和 AP 方向上均显著大于穿鞋行走( $P < 0.05$ ),见表 3。根据 HR、AV 和  $\theta_{\text{COM-COP}}$  参数的定义,上述结果表明,基于加速度和 COM-COP 法获得的结果一致,即相比穿鞋行走,裸足行走时步态稳定性显著降低( $P < 0.05$ )。

### 2.3 不同步速下步态稳定性参数比较

如图 2 所示,受试者在 5 个不同步速下行走时,头部 HR 在 3 个方向上随着步速的增大出现了先增大再减小的趋势,且步速对 HR 的影响在 3 个方向上都有显著性( $P < 0.001$ )。当步速从自然步速的 70% 增大到自然步速时,HR 逐渐增大。当步速增大到自然步速的 135% 时,HR 逐渐减小。HR 最大

表2 穿鞋和裸足行走 HR、AV 参数比较 (\* $P < 0.05$ )

Tab.2 Comparison of HR and AV parameters for footwear walking and barefoot walking

部位	方向	HR		AV	
		裸足行走	穿鞋行走	裸足行走	穿鞋行走
头部	VT	3.78±0.46	4.08±0.70	0.11±0.03	0.09±0.02*
	ML	2.80±0.52	3.07±0.57*	0.10±0.02	0.09±0.02
	AP	2.51±0.43	2.72±0.52*	0.11±0.04	0.10±0.03
腰部(L3)	VT	3.12±0.42	3.26±0.46	0.13±0.03	0.12±0.04*
	ML	2.81±0.49	3.00±0.54*	0.14±0.03	0.11±0.03*
	AP	4.52±0.52	4.68±0.58	0.11±0.03	0.10±0.03*

表3 穿鞋和裸足行走  $\theta_{COM-COP}$  及  $\omega_{COM-COP}$  参数比较 (\* $P < 0.05$ )

Tab.3 Comparison of  $\theta_{COM-COP}$  and  $\omega_{COM-COP}$  for footwear walking and barefoot walking

参数	方向	裸足行走	穿鞋行走
$\theta_{COM-COP}$ 峰值 / (°)	ML	4.05±0.43	3.83±0.40*
	AP	12.24±1.93	10.26±2.10*
$\omega_{COM-COP}$ 峰值 / [(°)·s <sup>-1</sup> ]	ML	18.97±1.93	16.02±2.90*
	AP	39.79±4.30	34.95±3.80*

值出现在自然步速时。在腰部 L3 位置,HR 随步速的表现也与上述描述相同。同样地,在头部与腰部 L3 位置,3 个方向上的 AV 最小值都出现在自然步速时,此时曲线出现转折点。

在 ML 和 AP 两个方向上,  $\theta_{COM-COP}$  峰值和

$\omega_{COM-COP}$  峰值随着步速增大均出现了先减小再增大的趋势,而且都在自然步速时达到最低点。这与 HR 的变化趋势刚好相反,与 AV 的变化趋势相似(见图3)。基于加速度与 COM-COP 方法的分析结果都显示,在自然步速下步态稳定性最大,过低或过高的步速都会导致步态稳定性减小。

### 2.4 两种评估方法对步态稳定性分析的线性相关性

由图4相关性分析可知,在综合所有影响因素下,头部、腰部 HR 与  $\theta_{COM-COP}$  峰值和  $\omega_{COM-COP}$  峰值在 ML 和 AP 方向上都呈显著的负线性相关 ( $F < 0.05$ ,  $R^2 > 0.50$ )。腰部 HR 与  $\theta_{COM-COP}$  峰值 ( $R^2 > 0.65$ ) 和  $\omega_{COM-COP}$  峰值 ( $R^2 > 0.60$ ) 的线性相关性都较头部 HR 与它们的相关性 ( $R^2 > 0.50$ ) 大。

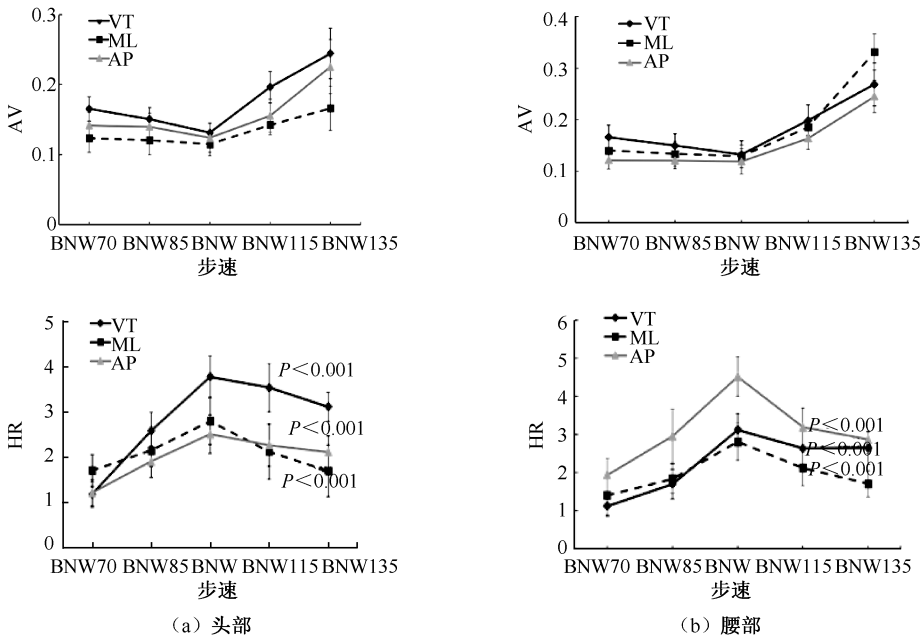
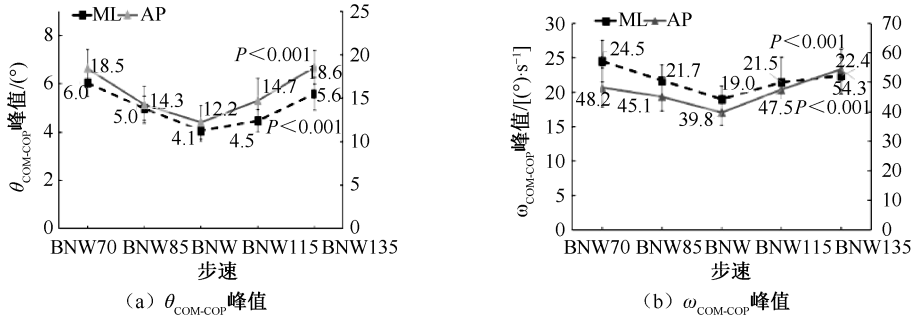
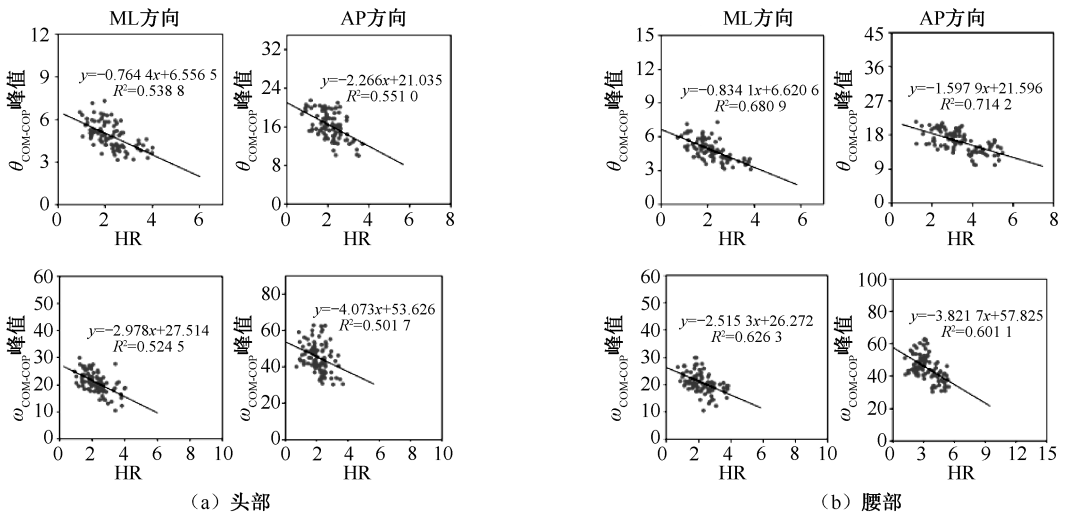


图2 不同步速下头部和腰部步态稳定性参数比较

Fig.2 Comparison of gait stability parameters for the head and lumbar at different velocities (a) Head, (b) Lumbar

图3 步速对  $\theta_{COM-COP}$  峰值和  $\omega_{COM-COP}$  峰值的影响Fig.3 Effects of walking velocity on peak of  $\theta_{COM-COP}$  and  $\omega_{COM-COP}$  (a) Peak of  $\theta_{COM-COP}$ , (b) Peak of  $\omega_{COM-COP}$ 图4 不同方向  $\theta_{COM-COP}$ 、 $\omega_{COM-COP}$  峰值分别与头部和腰部 HR 参数的线性回归分析Fig.4 Linear regression analysis on peak of  $\theta_{COM-COP}$  and  $\omega_{COM-COP}$  and harmonic ratio at the head and lumbar in different directions (a) Head, (b) Lumbar

### 3 讨论与结论

目前有关步态稳定性的精确评估主要依赖于光学三维运动捕捉系统,其经典应用是 COM-COP 法。近年来,随着可穿戴设备的开发应用,国内外学者开始尝试基于加速度信号评估人体步态稳定性。通过加速度信号的 HR 参数作为平衡参数来评估步态稳定性具有较好的结构效度和预测效度<sup>[12,16-17]</sup>。本文通过设计穿鞋和步速两种影响步态稳定性的因素,计算头部和腰部的加速度步态稳定性参数和 COM-COP 法步态稳定性参数,比较在多个影响因素下两种评估方法对步态稳定性预测效度的相关性。

基于加速度信号评估参数与 COM-COP 法参数

都证明穿鞋行走时稳定性大于裸足行走。头部和腰部 HR 参数表明,穿鞋行走时步态加速度在 ML 和 AP 方向具有较好的平滑度和节律性,AV 参数同样显示穿鞋行走时加速度振幅减小,处于更加稳定的行走状态。同时本研究也表明,在穿鞋行走时,COM-COP 倾向角和角速度在 1 个周期中的峰值与裸足行走有显著差异,即裸足行走时身体对 COP 的控制能力较低。与本文的结果相似,Zhang 等<sup>[18]</sup>研究发现,裸足行走时 COP 会产生更大的向外侧位移。与穿鞋行走相比,裸足行走为控制身体稳定性采取了更加保守的行走模式<sup>[19]</sup>。从时空参数上看,受试者步速和步长显著降低。有研究提出,裸足行走的时空参数降低是步态稳定性发生变化所致<sup>[20]</sup>。推测裸足行走过程中足底与地面接触面积减小,增

加了滑动的风险以及脚着地时的足底压力<sup>[19]</sup>,使行走时步态稳定性降低。

本研究在对另一影响步态稳定性的步速条件进行两种评估方法的比较后,也获得了一致性的结果。结果表明,基于加速度的 HR、AV 参数与步行速度密切相关。在自选舒适步行速度下,基于加速度的 HR 参数显示步态最稳定;当步速过高或过低时,HR 减小、AV 增大,受试者的步态稳定性降低。这与文献[11, 16]中的研究结果一致。同样地,应用 COM-COP 法的评估结果显示,在舒适的步行速度下,COM-COP 倾向角峰值和角速度峰值在 AP 和 ML 方向最低,即步态稳定性最好。

综合穿鞋和步速两种影响因素,两种评估方法所获得的步态稳定性结果具有显著相关性。从定性上看,加速度 HR、AV 参数和 COM-COP 倾向角两个评估结果都表明,在 AP 和 ML 方向,裸足行走时身体会失去一定的稳定性,而且过高或过低的步速会引起步态稳定性降低。HR 越大,代表步态越稳定;而 COM-COP 倾向角和角速度越大,代表行走时控制能力越差,两者呈负相关关系。根据线性分析结果,腰部、头部 HR 与 COM-COP 倾向角、角速度峰值在 AP 和 ML 方向都具有明显的负线性相关性,且腰部评估参数所呈现的线性相关性强于头部位置。本文认为,腰部加速度信号更能体现步行时稳定性的情况,头部加速度信号可作为辅助参数。从力学角度来看,人体步行过程中稳定性主要体现在对 COM 运动控制的能力上<sup>[21]</sup>,而 COM 通常位于人体腰部与骨盆的交接位置<sup>[22]</sup>。此外,在行走过程中,躯干的减震作用<sup>[23]</sup>可能使步行时所产生的加速度在头部位置大大减弱,故腰部位置的加速度振幅和变异性在各个方向上明显比头部更大。

本实验的受试者均为年轻人,故研究结果具有一定的局限性。为了实现更好的临床应用,未来研究应考虑患者和老年人群,增加对更多部位加速度信号的分析。

综上所述,基于可穿戴设备的加速度信号可以便捷可靠地评估人体行走时步态稳定性,与实验室采用的常规评估方法所获得的结果相一致。可穿戴设备使得步态稳定性评估不再局限于实验室的环境,也为步态分析的临床应用创造新的思路。

## 参考文献:

- [1] 胡飞, 顾冬云, 戴尅戎, 等. 基于非线性时间序列法研究人体步行稳定性[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 51-57.  
HU F, GU DY, DAI KR, *et al.* Nonlinear time series analysis of gait stability during walking [J]. J Med Biomech, 2012, 27(1): 51-57.
- [2] 陈金灵, 顾冬云. 轻便低成本型人体平衡功能测量系统研究与开发进展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 671-676.  
CHEN JL, GU DY. Research progress on the light-weight and low-cost systems for human motion balance measurement [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 671-676.
- [3] 赵芳, 周兴龙. 老年人站立及行走稳定性的生物力学研究[J]. 北京体育大学学报, 2003, 26(2): 188-191.
- [4] MOON Y, SUNG J, AN R, *et al.* Gait variability in people with neurological disorders: A systematic review and meta-analysis [J]. Hum Mov Sci, 2016, 47: 197-208.
- [5] HUANG SC, LU TW, CHEN HL, *et al.* Age and height effects on the center of mass and center of pressure inclination angles during obstacle-crossing [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(8): 968-975.
- [6] XU R, WANG X, YANG J, *et al.* Comparison of the COM-FCP inclination angle and other mediolateral stability indicators for turning [J]. Biomed Eng Online, 2017, 16(1): 37.
- [7] BRODIE MA, MENZ HB, SMITH ST, *et al.* Good lateral harmonic stability combined with adequate gait speed is required for low fall risk in older people [J]. Gerontology, 2015, 61(1): 69-78.
- [8] DOI T, HIRATA S, ONO R, *et al.* The harmonic ratio of trunk acceleration predicts falling among older people: Results of a 1-year prospective study [J]. J Neuroeng Rehabil, 2013, 10(1): 1-6.
- [9] GUTIERREZ-FAREWIK EM, BARTONEK A, SARASTE H. Comparison and evaluation of two common methods to measure center of mass displacement in three dimensions during gait [J]. Hum Mov Sci, 2006, 25(2): 238.
- [10] HUISINGA JM, MANCINI M, GEORGE RJ, *et al.* Accelerometry reveals differences in gait variability between patients with multiple sclerosis and healthy controls [J]. Ann Biomed Eng, 2013, 41(9): 2018-2018.
- [11] MENZ HB, LORD SR, FITZPATRICK RC. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces [J]. Gait Posture, 2003, 18(1): 35-46.
- [12] ROCHE JL, LOWRY KA, VANSWEARINGEN JM, *et al.* Harmonic ratios: A quantification of step to step symmetry [J]. J Biomech, 2013, 46(4): 828-831.
- [13] CHIEN HL, LU TW, LIU MW. Control of the motion of the body's center of mass in relation to the center of pressure

- during high-heeled gait [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(3): 391-396.
- [14] YAMAGUCHI T, YANO M, ONODERA H, *et al.* Kinematics of center of mass and center of pressure predict friction requirement at shoe-floor interface during walking [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(2): 209-214.
- [15] LEE HJ, CHOU LS. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2006, 87(4): 569-575.
- [16] LOWRY KA, LOKENVITZ N, SMILEY-OYEN AL. Age- and speed-related differences in harmonic ratios during walking [J]. *Gait Posture*, 2012, 35(2): 272-276.
- [17] IOSA M, MARRO T, PAOLUCCI S, *et al.* Stability and harmony of gait in children with cerebral palsy [J]. *Res Dev Disabil*, 2012, 33(1): 129-135.
- [18] ZHANG X, PAQUETTE MR, ZHANG S. A comparison of gait biomechanics of flip-flops, sandals, barefoot and shoes [J]. *J Foot Ankle Res*, 2013, 6(1): 45.
- [19] FRANKLIN S, GREY MJ, HENEGHAN N, *et al.* Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking [J]. *Gait Posture*, 2015, 42(3): 230-239.
- [20] D' AOÛT K, PATAKY TC, CLERCQ DD, *et al.* The effects of habitual footwear use: Foot shape and function in native barefoot walkers [J]. *Footwear Sci*, 2009, 1(2): 81-94.
- [21] KURZ MJ, ARPIN DJ, CORR B. Differences in the dynamic gait stability of children with cerebral palsy and typically developing children [J]. *Gait Posture*, 2012, 36(3): 600-604.
- [22] BIONDI G, MAURO S, MOHTAR T, *et al.* A geometric method for estimating space debris center of mass position and orbital parameters from features tracking [C]//Proceedings of 2015 IEEE Metrology for Aerospace (MetroAeroSpace). Benevento: IEEE, 2015: 265-270.
- [23] KAVANAGH JJ, MENZ HB. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking [J]. *Gait Posture*, 2008, 28(1): 1-15.