

文章编号:1004-7220(2012)01-0051-07

基于非线性时间序列法研究人体步行稳定性

胡飞¹, 顾冬云^{1,2}, 戴尅戎^{1,2}, 安丙辰², 陈金灵¹, 吴昱¹

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

摘要: **目的** 应用非线性时间序列分析方法, 研究健康老年与青年志愿者的步行稳定性, 为更全面评估人体的动态平衡、预测跌倒风险提供重要依据。 **方法** 应用 VICON 运动捕捉系统, 采集肌骨系统健康志愿者 (7 名老年和 10 名青年) 在不同步速 (80%、100%、120% 自然步速) 下的运动学数据, 提取志愿者在 30 个连续步态周期中, 第 7 颈椎和第 10 胸椎在前后和左右方向上的位移, 以及下肢各关节屈曲伸展和外展内收运动角度, 计算位移和运动角度变化的最大 Lyapunov 指数, 比较分析老年与青年组之间步行稳定性差异, 以及步速对人体步行稳定性影响。 **结果** 青年组步行稳定性优于老年组, 并在某些运动节段呈现显著性差异 ($P < 0.01$); 老年和青年的步行稳定性随步速增加而降低 ($P < 0.05$)。 **结论** 应用非线性时间序列分析方法中的最大 Lyapunov 指数, 能有效并定量地评测人体步行中各运动节段的稳定性。

关键词: 非线性时间序列; 步态分析; 稳定性; 跌倒; 步速; 运动学

中图分类号: R 3 文献标志码: A

Nonlinear time series analysis of gait stability during walking

HU Fei¹, GU Dong-yun^{1,2}, DAI Ke-rong^{1,2}, AN Bing-chen², CHEN Jin-ling¹, WU Yu¹

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

Abstract: Objective To investigate the gait stability of healthy old and young adult volunteers during walking using the nonlinear time series analysis method so as to comprehensively assess the dynamic balance of human and provide important references for the prediction of fall risk. **Methods** The Vicon motion capture system was used to collect three-dimensional kinematic data of healthy volunteers (seven old subjects and ten young subjects) at different walking speed (80%, 100%, 120% of the natural walking speed). The anterior-posterior and medio-lateral motions of the seventh cervical and tenth thoracic vertebrae, as well as the flexion-extension and abduction-adduction angles of the lower extremity joints, were obtained from 30 consecutive gait cycles to calculate the largest Lyapunov exponents and analyze the difference of gait stability between the old and young group and the influence of walking speed on gait stability. **Results** The gait stability in the young group was better than that in the old group, and there were significant differences in certain motion segments ($P < 0.01$). The gait stability in both groups were reduced with the increase of speed ($P < 0.05$). **Conclusions** The largest Lyapunov exponent based on nonlinear time series analysis method can be used to effectively and quantitatively analyze the gait stability of each motion segment in human during walking.

Key words: Nonlinear time series; Gait analysis; Stability; Falls; Walking speed; Kinematics

收稿日期:2011-07-08; 修回日期:2011-08-31

基金项目:科技部国际合作项目(2009DFA32500), 国家科技支撑项目(2009BAI71B06), 上海教委重点学科建设基金(J50206)。

通讯作者:顾冬云, Tel: (021)62932392; E-mail: dongyungu@gmail.com。

跌倒引起的损伤是老年人群生活质量下降、残疾以及死亡的最重要原因之一,而人体平衡功能是反映跌倒风险的一个重要指标^[1]。目前临床上对平衡功能的评测主要为静态平衡或姿势转换的动态平衡,对动态平衡中的步行稳定性关注较少。世界卫生组织(WHO)调查显示^[2],70%的跌倒发生在步行中,故研究和评测人体步行稳定性将能弥补现有临床对人体平衡功能评价的不足,为预测跌倒风险提供重要依据。

步行稳定性是指人体在步行中,平衡受到干扰后趋近或返回到初始平衡状态的能力^[3]。常用的步行稳定性评测方法有质心-压力中心法和最大值-最小值法等,但这两种方法都没有考虑人体各运动节段的差异性和步行的连续性^[1]。近年来,国外研究者开始尝试运用非线性时间序列分析法中的最大Lyapunov指数研究人体的步行稳定性^[4-6]。最大Lyapunov指数用于定量描述相空间相邻轨道按指数扩张或收缩的速度,估计系统的混沌水平,该值小于0,表明步行稳定,人体步行受干扰后仍能返回至平衡状态;该值大于0,表明步行具有混沌特性,即干扰对人体步行有影响;该值越大,步行的混沌程度越高,步行的不稳定性增强,人体步行抗干扰能力减弱。非线性时间序列法通过捕捉连续步态周期中人

体运动节段的运动学数据,据此计算能评估人体各运动节段动态稳定性的最大Lyapunov指数,反映人体神经肌肉系统对步行稳定性的控制能力。因此,应用非线性时间序列分析法研究步行稳定性已成为人体平衡功能研究的热点^[6-7]。但是,目前尚未有该方法用于中国人群步行稳定性评测的报道^[8],并且对有关影响步行稳定性的相关因素研究存在不一致的结果。

本研究应用非线性时间序列分析法中最大Lyapunov指数,研究步速对健康中国老年与青年志愿者步行稳定性的影响,评测老年与青年组之间步行稳定性差异,为跌倒风险的评估提供依据。

1 材料与方法

1.1 研究对象

选取7名健康老年与10名健康青年志愿者作为测试对象,排除标准为:体质过敏者;严重心血管、肺、肝、肾和造血系统疾病、精神病者、自制力差、语言或智力障碍者;下肢运动功能障碍或其他疾病导致禁忌运动练习者。影响受试者步行稳定性的其他相关生理信息如表1所示。志愿者在测试前被告知所有试验内容,并签署知情同意书。

表1 受试者基本信息

Tab.1 Basic information of the volunteers

组别	性别	人数	年龄/岁	身高/cm	体重/kg	自然步速/(km·h ⁻¹)
青年	男	5	23.6±0.55	171.2±3.43	63.6±7.20	2.9±0.41
	女	5	23.0±0.71	156.5±4.85	51.2±12.56	2.2±0.48
老年	男	3	53.3±1.15	175.5±3.91	72.7±22.59	2.9±0.55
	女	4	56.8±3.50	161.8±7.64	62.5±12.01	2.0±0.49

1.2 测量仪器与软件

应用VICON T40三维运动捕捉系统(英国VICON公司)采集志愿者步行运动学数据,该系统包括10个400万像素的红外摄像头(采样频率100 Hz),一个高速摄像头,一套荧光反射标记点(直径14 mm),一台电脑以及配套的VICON Nexus软件。

1.3 步行稳定性测试

1.3.1 测试步骤 (1) 静态数据采集。如图1所示,受试者均穿紧身运动短裤,赤脚,由专业人员将39个荧光反射标记点贴在骨性标志上(1-右鬓,2-

左鬓,3-右脑后,4-左脑后,5-右肩峰,6-左肩峰,7-颈动脉切迹,8-胸骨剑突,9-第7颈椎棘突,10-右肩胛骨中心,11-第10胸椎棘突,12-左上臂外侧,13-右上臂外侧,14-左肘关节外侧,15-右肘关节外侧,16-左前臂外侧,17-右前臂外侧,18-左腕关节外侧,19-右腕关节外侧,20-左腕关节内侧,21-右腕关节内侧,22-左手背第2掌骨,23-右手背第2掌骨,24-左侧髌前上棘,25-右侧髌前上棘,26-左侧髌后上棘,27-右侧髌后上棘,28-左大腿外侧,29-右大腿外侧,30-左膝并节外侧,31-右膝并

节外侧, 32-左小腿外侧, 33-右小腿外侧, 34-左踝关节外侧, 35-右踝关节外侧, 36-左脚第 2 跖骨, 37-右脚第 2 跖骨, 38-左跟骨, 39-右跟骨)。测试前点击软件校准键对运动捕捉系统校准, 减少由于测量仪器本身造成的系统误差。受试者按要求自然站立 3 s, 采集荧光反射标记点的静态数据, 构建人体全身三维模型。

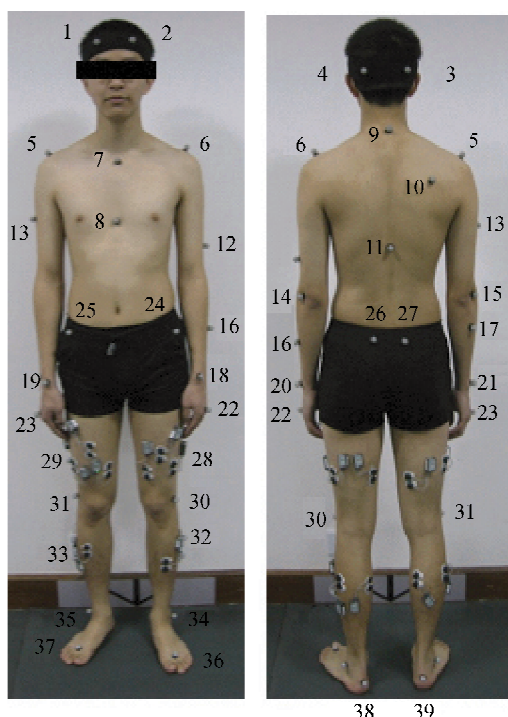


图1 标记点粘贴位置
 Fig.1 Marker Placement

(2) 动态数据采集。如图 2 所示, 受试者在跑步机上行走, 步速从 0 开始逐渐升高, 确定并记录受试者最适宜的行走速度, 将此速度记为 100% 自然步速。随后, 受试者在跑步机上分别完成 3 种不同状态下的行走, 包括: 100% 自然步速、80% 自然步速、120% 自然步速。每个状态的行走时间为 5 min, 采集中间 90 s 数据。行走过程中受试者目视前方, 尽量放松, 避免除行走以外的其他动作(如扭头、举手等)。每个状态测试结束后, 均有 5 min 以上的休息时间, 避免疲劳因素对测试结果的影响。采集的原始数据导入捕捉系统自带的 VICON Nexus 软件, 得到各运动节段的位移或运动角度, 再根据位移或运动角度数据计算最大 Lyapunov 指数。



图2 数据采集
 Fig.2 Data acquisition

1.3.2 最大 Lyapunov 指数计算 1993 年 Rosenstein 等人基于轨道跟踪法思想, 对 Wolf 方法进行改进, 提出了计算最大 Lyapunov 指数的小数据量法^[9], 该方法运算速度快, 易于实现, 对嵌入维、时延以及数据量的规模均表现出比较强的鲁棒性(robustness)。本研究应用 MATLAB R2010a 软件, 编写小数据量法程序, 计算最大 Lyapunov 指数。

由于最大 Lyapunov 指数的计算结果会受到时间序列长度的影响^[8, 10-11], 故计算时选取 90 s 采集数据中前 30 个连续步态周期的第 7 颈椎、第 10 胸椎, 在前、后和左、右方向上位移, 以及下肢各关节屈伸展和外展内收运动角度, 利用保形样条插值函数进行时间归一化处理, 使 30 个步态周期的时间序列均有 3 000 个采样值, 其中步态周期根据右脚足跟标记点最低位置确定^[13]。为了克服时间序列的非恒定性^[14], 本研究用上述时间序列的一阶导数来计算最大 Lyapunov 指数。

设非线性时间序列为 $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$, 以延迟坐标法进行相空间重构

$$X = \{X_i | X_i = [x_i, x_{i+\tau}, \dots, x_{i+(m-1)\tau}]^T, i = 1, 2, \dots, M\} \quad (1)$$

式中: τ 为时延, m 为嵌入维, $M = N - (M - 1)\tau$ 为相空间中的点数。时延 τ 的选取根据 Liebert 和 Schuster 提出的自相关函数下降到初始值的 $1 - 1/e$ 时所对应的延迟时间。嵌入维 m 的选取根据 Takens 定理和 G-P 算法^[9]。首先计算出关联维 d , 再由 $m > 2d$ 确定嵌入维数 m 。本研究计算出第 7

颈椎、第10胸椎的标记点前后与左右方向的位移以及下肢各关节屈伸、外展/内收的运动角度的关联维 $d=5$, 时间延迟 $\tau=10$, 在重构的相空间中, 寻找每个参考点 X_j 的最近邻点 $X_{\hat{j}}$, 即

$$d_j(0) = \min_{X_{\hat{j}}} \|X_j - X_{\hat{j}}\| \quad (2)$$

式中: $d_j(0)$ 是第 j 个参考点到它最近邻点 $X_{\hat{j}}$ 的初始距离, $\|\cdot\|$ 表示二范数。采用限制短暂分离避免参考点 X_j 和最近邻点 $X_{\hat{j}}$ 位于同一轨线上, 即

$$|j - \hat{j}| > p \quad (3)$$

式中: p 为时间序列的平均周期, 可通过功率谱的平均频率的倒数计算得出, 再通过基本轨道上每个点的平均发散率计算最大李雅普诺夫指数 λ 。

对于每个参考点, 计算出与近邻点 X_j 的第 i 个离散时间步长后的距离

$$d_j(i) = \|X_{j+i} - X_{\hat{j}+i}\|, \quad i = 1, 2, \dots, \min(M-j, M-\hat{j}) \quad (4)$$

假定参考点 X_j 与最近邻点 $X_{\hat{j}}$ 具有 λ_1 的指数发散率, 则

$$d_j(i) = C_j e^{\lambda(i \cdot \Delta t)}, \quad C_j = d_j(0) \quad (5)$$

式(5)两边取 $\ln(\cdot)$, 得

$$\ln d_j(i) = \ln C_j + \lambda(i \cdot \Delta t) \quad (6)$$

由式(6)可知, $\ln d_j(i) \sim i$ 曲线在一定范围内满足线性关系, 其曲线的斜率为 $\lambda \Delta t$ 。因此固定 i , 对所有 j 对应的 $\ln d_j(i)$ 求平均后再除以 Δt , 得

$$y(i) = \frac{1}{q \Delta t} \sum_{j=1}^q \ln d_j(i) \quad (7)$$

式中: q 为非零 $d_j(i)$ 的数目。选择 $y(i) \sim i$ 曲线的一段线性区域, 用最小二乘法作回归直线, 该直线的斜率就是最大 Lyapunov 指数 λ 。

1.3.3 统计学处理 所有数据均采用 SPSS 17.0 统计软件分析, 所得计量资料均用值 \pm 标准差表示, 统计方法采用多因素方差分析法, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义; $P < 0.01$ 为差异有显著统计学意义; $P > 0.05$ 为差异无统计学意义。

2 结果

本研究采用多因素方差分析法分析年龄、速度每一个因素的作用, 以及因素之间的交互作用, 分析

结果显示年龄、速度因素对各运动节段最大 Lyapunov 指数有显著性差异, 两个因素之间并不存在交互作用。

2.1 老年与青年步行稳定性差异

在跑步机上以不同速度步行时, 各运动节段的最大 Lyapunov 指数, 老年组均高于青年组, 并在某些运动节段呈现显著性差异, 表明老年组的步行稳定性均低于青年组。

(1) 颈椎与胸椎。不同步速时, 第7颈椎在前后方向上位移的最大 Lyapunov 指数, 老年组大于青年组, 组间差异有统计学意义 ($P < 0.05$), 第7颈椎在左右方向上位移的最大 Lyapunov 指数, 老年组显著大于青年组 ($P < 0.01$); 第10胸椎在前后和左右方向上位移的最大 Lyapunov 指数, 老年组显著大于青年组 ($P < 0.01$, 见表2)。

(2) 下肢。不同步速时, 髋关节和膝关节在屈曲伸展和外展内收运动角度的最大 Lyapunov 指数, 老年组均大于青年组, 组间差异有统计学意义 ($P < 0.05$), 而踝关节的上述各运动角度的最大 Lyapunov 指数在组间的差异无统计学意义 ($P > 0.05$, 见表3)。

2.2 步速对步行稳定性的影响

本研究评测了人体各运动节段在30个连续步态周期中的动态稳定性, 结果显示两组志愿者在30个连续步态周期中的步行稳定性随步速增加而降低, 具体表现为:

(1) 第7颈椎和第10胸椎在前后和左右方向上位移的最大 Lyapunov 指数随着步速升高而增加 ($P < 0.05$, 见表2);

(2) 下肢各关节屈曲伸展和外展内收运动角度的最大 Lyapunov 指数随着步速升高而增加 ($P < 0.05$, 见表3)。

在跑步机上以不同速度步行时, 两组志愿者在矢状面的动态稳定性均低于冠状面, 具体表现为:

(1) 第7颈椎和第10颈椎在前后方向上位移的最大 Lyapunov 指数均大于左右方向 ($P < 0.05$);

(2) 下肢各关节屈曲伸展运动角度的最大 Lyapunov 指数均大于外展内收运动角度的最大 Lyapunov 指数 ($P < 0.05$)。

表2 不同步速时颈椎与胸椎位移的最大 Lyapunov 指数

Tab.2 The largest Lyapunov exponent of cervical and lumbar vertebra's motions at different speed

运动 节段	方向	组别	最大 Lyapunov 指数			
			TS	TN	TF	<i>P</i>
第 7 颈 椎	前后	青年	2.00 ± 0.31	2.44 ± 0.27	2.81 ± 0.25	<0.05
		老年	2.52 ± 0.46	2.86 ± 0.33	3.12 ± 0.43	<0.05
		<i>P</i>	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
	左右	青年	1.90 ± 0.26	2.29 ± 0.18	2.55 ± 0.25	<0.05
		老年	2.40 ± 0.40	2.79 ± 0.38	3.07 ± 0.33	<0.05
		<i>P</i>	< 0.01	< 0.01	< 0.01	
第 10 胸 椎	前后	青年	2.04 ± 0.19	2.37 ± 0.29	2.63 ± 0.27	<0.05
		老年	2.61 ± 0.31	2.96 ± 0.29	3.12 ± 0.25	<0.05
		<i>P</i>	< 0.01	< 0.01	< 0.01	
	左右	青年	1.69 ± 0.22	2.05 ± 0.21	2.32 ± 0.25	<0.05
		老年	2.30 ± 0.22	2.67 ± 0.34	2.8 ± 0.32	<0.05
		<i>P</i>	< 0.01	< 0.01	< 0.01	

注:TS 80% 自然步速,TN 100% 自然步速,TF 120% 自然步速

表3 不同步速时下肢关节运动角度的最大 Lyapunov 指数

Tab.3 The largest Lyapunov exponent of lower limb angles at different speed

运动 节段	组别	最大 Lyapunov 指数				
		TS	TN	TF	<i>P</i>	
髋 关 节	屈曲/ 伸展	青年	1.97 ± 0.22	2.36 ± 0.14	2.57 ± 0.20	<0.05
		老年	2.54 ± 0.32	2.73 ± 0.24	3.04 ± 0.40	<0.05
		<i>P</i>	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
	外展/ 内收	青年	1.64 ± 0.27	2.04 ± 0.17	2.27 ± 0.18	<0.05
		老年	2.20 ± 0.26	2.49 ± 0.32	2.72 ± 0.46	<0.05
		<i>P</i>	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
膝 关 节	屈曲/ 伸展	青年	1.92 ± 0.28	2.21 ± 0.23	2.46 ± 0.25	<0.05
		老年	2.36 ± 0.41	2.69 ± 0.39	3.00 ± 0.52	<0.05
		<i>P</i>	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
	外展/ 内收	青年	1.55 ± 0.18	1.73 ± 0.34	2.04 ± 0.23	<0.05
		老年	1.90 ± 0.37	2.19 ± 0.41	2.53 ± 0.24	<0.05
		<i>P</i>	< 0.05	< 0.05	< 0.05	
踝 关 节	屈曲/ 伸展	青年	1.57 ± 0.17	1.88 ± 0.19	2.11 ± 0.18	<0.05
		老年	2.00 ± 0.31	2.15 ± 0.29	2.34 ± 0.24	<0.05
		<i>P</i>	> 0.05	> 0.05	> 0.05	
	外展/ 内收	青年	1.56 ± 0.20	1.85 ± 0.23	1.99 ± 0.20	<0.05
		老年	1.85 ± 0.29	2.06 ± 0.25	2.38 ± 0.17	<0.05
		<i>P</i>	> 0.05	> 0.05	> 0.05	

注:TS 80% 自然步速,TN 100% 自然步速,TF 120% 自然步速

3 讨论

步行稳定性是指人体在步行中平衡受到干扰后趋近或返回到初始平衡状态的能力^[3],它的维持涉及肢体各关节和肌肉的协同运动,同时也与躯干的姿势有关。以往常用的步行稳定性研究方法,如只通过测量一个步态周期中人体质心和压力中心在地面投影距离的质心-压力中心法,和仅研究人体重心偏移量的重心法,无法对人体步行中各运动节段的动态稳定性进行单独分析。混沌现象是一种由确定的非线性动力系统生成的复杂行为^[8],而人体在步行中具有非线性动力系统的特征^[13],因此近年来,国外学者开始尝试运用非线性时间序列法中最大Lyapunov指数,定量研究人体的步行稳定性^[5,6,9]。Park等^[15]研究40名健康青年志愿者(男女比1:1)下肢各关节动态稳定性差异,发现志愿者在左膝关节的最大Lyapunov指数有较大差异,左右两侧的关节动态稳定性差异较小;Yakhdani等^[15]评测14名膝关节炎病人膝关节置换前后1年的动态稳定性,发现在关节置换后病人的膝关节在矢状面角速度的最大Lyapunov指数减小,提示步行稳定性增加。本文选取5个与步行最相关的运动节段,即躯干上的第7颈椎、第10胸椎(最明显的骨性标志)以及下肢各关节,研究这些运动节段在30个连续步态周期中矢状面与冠状面的动态稳定性,结果显示在步行时,两组志愿者在矢状面的动态稳定性低于冠状面。本研究结果进一步证明,非线性时间序列法可测量人体不同运动节段的动态稳定性,弥补以往方法没有考虑人体各运动节段的差异性和步行连续性的缺陷^[1],能为步行稳定性的临床诊断提供更全面的结果。

随着年龄增加,老年人的肌肉力量和感觉功能减弱,中枢和周围神经系统的控制能力降低,步行稳定性下降。Granata等^[16]对3组人群的步行稳定性进行分析,即易跌倒老年人、健康老年人和青年人,结果显示易跌倒老年人的步行稳定性低于健康老年人与青年人。本研究结果显示,在跑步机上以不同速度步行时,老年组的步行稳定性均低于青年组,并在某些运动节段呈现显著性差异。不同步速时,两组志愿者躯干第7颈椎和第10胸椎的动态稳定性差异最明显,下肢髌关节和膝关节的差异性其次,而

踝关节的动态稳定性差异无统计学意义。由于步行是躯干和肢体共同参与的有节律的活动。步行时躯干肌和肢体屈伸肌群交替协调收缩带动各关节活动,并伴有骨盆旋转、重心转移等,其中下肢运动功能以及躯干的屈伸、扭转均起重要作用。老年人下肢肌肉力量和关节灵活性降低,为了代偿下肢功能减退和稳定性下降,躯干的活动度增加。因此老年组与青年组相比,躯干的动态稳定性差异最明显。本研究提示在预防跌倒的锻炼时,不仅要关注下肢关节的锻炼,还要加强脊柱的功能锻炼。

人体以不同步速行走时的步行稳定性有差异,但影响规律尚未明确^[7,17]。有研究认为步行稳定性随步速增加而降低,如Dingwell等^[14]计算了11位健康青年志愿者胸骨标记点在不同速度下位移数据的最大Lyapunov指数,发现步行稳定性随步速升高而降低;England等^[18]采集了19位健康年轻志愿者在跑步机上以20%、40%、60%自然步速行走时下肢各关节屈曲伸展运动角度,经计算发现下肢各关节在较慢步速下动态稳定性增强;Bruijn等^[5]计算了15位健康青年志愿者胸骨标记点位移的最大Lyapunov指数,研究结果与Dingwell和England等相反,即步行稳定性随步速升高而增加。人体行走步速存在个体差异,而Bruijn等的研究中每个志愿者均按相同步速行走,忽略了个体差异。本研究选取的慢速与快速都是依据志愿者自然步速确定,充分考虑了步速的个体差异性,结果提示人体各运动节段在慢速行走时的动态稳定性优于快速行走。人体快速行走时,步频增加,对神经肌肉系统的控制能力和反应速度的要求提高,而对干扰的抵抗能力减弱,故人在行走时很容易出现不稳定的状况,特别是神经肌肉系统功能衰退的老年人,行走时跌倒风险上升。

总之,本研究应用非线性时间序列分析法中的最大Lyapunov指数,研究老年和青年组的步行稳定性,分析步速对步行稳定性的影响。研究结果显示该方法能有效而定量地评测人体步行中各运动节段的动态稳定性,为更全面地评估人体的动态平衡、预测跌倒风险提供重要依据。

参考文献:

- [1] Wang J, Chen Z, Song Y. Falls in aged people of the Chi-

- nese mainland: Epidemiology, risk factors and clinical strategies [J]. *Ageing Res Rev*, 2010, 9 (Suppl 1): 13-17.
- [2] World Health Organization. WHO global report on falls prevention in older age [R]. Geneva: World Health Organization, 2008.
- [3] Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ, *et al.* What is balance [J]. *Clin Rehabil*, 2000, 14(4): 402.
- [4] Dingwell JB, Robb RT, Troy KL, *et al.* Effects of an attention demanding task on dynamic stability during treadmill walking[J]. *J NeuroEng Rehab*, 2008, 5(2): 12-22.
- [5] Bruijn SM, van Die n JH, Meijer OG, *et al.* Is slow walking more stable [J]. *J Biomech*, 2009, 42(10): 1506-1512.
- [6] McAndrew PM, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of human walking in visually and mechanically destabilizing environments [J]. *J Biomech*, 2011, 44(4): 644-649.
- [7] Sona K, Parka J, Park S. Variability analysis of lower extremity joint kinematics during walking in healthy young adults [J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(7):784-792.
- [8] Philippe T, Olivier D. Kinematic variability, fractal dynamics and local dynamic stability of treadmill walking [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2011, 8(1): 12.
- [9] Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking [J]. *Chaos*, 2000, 10(4): 435-443.
- [10] Bruijn SM, van Dieën JH, Meijer OG, *et al.* Statistical precision and sensitivity of measures of dynamic gait stability [J]. *J Neurosci Methods*, 2009, 178(2): 327-333.
- [11] Nessler JA, De Leone CJ, Gilliland S. Nonlinear time series analysis of knee and ankle kinematics during side by side treadmill walking [J]. *Chaos*, 2009, 19(2): 1-11.
- [12] Dingwell JB, Cusumano JR, Cavanagh PR, *et al.* Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking [J]. *J Biomech Eng*, 2001, 123(1): 27-32.
- [13] Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds [J]. *J Biomech*, 2006, 39(3): 444-452.
- [14] Park JH, Son K, Kim KH, *et al.* Quantitative analysis of nonlinear joint motions for young males during walking [J]. *J Mech Sci Technol*, 2008, 22(3): 420-428.
- [15] Yakhdani HR, Bafghi HA, Meijer OG, *et al.* Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery [J]. *Clin Biomech*, 2010, 25(3): 230-236.
- [16] Granata KP, Lockhart TE. Dynamic stability differences in fall-prone and healthy adults [J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(2): 172-178.
- [17] Studenski S, Perera S, Patel K, *et al.* Gait speed and survival in older adults [J]. *JAMA*, 2011, 305(1): 50-58.
- [18] England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking [J]. *Gait Posture*, 2007, 25(2): 172-178.