

老年人身体平衡能力与坐起 - 行走地反力的样本熵特性的实证研究

马英楠¹ 李慧奇² 梁升云² 赵国如² 高 星¹

¹(北京城市系统工程研究中心 城市安全研究部 北京 100035)

²(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 坐起-站立是平时生活中最常出现的动作之一。对于下肢功能不断衰弱的老年人而言,坐起-站立过程中常会发生跌倒。文章主要研究的是老年人坐起-站立过程中足底压力的动态特征与身体平衡能力的关系。本次实验在马连洼社区(北京老年人口比例最高的社区之一)进行,项目组共搜集到 128 例数据,其中男性 51 人,女性 77 人,年龄都不小于 65 岁。利用平衡能力测试对老年人群进行评分,分为正常组、低风险组、中等风险组、高风险组 4 组。实验时,要求所有的实验对象以最舒适的状态完成坐起-行走动作。左右足的足底压力和力矩数据被记录,并且被样本熵量化。研究结果表明,左右足的足底压力和力矩变量的样本熵的统计特性具有差异,并且在不同老年人群的足底压力和力矩之间也存在差异,尤其以下变量的样本熵在不同组别间存在显著性差异:行走过程中左足在内外侧方向的足底压力(LF_x , $P=0.049$)、在前后方向的足底压力(LF_y , $P=0.025$)、在垂直方向上的足底压力(LF_z , $P=0.036$),行走过程中右足在前后方向上的足底压力(RF_y , $P=0.043$)、在垂直方向上的足底压力(RF_z , $P=0.006$)、在内外侧方向上的力矩(RM_x , $P=0.041$)。以上结果表明,在采集和分析老年人的足底压力数据时应该分开处理。

关键词 老年人;坐起-行走;地面反作用力;力矩

中图分类号 R 318.01 **文献标志码** A

Empirical Study of Sample Entropy Characteristics of Sit-to-Walk Motion and Physical Functions of Elderly Humans

MA Yingnan¹ LI Huiqi² LIANG Shengyun² ZHAO Guoru² GAO Xing¹

¹(City Safety Department, Beijing Research Center of Urban Systems Engineering, Beijing 100035, China)

²(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract Sit-to-walk (STW) motion is one of the most common action in daily life. Falls frequently occur, when there is impaired ability to perform STW movements. In this study, the relationships between dynamical characteristics of STW motion and physical functions of elderly people were investigated. The experiments

收稿日期: 2016-08-23 修回日期: 2016-09-29

基金项目: 国家自然科学基金项目(51105359);北京市市级财政项目(PXM2016_178215_000003_00221360_XMCG)

作者简介: 马英楠,副研究员,研究方向为安全工程、公共安全;李慧奇,工程师,研究方向为人体运动监测与识别;梁升云,研究助理,研究方向为信号处理与数据挖掘;赵国如,副研究员,研究方向为高精度人体运动测试和低负荷运动健康监测;高星(通讯作者),助理研究员,研究方向为老年人安全, E-mail: gaoping7748@sina.com。

were conducted in Malianwa community, one of the highest proportion of the elderly population of Beijing. 128 elderly (51 males and 77 females, above 65 years) participated in this experiment. Participants were classified into four groups (normal, mild, moderate and severe group) based on physical function test and were instructed to perform STW motion at comfortable state. The data of ground reaction force (GRF) and moment (GRM) between left and right foot was recorded, and quantified by sample entropy. The results showed that there were statistical differences among sample entropies of GRF or GRM between left and right foot. In addition, a subset of variables was significant difference among four groups. Statistical difference was found for the following variables: sample entropies of medial-lateral, anterior-posterior, and superior-inferior GRF of left foot during walking (LF_x , $P=0.049$; LF_y , $P=0.025$; LF_z , $P=0.036$, respectively); sample entropies of anterior-posterior, and superior-inferior GRF of right foot during walking (RF_y , $P=0.043$; RF_z , $P=0.006$, respectively); sample entropies of medial-lateral GRM of right foot during walking (RM_x , $P=0.041$). Therefore, the data of GRF and GRM between left and right foot should be acquired and analyzed separately.

Keywords elderly people; sit-to-walk; ground reaction force; ground reaction moment

1 引言

老年人容易发生跌倒, 每年大约有 1/3 的 65 岁以上老年人至少发生一次跌倒, 其中约有 53% 是由于在行走或者坐起-站立过程中不稳定造成的^[1]。其危险因素主要有维持平衡能力下降、反应速度变慢、下肢肌力减弱、日常独立活动能力降低等, 而这些因素又集中体现在步态变化上^[2]。所以说, 造成老人摔倒的本质是人体的平衡能力下降和下肢肌肉功能受损。

平衡是指身体不论处在何种位置都能保持最大程度稳定的一种姿态, 以及在运动或受到外力作用时能自动调整并维持姿势的一种能力。老年人身体平衡功能评定包括静态平衡能力、姿势控制能力和动态平衡能力评定^[3]。静态平衡能力评定包括双脚并拢站立、双脚前后位站立、闭眼双脚并拢站立及不闭眼单腿站立 4 个项目, 根据保持姿势的时间长短分为 0~2 共 3 个等级, 满分 8 分, 保持姿势时间越长, 得分越低, 表明静态平衡功能越好。姿势控制部分有 4 个项目, 包括由站立到坐下、由坐姿到站立、由站立到蹲下及由下蹲姿势到站立, 按动作完成质量和难度评

分, 满分 8 分, 得分越低, 表明控制姿势能力越好。在评定动态平衡能力时, 实验者在平地上直线行走 10 米后转身再走回原点, 根据起步、步高、步长、脚步的匀称性、步行的连续性、步行的直线性、走动时躯干平稳性及走动时转身完成动作质量进行评分, 分 0~1 共 2 个等级, 满分 8 分, 得分越低表示平衡及步行能力越好。总之, 卫生部建立的平衡能力测试评分标准为: 得分为 0 分表示平衡能力好; 得分在 1~4 分表明老年人平衡能力降低, 跌倒风险增大; 得分在 5~16 分表示平衡能力受到较大的削弱, 跌倒风险较大; 得分在 17~24 分表明老年人具有高跌倒风险。利用平衡能力测试对老年人群进行评分, 分为正常组、低风险组、中等风险组、高风险组 4 组。

量表法属于主观性评定, 不需要使用专门的设备, 简单方便, 易于操作。量表可以作为老年人平衡能力的评估方法, 而平衡能力由好、差等含糊的词语来描述, 评定的敏感性和特异性都不高。近年来仪器评定主要是利用平衡测试仪进行平衡能力测试^[4]。这种类型的仪器是将高精度的压力传感器和计算机技术结合来使用。整个测量系统由受力平台即压力传感器、显示器、电子计

算机及专用软件构成。压力传感器实时记录人体足部的地面反作用力,并将力学信号转换成数据输入计算机,在计算机支持下的专用软件,分析处理接收到的数据。整个测量系统能够定量、客观地反映平衡功能,具有良好的可靠性、有效性和敏感性,还可以评估损害程度,是当前平衡能力评定的理想工具^[5]。

人体的足部结构、功能及对整个身体的姿势控制能力等可由足底压力分布体现出来,常被用来研究特殊人群(如孕妇、老年、脑瘫患儿等)的步态特征。Pirrtoola 与 Era^[6]在 2006 年根据文献资料研究法对老年人步态、跌倒、足底压力测量技术做文献综述,研究发现量化足底压力指标能够有效地预测潜在存在的跌倒。2008 年, Pajala 等^[7]运用足底压力分布测试系统对 434 位具有不同跌倒史的 63~76 岁的老年女性进行平衡测试,研究发现压力中心线在不同类别的老年人群中也存在显著性的差别。2015 年,梁升云等^[8]以老年人为实验对象,获取了其在行走及坐起-站立时的足底压力数据,设计出一种基于足底压力传感器结合广义 K 近邻的跌倒风险评估系统来检测人们的跌倒行为。因此,对坐起-行走时老年人群的足底压力数据做定量研究,对于预防老年人跌倒、制定有效的干预措施以及相关诊断均有重要意义。

坐起-行走是平时生活中最常出现的动作之一。人体完成由臀部和双脚三点支撑的坐位状态,过渡到双脚站立继而迈步行走的状态,呈现出有序的姿势改变。对于下肢功能不断衰弱的老年人而言,坐起-行走过程中常会发生跌倒,严重的会引起骨折等并发症。国际上常用坐下、站起及行走这样日常动作来评价受试者的下肢肌肉能力。通过这个方法对老年人移动能力进行测试,结果表明不但能够定量反映患者的平衡能力和综合移动能力,而且不需要特殊的设备和训练。

本文研究目的是:(1)研究不同老年人群(包

括正常组、低风险组、中等风险组和高风险组)在坐起-行走过程中的足底压力和力矩之间是否有差异;(2)研究人体在坐起-行走过程中足底压力和力矩变量间的关系;(3)左足和右足的足底压力和力矩变量的样本熵的统计特性在不同人群中是否有差异。

2 实验和方法

2.1 试验平台、试验对象和实验方案

足底压力传感器结合坐垫压力传感器对受试者的坐起-站立进行测试,试验平台如图 1 所示。足底压力传感器由平板式传感器、专用数据线和足底压力分布测试系统专用高分辨率视频采集器组成。其中,平板式传感器型号是美国 Tekscan 公司的 Matscan。视频采集器采用的是瑞士 Logitech 公司的 Pro9000,具有高分辨率、高性能及低功耗的特点。该传感器可测试在赤脚或者穿鞋时人的静态坐姿、静态站立及从坐着到站立等状态下的足底压力分布及重心运动轨迹。坐垫压力传感器由坐垫式传感器、专用数据线、专用高分辨率视频采集器、压力分布测试系统分析处理软件和客户开发模块组成。其中压力分布测试系统分析处理软件采用的是美国 PSS 公司的



图 1 双压力传感器实验示意图

Fig. 1 Illustration of MatScan® and Chameleon® system

Chameleon, 采集的是静态坐姿、静态站立及从坐着到站立状态下臀部压力分布数据。

三维测力台是运用较为广泛的步态运动力学测试设备。在测力台的 4 个角上, 有 4 个三维压力传感器。该传感器能够测量地面反作用力的 3 个分量。可以测量的数据有: (1) 垂直方向的力 F_z 和力矩 M_z ; (2) 与运动方向垂直内外侧的剪切力 F_x 和力矩 M_x ; (3) 与运动方向一致的前后方向的剪切力 F_y 和力矩 M_y ; (4) 压力中心 COP_x 和 COP_y 。三维测力台可以记录所有方向的地面反作用力, 因其较高的采样频率, 能够精确反应事件的发生。在实验中, 项目组用的三维测力台是美国 AMTI 公司的 OR6-7, 试验平台如图 2 所示。



图 2 三维测力台实验示意图

Fig. 2 Illustration of three-dimensional force platform

本次实验在马连洼社区(北京老年人口比例最高的社区之一)进行, 由马连洼街道办事处工作人员提供测试对象(老年人)名单, 以及该测试对象可进行测试的时间列表。马连洼街道办事处指派专员(或街道委托我单位)进行测试对象的联络、组织工作。每个测试对象在测试前都签署了知情同意书, 并在问卷调查人员指导下熟悉测试流程, 共有 128 个实验对象参与实验。根据老年人平衡能力测试评分得到 55 个正常者, 49 个低风险者, 23 个中等风险者, 1 个高风险者。每个试验者都经过医生检查, 检查结果均写入病历报告中, 包括: 年龄、体重、跌倒史、用药史、相关病史及感觉障碍程度等。通常, 诱发老年人健康摔倒除了平衡与步态问题之外, 过去一年跌倒的次数、身体所患疾病数和视力下降等因素都会增加老年人跌倒风险。在 128 个实验对象中, 有 14 个试验者要么在过去一年跌倒次数不小于 3 次, 要么身体所患疾病数目不小于 4 个, 要么视力水平较低。毫无疑问, 这 14 个试验对象自动归为高风险组。不同老年人群的基本人口特征如表 1 所示。

2.2 数据分析

2.2.1 分析变量

本次研究中, 样本熵被用来分析不同老人群的足底压力和力矩在足内外侧、前后和垂直分量的复杂性和规整性。被分析的分量为坐起-行

表 1 不同老年人群的基本人口特征

Table 1 Baseline characteristics among different kinds of old people

基本特征	正常组($n=51$)	低风险组($n=45$)	中等风险组($n=17$)	高风险组($n=15$)	P 值
年龄	70.41±4.35	71.11±5.54	77.06±4.91	73.47±7.48	0.001*
男性比例	47.1%	42.2%	13.3%	35.3%	0.126
体重	68.21±11.27 kg	70.31±10.07 kg	74.35±9.33 kg	66.08±8.54 kg	0.117
跌倒次数	0.60±0.79	0.60±0.20	1.20±1.01	2.10±1.70	0.004*
用药数量	1.10±0.88	1.50±1.50	1.60±1.06	1.40±1.20	0.413
所患疾病数量	1.00±1.01	1.50±1.90	1.80±1.61	2.40±2.00	0.011*
视力损害水平	0.40±0.48	0.30±0.50	0.70±0.48	0.90±0.30	0.001*

* 组间差异性显著 ($P < 0.05$)

走过程中步态的运动学参数,包括足底压力和力矩,其缩写见表2中列出。在计算样本熵前,各个变量的时间序列通过减去其均值再除以其标准差,得到归一化后均值为0,标准差为1的时间序列。

表2 足底压力和力矩变量缩写列表

Table 2 The abbreviation of ground reaction force and moment

足型	缩写变量	含义
左足	LF_x	行走过程中左足内外侧方向足底压力
	LM_x	行走过程中左足内外侧方向足底压力矩
	LF_y	行走过程中左足前后方向足底压力
	LM_y	行走过程中左足前后方向足底压力矩
	LF_z	行走过程中左足地面垂直方向作用力
	LM_z	行走过程中左足地面垂直方向作用力矩
	LF	坐起过程中左足地面垂直方向作用力
右足	RF_x	行走过程中右足内外侧方向足底压力
	RM_x	行走过程中右足内外侧方向足底压力矩
	RF_y	行走过程中右足前后方向足底压力
	RM_y	行走过程中右足前后方向足底压力矩
	RF_z	行走过程中右足地面垂直方向作用力
	RM_z	行走过程中右足地面垂直方向作用力矩
	RF	坐起过程中右足地面垂直方向作用力

采用 OR6-7 三维测力台获取老年人行走时步态的运动学参数,如图3所示。三维测力台可分别测定垂直方向、前后方向、内外侧方向的压力和力矩。在行走过程中,老年人前后侧方向的压



图3 OR6-7 三维测力台获取老年人行走时步态的运动学参数

Fig. 3 Three-dimensional force platform (AMTI model OR6-7) for collecting kinetic parameter during waling

力用于加速或减速,水平方向的压力用于保持身体平衡,若内外侧方向受力较大,说明走路时左右晃动。而垂直方向的压力用于支撑身体,若足底压力趋于平稳,说明老年人在步行时有缓冲动作不充分,存在拖拖拉拉的现象^[9]。

采用 MatScan@ 平板测试系统获取老年人在坐-起过程中的足底压力数据,如图4所示。平衡能力差的老年人完成坐起到站立动作所需要的时间长,足底压力趋于平稳,说明老年人表现出保守的动作姿势,以降低跌倒发生的风险。



图4 MatScan@ 平板测试系统获取老年人在坐-起过程中的足底压力数据

Fig. 4 MatScan@ system for collecting ground reaction force data during sit-to-stand

2.2.2 样本熵

由 Richman 与 Moorman^[10]提出的样本熵是度量时间序列信号复杂性的检测方法。在实际应用中,线性特征往往是提取原始数据的一个或者几个重要的数据点,这些特征容易受噪声的影响。样本熵不需要对原始序列进行粗粒化,对噪声并不敏感,可以用来量化时间序列信号,得到稳健的估计值,具有优秀的分析效果。

计算样本熵的步骤如下:

给定一个标准化的时间序列 $\{x(j); 1 \leq j \leq N\}$, 其中 N 是序列数据点的个数。

第一步,构建长度为 m 的子序列(即模板向量) $\mathbf{X}_m(1), \mathbf{X}_m(2), \dots, \mathbf{X}_m(N-m)$, 其中 $\mathbf{X}_m(i) = \{x(i+k); 0 \leq k \leq m-1\}$; m 为子序列的长度(即嵌入维数)。

第二步,计算向量 \mathbf{X}_i 和任意向量 \mathbf{X}_j 之间的距离:

$$d\{\mathbf{X}_m(i), \mathbf{X}_m(j)\} = \max\{|x(i+k) - x(j+k)|; 0 \leq k \leq m-1, 1 \leq i, j \leq N-m, i \neq j\}$$

第三步,计算任意向量 \mathbf{X}_i 和任意向量 \mathbf{X}_j 的相似概率:

$$C_i(m, T) = \frac{n_i(m, T)}{N-m+1}, i=1, \dots, N-m+1$$

其中, $n_i(m, T)$ 是和向量 \mathbf{X}_i 相似的向量的数目; 相似定义为 $d(\mathbf{X}_i, \mathbf{X}_j) \leq T$, 即 \mathbf{X}_i 和 \mathbf{X}_j 之间的距离小于 T , T 为指定的阈值(也称为容忍度)。如果向量 \mathbf{X}_i 和 \mathbf{X}_j 之间的距离小于 T , 则与向量 \mathbf{X}_i 相似的向量的计数增加 1。在以上的相似匹配计数中, 不包括向量的自我匹配计数。

第四步,计算平均概率:

$$\phi(m, T) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} C_i(m, T)$$

第五步,嵌入维数增加 1, 重复前面四步计算 $\phi(m+1, T)$ 。

第六步,计算样本熵:

$$SampEn(N, m, T) = -\ln \frac{\phi(m+1, T)}{\phi(m, T)}$$

为了计算足底压力各个测度变量的样本熵值 $SampEn(N, m, T)$, 首先需要选择合适的 N 、 m 和 T 值。其中, N 是原始数据长度; m 是嵌入参数; T 是有效阈值, 也称为容忍度。子序列的匹配计数随着长度为 m 和 $m+1$ 的增加, 样本熵的准确性和置信水平会随之增加。小的 m 值和大的 T 值将会增加匹配计数。然而, 随着 T 的增加, 匹配概率将会趋近 1, 这样量化的样本熵值将失去鉴别能力; 随着 m 的减少, 计算出的样本熵也不能反映基本的物理过程。这样用

$SampEn(N, m, T)$ 来分析时间序列, 就会丢失许多详细信息。Ramdani 等^[11]和 Mei 等^[12]提出的方法被用来确定 m 和 T 的值。在一般情况下, m 可以取值 1~4, T 在 0.1~0.25 SD 能估计出比较有效的统计特性^[12]。实际应用中 m 优先选择 2, T 选择 0.25 SD (SD 是原始数据的标准偏差)。

样本熵适合于处理序列长度介于 100~5 000, 这样会得到更好的统计分析效果^[12]。在本试验中, 单个足底压力序列的数据点的个数为 200。

2.3 足底压力和力矩的样本熵的统计分析

对足底压力和力矩应用非参数 Kruskal-Wallis 检验以发现我们所评价的 4 类老年人群的足底压力和力矩分量是否具有统计特性差异。而为了研究左右足各个变量之间的样本熵的关系, 进行 Spearman 相关分析: 如果相关系数 $|r| \geq 0.75$, 则认为两个变量高度相关; 如果相关系数 $0.25 \leq |r| < 0.75$, 则认为两个变量中等程度相关; 如果相关系数 $|r| < 0.25$, 则认为两个变量弱相关^[13]。

对于左右足对应的变量, 如果相关性不高, 且 Kruskal-Wallis 秩和检验的统计特性不同, 则左右足的足底压力和力矩数据应该分开收集和处。对于同侧足的不同变量间, 如果相关性高, 且组间差异显著, 则其中之一可被用来进行评估。所有的统计分析用 MATLAB 完成, $P < 0.05$ 被认为统计显著。

3 实验结果与分析

3.1 足底压力和力矩各变量样本熵间的相关关系

表 3、表 4 和表 5 分别列出左足、右足及左右足足底压力和力矩变量间的 Spearman 相关系数和对应的 P 值。左足的各个变量间的样本熵的关系如下: 坐起过程中左足地面垂直方向作用力 (LF) 与行走过程中左足的各个变量都是弱相关; 行走过程中, 垂直方向的足底压力 (LF_2) 和内外侧方向的力矩 (LM_x) 高度相关 ($r=0.78$, $P=0$); 其

他变量间是中等程度相关。右足各个变量间样本熵关系和左足具有相似的相关性：坐起过程中右足地面垂直方向作用力(RF)与行走过程中右足各个变量都是弱相关；行走过程中，垂直方向的足底压力(RF_z)和内外侧方向的力矩(RM_x)高度相

关($r=0.77, P=0$)；前后方向的力矩(RM_y)和垂直方向的力矩(RM_z)弱相关($r=0.16, P=0.02$)。

行走过程中的左右足对应变量间呈现中等程度相关；坐起过程中左足地面垂直方向作用力(LF)与行走过程中右足各个变量都是弱相关；

表 3 左足足底压力和力矩变量的样本熵的 Spearman 相关系数

Table 3 Spearman correlation coefficients for sample entropy estimate between variables of the left foot

		LF_x	LF_y	LF_z	LM_x	LM_y	LM_z	LF
LF_x	r	1.000	0.724*	0.622*	0.713*	0.640*	0.571*	0.049
	P 值	—	0	0	0	0	0	0.584
LF_y	r	0.724*	1.000	0.717*	0.735*	0.465*	0.705*	-0.077
	P 值	0	—	0	0	0	0	0.389
LF_z	r	0.622*	0.717*	1.000	0.788*	0.622*	0.553*	-0.001
	P 值	0	0	—	0	0	0	0.988
LM_x	r	0.713*	0.735*	0.788*	1.000	0.648*	0.598*	0.033
	P 值	0	0	0	—	0	0	0.709
LM_y	r	0.640*	0.465*	0.622*	0.648*	1.000	0.383*	0.156
	P 值	0	0	0	0	—	0	0.078
LM_z	r	0.571*	0.705*	0.553*	0.598*	0.383*	1.000	-0.042
	P 值	0	0	0	0	0	—	0.637
LF	r	0.049	-0.077	-0.001	0.033	0.156	-0.042	1.000
	P 值	0.584	0.389	0.988	0.709	0.078	0.637	—

* 组相关性在 0.05 水平(双侧)显著

表 4 右足足底压力和力矩变量的样本熵的 Spearman 相关系数

Table 4 Spearman correlation coefficients for sample entropy estimate between variables of the right foot

		RF_x	RF_y	RF_z	RM_x	RM_y	RM_z	RF
RF_x	r	1.000	0.485*	0.659*	0.724*	0.624*	0.335*	-0.029
	P 值	—	0	0	0	0	0	0.372
RF_y	r	0.485*	1.000	0.560*	0.584*	0.408*	0.312*	0.049
	P 值	0	—	0	0	0	0	0.293
RF_z	r	0.659*	0.560*	1.000	0.770*	0.663*	0.297*	0.112
	P 值	0	0	—	0	0	0	0.104
RM_x	r	0.724*	0.584*	0.770*	1.000	0.605*	0.319*	-0.056
	P 值	0	0	0	—	0	0	0.266
RM_y	r	0.624*	0.408*	0.663*	0.605*	1.000	0.168*	0.111
	P 值	0	0	0	0	—	0.029	0.106
RM_z	r	0.335*	0.312*	0.297*	0.319*	0.168*	1.000	-0.047
	P 值	0	0	0	0	0.029	—	0.299
RF	r	-0.029	0.049	0.112	-0.056	0.111	-0.047	1.000
	P 值	0.372	0.293	0.104	0.266	0.106	0.299	—

* 组相关性在 0.05 水平(双侧)显著

表 5 左右足足底压力和力矩相应变量的样本熵的 Spearman 相关系数

Table 5 Spearman correlation coefficients for sample entropy estimate between variables of the left foot and right foot

		LF_x	LF_y	LF_z	LM_x	LM_y	LM_z	LF
RF_x	r	0.581*	0.483*	0.406*	0.392*	0.236*	0.425*	-0.036
	P 值	0	0	0	0	0.004	0	0.342
RF_y	r	0.295*	0.426*	0.398*	0.312*	0.200*	0.341*	0.031
	P 值	0	0	0	0	0.012	0	0.363
RF_z	r	0.494*	0.514*	0.647*	0.481*	0.304*	0.532*	0.096
	P 值	0	0	0	0	0	0	0.141
RM_x	r	0.489*	0.525*	0.547*	0.450*	0.277*	0.478*	0.005
	P 值	0	0	0	0	0.001	0	0.479
RM_y	r	0.509*	0.326*	0.415*	0.395*	0.410*	0.350*	0.124
	P 值	0	0	0	0	0	0	0.082
RM_z	r	0.327*	0.362*	0.354*	0.284*	0.147*	0.235*	-0.082
	P 值	0	0	0	0.001	0.049	0.004	0.179
RF	r	0.040	-0.140	0.034	0.098	0.179*	-0.045	0.573*
	P 值	0.327	0.057	0.351	0.134	0.021	0.308	0

* 组相关性在 0.05 水平 (双侧) 显著

且坐起过程中右足地面垂直方向作用力 (RF) 与行走过程中左足的各个变量也都是弱相关。而坐起过程中左足地面垂直方向作用力 (LF) 和右足地面垂直方向作用力 (RF) 是中度相关 ($r=0.57$, $P=0$)。

为了研究左右足的各个变量间的样本熵的关系, 进行 Spearman 相关分析。行走过程中, 垂直方向的足底压力 (LF_z) 和内外侧方向的力矩 (LM_x) 高度相关 ($r=0.78$, $P=0$); 类似地, 行走过程中, 垂直方向的足底压力 (RF_z) 和内外侧方向的力矩 (RM_x) 高度相关 ($r=0.77$, $P=0$)。实际上, 人在步行时, 脚往上提过程中, 主要是受到垂直方向的地面反作用力, 内外侧方向的力矩具有较小的影响。

3.2 不同老年人群足底压力和力矩的样本熵特性

表 6 列出了正常组、低风险组、中等风险组和高风险组中各个变量的样本熵的均值、标准差和 Kruskal-wallis 检验结果。在 4 组老年人群中, 存在显著性差异的变量有: 行走过程中左足在内外侧方向的足底压力 (LF_x , $P=0.049$)、在前后方向的足底压力 (LF_y , $P=0.025$)、在垂直方向上的足底压力 (LF_z , $P=0.036$), 行走过程中右足

在前后方向上的足底压力 (RF_y , $P=0.043$)、在垂直方向上的足底压力 (RF_z , $P=0.006$)、在内外侧方向上的力矩 (RM_x , $P=0.041$)。其他变量在 4 组老年人群中都没有显著性差异。

Kruskal-Wallis 检验正常组、低风险组、中等风险组和高风险组的各个分量样本熵的差异特性。从表 6 可以看到各个变量的样本熵均值随着老年人平衡能力的下降而降低, 主要原因是平衡差的老年人会小心翼翼地行走, 表现出保守的动作姿势, 以降低跌倒发生的风险。特别地, 高风险组中各个变量的样本熵值均值明显高于其他组的, 主要原因是高风险组包括了平衡功能低, 一年内跌倒次数不小于 3 次, 身体患多种疾病及视力水平较低的老年人。该组的老年人在坐起-行走过程中表现出更复杂的步态过程, 足底压力和力矩曲线波动性大, 相应的熵值大。

4 相似研究比较分析

Kouta 与 Shinkoda^[14]采集受试者在坐起到行走时在垂直、前后方向上的足底压力, 取足底

表 6 正常组、低风险组、中等风险组和高风险组中各个变量的样本熵的均值、标准差和 Kruskal-wallis 检验结果
Table 6 Kruskal-Wallis test for variables among four groups. Values are shown as MEAN±SD (Standard deviation)

among four groups						
足型	缩写变量	正常组	低风险组	中等风险组	高风险组	P 值
左足	LF_x	0.573±0.230	0.509±0.211	0.432±0.164	0.608±0.277	0.049*
	LF_y	0.463±0.172	0.429±0.170	0.321±0.155	0.477±0.194	0.025*
	LF_z	0.364±0.189	0.313±0.178	0.235±0.135	0.373±0.214	0.036*
	LM_x	0.412±0.167	0.341±0.159	0.282±0.134	0.367±0.158	0.012
	LM_y	0.376±0.158	0.352±0.162	0.287±0.161	0.364±0.166	0.170
	LM_z	0.605±0.184	0.568±0.217	0.487±0.259	0.613±0.206	0.182
	LF	0.142±0.044	0.131±0.055	0.127±0.054	0.152±0.058	0.180
右足	RF_x	0.557±0.152	0.561±0.175	0.484±0.185	0.620±0.246	0.268
	RF_y	0.539±0.172	0.505±0.182	0.401±0.130	0.511±0.155	0.043*
	RF_z	0.306±0.141	0.293±0.174	0.178±0.089	0.350±0.208	0.006*
	RM_x	0.333±0.115	0.299±0.105	0.241±0.111	0.350±0.170	0.041*
	RM_y	0.304±0.141	0.277±0.101	0.222±0.091	0.313±0.174	0.155
	RM_z	0.621±0.167	0.601±0.215	0.596±0.173	0.616±0.182	0.829
	RF	0.150±0.049	0.139±0.215	0.138±0.040	0.149±0.053	0.600

* 组间差异显著 ($P < 0.05$)

压力最大值, 进行统计分析, 研究发现存在显著差异性, 并且年轻人的足底压力峰值明显大于老年人的。李萍等^[1]对具有跌倒史的老年人群的左右足的足底压力峰值、压力中心轨迹及足底区域压强-时间的积分值进行统计分析, 研究发现在这些老年人群中的足底压力峰值右足普遍大于左足, 具有统计性差异。该领域前期研究是提取一个或者几个重要的数据点来反映不同类别人群的生物力学特性, 这些线性特征容易受到噪声的影响, 抑制了时域演化结构。另外, Kouta 等^[15]发现在老年人群中的内外侧、垂直方向上足底压力没有显著性差异。然而在我们的研究中发现, 内外侧、垂直方向上足底压力的样本熵在 4 类老年人群之间有差异。这表明和线性的方法比较, 样本熵在揭示足部功能状况时可能具有一定程度的优势。

实际上, 不同类别的老年人群下肢功能和平衡能力不同, 导致在坐起-行走过程中的足底压力和力矩的进展模式不同, 从而导致不同的熵值。样本熵值越小, 序列的自我相似性越高。序

列越复杂, 其样本熵值越大。

行走过程中, 左足在内外侧方向上的足底压力在 4 组老年人间有显著性统计差异。然而右足的这个变量在 4 组老年人中没有发现统计差异。这样看来, 左足的足底压力的样本熵更能提供不同组别间的一些鉴别信息。可能是由左足和右足功能性的差异决定: 在行走时, 左足负责支撑身体, 右足负责向前推动^[16], 这与我们的研究是保持一致的。因为左足和右足的样本熵特性不同, 所以在分析和处理足底压力和力矩的样本熵时, 左右足的各个变量的数据采集和分析应该分开处理。

5 结 论

本章研究的主要目的是用样本熵来量化正常组、低风险组、中等风险组和高风险组在坐起-行走过程中足底压力和力矩各个方向的分量, 以发现不同组别间各个分量是否具有统计特性。根据以上的结果, 可以得到如下结论:

(1) 根据老年人平衡能力测试量表对实验对象进行分组, 分为正常组、低风险组、中等风险组和高风险组 4 组。用样本熵量化老年人足底压力和力矩的时间序列数据, 其中的参数 r 取 0.2, m 取 2。

(2) 左脚和右脚的相关变量的样本熵的统计特性不同, 因此在采集和分析老年足底压力和力矩数据时应该分开处理。

(3) 以下变量的样本熵在不同组别间存在显著性差异: 行走过程中左足在内外侧方向的足底压力 (LF_x , $P=0.049$)、在前后方向的足底压力 (LF_y , $P=0.025$)、在垂直方向上的足底压力 (LF_z , $P=0.036$)、行走过程中右足在前后方向上的足底压力 (RF_y , $P=0.043$)、在垂直方向上的足底压力 (RF_z , $P=0.006$)、在内外侧方向上的力矩 (MR_x , $P=0.041$)。

以上结果可以应用到老年人身体平衡功能评估中, 部分显著性的特征可以结合分类算法形成一套客观的老年人跌倒风险评估系统, 自动分类或者指导老年人有针对性提高平衡能力。

参 考 文 献

- [1] 李萍, 邹晓峰, 程磊, 等. 有跌倒史的老年人群足底压力特征研究 [J]. 中国老年学杂志, 2011, 31(7): 1122-1124.
- [2] 夏庆华, 唐传喜, 钮春瑾, 等. 社区老年人跌倒情况及危险因素研究 [C] // 上海市预防医学会学术年会, 2006: 207-209.
- [3] 中华人民共和国卫生部. 老年人跌倒干预技术指南 [EB/OL]. [2016-08-10]. <http://www.moh.gov.cn/publicfiles/business/htmlfiles/mobjbyfkzj/a5888/201109/52857.html>.
- [4] 燕铁斌, 金冬梅. 平衡功能的评定及平衡功能训练 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2007, 29(11): 787-789.
- [5] Sackley CM, Hill HJ, Pound K, et al. The intrarater reliability of the balance performance monitor when measuring sitting symmetry and weight-shift activity after stroke in a community setting [J]. Clinical Rehabilitation, 2005, 19(7): 746-750.
- [6] Piirtola M, Era P. Force platform measurements as predictors of falls among older people-a review [J]. Gerontology, 2006, 52(1): 1-16.
- [7] Pajala S, Era P, Koskenvuo M, et al. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63-76 years [J]. Journals of Gerontology, 2008, 63(2): 171-178.
- [8] Liang S, Ning Y, Li H, et al. Feature selection and predictors of falls with foot force sensors using KNN-based algorithms [J]. Sensors, 2015, 15(11): 29393-29407.
- [9] 李爱萍, 胡军, 刘合荣. 基于三维测力台系统的人体步态分析 [J]. 微计算机信息, 2010, 26(13): 226-228.
- [10] Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy [J]. American Journal of Physiology Heart & Circulatory Physiology, 2000, 278(6): H2039-H2049.
- [11] Ramdani S, Seigle B, Varoqui D, et al. Characterizing the dynamics of postural sway in humans using smoothness and regularity measures [J]. Annals of Biomedical Engineering, 2011, 39(1): 161-171.
- [12] Mei Z, Zhao G, Ivanov K, et al. Sample entropy characteristics of movement for four foot types based on plantar centre of pressure during stance phase [J]. Biomedical Engineering Online, 2013, 12(15): 2752-2755.
- [13] Statistics Solutions. Correlation (Pearson, Kendall, Spearman) [EB/OL]. [2016-03-27]. <http://www.statisticssolutions.com/correlation-pearson-kendall-spearman/>.
- [14] Kouta M, Shinkoda K. Differences in biomechanical characteristics of sit-to-walk motion between younger and elderly males dwelling in the community [J]. Journal of Physical Therapy Science, 2008, 20(3): 185-189.
- [15] Kouta M, Shinkoda K, Eisemann SM. Biomechanical analysis of the sit-to-walk series of motions frequently observed in daily living: effects of motion speed on elderly persons [J]. Journal of Physical Therapy Science, 2007, 19(4): 267-271.
- [16] Seeley MK, Umberger BR, Shapiro R. A test of the functional asymmetry hypothesis in walking [J]. Gait & Posture, 2008, 28(1): 24-28.