

老年轻中度髋关节骨性关节炎患者行走时冠状面运动学变化对稳定性和跌倒风险的影响*

林小斌¹ 吴文华^{1,2} 林晓聪¹ 戴章生¹ 叶 晖¹ 巫海鹏¹

摘要

目的:研究老年轻中度髋关节骨性关节炎(HOA)患者在行走时冠状面运动学变化对稳定性和跌倒风险所产生的影响。

方法:研究对象为12例有跌倒倾向的轻中度HOA患者、12例匹配的健康老年人及12例健康年轻人,评估其过去1年跌倒次数、髋外展肌力、跌倒恐惧性、髋关节功能Harris评分(HHS)和疼痛情况。受试者在步行仪上以逐渐增加的速度行走。测量反映步态稳定性的参数,同时用回归分析的方法分析冠状面重心运动和足部位置之间的关系。分析组间和组内的影响作用和交互作用,并将所有变量和跌倒次数进行回归相关性分析。

结果:相对于健康的老年人和年轻人HOA患者跌倒次数更多,走得更快,步宽更大,患侧支撑相更短,患侧髋外展肌肌力更弱,重心的冠状面运动峰速更大,特别是朝向健侧的更大。HOA患者的静态稳定界限更大,但各组间的动态稳定界限没有区别。重心冠状面的位置和加速度能预测随后的步宽。朝向健侧的重心冠状面峰速和跌倒次数的公共方差为55%。

结论:加快和加宽步伐能增加稳定性,患侧支撑相的缩短和/或患侧髋外展肌的无力会加快朝向健侧的躯干冠状面运动,从而导致跌倒的发生。

关键词 髋关节骨性关节炎;跌倒风险;步态分析;冠状面稳定性

中图分类号:R684.3, R493 **文献标识码:**B **文章编号:**1001-1242(2019)-06-0693-06

髋关节骨性关节炎(hip osteoarthritis, HOA)的全球患病率约为1%,它是引起患者身体功能障碍的重要因素^[1]。患者遭受疼痛、运动受限、失稳等诸多问题^[2],稳定性问题可以引起跌倒^[3]。有报道轻中度HOA患者跌倒的风险较高,相对风险率为1.4^[4],但机理不清。

大多数跌倒在行走时发生^[5]。在一个关于健康人的动态步态模式研究中发现,在行走时冠状面的稳定比矢状面更需要主动控制^[6]。控制髋外展的主要为臀中肌,在控制重心(CoM)冠状面运动中起着重要作用^[7]。躯干、手臂和头颅所形成的整体结构在冠状面运动中需要被限制在一定范围内以保证稳定性^[8]。但HOA患者髋外展肌经常是薄弱的^[9],特别是在患侧。

静态稳定要求重心的垂直投影必须维持在支撑面内,重心投影和支撑面边界之间的最小距离称为静态“稳定界限”(dCoM)^[8],Hof等研究者^[9]在此基础上加上重心速度的线性函数,称之为动态的稳定界限(dXCoM)。Constantinou等^[10]发现HOA患者在行走时步宽比健康对照组大,这也许可以增加稳定界限^[11]。但是这些界限仍然取决于躯干冠状面运

动的幅度和速度。一些HOA患者行走时躯干会向患侧倾斜^[12],然而那些疼痛更厉害的患者却倾向于向健侧倾斜^[13]。关于HOA患者在行走时躯干冠状面运动对稳定性和跌倒风险的影响的研究还是不够的。

在健康受试者中,步宽似乎和静止相中期之前的躯干冠状面运动学是同步适应的^[14]。步宽也许是通过和重心冠状面运动的同步协调来维持相对较大的稳定界面^[15]。目前还没有人研究髋骨性关节炎患者行走时步宽和冠状面运动之间的联系。

在当前研究中包含了两个评价步态稳定性的有效变量^[15],即变异性和短时李雅普诺夫指数。大多数步态参数是和步行速度相关的,HOA患者多采用低速行走^[16]。考虑到HOA患者的步态稳定性有可能在高速行走时受损更大,我们采用了不同的步行速度。假设HOA患者行走时的重心冠状面运动学变化将:①降低步态稳定性(和对照组比较),特别是在相对高的步行速度时。②可以预测跌倒次数。本研究的目的在于更好地理解老年轻中度HOA患者在行走时所

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.06.013

*基金项目:国家自然科学基金(81272161);福建省自然科学基金(2017J01277);泉州市高层次人才创新创业项目(2017Z010);福建省卫计委中青年骨干科研基金(2016-ZQN-52);福建省教育厅中青年教师科研基金(JAT160217)

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

作者简介:林小斌,男,博士,副主任医师; 收稿日期:2017-12-06

引起的冠状面运动学的变化对平衡问题的影响,并讨论其与跌倒的相关性。

1 对象与方法

1.1 研究对象

在样本量上,采用和以往关于老年人冠状面稳定性研究相同的方法^[16]。从两个医院纳入12例患者(女性4例),见表1。这些患者均为单侧HOA,且在过去一年中至少跌倒过一次。为减少参与者之间的变异性,仅选择中度的HOA患者(KL 2—3级^[17])。患者均没有合并其他影响行走的疾病。同时纳入12例年龄和身体质量指数(body mass index, BMI)与患者相匹配的健康受试者(女性2例),简称匹配组;选12例健康年轻人(女性4例)作为年轻组。该研究计划通过当地医学伦理委员会的批准,受试者均签署知情同意书。

1.2 受试者特征

KL分级由一名骨科医生和一名放射科医生共同确定。受试者自述过去一年跌倒的次数。考虑到跌倒风险本质的多维性^[18],我们采用了,跌倒量效量表(falls efficacy scale, FES)和髋关节功能Harris评分(Harris hip score, HHS)^[19-21]。受试者根据疼痛进行视觉模拟评分(visual analogue scale, VAS)测评。

髋最大等长外展肌力由便携式肌力测定仪测量(Commander PowerTrack II 肌力测定仪, JTECH Medical, 美国)。受试者侧卧^[16,22-23],两腿间垫一枕头并保持10°外展,将测力计置于股骨大粗隆远端约30cm处,固定牢固。受试者的腿顶着测力计尽力外展并保持5s,记录下最大值。每腿测量3次,取其平均值,先乘以力臂(0.3m)再除以受试者体重,单位为Nm/kg。

上述所有测量均在上步行仪实验之前进行,当在步行仪上行走后,受试者再次测评VAS。

1.3 运动学数据采集

将由3个红外线发光二极管(light emitting diodes, LED)发光点固定于金属薄片上构成的OptoTrak簇状标记物分别用医用橡胶带固定于受试者相应的运动节段,即胸廓、骨盆、双侧大腿、双侧小腿、双侧足跟和双侧前臂。运动信号由两组OptoTrak系统采集。受试者在标准解剖学姿势下,由指示器定位各个解剖点,以用来估算重心的位置^[16]。

受试者在步行仪上行走,速度由1km/h逐渐增加到5km/h,每次增量为1km/h。经过约1min热身后,数据以100个样本/秒的速度由OptoTrak系统所采集,并采集3min。在每两个速度之间受试者有2min休息时间,在行走中如果受试者觉得速度太快。则实验将被中止。

1.4 数据分析

由定制型软件Matlab 7.13进行数据分析。根据足跟标

记物离地最小垂直距离推断出足跟着地时间和足趾离地时间^[24]。左右足跟标记物在足跟着地时的侧方距离被定义为步宽,同侧两次连续的足跟着地之间的时间定义为一个步态周期。从足跟着地至组织离地定义为静止相,以占整个步态周期的百分比来计算。对照组的左腿对应于患者的健侧腿,而右腿则对应于患侧腿。

先确定整体重心冠状面的运动幅度,而其变异性则采用速度时序化的方法来计算^[25-26]。稳定界限是指在足跟着地时冠状面上重心位置或外推的重心位置与足部之间的距离^[8-9]。

采用二变量回归分析来分析冠状面重心位置和加速度与步宽的关系。所产生的 R 值被用作预测足部放置的指标^[14]。

计算冠状面重心速度时序的李雅普诺夫指数^[15,27-28],采用最小有效步数(即75步)。Van Schooten等^[29]报告最好采用固定的矢量空间来重建参数。最大李雅普诺夫指数是通过计算这些矢量空间的发散自然对数的斜率而得到的,从0—1步^[30]。

1.5 统计学分析

我们应用SPSS 20进行统计学分析。用方差分析或 t 检验来分析那些非速度依赖变量(如跌倒次数、Harris评分、跌倒量效量表、VAS评分、最大髋外展肌力)的组间差异。跌倒次数采用Mann-Whitney U 检验在老年组之间进行比较。

采用广义估计方程(GEEs)分析组别、速度及其交互作用。如果数据不是正态分布,就取该数据的对数值。在结果部分,有意义的结果将按照组别、速度和交互作用这样的顺序显示。如果组间比较有意义,则再进行最小显著差异(LSD)比较。仅在病患组中用GEEs进行健侧和患侧双侧比较。在用GEEs分析足部放置位置与躯干运动学之间联系强度时,先把 R 值进行Fisher Z 转换后再进行分析。

为了识别引起跌倒的潜在决定性因素,先用Pearson相关矩阵在跌倒次数和所有变量之间进行计算。对于速度依赖性变量使用其速度平均值。从关联矩阵中选择有意义的($P < 0.01$)且高相关的(≥ 0.7)变量,然后再用这些变量和跌倒次数用向后的多元线性回归进行分析。

2 结果

2.1 一般特征

见表1。患者的平均KL值是(2.5 ± 0.5)。患者跌倒次数最多,然后是健康匹配组,而年轻人则从未跌倒过。

患者的FES评分和Harris评分最差,然后是健康匹配组,年轻人的最好,这和患侧(右侧)髋外展肌力的模式相似,但在健侧(左侧)两个老年组之间没有差异。在患者中,患侧的髋外展肌力比健侧小($P = 0.03$)。

在受试前对照组无疼痛而患者自述有些疼痛。受试后两个老年组都有诉疼痛,见表1。

表1 受试者一般资料及与行走速度无关联变量数据($\bar{x}\pm s$)

	年轻组 (n=12)	HOA组 (n=12)	匹配组 (n=12)
年龄(岁)	24.3±3.7	64.4±5.3	64.5±3.5
BMI	21.1±3.0	22.4±3.7	22.7±3.9
过去一年跌倒次数	0±0	2.3±1.1 ^②	0.6±1.1 ^①
FES	16±0	33.3±3.8 ^②	25.1±2.7
HHS	100±0	73.5±7.2 ^②	97.2±1.6 ^①
患侧髋外展肌肌力(Nm/kg)	1.4±0.2	0.8±0.3 ^②	1.0±0.2 ^①
健侧髋外展肌肌力(Nm/kg)	1.3±0.2	0.9±0.3 ^①	1.0±0.2 ^①
受试前VAS评分(mm)	0±0	13.8±12.2 ^②	0±0
受试后VAS评分(mm)	0±0	50.3±12.2 ^②	15.3±3.4 ^①
最大行走速度(km/h)	5.0±0	3.5±1.1 ^②	5.0±0

①表示比年轻组差, $P\leq 0.05$ 。②表示比两个对照组都差, $P\leq 0.05$ 。

2.2 一般运动学变量

年轻组和匹配组的最大行走速度为5km/h, 高于大多数患者(表1)。在患者中1例为1km/h, 5例为3km/h, 4例为4km/h。

所有的速度依赖性变量均为非正态分布。步宽(图1A)在组间有显著性差异($P=0.001$), 在患者和匹配组中比在年轻组大(LSD, P 值均 ≤ 0.002)。步宽随着速度增高而减小($P<0.001$)。步幅时间(图1B)在组间也有差异($P=0.002$),

患者最短, 匹配组其次, 年轻组最长(LSD, P 值均 ≤ 0.03)。步幅时间随着速度的增高而减小($P<0.001$)。

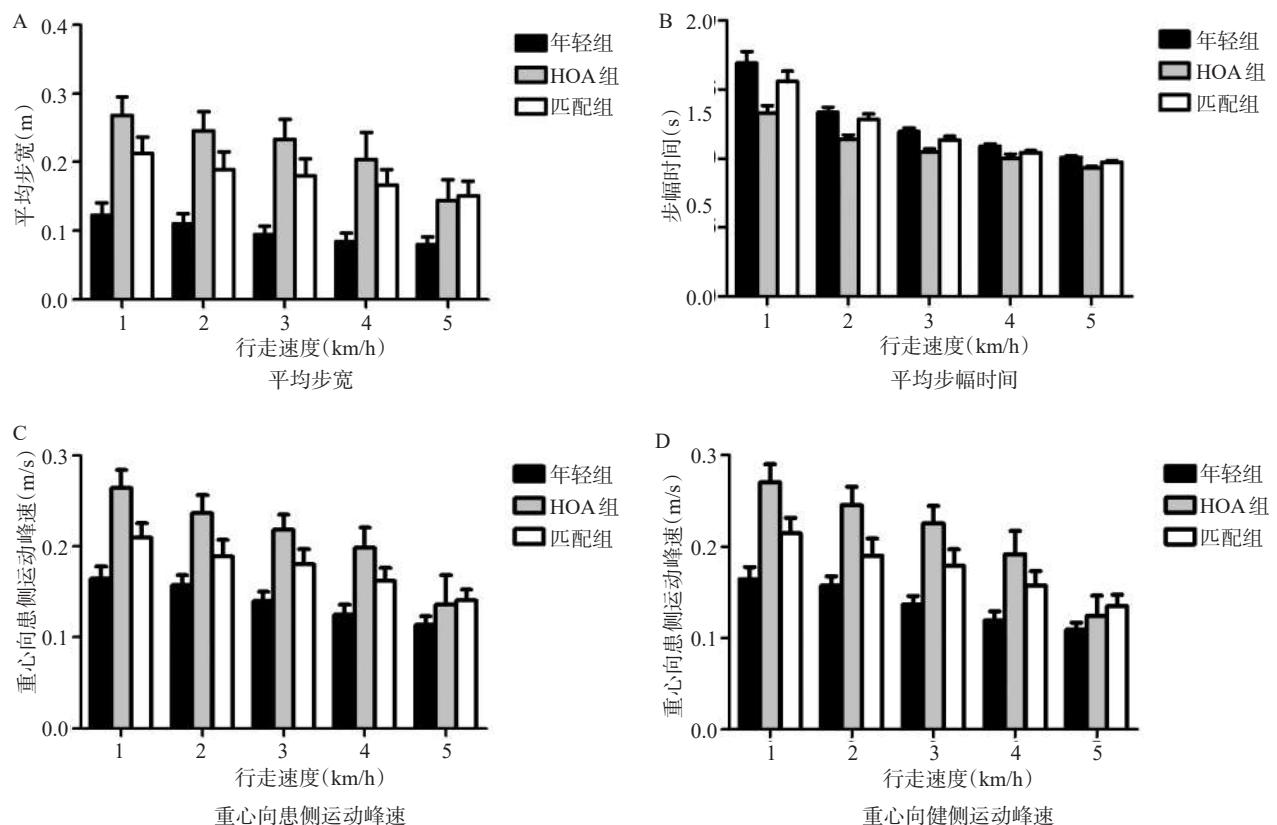
患侧(右侧)的相对静止相时间在组间也有差异($P=0.001$), 患者组(63%±4%)短于两个对照组66%—67%(标准差均为4%;LSD, P 值均为 <0.001)。相对静止相时间随着速度增加而减小($P<0.001$), 且有交互作用($P=0.02$), 在年轻组中减小最明显。在健侧(左侧), 唯一有意义的是相对静止相时间随速度增加而减小($P<0.001$)。患者的双侧相对静止相时间是有差异的($P<0.001$), 患侧比健侧短(LSD, $P<0.001$)。它随速度增加而减小($P<0.001$), 且有交互作用($P=0.02$), 在健侧减小更明显。

2.3 冠状面稳定性

冠状面重心运动幅度在患者中最大(0.07±0.03)m, 然后是匹配组(0.05±0.03)m, 最后是年轻组(0.04±0.02)m。其变异性均没发现有显著性变化。这些变量随着速度增加而减小。

双侧的重心冠状面运动峰速(图1C, 图1D, 表2)在患者中比在年轻组中大, 而年轻组和匹配组无差异。它随速度增加而减小。在患者中双侧的差异有显著性意义($P=0.03$), 向着患侧的比向着健侧的大(LSD, $P=0.03$), 且随行走速度增

图1 速度依赖性变量柱状图



加而减小($P < 0.001$)。

患侧(右侧)的dCoM在组间有差异(表2),两个老年组患者(0.15 ± 0.06)m和匹配组(0.12 ± 0.05)m比年轻组(0.08 ± 0.03)m大。健侧(左侧)和患侧(右侧)的情况是一样的。在患者中双侧是有差异的($P < 0.001$),健侧的dCoM比患侧的小($P < 0.001$)。dCoM随速度增加而减小($P < 0.001$)。

患侧(右侧)的dXCoM在组间也有差异(表2),两个老年组患者(0.10 ± 0.05)m和(0.08 ± 0.04)m比年轻组(0.05 ± 0.02)m大。然而在健侧(左侧)组间没有显著性差异。双侧的dXCoM均随速度增加而减小。在患者中双侧的dXCoM有差异($P = 0.001$),健侧的比患侧的小(LSD, $P = 0.001$)。dXCoM随速度增加而减小($P < 0.001$),特别是在患侧更明显(交互作用, $P = 0.02$)。

在静止相中期,患侧(右侧)冠状面重心位置和加速度与步宽的回归值是有意义的,年轻组(0.70 ± 0.13),匹配组(0.67 ± 0.15),患者(0.67 ± 0.15)。组间没有差异,但在高速行走时回归值更大($P < 0.001$)。健侧(左侧)和患侧(右侧)是相似的,年轻组(0.68 ± 0.15),匹配组(0.67 ± 0.15),HOA组(0.60 ± 0.17)。

患者冠状面重心运动的最大短时李雅普诺夫指数最大(即更不稳定),HOA组(2.6 ± 0.5),年轻组(2.2 ± 0.5),匹配组

(2.1 ± 0.5),但组间没有显著差异。它随速度增加而减小($P < 0.001$),但在患者中减小不明显(交互作用, $P = 0.003$)。

2.4 跌倒预测

跌倒次数和大多数变量有关联,且这些变量间也有相互关联(表2)。在患者中,向后的多元线性回归模式为重心向健侧(左侧)峰速值加上Harris评分可以预测跌倒次数,校正的 R^2 值为0.83(该模式的 $P < 0.001$)。重心向健侧(左侧)峰速值和跌倒次数之间的公共方差值为55%($r = 0.74$)。

3 讨论

3.1 一般运动学

患者的最大行走速度比对照组低,在膝骨性关节炎患者中有相似报道^[31]。我们发现两个老年组(HOA组和匹配组)的步宽比年轻组大,这被视为一种提高冠状面稳定性的策略^[11,32]。Constantinou等^[10]发现髌骨性关节炎患者和健康对照组之间的步宽有较大的变异性,在患者中步宽更大,但他们是在行走速度控制下进行比较的。

患者的步幅时间比对照组短,在行走速度控制下Constantinou等^[10]也有类似发现。缩短步幅时间也许也是为了提高冠状面稳定性^[11,32]。

患者患侧的相对静止相时比对照组短,也短于健侧。这种在患者中出现的不对称现象和文献报道是一致的^[10]。缩短患侧相对静止相时是为了避免由患腿站立承受体重而引起的疼痛,亦或是由于患侧髋外展肌乏力所致。

3.2 冠状面稳定性

患者的重心冠状面运动幅度较大,这和Hurt等^[14]的报道是一致的,而其变异性在组间无差异。Toebe等^[25]在134例有跌倒史的受试者中研究发现重心冠状面运动幅度的变异性与跌倒次数有着明确的相关性。也许是由于我们的实验样本小而导致没有发现组间的变异性差异。

患者的重心冠状面运动峰速值比年轻人的大,而且向着健侧的比向着患侧的大。这种不对称也许是由于想使患腿快速离开地面而产生的,和/或由于患侧髋外展肌乏力而无法阻断向健侧的运动。Yang等^[33]发现为了使步态稳定,躯干冠状面运动速度需限制在一定范围内。因此,如果重心冠状面运动峰值过大,特别是向着健侧的,就成为跌倒的一个危险因素。

老年组(HOA组和匹配组)的dCoM比年轻组的大,是由于老年组的步宽更大^[11,34-35]。在患者中患侧的dCoM比健侧的大,显示患者在行走时躯干向健侧的倾斜度更大,与Thurston^[13]在疼痛更严重患者中的发现是一致的。然而Reininga等^[12]的发现却与此相反,躯干是向患侧倾斜而不是健侧,不过在那个研究中,躯干向患侧倾斜是作为一个预选标准,这和我们的研究是不同的。

表2 与跌倒次数显著相关变量的相关矩阵表

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
A	1																
B	.88	1															
C	.83	.90	1														
D	.59			1													
E	.76	.82	.81	.53	1												
F	.83	.88	.92	.59	.94	1											
G	.74	.73	.77	.62	.82	.88	1										
H	.69	.63			.59	.55		1									
I	.73	.65		.59	.59	.57		.91	1								
J	.60	.69	.69		.55	.66	.58			1							
K	.70	.70		.54	.63	.62		.92	.97		1						
L	.74	.73	.56	.53	.67	.65		.94	.97	.56	.99	1					
M	.71	.65		.62	.57			.97	.88		.87	.92	1				
N	.57									.63				1			
O	.63	.54						.90	.75	.72	.79	.96			1		
P	.62	.56	.55						.63		.55	.92	.63	1			
Q	.56															1	

显著相关($P < 0.01$)。负相关值用黑斜体字表示,去除无显著相关值($P \geq 0.01$)。

A: 过去一年跌倒次数; B: FES评分; C: HHS评分; D: 患侧髋外展肌力/公斤 $\times$ 体重; E: 受试前VAS评分; F: 受试后VAS评分; G: 最大行走速度; H: 步宽; I: 重心冠状面运动幅度; J: 重心冠状面运动幅度的变异性; K: 重心冠状面向患侧运动峰值; L: 重心冠状面向健侧运动峰值; M: 患侧静态稳定界限(dCoM)初始值; N: 患侧静态稳定界限(dCoM)初始值的标准偏差值; O: 患侧动态稳定界限(dXCoM); P: 患侧动态稳定界限(dXCoM)的标准偏差值; Q: 重心冠状面运动的Lyapunov指数

在患者中患侧的dXCoM也比健侧的大。此外,老年组(HOA组和匹配组)患侧(右侧)的dXCoM均比年轻人大,而在健侧(左侧)则没有差异。由增大步宽而产生的稳定效应被由重心的高速运动而产生的减稳效应所覆盖,这和本研究第一个假设相左——更大的重心向健侧运动速度将减少健侧的dXCoM,而实际上并没有发现组间dXCoM有差异。患者要求健侧具有相对大的动态稳定界限,因为当由于患侧髋外展肌乏力而无法迅速降低重心向健侧运动速度时,正常的修正机制将会失效。因此,健侧“正常的”动态稳定界限也许隐藏着跌倒的风险。

经回归分析,重心位置和加速度与步宽的 R 值为0.6—0.7。Hurt等^[14]的研究结果和我们的相似, R 值为0.73。但Hurt他们发现老年人的回归关系比年轻人的强,不过他们没有对行走速度进行控制。我们的研究印证了静止相中期的冠状面运动学可以预测随后的步宽,更大的冠状面加速度产生更快的运动,预示着更大的步宽。

和一些研究不同^[36],冠状面李雅普诺夫指数在组间无差异,但在患者中,其随着行走速度的增加而减少得更少(即稳定性增加得更少)。这和老年人行走速度越高越不安全不一定是一样的^[37]。这也确定了我们关于髋骨性关节炎在更高步行速度上对步态稳定性的影响会更明显的假设的成立。本研究显示,HOA患者在高速行走时创建稳定步态模式的能力比健康匹配者差。

3.3 跌倒预测

重心向健侧运动峰速和跌倒次数之间的回归方差为55%,这证实了我们的第二个假设,即冠状面运动学异常可以预测跌倒次数。我们假设患者在日常生活中有时重心向健侧的运动速度甚至更快,但由于患侧髋外展肌的乏力而无法及时阻断和反转这种过快的运动,从而导致跌倒的发生。

跌倒是多因素的。Harris评分能更全面地评估患者的功能状态,如果在对跌倒次数的回归分析中加入Harris评分,其回归方差值达到83%,这和一些文献相比数值偏高^[25,38—39]。不过,相对于Harris评分的多个条款分析,我们无法知道Harris评分中哪个部分最能预测跌倒的风险。

3.4 局限性

我们仅仅研究了一小组患者,虽然受试者数量较少可能会降低实验结果的论证强度,但本实验大部分数据有明显的差异,说明小样本量可能不是主要的问题。在实验过程中我们没有观察到真实的跌倒,但根据受试者的回忆来确定过去一年跌倒的次数。虽然受试者记忆力的误差也许会对我们的结果产生偏倚,但事实上我们在对跌倒次数的回归分析中所产生的方差值很高,说明随机的记忆力误差对结果产生的偏倚并不重要。

虽然在步行仪上行走与在地面上行走是不同的^[40],但这

对所有的受试组都是一样的。在相关性分析和回归分析中,我们使用速度平均值,这也许会在行走速度较低的患者中产生偏倚。

4 结论

具有跌倒倾向的单侧髋痛的轻中度HOA患者在行走时步宽更大,步速更快,患侧的静止相时更短。患侧的髋外展肌乏力,重心冠状面向健侧运动速度峰值比向患侧的大,从而降低因步宽增加而产生的稳定效应,而且对照组的健侧动态稳定界限并没有因此而有所不同。重心向健侧运动峰值和跌倒次数有55%的公共方差,这是因为患侧髋外展肌无法阻断重心向健侧更快的运动,加上Harris评分,和跌倒次数的公共方差将达到83%。

在轻中度HOA患者行走时,冠状面上重心向健侧运动速度峰值是跌倒的主要风险因素。由于导致冠状面上重心向健侧运动速度峰值增加的原因是由于患侧髋外展肌的无力所致,因此从临床康复的意义上讲,也许可以通过肌力训练增加患侧髋外展肌肌力,以此来降低冠状面上重心向健侧运动速度峰值,从而增加冠状面的稳定性。但加强患侧髋外展肌肌力训练是否会减少跌倒风险,以及髋关节置换是否会影响冠状面运动学,这些都还有待进一步研究。

参考文献

- [1] Cross M, Smith E, Hoy D, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study[J]. *Ann Rheum Dis*, 2014, 73(7):1323—1330.
- [2] Edwards MH, van der Pas S, Denkiner MD, et al. Relationships between physical performance and knee and hip osteoarthritis: findings from the European Project on Osteoarthritis (EPOSA)[J]. *Age Ageing*, 2014, 43(6):806—813.
- [3] Sousa LM, Marques-Vieira CM, Caldevilla MN, et al. Risk for falls among community-dwelling older people: systematic literature review[J]. *Rev Gaucha Enferm*, 2017, 37(4): e55030.
- [4] Arnold CM, Gyurcsik NC. Risk factors for falls in older adults with lower extremity arthritis: a conceptual framework of current knowledge and future directions[J]. *Physiother Can*, 2012, 64(3):302—314.
- [5] Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, et al. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study[J]. *Lancet*, 2013, 381(9860):47—54.
- [6] Bauby CE, Kuo AD. Active control of lateral balance in human walking[J]. *J Biomech*, 2000, 33(11):1433—1440.
- [7] Pandey MG, Lin YC, Kim HJ. Muscle coordination of medio-lateral balance in normal walking[J]. *J Biomech*, 2010, 43(11):2055—2064.
- [8] Hof AL, Gazendam MG, Sinke WE. The condition for dy-

- dynamic stability[J]. *J Biomech*, 2005, 38(1):1—8.
- [9] 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.
- [10] Constantinou M, Barrett R, Brown M, et al. Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis[J]. *J Orthop Sports Phys Ther*, 2014, 44(4):291—303.
- [11] 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.
- [12] Reininga IH, Stevens M, Wagenmakers R, et al. Subjects with hip osteoarthritis show distinctive patterns of trunk movements during gait—a body-fixed-sensor based analysis[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2012, 9(1):3.
- [13] Thurston AJ. Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint[J]. *Spine*, 1985, 10(5):467—471.
- [14] 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.
- [15] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures[J]. *J R Soc Interface*, 2013, 10(83):20120999.
- [16] 林小斌, 吴文华, 林晓聪, 等. 老年人行走时躯干冠状面运动变化对稳定性的影响及其与跌倒的关联性[J]. *中国康复医学杂志*, 2016, 31(8):889—894.
- [17] Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis[J]. *Ann Rheum Dis*, 1957, 16(4):494—502.
- [18] Fabre JM, Ellis R, Kosma M, et al. Falls risk factors and a compendium of falls risk screening instruments[J]. *J Geriatr Phys Ther*, 2010, 33(4):184—197.
- [19] Delbaere K, Close JC, Mikolaizak AS, et al. The Falls Efficacy Scale International (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study[J]. *Age Ageing*, 2010, 39(2):210—216.
- [20] Kwan MM, Tsang WW, Close JC, et al. Development and validation of a Chinese version of the Falls Efficacy Scale International[J]. *Arch Gerontol Geriatr*, 2013, 56(1):169—174.
- [21] Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1969, 51(4):737—755.
- [22] Bohannon RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research[J]. *Percept Mot Skills*, 1999, 88(3 Pt 1):899—902.
- [23] 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.
- [24] Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieën JH. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction[J]. *Gait Posture*, 2001, 14(1):11—18.
- [25] Toebe 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.
- [26] Kiss RM. Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2010, 20(6):1044—1051.
- [27] England SA, Granata KP. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking[J]. *Gait Posture*, 2007, 25(2):172—178.
- [28] Dingwell JB, Cusumano JP. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking[J]. *Chaos*, 2000, 10(4):848—863.
- [29] van Schooten KS, Rispens SM, Pijnappels M, et al. Assessing gait stability: the influence of state space reconstruction on inter- and intra-day reliability of local dynamic stability during over-ground walking[J]. *J Biomech*, 2013, 46(1):137—141.
- [30] Stenum J, Bruijn SM, Jensen BR. The effect of walking speed on local dynamic stability is sensitive to calculation methods[J]. *J Biomech*, 2014, 47(15):3776—3779.
- [31] Fallah-Yakhdani HR, Abbasi-Bafghi H, Meijer OG, et al. Determinants of co-contraction during walking before and after arthroplasty for knee osteoarthritis[J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(5):485—494.
- [32] Hof AL, van Bockel RM, Schoppen T, et al. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees[J]. *Gait Posture*, 2007, 25(2):250—258.
- [33] Yang F, Espy D, Pai YC. Feasible stability region in the frontal plane during human gait[J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(12):2606—2614.
- [34] Aberg AC, Frykberg GE, Halvorsen K. Medio-lateral stability of sit-to-walk performance in older individuals with and without fear of falling[J]. *Gait Posture*, 2010, 31(4):438—443.
- [35] McAndrew Young PM, Dingwell JB. Voluntary changes in step width and step length during human walking affect dynamic margins of stability[J]. *Gait Posture*, 2012, 36(2):219—224.
- [36] Bruijn SM, Van Impe A, Duysens J, et al. White matter microstructural organization and gait stability in older adults[J]. *Front Aging Neurosci*, 2014, 6(1):104.
- [37] Mademli L, Arampatzis A. Lower safety factor for old adults during walking at preferred velocity[J]. *Age*, 2014, 36(3):9639.
- [38] Weiss A, Herman T, Giladi N, et al. Objective assessment of fall risk in Parkinson's disease using a body-fixed sensor worn for 3 days[J]. *PLoS One*, 2014, 9(5):e96675.
- [39] van Schooten KS, Pijnappels M, Rispens SM, et al. Ambulatory fall-risk assessment: amount and quality of daily-life gait predict falls in older adults[J]. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2015, 70(5):608—615.
- [40] 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.