

90°转弯对下肢运动学特征的影响

刘玉洲, 毛功龙, 吕晓彤, 王超, 裘琴儿*

(宁波大学 体育学院, 浙江 宁波 315211)

摘要: 采集了 20 名青年男性受试者在不同转弯步态下进行 90°转弯以及直走时支撑相下肢髋关节、膝关节和踝关节的三维运动学数据。研究发现: 旋转式转弯步态与直走步态相比髋关节的外展、内旋、外旋峰值角度增大, 内收峰值角度减小; 膝关节的屈曲峰值角度减小, 外展峰值角度增加; 踝关节的外展、内收、外旋、内旋峰值角度都增大, 屈曲峰值角度减小。跨步式转弯步态与直走步态相比较, 髋关节内收峰值角度增大, 外展角度减小; 膝关节屈曲峰值角度减小, 内收峰值角度增加; 踝关节的屈曲角度增加。表明跨步式转弯对下肢髋关节、膝关节、踝关节的三维运动学特征的影响小于旋转式, 跨步式转弯步态比旋转式转弯步态更简单和稳定。

关键词: 运动生物力学; 转弯步态; 运动学特征

中图分类号: G804.61

文献标志码: A

文章编号: 1001-5132 (2017) 03-0090-07

走是人体最基本的运动方式之一, 转弯则是人体在行走时经常出现的运动。有研究表明^[1], 转弯步态约占行走步态的 40%~50%, 转弯角度一般(49.2%)在 76°~120°之间^[2]。Hase 等^[3]指出人们在转弯时一般会采用 2 种步态, 跨步式和旋转式。跨步式转弯的运动方向在支撑腿的对侧, 旋转式转弯时的运动方向则与支撑腿同侧^[4], 以右腿支撑为例, 即右腿支撑左转(跨步式)和右腿支撑右转(旋转式)。

当前针对上述 2 种转弯步态的生物力学研究主要集中在动力学和肌肉电信号上。Patla 等^[4]通过研究转弯时地面反作用力发现, 跨步式转弯比旋转式转弯更加稳定; Stewart 等^[5]通过对比分析 90°转弯时支撑腿所受的地面反作用力发现, 跨步式转弯要明显小于旋转式转弯; Hase 等^[3]通过对 2 种转弯方式肌肉电信号进行研究得出, 跨步式转弯比旋转式转弯更稳定; Kathryn 等^[6]研究后指出, 跨步式转弯的转弯角度增大时髋关节屈曲峰值与踝关节跖屈角度出现减小趋势。目前直线步态与转弯步态研究, 大多建立在直线步态与跨步转弯步态以及环形路径上转弯步态基础上。如 Segal 等^[7]研究发现, 下肢膝、踝、髋关节的稳定性跨步式转

弯步态要比直线行走时差; Michael 等^[8]通过对比环形路径上转弯步态与直线步态差异发现, 地面反作用力在转弯方向同侧与转弯方向对侧都有增加, 同时在转弯时由于身体的倾斜引起转弯侧的膝关节屈曲角度和对侧踝关节跖屈角度增加; Strike 等^[9]研究发现, 在即将进入转弯步态前两步的平均速度、步长都比直线步态要小, 同时在转弯步态中地面反作用力明显大于直线步态。上述研究虽涉及对下肢运动学的探讨, 但未对旋转式转弯步态进行深入研究。

本研究对比了 2 种转弯步态进行 90°转弯以及直走步态支撑相下肢髋关节、膝关节、踝关节的三维运动学数据, 分析了 90°转弯对下肢运动学特征的影响(研究假设 90°转弯对下肢髋关节、膝关节、踝关节运动学特征的影响主要体现在冠状面(外展/内收)与水平面(内旋/外旋)运动上)。

1 研究方法

1.1 受试对象

选取 20 名来自宁波大学的青年男性作为受试者(表 1), 受试者在进行本实验前对实验目的和可

收稿日期: 2016-06-23.

宁波大学学报(理工版) 网址: <http://journalg.nbu.edu.cn/>

第一作者: 刘玉洲 (1989—), 男, 山东泰安人, 在读硕士研究生, 主要研究方向: 运动生物力学. E-mail: lyz64445@163.com

*通信作者: 裘琴儿 (1968—), 女, 浙江宁波人, 教授, 主要研究方向: 运动生物力学. E-mail: qiuqiner@nbu.edu.cn

能发生的危险均作了详细了解且自愿参加。实验前, 受试者下肢、上肢、肩部、颈部、头部、眼部6个月内均未受伤或有疾病史, 未接受过任何手术, 没有神经肌肉系统以及其他可能影响数据采集结果的疾病, 未接受过专业的体育训练, 优势脚均为右脚, 鞋码为欧码42。

表1 受试者基本信息

受试者/人	年龄/岁	身高/cm	体重/kg
20	22.69±1.52	175.39±1.42	68.82±2.01

1.2 实验仪器和数据采集

Vicon 八摄像头三维红外运动捕捉系统(Oxford Metrics Ltd.), 采用内置 Nexus Plug-in Gait 模型, 16个Marker反光点(直径14mm)分别粘在左右侧髌前上棘、左右侧髌后上嵴、左右大腿外侧、左右膝关节中心点外侧、左右小腿外侧、左右外踝尖、左右脚后跟及左右侧第二跖骨头。测试频率设定200 Hz 用于时空参数及运动学相关数据的采集。同时, Kistler 三维测力台与 Vicon 软件同步测试, 以1000 Hz 的频率用于采集受试者支撑腿的地面反作用力, 所采集的地面反作用力以20 N 为阈值划分支撑侧支撑期的起始^[6]。两条互相垂直的T型通道(长600 cm, 宽60 cm)作为实验通道, 两通道相交处被定义为转向区的 Kistler 三维测力台。

1.3 实验过程

数据采集时要求受试者在设计的通道上完成3种运动: (1)以右脚为支撑脚完成左转90°跨步式(STEP)转弯。(2)以右脚为支撑脚完成右转90°旋转式(SPIN)转弯。(3)直走(SW)。运动时要求受试者穿普通平底鞋, 支撑脚必须并落在转向区内。为保证受试者步态的稳定性和降低实验数据的误差, 每种步态下受试者均进行6次测试。

1.4 数据处理

分析数据采用采集的6次数据平均值。支撑期划分以受试者运动过程中右腿落地即刻开始, 到右腿完成蹬离即刻为止。采用SPSS 17.0 统计软件中单因素方差分析法检验2种转弯步态以及直走步态支撑期髋关节、膝关节、踝关节运动学数据的差异性, 显著性水平为0.05。

2 结果

结合 Kistler 三维测力台同步采集的动力学数

据, 对 Vicon 三维运动捕捉系统采集的右腿支撑时的运动学数据进行截取。根据数据采集时 Vicon Nexus plug-in gait 模型对踝关节、髋关节、膝关节的三维运动学数据进行如下划分: 踝关节屈(+)、踝关节伸(-)、踝关节外展(+)、踝关节内收(-)、踝关节内旋(+)、踝关节外旋(-)、髋关节屈(+)、髋关节伸(-)、髋关节外展(+)、髋关节内收(-)、髋关节内旋(+)、髋关节外旋(-)、膝关节屈(+)、膝关节伸(-)、膝关节外展(+)、膝关节内收(-)、膝关节内旋(+)、膝关节外旋(-)^[10]。

2.1 髋关节运动学数据

3种步态下右腿支撑期髋关节三维关节角度峰值见表2。在矢状面上髋关节伸的峰值角度SW与STEP相比明显减小($P=0.019$), 三者在矢状面上的关节活动度不存在明显差异。在冠状面上, 髋关节外展的峰值角度SW与SPIN相比明显减小($P=0.0079$), SW和STEP相比则明显增大($P=0$), STEP与SPIN相比明显减小($P=0$); 髋关节内收峰值角度SW与SPIN相比明显增大($P=0.008$), SW和STEP相比则明显减小($P=0.006$), STEP与SPIN相比明显增大($P=0.008$), 三者在冠状面上的关节活动度STEP与SW、SPIN相比明显减小($P=0$)。在水平面上, 髋关节内旋的峰值角度SW与SPIN明显减小($P=0.005$), STEP与SPIN相比内旋峰值角度也明显减小($P=0.022$); 水平面上髋关节的外旋峰值角度SPIN与STEP、SW相比明显增大($P=0.01$, $P=0.02$), 三者在水平面上的关节活动度SW与STEP、SPIN相比明显减小(分别为 $P=0.002$, $P=0.026$)。

表2 髋关节在3种步态下三维角度峰值及相应运动平面关节活动度

髋关节	SW	SPIN	STEP
屈	43.08±0.85	41.27±0.71	41.62±1.33
伸	-6.08±0.69	-7.11±0.57	-7.91±0.45 ¹⁾
ROM	49.17±0.61	48.38±1.27	49.53±1.75
外展	2.20±0.15	5.34±0.95 ¹⁾	-5.96±1.01 ¹⁾
内收	-10.17±0.37	-7.78±0.40 ¹⁾	-12.66±0.93 ¹⁾
ROM	12.37±0.48	13.13±1.11	6.70±0.74 ¹⁾
内旋	12.34±0.37	19.62±2.75 ¹⁾	14.32±1.14 ¹⁾
外旋	3.86±0.90	-3.17±1.38 ¹⁾	-1.09±0.44 ¹⁾
ROM	8.48±0.34	19.93±3.79 ¹⁾	15.42±1.42 ¹⁾

注: 1)表示统计分析存在明显差异, ROM表示关节活动度, 下表同。

受试者在3种步态下右腿支撑期髌关节在3个运动平面(矢状面、冠状面、水平面)上的三维运动角度变化如图1所示。从图1可发现,在矢状面上3种步态下髌关节的伸屈角度变化趋势在支撑期几乎一致。在冠状面上SW与SPIN两种步态下髌关节的外展内收角度变化趋势在支撑期内比较相近,但SPIN在支撑期中期出现更大的外展角度,STEP在冠状面上髌关节的外展内收角度变化趋势在支

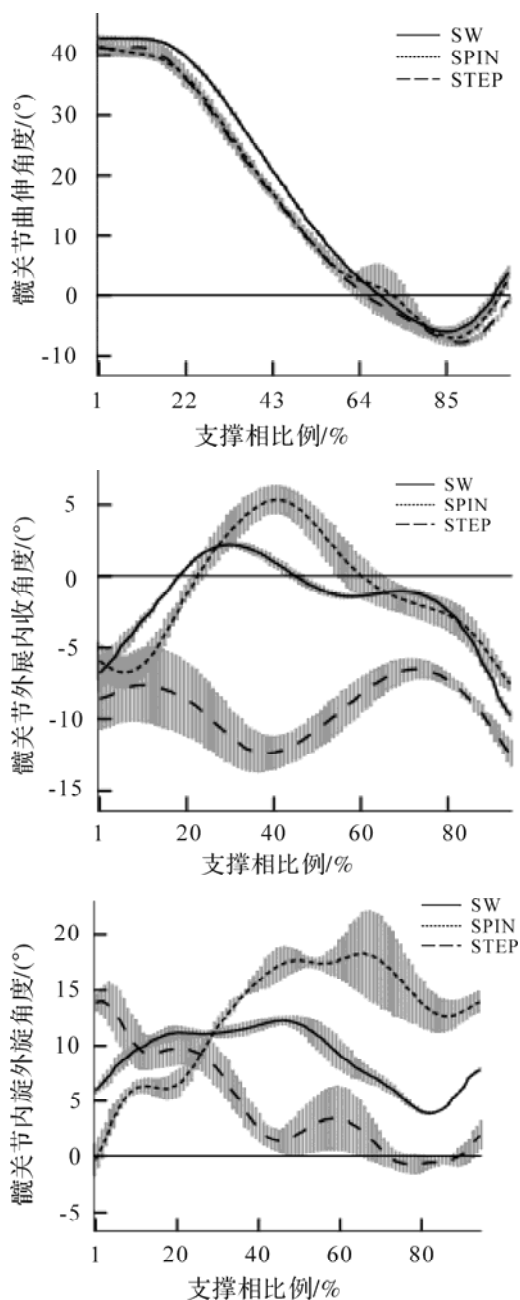


图1 髌关节在3种步态下右腿支撑期三维关节角度平均值变化曲线

撑期内与SW、SPIN截然不同,尤其在支撑中期STEP的外展内收角度变化趋势表现为内收,而SW、SPIN的外展内收角度变化趋势则更加趋向外展。在水平面上3种步态髌关节的内外旋角度变化趋势在支撑期内的差异更加明显,SW髌关节内外旋角度的变化趋势在支撑期内表现为支撑期前期由外旋向内旋变化,支撑中期由内旋向外旋变化,支撑期末再由外旋向内旋变化;STEP髌关节内外旋角度的变化趋势:在支撑初期表现出更大的内旋角度,然后逐渐向外旋变化;SPIN髌关节内外旋角度的变化趋势:在支撑期初期表现为更大的外旋角度,然后逐渐向内旋趋势变化。

2.2 膝关节运动学数据

3种步态下右腿支撑期膝关节三维关节角度峰值见表3。在矢状面上,膝关节屈的峰值角度SW与STEP、SPIN相比明显增大($P=0.003$),SPIN与STEP相比明显增大($P=0.013$),关节运动范围SW与STEP、SPIN相比明显增大($P=0.005$),但2种转弯方式之间的关节运动范围不存在明显的差异性。在冠状面上,膝关节外展的峰值角度SPIN与STEP、SW相比明显增大(分别为 $P=0.005$, $P=0.03$),膝关节内收的峰值角度SW与STEP相比明显减小($P=0.024$),运动范围SW与SPIN相比明显减小($P=0.041$),SPIN与STEP以及SW与STEP之间则不存在明显的差异性。在水平面上,膝关节内旋与外旋峰值角度3种步态之间不存在明显的差异性,但在关节运动范围上STEP与SW、SPIN相比明显增大(分别为 $P=0.002$, $P=0.003$),而2种转弯方式之间则不存在明显的差异性。

表3 膝关节在3种步态下三维角度峰值及相应运动平面关节活动度

膝关节	SW	SPIN	STEP
屈	46.15±1.65	38.20±1.99 ¹⁾	32.30±1.47 ¹⁾
伸	-0.09±0.91	-0.08±0.15	-1.46±0.56
ROM	46.24±1.43	38.29±2.15 ¹⁾	33.76±1.93 ¹⁾
外展	9.40±0.23	11.62±0.74 ¹⁾	8.39±1.03 ¹⁾
内收	2.09±0.10	0.97±1.60 ¹⁾	-1.13±0.92
ROM	7.31±0.60	10.36±0.95 ¹⁾	9.52±1.74
内旋	14.86±1.39	13.47±0.17	20.56±2.37
外旋	-2.67±1.24	-4.86±1.16	-3.84±0.58
ROM	17.54±0.60	18.31±1.27 ¹⁾	24.41±1.84 ¹⁾

受试者在3种步态下右腿支撑期髌关节在3个运动平面(矢状面、冠状面、水平面)上的三维运动角度均值变化趋势如图2所示。从图2可发现,在矢状面上3种步态伸屈的关节角度变化趋势在支撑期内差异不大。在冠状面上SW与SPIN膝关节外展内收的关节角度变化趋势在支撑期内比较接近,但SPIN在支撑前期表现出更大的外展角度,STEP膝关节外展内收的关节角度变化趋势在支撑期内与其他2种步态存在明显的差异性,其变化趋

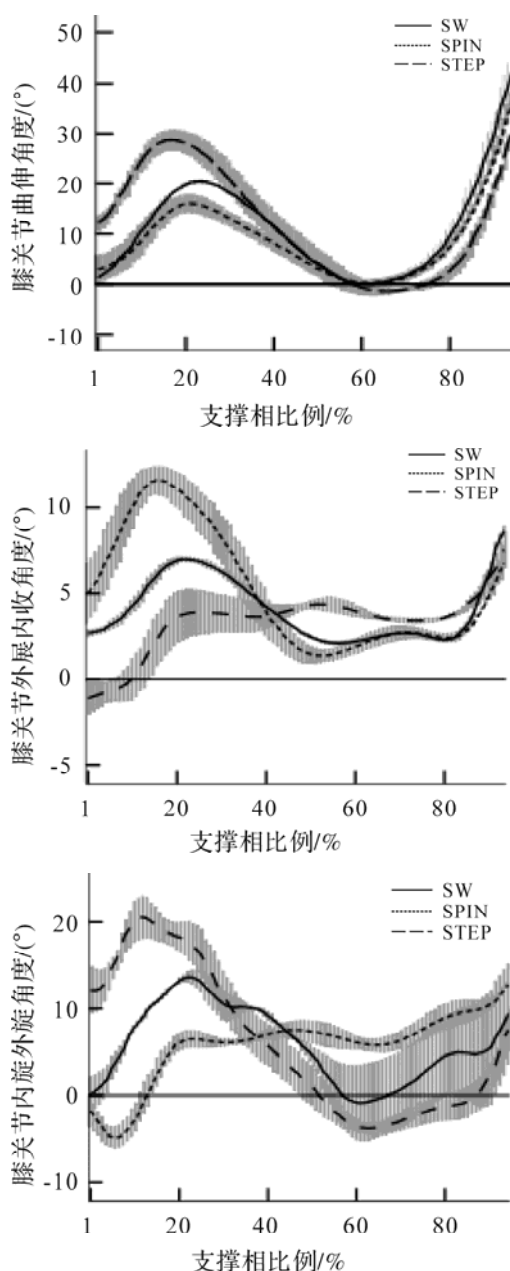


图2 膝关节3种步态下右腿支撑期三维关节角度平均值变化曲线

势从支撑初期的内收趋势逐渐向外展变化。在水平面上,SW与STEP膝关节内外旋的关节角度变化趋势在支撑期内比较接近,但在支撑初期STEP表现出更大的内旋角度,而SPIN膝关节内外旋的关节角度变化趋势在支撑期内与SW、STEP存在明显差异,表现为在支撑初期由内旋向外旋变化,然后再由外旋向内旋变化,直至支撑期结束。

2.3 踝关节运动学数据

3种步态下右腿支撑期踝关节三维关节角度峰值见表4。在矢状面上,踝关节屈的峰值角度SPIN与SW、STEP相比明显减小(分别为 $P=0.003$, $P=0.013$),踝关节伸的峰值角度SW与STEP相比明显减小($P=0.035$);踝关节在矢状面上的关节运动范围则不存在明显的差异性。在冠状面上,踝关节外展峰值角度SPIN与SW、STEP相比明显增大(分别为 $P=0.002$, $P=0.001$),踝关节内收峰值角度SPIN与SW、STEP相比明显增大(分别为 $P=0.015$, $P=0.05$);在冠状面上踝关节的关节活动度SPIN与SW、STEP相比也明显增大($P=0.001$)。在水平面上,踝关节的内旋峰值角度SPIN与STEP、SW相比明显增大(分别为 $P=0.017$, $P=0.001$),踝关节的外旋峰值角度SPIN与STEP、SW相比也明显增大(分别为 $P=0.001$, $P=0.003$);在水平面上关节运动角度SPIN比STEP、SW明显增大($P=0.002$),但SW与STEP之间无明显差异性。

表4 踝关节在3种步态下三维角度峰值及相应运动平面关节活动度

踝关节	SW	SPIN	STEP
屈	21.76±1.04	16.41±1.37 ¹⁾	20.27±0.89 ¹⁾
伸	-3.85±0.81	-8.83±1.93	-12.33±4.90
ROM	25.61±0.59	25.25±3.14	32.61±4.87
外展	6.59±0.40	9.89±0.49 ¹⁾	5.94±0.93 ¹⁾
内收	0.13±1.32	-3.08±0.67 ¹⁾	-0.68±0.76 ¹⁾
ROM	6.45±1.72	12.97±0.98 ¹⁾	6.61±0.38 ¹⁾
内旋	-3.65±5.48	9.69±2.72 ¹⁾	-2.20±1.73 ¹⁾
外旋	-28.5±1.29	-37.75±1.26 ¹⁾	-25.96±3.17 ¹⁾
ROM	24.50±6.76	47.44±3.45 ¹⁾	23.76±1.32

受试者在3种步态下右腿支撑期踝关节在3个运动平面(矢状面、冠状面、水平面)上的三维运动角度均值变化趋势如图3所示。从图3可发现,在矢状面上,SPIN与STEP伸屈角度的变化趋势在支

撑期内比较接近,但两者与SW相比在支撑末期表现出较小的伸展角度。在冠状面上,3种步态踝关节外展内收角度的变化趋势在支撑期内的表现为SW与SPIN的变化趋势更加接近,但SPIN在支撑初期表现出更大的外展角度,在支撑末期表现出更大的内收角度,STEP外展内收角度的变换趋势在支撑期内的表现则为由内收向外展变化。在水平面上,踝关节内外旋角度的变化趋势在支撑期

内SW与SPIN更加接近,但SPIN在支撑初期表现出更大的外旋角度,在支撑末期表现出更大的内旋角度,STEP踝关节内外旋角度的变化趋势在支撑期内表现为由内旋向外旋转变。

3 讨论

目前针对转弯步态的研究一般采用2种实验设计:(1)采用相同的支撑腿但转弯方向相反,以右腿支撑为例,包括右腿支撑右转和右腿支撑左转^[10];(2)采用不同的支撑腿,但转弯方向相同,以右腿为例,包括左腿支撑右转和右腿支撑右转^[3-4]。同时有研究表明^[9],转弯步态的生物力学特征在优势腿与非优势腿之间存在明显的差异性,因此为避免实验设计对研究的影响,我们采用第1种实验设计。由于人体大部分转弯的角度为 $76^{\circ}\sim 120^{\circ}$,所以本研究将转弯的角度设定为在此范围内的 90° ^[9]。

3.1 90° 转弯对髋关节的影响

髋关节位于全身的中部,主要功能为负重,将躯体的重量传达给下肢,同时能做相当范围的前屈、后伸、内收、外展、内旋、外旋和环转运动,且有吸收、减轻震荡的功能,当全身剧烈运动时,髋关节能很好地适应由骨的杠杆作用产生的巨大力量。通过对比分析2种转弯步态与直走步态支撑期下肢髋关节三维运动学数据发现,SPIN与SW相比髋关节的外展、内旋、外旋角度峰值增大,内收角度峰值减小;STEP与SW相比髋关节内收角度峰值增大,外展角度峰值减小。进行 90° 转弯时SPIN对髋关节的影响主要在其冠状面和水平面的运动上,而STEP对髋关节的影响则主要在其冠状面的运动上。由于本研究采用2种转弯步态其转向的不同导致其在矢状面上运动的影响有所不同。同时因为SPIN与STEP相比其摆动腿需要摆动更大的角度来完成方向的改变^[11],这可能导致SPIN对髋关节水平面上的运动影响更大。

3.2 90° 转弯对膝关节的影响

在膝关节上SPIN与SW相比较,膝关节的屈曲峰值角度减小,外展峰值角度增加,内外旋角度无变化;STEP与SW相比较,膝关节屈曲峰值角度减小,内收峰值角度增加,内外旋角度同样无影响。 90° 转弯时SPIN、STEP对膝关节矢状面及冠状面上关节运动产生了明显的影响。在转弯时躯干的

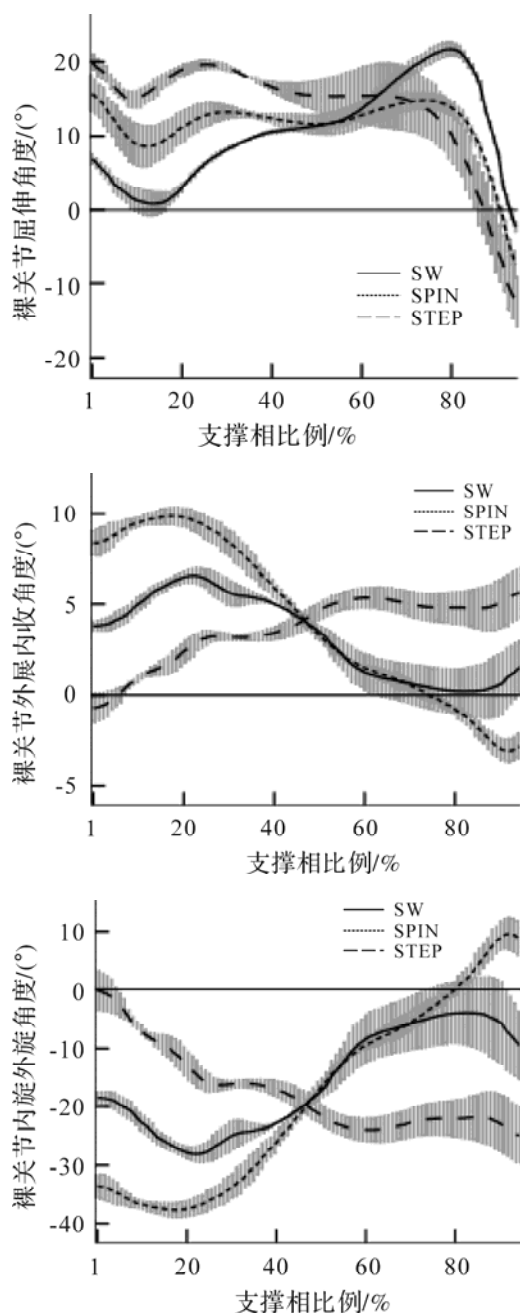


图3 踝关节3种步态下右腿支撑期三维关节角度平均值变化曲线

侧倾角度以及髌关节在转弯时关节运动角度的不同变化导致了这 2 种转弯步态对膝关节影响的不同^[12-14]。在运动中膝关节极易发生损伤, 其中最常见的是前交叉韧带的损伤, 尤其是在膝关节外展角度增加以及屈曲角度减小时更易引起前交叉韧带损伤的几率^[15-19]。结合 2 种转弯步态对膝关节的影响发现, SPIN 更易引起膝关节的损伤。因此本研究建议运动时应尽量避免采用 SPIN 方式转弯。

3.3 90°转弯对踝关节的影响

在踝关节上, SPIN 与 SW 相比较, 踝关节的外展、内收、外旋、内旋角度都增大, 但其屈曲角度减小; 而 STEP 与 SW 相比较, 只有踝关节的屈曲角度增加, 这表明 SPIN 对踝关节在 3 个运动平面上的运动与 STEP 相比产生了更大的影响。在转弯时 SPIN 与 STEP 相比较, 身体重心的变化角度大了 180°左右^[20]。膝关节在 3 个运动平面上关节运动角度的变化可能导致这 2 种转弯步态对膝关节影响的不同。

目前针对 2 种转弯步态的研究^[3,4,6,21]均认为 STEP 比 SPIN 更简单、稳定, 这与本研究对 90°转弯时 SPIN 与 STEP 对下肢髌关节、膝关节、踝关节的三维运动学数据分析结果相一致。后续针对转弯步态的研究应进一步分析转弯时的步长、步宽、触地时间等运动学的时空参数, 同时应结合动力学数据进行比较。

4 结论

旋转式转弯步态对髌关节的影响主要体现在冠状面和水平面上, 而跨步式转弯对髌关节的影响主要体现在冠状面上; 旋转式转弯步态对膝关节的影响主要体现在矢状面和冠状面上, 跨步式转弯则主要体现在冠状面上; 旋转式转弯步态对踝关节的影响在 3 个运动平面上均有体现, 而跨步式转弯则主要体现在矢状面上。可见跨步式转弯与旋转式转弯相比, 其对下肢髌关节、膝关节、踝关节的三维运动学数据的影响更小。

对比 2 种转弯步态对膝关节的影响, 旋转式转弯步态更容易引起膝关节前交叉韧带的损伤。因此, 做大量变化运动方向的运动时, 应尽量避免旋转式转弯步态。从运动学角度看, 跨步式转弯步态比旋转式转弯步态更加简单和稳定。

参考文献:

- [1] GLAISTER B C, BERNATZ G C, KLUTE G K. Video task analysis of turning during activities of daily living[J]. *Gait Posture*, 2007, 25(2):289-294.
- [2] SEDGMAN R, GOLDIE P, IANSEK R. Development of a measure of turning during walking[J]. *Advances in Rehabilitation*, 1994, 125(1):152-155.
- [3] HASE K, STEIN R B. Turning strategies during human walking[J]. *Journal of Neurophysiology*, 1999, 81(6):2914-2922.
- [4] PATLA A E, PRENTICE S D, ROBINSON C, et al. Visual control of locomotion: Strategies for changing direction and for going over obstacles[J]. *Journal of Experimental Psychology (Human Perception and Performance)*, 1991, 17(3):603-634.
- [5] STEWART M, BRIAN D, GORDON W. Does body mass affect the spatio-temporal parameters of children's gait?[J]. *Gait & Posture*, 2009, 30(2):112-113.
- [6] KATHRYN L H, SUSAN M S. Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes[J]. *Gait & Posture*, 2015, 41:33-38.
- [7] SEGAL A D, ORENDURFF M S, CZERNIECKI J M, et al. Local dynamic stability of amputees wearing a torsion adapter compared to a rigid adapter during straight-line and turning gait[J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(14):2798-2803.
- [8] MICHAEL S, SEGAL A D, BERGE J S, et al. The kinematics and kinetics of turning: Limb asymmetries associated with walking a circular path[J]. *Gait Posture*, 2006, 23(1):106-111.
- [9] STRIKE S C, TAYLOR M J. The temporal-spatial and ground reaction impulses of turning gait: Is turning symmetrical?[J]. *Gait & Posture*, 2009, 29(4):197-202.
- [10] GROOM E S, SUNTAY W J. A joint coordinate system for the clinical description of 3-dimensional motions-Application to the knee[J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983, 105(2):136-144.
- [11] BEISER T F, LLOYD D G, ACKLAND T R. Muscle activation strategies at the knee during running and cutting manoeuvres[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2003, 35:119-127.
- [12] SIGWARD S M, POWERS C M. Loading characteristics of females exhibiting excessive valgus moments during cutting[J]. *Clinical Biomechanics*, 2007, 22(7):827-833.
- [13] STEVE T J, PAN X L, AJIT M W C. Knee moments during run-to-cut maneuvers are associated with lateral trunk positioning[J]. *Journal of Biomechanics*, 2012,

- 45(11):1881-1885.
- [14] MCLEAN S G, HUANG X. Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury[J]. *Clinical Biomechanics*, 2005, 20(8):863-870.
- [15] JODIE L C, DAVID G L, ALEC B, et al. Characteristics of anterior cruciate ligament injuries in Australian football[J]. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 2007, 10(2):96-104.
- [16] BEYNNON B D, FLEMING B C, JOHNSON R J, et al. Anterior cruciate ligament strain behavior during rehabilitation exercises in vivo[J]. *Am J Sports Med*, 1995, 44(3):618-624.
- [17] KEITH L M, DANIEL M B, MATTHEW M S, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 1995, 13(6):930-935.
- [18] MCLEAN S G, HUANG X, VAN DEN B A J. Investigating isolated neuromuscular control contributions to non-contact anterior cruciate ligament injury risk via computer simulation methods[J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(7):926-936.
- [19] SHIN C S, CHAUDHARI A M, ANDRIACCHI T P. Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2011, 43(8):1484-1491.
- [20] DABNICHKI P, TAYLOR M J D, STRIKE S C. A three-dimensional biomechanical comparison between turning strategies during the stance phase of walking[J]. *Human Movement Science*, 2005, 24(4):558-573.
- [21] ALVAH C, BITTNER J. *Physical Dimensions of Aging* [M]. Champaign, IL: Human Kinetics, 1996:429-431.

Influence of 90° turning on kinematical characteristics of lower limb

LIU Yu-zhou, MAO Gong-long, LÜ Xiao-tong, WANG Chao, QIU Qin-er*

(Faculty of Physical Education, Ningbo University, Ningbo 315211, China)

Abstract: This research is aimed at exploring the effects of two different turning gaits on the kinematical characteristics of lower limb during 90° turning, for which 20 male subjects participate in this research, and three-dimensional lower limb kinematic data are collected when subjects performing 90° turning with two different turning gaits (STEP, SPIN) and straight walking. Comparing with straight walking, SPIN performs the larger abduction, internal rotation and extorsion peak angle, with smaller adduction peak angle in hip, smaller flexion peak angle and larger abduction peak angle in knee, adduction, abduction, internal rotation, extorsion peak angle, smaller flexion peak angle in ankle. In contrast, STEP performs the larger abduction peak angle with smaller adduction peak angle in hip, smaller flexion peak angle and larger adduction peak angle in knee, smaller flexion peak angle in ankle. Based on all the data collected, it suggests that STEP has smaller influence on lower limb kinematical characteristics, and compared with SPIN, STEP is much simpler and more stable.

Key words: sports biomechanics; turning gait; kinematical characteristics

(责任编辑 史小丽)