

老年人行走时躯干冠状面运动学变化对稳定性的影响及其与跌倒的关联性

林小斌¹ 吴文华^{1,2} 林晓聪¹ 巫海鹏¹

摘要

目的: 更好的理解老年人在行走时躯干冠状面的稳定性, 及其与跌倒风险的联系。

方法: 12例健康老年人和12例健康年轻人在步行机上分别以1.0km/h、2.0km/h、3.0km/h、4.0km/h、5.0km/h 5个步速行走以观测他们的躯干运动。在确定步宽、步幅时间、局部动态稳定性和躯干冠状面运动幅度的同时, 测量身体重心 (centre of mass, CoM) 投影到足部放置位置的距离(dCoM)和躯干运动与足跟着地时间的时序差别(dTime)。另外, 测量髋最大外展肌力, 受试者自述过去一年中跌倒次数。

结果: 老年人的髋外展肌力(1.0 ± 0.05) N/kg 比年轻人小, 躯干局部动态稳定性降低, 步宽(0.18 ± 0.08) m 增大, 步幅(1.20 ± 0.25) s 减小, 此外, 老年人的dCoM(0.11 ± 0.05) m 比年轻人大, 而dTime(0.42 ± 0.13) s 比年轻人短。老年人的髋外展肌力、步宽、步幅时间、dCoM、dTime 均和跌倒次数相关联。

结论: 老年人在行走时步宽更大, 步幅时间更短, 而且dCoM也比年轻人大, 这可能是为了稳定冠状面的平衡而采取的一种策略。老年人髋外展肌肌力降低, 使dTime缩短, 损害了冠状面的平衡, 从而导致跌倒的发生。

关键词: 老年人; 行走; 躯干运动学; 冠状面稳定性; 跌倒风险

中图分类号: R161.7 文献标识码: A 文章编号: 1001-1242(2016)-08-0889-06

The influence of frontal plane trunk kinematic deviation during walking on stability and falling risk in elderly people/LIN Xiaobin, WU Wenhua, LIN Xiaocong, et al./Chinese Journal of Rehabilitation Medicine, 2016,31(8): 889—894

Abstract

Objective: To better understand frontal plane stability during gait in elderly people, and its relation to falling risk.

Method: Investigated trunk motion in healthy elderly ($n=12$), and young healthy adults ($n=12$), during gait on a treadmill at 1km/h, 2km/h, 3km/h, 4km/h, and 5km/h. Step width, stride time, local dynamic stability and trunk movement amplitude on frontal plane were determined. distance of the projection of mass centre (CoM) on the base of support during stance (dCoM), and the time difference of trunk movement related to heel stride (dTime), maximum hip abduction strength, and subjects reported number of falls during the preceding year were collected also

Result: Hip abduction strength in the elderly (1.0 ± 0.05 N/kg) was lower than in the young. Elderly people had decreased trunk local dynamic stability and wider steps width(0.18 ± 0.08 m) and shorter stride time(1.20 ± 0.25 s), larger dCoM (0.11 ± 0.05 m), shorter, dTime (0.42 ± 0.13 m). In elderly, hip abduction strength, step width, stride time, dCoM, and dTime were correlated with the number of falls.

Conclusion: Elderly uses wider step, shorter stride and larger dCoM. Presumably it is a strategy to stabilize

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2016.08.012

*基金项目: 国家自然科学基金项目(81272161); 泉州市科技项目(Z[2013]019 B类; Z[2014]0054 B类; Z [2014]0009 B类)

1 福建医科大学附属第二医院骨科, 福建泉州市中山北路34号, 362000; 2 通讯作者

作者简介: 林小斌, 男, 博士, 主治医师; 收稿日期: 2015-05-13

gait in the frontal plane. In the elderly, due to the weakness of hip abductor, the dTime was shorter than the young, which could impair the balance on frontal plane and lead to falling.

Author's address Department of Orthopaedics, Second Affiliated Hospital of Fujian Medical University, Quanzhou, Fujian, 362000

Key word elderly; walking; trunk kinematic; frontal plane stability; falling risk

随着年龄的增加,跌倒的风险显著性增加,1/3超过65岁的成年人或1/2超过80岁的成年人每年都会跌倒^[1]。跌倒成为老年人患病和死亡的重大因素。跌倒的风险和步态动力学和运动学的变异性紧密相关。虚弱的受试者相对于健康的受试者具有更低的步速、更慢的步频和更大的步宽^[2]。一些普通的步态变量,例如步速和步长比一些真实存在的跌倒的风险更能预测跌倒的恐惧性^[3]。其他的,比如步宽的增加,也许是作为不稳定的一种补偿^[4]。识别这些关系有助于将之应用于评估行走中的跌倒风险^[5]。

关于行走和稳定性的数学模式可以观察到由于年龄而产生的一些变化。在一个被动动态行走模式中,McGeer T^[6]发现当限制于矢状面的二维运动时,行走可以获得被动的稳定。然而,在一个包含侧方运动的三维模式中,行走是不稳定的,在维持前后方向被动稳定性时具有很强的向侧方跌倒的趋势^[7],这个模式可轻易地通过侧方足部放置的反馈控制而取得稳定,为了防止跌倒只需要控制冠状面的运动。同时,有研究发现,由于躯干的大质量和颅位置的缘由,控制这部分的运动是步态平衡的关键^[8]。在人体研究中发现侧方干扰对步态的影响比前后方的干扰更大^[9-11]。在这些研究中,侧方干扰引起步幅时间的减少和步宽的增加,这些被建议作为稳定步态的策略^[11-12]。减少步幅时间限制了摆动腿对侧的躯干冠状面运动的幅度和/或速度,增加步宽可以通过足部位置变化来捕捉和反转躯干冠状面的运动^[13-14]。此外,为了稳定步态,躯干的侧方运动需要与足部侧方的放置相协调^[15]。

那么老年人是否也把增加步率和步宽作为稳定的策略,躯干重心运动和足部在侧方的放置是否协调呢?本研究在健康老年人及体重指数匹配的年轻对照组中研究躯干运动和潜在的稳定策略。这将使我们辨别稳定问题和代偿策略的出现是否受年老的影响。本研究的目的是更好地理解老年人在步态中

冠状面的平衡问题,并探讨各个运动学变量与跌倒的关联性。

1 资料与方法

1.1 受试者的纳入

登记所有受试者的一般人口学特征资料:姓名、性别、年龄、体重及身高,并计算BMI值(体重指数)。

排除标准:①患有任何疾病、肿瘤或行外科手术会影响下肢或脊柱者;②眩晕者;③身体状况差无法参加实验者;④会影响实验的认知障碍者。

老年组:年龄需在60周岁以上,且自述身体健康。

年轻组:该组受试者年龄需在20—40周岁之间,自述身体健康,且与老年组的BMI相匹配。

所有受试者在实验前均告知实验的风险、内容及试验的目的,并签署知情同意书。本实验通过福建医科大学附属第二医院伦理委员会讨论通过。

1.2 实验方法

1.2.1 实验仪器及材料:①步行仪(Treadmill, EN—BO system, Bonte technology BV SERIAL NR, Tn-01-069, 荷兰,阿姆斯特丹);②便携式肌力测定仪(J-Tech Commander PowerTrack II muscle tester, JTECH Medical, 美国,犹他州);③Optotrak 三维运动捕捉系统(Optotrak Certus, Northern Digital Inc., 加拿大,沃特卢);④红外线发光标识点(Infrared Light Emitting Diodes, LED): Northern Digital Inc. 产品。⑤Matlab 软件(版本 2011b, Math-Works公司,美国)。

1.2.2 实验步骤:①一般资料的采集:受试者阅读告知信,填写知情同意书和自评跌倒关注量表(中国版)[falls efficacy score (Chinese version), FES]^[16]。受试者自述在过去一年中跌倒的次数。在整个实验之前和之后,受试者都要填写100mm长的视觉模拟评分表(visual analogue scales, VAS)来评估痛

觉。②髋外展肌等长肌力的测量:在实验就绪之前,受试者侧卧在一张治疗床上使用便携式肌力测定仪(J-Tech Commander PowerTrack II muscle tester, JTECH Medical,美国,犹他州)进行髋外展肌等长肌力的测量^[17]。③身体周径的测量。④系统坐标的设定^[18]:x轴:人体解剖位置向前方向;y轴:人体解剖位置向左方向;z轴:人体解剖位置向上方向。⑤参考坐标的设定^[18]:运用一个由6个红外线发光二极管(light emitting diodes, LED)发光点构成的指示器(pointer),记录各个解剖标志点的空间位置。⑥行走速度及步态数据采集:受试者按指示在步行仪(Bonte Technology, Culemborg,荷兰)上以5种不同的速度行走,从1—5km/h(增量为1km/h)。每个速度持续4min,在最后三分钟里数据将被以100个样本/s的速度由OptoTrak系统所采集。⑦步态信号的分析:在整个实验过程中,OptoTrak所采集的信号通过订制型Matlab软件(版本 2011b, MathWorks公司,美国)进行分析计算。步幅时间:根据足跟标志物(marker)离地最小垂直距离中推断出足跟着地时间,而将同侧两次连续的足跟着地之间的时间定义为步幅时间。躯干运动学:我们应用Brujin SM的计划^[18]来计算短时最大Lyapunov指数(λ_s),时间序列被重复取样,因此每步在长度上平均有100个样本。在重心投影和足部放置位置之间的距离被指定为“安全裕度”(safety margin)^[9],简称为dCoM。通过每个受试者、每个速度来平均步数,这正如重心运动和足跟着地时间之间的不同,简称为dTime。

1.3 统计学分析

我们采用SPSS20.0进行统计分析,当 $P<0.05$ 时具有显著性意义。为了研究组别、速度以及他们相互之间的影响,我们采用广义估计方程(general estimate equation, GEE)来对每一个因变量进行分析。广义估计方程是在广义线性模型基础上发展起来的、专用于处理纵向数据的统计模型,可以用来处理混合设计的重复测量数据资料。为了分析老年组中可能存在决定跌倒的一些因素,我们将FES、最大髋外展肌肌力、运动步态参数包括dCoM和dTime等和跌倒次数进行(部分)相关性(partial correlations)计算分析。

2 结果

2.1 受试者基本资料

12例健康年轻人(年轻组):男性9例,女性3例;年龄为 24.3 ± 2.7 岁;身高 169.9 ± 6.8 cm;体重 61.4 ± 11.8 kg;BMI 21.1 ± 3.0 。12例健康老人(老年组):男性10例,女性2例;年龄为 64.5 ± 3.5 岁;身高 170.4 ± 3.5 cm;体重 66.1 ± 11.8 kg;BMI 22.7 ± 3.9 。非配对 t 检验结果显示:两个老年组的性别、年龄、身高、体重、BMI无显著性差异。本实验中所有的健康年轻人(12/12)和健康老年人(12/12)皆能完成从1km/h到5km/h 5个不同速度的步行测试(表1)。

表1 受试者基本资料 ($\bar{x}\pm s$)

基本资料	年轻组(n=12)	老年组(n=12)
年龄(岁)	24.3±3.7	64.5±3.5 ^①
身高(cm)	169.9±6.8	170.4±3.5
体重(kg)	61.4±11.8	66.1±11.8
BMI	21.1±3.0	22.7±3.9

^① $P<0.05$

表2 与行走速度无关联的变量数据

变量/组别	平均值	标准误	截距	
			P	B
FES评分			< 0.001	9.1
年轻组	16	0		
老年组	25.1	0.8		
Harris评分			< 0.001	-2.8
年轻组	100	0		
老年组	97.2	0.5		
VAS评分				
年轻组	0	0		
老年组	15.3	1.0		
髋外展肌力(N/kg)			< 0.001	-0.33
年轻组	1.33	0.05		
老年组	1.0	0.05		
跌倒次数				
年轻组	0	0		
老年组	0.58	0.23		

2.2 与行走速度无关联的变量数据

老年组的FES分值比年轻组大($P<0.001$)。年轻组的HHS评分比老年组好($P<0.001$)。受试后老年组的VAS评分比年轻组大($P<0.001$)。老年组的髋外展肌力比年轻组小($P<0.001$)。在过去一年中老年组跌倒的次数比年轻人多($P<0.001$),见表2。

2.3 与行走速度相关联的变量

见表3。老年组的平均步幅时间(1.20 ± 0.25)s,比年轻组(1.26 ± 0.28)s的短。老年组的平均步幅宽度(0.18 ± 0.08 m)比年轻组(0.10 ± 0.05 m)的大($P=$

0.004)。老年组的重心运动速度峰值($0.18 \pm 0.06 \text{m/s}$)比年轻组($0.14 \pm 0.04 \text{m/s}$)的大($P=0.03$)。老年组的最大短时 Lyapunov 指数(2.11 ± 0.49)比年轻组的(2.19 ± 0.46)小。老年组的冠状面安全裕度($0.11 \pm 0.05 \text{m}$)比年轻组($0.06 \pm 0.03 \text{m}$)的大($P=0.005$)。老年组的平均时差($0.42 \pm 0.13 \text{s}$)比年轻组($0.46 \pm 0.15 \text{s}$)的小。上述所有变量均随着行走速度的增加而降低($P < 0.001$)。

2.4 老年组中与过去一年跌倒次数相关联的变量及其关联度

从表4可见最大髋外展肌力和Harris评分与跌倒次数呈负相关,VAS(受试后)和FES评分则与跌倒次数呈正相关。从表5可见平均时差(dTime)与跌倒次数呈负相关,而步宽、重心运动峰速值、步幅时间、Lyapunov指数和安全裕度则和跌倒次数呈正相关。

表3 不同组别、不同行走速度及其交互作用对各个变量的影响

变量	截距		组别		速度	
	B	P	B	P	B	P
步幅时间					<0.001	-0.16
步幅宽度	0.13	<0.001	0.004	0.09	<0.001	-0.01
重心峰速	0.18	<0.001	0.03	0.05	<0.001	-0.02
安全裕度	0.09	<0.001	0.005	0.05	<0.001	-0.008
平均时差	0.70	<0.001	0.04	-0.08	<0.001	-0.08
Lyapunov指数					<0.001	-0.23

注:只显示有意义的变化,无意义的则被剔除,下同

表4 老年组中跌倒次数和与速度无关的变量之间的关联情况

	髋外展肌力	VAS(受试后)	Harris 评分	FES 评分
老年组				
<i>r</i>	-0.65	0.66	-0.59	0.57
<i>P</i>	0.00	0.00	0.04	0.05

表5 老年组中跌倒次数和与速度相关的变量之间的关联情况

	步宽	重心运动峰速	步幅时间	安全裕度	Lyapunov	dTime
老年组						
<i>r</i>	0.70	0.66	0.26	0.69	0.31	-0.37
<i>P</i>	0.00	0.00	0.04	0.00	0.04	0.03

3 讨论

本研究对老年人行走时的冠状面稳定性运动学参数进行了定量研究,并探讨了其与跌倒的关联性。

3.1 冠状面重心运动峰值和短时最大 Lyapunov 指

数(λ_s)的变化及其与跌倒的关联性

通过分析我们发现老年人组重心运动峰速及 λ_s 均比年轻组大,说明老年人组的躯体冠状面运动速度及变异性的增加损害了躯体冠状面的局部稳定性,这和 van Schooten KS 等^[19]的发现是一致的。Toebe MJ 等^[20]发现躯干运动变异性的增加和局部动态稳定性(λ_s)的减少可以识别有跌倒倾向的老年人,这和我们发现跌倒次数和 λ_s 呈正相关是一致的。总之,在老年人中,躯干冠状面的运动学参数如重心运动峰速的变异性的增加损害了躯体冠状面的局部稳定性,而且这些改变可以预示跌倒的风险。另外,由于躯体冠状面稳定性的损害导致局部动态稳定性指数即 λ_s 的减少,这个改变也可以预示跌倒的风险。

3.2 步幅时间、步长、步宽及躯干冠状面安全裕度的变化及其与跌倒的关联性

老年组相对于年轻组采用更快的步速、更短的步长及更大的步宽,这被看成是处理平衡问题的一种策略^[13]。在老年组中,步宽和跌倒次数呈正相关,这说明老年人单采用增加步宽这种策略并不能完全防止跌倒,或者说明这种策略不是完全成功的。步幅时间和跌倒次数呈正相关,而步幅时间是随着步行速度的增加而减少的,这说明在相对较低的步行速度时更容易跌倒,这和 Hak L 等^[12]的报道是一致的。Hak L 等^[12]发现受试者并没有通过降低他们的步行速度来应对对平衡的干扰,这和一些通常的假设如降低步行速度可以减少跌倒可能性^[21-23]是相反的。

我们发现老年组的躯体冠状面“安全裕度”比年轻组大,而且相应的,老年组的步宽也比年轻组的大,这和 Hurt CP 等^[15]的发现是一致的。年龄会显著性地影响步宽^[24],与年龄具有相关性的步宽的增加是由于选择了更加稳定的运动模式。步宽的变化也被认为是足部放置对冠状面躯体运动的反应的主动调整^[25]。在我们的研究中,躯干冠状面“安全裕度”,Hof AL 等^[13]将之称为“稳定区域”(margin of stability, MoS),并将其看成是量化了的平衡指标^[13]。在老年组中,躯体冠状面“安全裕度”和步宽均比年轻组大,这也说明老年人通过增加步宽和躯体冠状面“安全裕度”来维持躯体冠状面的稳定性。Hurt

CP等^[15]发现在老年人中,支撑中期的躯干重心运动与随之的步宽的关联性比年轻人的要强。产生这种现象的原因是什么呢?一种解释是老年人对于躯干重心运动的感知和反应能力比年轻人强,很显然这种解释不是很合理,因为随着器官的老化,老年人对信息感知的精确度是下降的^[26]。另一种解释是在老年人中躯干重心运动和步宽之间更强的关联性反应了老年人为了维持在步行台行走时的动态稳定性而加强了自身的主动控制能力^[15]。这种解释看起来更合理些,但对于在平地行走时是否也是这样我们就不得而知了,这需要进一步的研究。

总之,老年组采用缩短步幅时间,减小步长,增加步宽,从而增加了躯体冠状面“安全裕度”这种策略来维持躯体冠状面的平衡,这种策略是有效的但并不是完全成功的,步幅时间的缩短、步宽的增加和“安全裕度”的增加均可预示跌倒的风险。

3.3 重心(CoM)运动达峰速时与足跟着地之间的时差(dTime)与髋外展肌肌力之间的关系及二者与跌倒的关联性

在老年组中,dTime比年轻组的短,且具有显著性差异。Lugade V等^[27]在对行走时重心和支撑面的交互作用的研究中发现,在行走速度相似的前提下,具有跌倒史的老年人的重心运动到支撑面边界的时间明显比年轻人的短,这和他的发现是一致的。Lugade V等^[27]认为重心运动到支撑面边缘时间的缩短这种现象也许提示具有跌倒史的老年人不能对重心运动进行正确的控制。接触时间的缩短将导致当足部着地过程中遇到任何干扰或障碍时为了维持平衡而产生补偿策略的能力的降低,从而导致跌倒^[27]。这和他的发现是一致的,我们发现老年组中,dTime和跌倒次数是成负相关的,即dTime越短跌倒的风险越高。而且,老年人肌肉力量的降低使得其在面对行走时平衡失调所采取的策略相对于健康成年人显得不够有效^[28],因此,我们认为老年人重心冠状面运动的不稳定性和重心运动峰值出现时间与足部放置时间如此接近(dTime缩短)也许是由于髋外展肌的无力所致,而事实上也是如此,老年组的髋外展肌肌力明显比年轻组的小。

总之,由于老年人髋外展肌肌力的减弱,导致躯体冠状面“安全裕度”值的增加,这是一种积极、有效

的策略。但同时也导致dTime的缩短,这损害了冠状面的稳定性,因为dTime的缩短使得老年人没有足够的时间来应对躯干运动的变化和失稳,未能及时制动和反转躯干的运动,导致躯干冠状面局部稳定性的降低,从而增加了跌倒的风险。在临床上,我们也许可以通过加强对老年人髋外展肌的训练而提高躯干冠状面的局部稳定性,从而减少跌倒的发生。

3.4 HHS评分、FES评分及疼痛与跌倒的关联性

老年组的HHS评分比年轻组低($P < 0.001$),说明老年人的髋关节功能比年轻人差。而HHS评分在老年组中和跌倒呈负相关,说明HHS评分越低,跌倒的风险越高。老年组FES评分比年轻人高,说明老年人在日常生活中对跌倒的恐惧性大($P < 0.001$),这和FES评分与跌倒关联性是一致的,我们发现FES分值和跌倒是呈正相关的,说明老年人对跌倒的恐惧性越大其跌倒的风险亦越大。在我们的研究中,老年组受试后的VAS评分比年轻组大,说明其受试后会产生一定的运动痛($P < 0.001$)。Leveille SG等^[29]发现在那些合并有肢体功能障碍(例如骨性关节炎)的老年女性中,肌肉骨骼疼痛对于跌倒的发生是一个巨大的危险因素。疼痛会影响老年人的肢体功能,继而损害步态的平衡,最终导致跌倒的发生。这和他的发现是一致的,在老年组中,受试后的运动痛和跌倒呈正相关,说明疼痛越厉害,跌倒的风险越高。

3.5 本研究的局限性

众所周知,从相关性无法推断出因果关系,在我们的研究中,哪种关联对于跌倒风险是起损害效果,或者哪种关联对于跌倒风险是起补偿的作用,这些并不总是很清晰,而且统计学上单纯进行相关分析意义有限,这是本研究的一个局限性,今后应该采用线性回归分析以获得更大显著性意义。而且,在步行仪上行走和在地上行走时步态的稳定性和变异性是不一样的^[30],但这种影响是系统性的,可能对本结果的影响是有限的。有人认为基于实验室步行仪的步态分析是相对低效及不经济的,在临床实践上的应用是有限的^[31]。本实验在每个行走速度上用于采集数据的时间相对较长,达到3min,而且采用了5种不同的步行速度,这样就尽可能多地采集到步数以将此影响降到最低。

参考文献

- [1] Guideline for the prevention of falls in older persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention[J]. *J Am Geriatr Soc*, 2001, 49(5):664—672.
- [2] Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults[J]. *Gait Posture*, 2005, 21(2): 164—170.
- [3] Maki BE. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear[J]. *J Am Geriatr Soc*, 1997, 45(3):313—320.
- [4] Brach JS, Berlin JE, VanSwearingen JM, et al. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2005, 2:21.
- [5] Dean JC, Alexander NB, Kuo AD. The effect of lateral stabilization on walking in young and old adults[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2007, 54(11):1919—1926.
- [6] McGeer T. Passive bipedal running[J]. *Proc R Soc Lond B Biol Sci*, 1990, 240(1297):107—134.
- [7] Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking[J]. *J Biomech*, 2000, 33(11):1433—1440.
- [8] Grabiner MD, Donovan S, Bareither ML, et al. Trunk kinematics and fall risk of older adults: translating biomechanical results to the clinic[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2008, 18(2):197—204.
- [9] O'Connor SM, Kuo AD. Direction-dependent control of balance during walking and standing[J]. *J Neurophysiol*, 2009, 102(3):1411—1419.
- [10] McAndrew PM, Dingwell JB, Wilken JM. Walking variability during continuous pseudo-random oscillations of the support surface and visual field[J]. *J Biomech*, 2010, 43(8): 1470—1475.
- [11] 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.
- [12] Hak L, Houdijk H, Steenbrink F, et al. Speeding up or slowing down?: Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations[J]. *Gait Posture*, 2012, 36(2):260—264.
- [13] Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dynamic stability[J]. *J Biomech*, 2005, 38(1):1—8.
- [14] Hof AL. The 'extrapolated center of mass' concept suggests a simple control of balance in walking[J]. *Hum Mov Sci*, 2008, 27(1):112—125.
- [15] Hurt CP, Rosenblatt N, Crenshaw JR, et al. Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults[J]. *Gait Posture*, 2010, 31(4):461—464.
- [16] Whitney J, Jackson SH, Close JC, et al. Development and validation of a fall-related impulsive behaviour scale for residential care[J]. *Age Ageing*, 2013, 42(6):754—758.
- [17] Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, et al. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2004, 36(6):926—934.
- [18] 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.
- [19] van Schooten KS, Sloot LH, Bruijn SM, et al. Sensitivity of trunk variability and stability measures to balance impairments induced by galvanic vestibular stimulation during gait[J]. *Gait Posture*, 2011, 33(4):656—660.
- [20] Toebes MJ, Hoozemans MJ, Furrer R, et al. Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects[J]. *Gait Posture*, 2012, 36(3): 527—531.
- [21] 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.
- [22] England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking[J]. *Gait Posture*, 2007, 25(2):172—178.
- [23] Kang HG, Dingwell JB. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults[J]. *J Biomech*, 2008, 41(14):2899—2905.
- [24] Schrage MA, Kelly VE, Price R, et al. The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking[J]. *Gait Posture*, 2008, 28(3):466—471.
- [25] Grabiner MD, Troy KL. Attention demanding tasks during treadmill walking reduce step width variability in young adults[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2005, 2:25.
- [26] Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women[J]. *Age Ageing*, 1996, 25(4):292—299.
- [27] Lugade V, Lin V, Chou LS. Center of mass and base of support interaction during gait[J]. *Gait Posture*, 2011, 33(3): 406—411.
- [28] Arokoski MH, Arokoski JP, Haara M, et al. Hip muscle strength and muscle cross sectional area in men with and without hip osteoarthritis[J]. *J Rheumatol*, 2002, 29(10): 2185—2195.
- [29] Leveille SG, Bean J, Bandeen-Roche K, et al. Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community[J]. *J Am Geriatr Soc*, 2002, 50(4):671—678.
- [30] Dingwell JB, Cusumano JP, 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.
- [31] Simon SR. Quantification of human motion: gait analysis—benefits and limitations to its application to clinical problems[J]. *J Biomech*, 2004, 37(12):1869—1880.