

文章编号:1004-7220(2014)04-0363-07

# 男性青年踝关节外侧副韧带损伤后行走步态分析

孟庆华<sup>a,c</sup>, 鲍春雨<sup>b,c</sup>, 陈超<sup>c</sup>, 徐倩漪<sup>a</sup>

(天津体育学院 a. 体育文化传媒系, b. 体育训练一系, c. 天津市运动生理与运动医学重点实验室, 天津 300381)

**摘要:** **目的** 获取青年男性踝关节外侧韧带损伤者行走时踝关节的运动学和动力学参数,探讨损伤者行走步态的生物力学特性。**方法** 采用 Qualisys MCU500 三维运动影像捕捉系统与 Kistler 三维测力台,对踝关节外侧副韧带损伤者与健康者各 15 名的行走步态进行三维同步测试。**结果** 踝关节外侧副韧带损伤者竖直方向的地面反力变化平缓;在支撑时相中前期,损伤者前后方向的力要比健康者大;在步态周期的 60% 之前,损伤者左右方向的力明显大于健康者。损伤者关节跖屈力矩变化与健康者相似,患侧外翻力矩、外旋力矩最大,损伤者健侧输出功率最大。**结论** 损伤者踝关节的稳定性下降,行走时步态异常,为减少患侧负荷,健侧出现代偿效应,足着地瞬间加速过度到垂直支撑时相。本研究为预防踝关节以及损伤后的临床治疗以及康复训练等提供一定的理论参考。

**关键词:** 踝关节损伤; 外侧副韧带; 步态; 生物力学; 运动学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

## Gait analysis on young male with collateral ligament injury of ankle joint

MENG Qing-hua<sup>a,c</sup>, BAO Chun-yu<sup>b,c</sup>, CHEN Chao<sup>c</sup>, XU Qian-yi<sup>a</sup> (*a. Department of Sport Culture Media, b. No.1 Department of Physical Education and Training, c. Tianjin Key Laboratory of Exercise Physiology and Sports Medicine, Tianjin University of Sport, Tianjin 300381, China*)

**Abstract:** **Objective** To obtain kinematic and kinetic parameters of the ankle joint from young man with ankle lateral collateral ligament (LCL) injury during walking, and to investigate the biomechanical characteristics of gaits by these ankle-injured patients. **Methods** Qualisys MCU500 3D image capture system and Kistler 3D force platform were used to test synchronously the gait of 15 patients with LCL injury and 15 healthy young men. **Results** For patients with LCL injury, the vertical component of ground reaction force (GRF) changed smoothly, and the posterior-anterior component of GRF and the medial-lateral component of GRF were larger than that of healthy young men during anterior-middle support phase and during 60% anterior support phase, respectively. The moment of ankle joint plantar flexion in patients with LCL injury and in healthy young men was similar. The largest ecstrophy and extorsion moment of the ankle joint was found at the injured side of patients with LCL injury, with the largest output power in the sound limb of them. **Conclusions** The stability of the ankle joint in patient with LCL injury was decreased, with abnormal gait appeared during walking. The sound limb had to compensate the injured limb to reduce the load on the injured limb by switching quickly to the phase of vertical support at the moment of heel-striking. This study provides theoretical references for both the prevention and treatment of ankle joint injury in clinic and rehabilitation training.

**Key words:** Ankle injuries; Lateral collateral ligament; Gait; Biomechanics; Kinematics

收稿日期:2013-10-06; 修回日期:2013-12-23

基金项目:国家自然科学基金资助项目(11102135,11372223),天津市应用基础与前沿技术研究计划项目(13JCYBJC25000,14JCYBJC29300),国家体育总局科研课题(2013A094),天津市“131”创新型人才培养工程项目。

通信作者:孟庆华,副教授, E-mail:huaqingmeng666@163.com。

踝关节是日常生活和运动中最易发生的损伤部位之一,严重影响着人们的生活质量,其中尤以踝关节扭伤最为常见<sup>[1]</sup>,据统计约占整个运动性损伤发病率的15%以上<sup>[2]</sup>。因此,踝关节外侧韧带损伤已逐渐引起人们的重视。目前,研究认为踝关节损伤是由于踝关节外侧韧带损伤史、肌力不平衡、运动鞋不适当、地面不平、缺乏准备活动等造成<sup>[3-6]</sup>。在临床上,对踝关节损伤的研究已取得一定进展。例如,有关于踝关节外侧副韧带损伤的诊治<sup>[7]</sup>、踝关节闭合性软组织损伤的综合治疗<sup>[8]</sup>、慢性踝关节不稳的手术治疗<sup>[9]</sup>、踝关节损伤的解剖学基础调查分析<sup>[10]</sup>;运动医学领域,有针对踝关节损伤开展踝关节稳定性与本体感觉之间关系的研究<sup>[11]</sup>;影像医学领域,有关于X射线在踝关节韧带损伤中临床价值和应用的研究<sup>[12]</sup>。这些研究成果主要来自临床的统计数据 and 传统的生物力学分析。

步态的生物力学研究是运动功能测量的重要组成部分,通过分析可以推测步行的对称性和圆滑性,判断步行的稳定性和波动性。国外,步态分析主要用于研究帕金森病患者<sup>[13]</sup>、糖尿病伴周围神经病变患者<sup>[14]</sup>、小脑共济失调患者<sup>[15]</sup>、踝关节不稳患者<sup>[16]</sup>、平衡功能障碍患者<sup>[17]</sup>及老年人<sup>[18]</sup>的平衡与姿势控制问题,以及工效学和体育科学应用领域鞋履功能研究等<sup>[19-20]</sup>。国内,周有礼等<sup>[21]</sup>通过对妊娠妇女步态的动力学分析,建立适合孕妇动作的步态分析模式。伍颢等<sup>[22]</sup>对老年人常速行走步态的各参数指标进行分析,认为老年人行走时的平衡能力明显低于青年人。邹亮畴等<sup>[23]</sup>对膝部肌肉轻微损伤者治疗与康复训练前后的步态进行运动学与动力学分析,结果显示支撑及双支撑时间及比例减少,地面支撑反作用力曲线相对起伏较小。莫仕围等<sup>[24]</sup>对儿童背不同质量书包步态终止时动力学进行分析,发现儿童在步态终止时地面反作用力趋向有利于完成步态终止的方向变化,但身体所受冲击力可能随之增大,且随书包质量增加而增大;步态终止时,控制姿势平衡的难度加大。孟昭莉等<sup>[25]</sup>对男性青年行走起步步态进行实验研究,发现在步态起步步态时受试者的下肢运动学及动力学特征与行进时存在明显差异。

有关踝关节外侧韧带损伤者正常行走步态的生物力学研究,国内鲜见相关资料。为此,本文采用

Qualysis 三维运动捕捉系统与 Kistler 三维测力台同步测试的方法,对踝关节外侧副韧带损伤者与健康者行走时踝关节的运动学和动力学数据进行采集,通过对比分析,探讨踝关节外侧副韧带损伤者正常行走步态时踝关节的生物力学特征,这对于踝关节外侧韧带损伤后的治疗与康复训练具有重要意义。

## 1 研究对象与方法

### 1.1 研究对象

根据世界卫生组织规定的体重指数(BMI)健康标准,选取健康者与踝关节外侧副韧带损伤者各15名,均为男性(见表1)。

表1 受试者具体参数

Tab. 1 Parameters of the participants

指标	健康者	损伤者
年龄/岁	22.30 ± 2.80	21.90 ± 2.70
身高/cm	176.46 ± 2.68	175.16 ± 3.78
体重/kg	71.45 ± 8.62	69.88 ± 9.54
BMI/(kg · m <sup>-2</sup> )	21.51 ± 3.84	23.66 ± 3.18

### 1.2 研究方法

**1.2.1 实验仪器** 应用6镜头 Qualisys MCU500 三维运动影像捕捉系统对受试者动作运动学指标进行采集;采用2块三维测力台 Kistler 9281B,记录不同运动过程中足底地面三维支撑反作用力和足底压力中心变化,以脚完整地踏上测力台为有效测试。Visual 3D 三维分析软件,实现对运动学和动力学数据的处理分析。

#### 1.2.2 数据采集

(1) 标记点的布置方案。受试者穿上统一的紧身短裤,将40个银色反光球(直径约为1cm),分别固定于受试者下肢体表骨性标志处,其位置为:髂前上棘(2个)、髂后上棘(4个)、大转子(左、右两侧各1个)、大腿中部外侧(左、右腿各4个)、胫骨内、外侧髁(左、右腿各2个)、小腿中部外侧(左、右腿各4个)、内、外踝尖(左、右各2个)、跟骨结节(左、右各1个)、跖骨头(左、右脚各1个)、第2、3跖关节中心(左、右脚各1个)、第5跖关节(左、右脚各1个)。

(2) 静态数据采集。受试者静止站立于 Kistler 三维测力台上,两眼平视向前,两脚分开站立与肩宽,采集静态数据,定义人体各环节的位置及大小,

用于仿真建立人体模型。由于内侧标记点容易被遮挡,关节标记点容易受动作的影响,故在进行动态数据采集时,摘去内外踝尖、胫骨内外侧髁、大转子处的标记点。由于此前已经定义每个受试者各环节的位置及大小,即建立人体模型,故只要根据剩余的点就能定义人体下肢的运动轨迹。

(3) 动态数据采集。分析系统测试步道长 10 m,每次测试时受试者均有 2 m 的适应行走距离。受试者在步道上以日常习惯速度向前行走,以脚完整地踏上测力台为有效测试。总共获得 3 次有效数据,使实验误差最小化。运动学与动力学数据的采集由 QTM 软件进行同步触发。

**1.2.3 数据处理** 数据经 Qualisys 系统采集后,输出至 Visual 3D 分析软件,建立下肢环节链接模型,并对数据进行滤波平化处理,开展时间空间、动力学及运动学分析。其余的数据处理及作图分别借助于 SPSS 13.0 软件。为排除体重对运动特征的影响,本文所有参数均除以其个体体重(kg)。此外,为便于分析,将足地接触时间转化为 100%,0 为脚跟开始接触地面时相,100 为脚尖离开地面最后时相。

## 2 结果

在实验室状态下,对男性青年踝关节外侧副韧带损伤者与健康者的步态进行生物力学信息采集。通过分析踝关节在三维空间的关节力、关节力矩以及功率的变化情况,探讨男性青年踝关节损伤者与健康者在行走过程中踝关节相关生物力学特征。

### 2.1 踝关节受力变化分析

人体在正常行走时,踝关节受到 X、Y、Z 3 个方向力的作用。X 方向,左右或者内外侧方向的力;Y 方向,前后方向的力;Z 方向,竖直方向的地面反作用力。对于行走时踝关节受力的研究,在很大程度上能够反映损伤者的受伤情况<sup>[26]</sup>。正常步态下,左右方向与前进方向受力反映了行走时步态稳定性;正常人值较小,说明正常人行走的稳定性好。

图 1 所示为受试者左右方向的力-时间曲线。行走时损伤者健侧受力出现两个明显的力的极值,而损伤者患侧受力在整个足着地过程中变化较为平缓。损伤者健侧、患侧的侧向地面反作用力峰值分别为  $(1.94 \pm 0.24)$ 、 $(1.75 \pm 0.17)$  N/kg,健康者左、右肢侧向地面反作用力相对平衡,其峰值为

$(1.23 \pm 0.26)$  N/kg。从数据结果来看,无论是患者的健侧还是患侧,侧向地面反作用力均大于健康者,这是由于在整个支撑阶段,损伤者在行走过程中,身体重心左右偏移,造成身体左右晃动幅度增大。

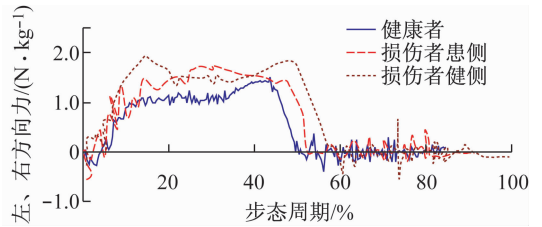


图 1 受试者左右方向的力-时间曲线图

Fig.1 Ground reaction force-time curve in medial-lateral direction

图 2 所示为受试者前后方向的力-时间曲线。损伤者健侧、患侧前后方向地面反作用力峰值分别为  $(2.91 \pm 0.12)$ 、 $(2.73 \pm 0.28)$  N/kg;健康者左、右肢地面反作用力较为平衡,力值大小无差异,最大值为  $(2.84 \pm 0.07)$  N/kg。由于 Y 方向的正向与步行方向相反,故受试者向前行进时,即在足跟着地至垂直支撑阶段,足和地面之间产生水平向后的摩擦力,此时力的方向为负;从垂直阶段至足蹬离地面阶段,由于肌肉产生的力向后推地面,在支撑足和地面之间产生水平向前的摩擦力,此时力的方向为正。本文健康者的研究结果与文献[25]中的报道相吻合。

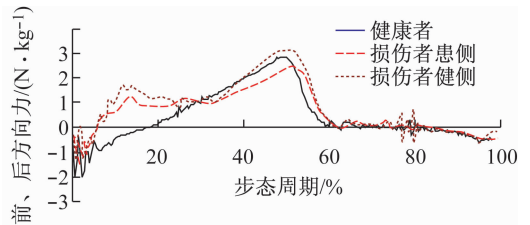


图 2 受试者前后方向的力-时间曲线图

Fig.2 Ground reaction force-time curve in anterior-posterior direction

由图 2 可知,在支撑的中前期力方向为正,与正常人测试结果相反;此结果符合损伤者的行走状态,因为在损伤的情况下,在患侧足跟着地瞬间,踝关节不能形成强有力的着地支撑,凭借膝关节的缓冲和健侧足的代偿来减轻患侧的压力,故患侧足在支撑

相的中前期就已经开始进行快速的向后的趴地动作。此时健侧足为减轻患侧的压力,在患侧足着地瞬间就开始快速前摆、积极着地,形成趴地动作,并迅速过渡到垂直支撑阶段。因此,在此阶段患侧和健侧足与地面之间产生水平向前的摩擦力,此时力的方向为正<sup>[27]</sup>。

图3所示为受试者垂直方向的地面反力-时间曲线。损伤者由于踝关节外侧副韧带部分断裂,使得踝关节失去受力的稳定性,其蹬离地面时踝关节的压缩力系不能很好发挥作用,在整个行走过程中双足未能形成有力的着地、支撑和蹬离地面等动作。因此,受试者患侧与健侧在垂直方向的力值要比正常人小。损伤者患侧没有象正常人一样出现明显的双峰形状,垂直方向地面反作用力峰值为 $(9.98 \pm 0.69) \text{ N/kg}$ ,其受力曲线呈平缓状态;健侧垂直方向受力变化具有双峰型特性<sup>[6]</sup>,其第1、2峰值大小分别为 $(10.63 \pm 0.29)$ 、 $(10.88 \pm 0.52) \text{ N/kg}$ 。而健康者垂直方向地面反作用力左、右肢较为平衡,且呈现出典型的双峰型,第1、2峰值大小分别为 $(10.64 \pm 0.16)$ 、 $(11.48 \pm 0.32) \text{ N/kg}$ 。

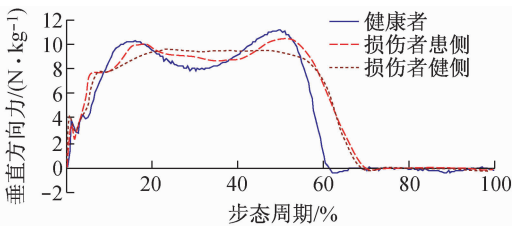


图3 受试者垂直方向的地面反力-时间曲线图  
Fig.3 Ground reaction force-time curve in vertical direction

## 2.2 踝关节力矩

图4所示为受试者踝关节在矢状面内一个完整步态周期中的关节力矩曲线。在一个步态周期中,绕踝关节的正力矩使足产生背屈动作,而负力矩使足产生跖屈动作<sup>[7]</sup>。分析踝关节力矩变化曲线可知,当人体的一侧足跟触地,踝关节为跖屈运动,会出现一个背屈力矩,其作用是为了防止出现全脚掌拍打地面的现象,此时的背屈力矩较小,其力矩值为 $(66 \pm 16) \text{ mN} \cdot \text{m/kg}$ 。随后,在整个步行周期内的15%~60%,人体进入支撑的中后期,此时踝关节在前进方向矢状面内的净力矩主要为跖屈力矩。当达到步态周期的50%时,踝关节出现明显的波谷,此

时跖屈力矩达到最大值 $(-1.431 \pm 0.201) \text{ N} \cdot \text{m/kg}$ 。在到达步态周期的60%时,足尖在离地前踝关节将以背屈运动形式出现,以便完成足尖在步态周期中蹬离地面的动作。

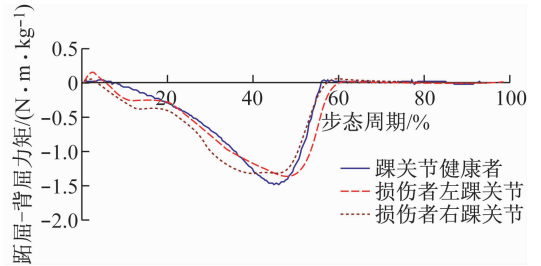


图4 受试者踝关节矢状面跖、屈力矩  
Fig.4 Dorsi-plantar flexion moment of the ankle

损伤者患侧、健侧踝关节的背屈力矩分别为 $(56 \pm 15)$ 、 $(82 \pm 7) \text{ mN} \cdot \text{m/kg}$ 。在步态周期50%左右时,损伤者患侧、健侧踝关节跖屈力矩的最大值小于正常人的最大跖屈力矩,其值分别为 $(-1.251 \pm 0.208)$ 、 $(-1.395 \pm 0.218) \text{ N} \cdot \text{m/kg}$ 。

图5所示为完整步态周期中受试者踝关节内、外翻力矩曲线。在实验状态下步态周期的前30%阶段(即从足跟接触到测力台开始约至整个步态周期的30%阶段)是踝关节在额状面内处于外翻状态的阶段,此时踝关节净关节力矩表现为内翻力矩,健康者内翻力矩最大值为 $(-58 \pm 25) \text{ mN} \cdot \text{m/kg}$ 。在步态周期的摆动相中、后期阶段,踝关节的内翻力矩转变成外翻力矩,当到达步态周期的50%时(踝关节蹬离地面),踝关节外翻力矩达到最大值 $(155 \pm 78) \text{ mN} \cdot \text{m/kg}$ 。测定损伤者患侧、健侧踝关节内、外翻力矩最大值分别为 $(-89 \pm 15)$ 、 $(194 \pm 28)$ 、 $(-50 \pm 16)$ 、 $(157 \pm 67) \text{ mN} \cdot \text{m/kg}$ 。

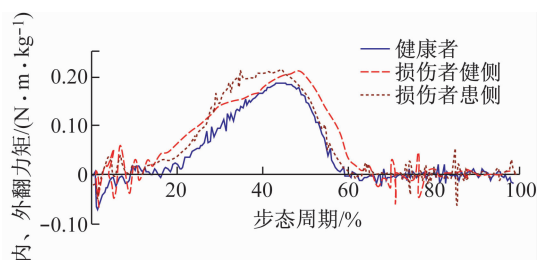


图5 受试者踝关节内、外翻力矩  
Fig.5 Strephenopodia-strephexopodia moment of the ankle

图6所示为受试者一个步态周期中踝关节在水平面的内、外旋力矩曲线。健康者踝关节有两个内旋力矩峰值。健康者第1峰值产生在脚跟触地后,支撑相的前中期,踝关节产生内旋力矩,其内旋力矩值为 $(88 \pm 53)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。随后内旋力矩会逐渐变小,但在步态周期的40%左右,又会出现一个内旋力矩的第2峰值,此时的内旋力矩值为 $(91 \pm 64)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。达到步态周期的55%左右,在蹬离地面前,会出现最大外旋力矩,其力矩值为 $(-73 \pm 15)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。在步态周期中的摆动相前期,踝关节的水平力矩是上下波动的,摆动相中后期踝关节的外旋力矩逐渐趋于稳定。

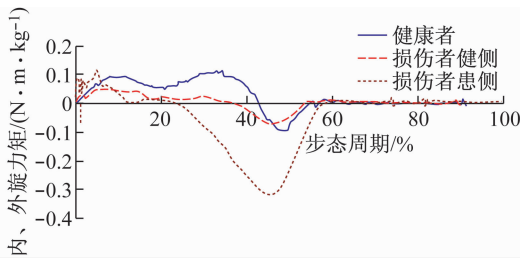


图6 受试者踝关节内、外旋力矩  
 Fig.6 Internal-external rotation moment of the ankle

损伤者患侧内旋力矩只有一个力矩的峰值 $(101 \pm 31)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ ,踝关节的外旋力矩要比其他两条曲线的波谷深,其最大外旋力矩为 $(322 \pm 76.2)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。损伤者健侧踝关节内、外旋力矩变化趋势与患侧相同,但是其曲线的波动幅度很小,也有很小的2个波峰,其外旋力矩小于患侧,而与健康者接近。损伤者健侧踝关节内旋力矩两峰值分别为 $(68 \pm 28)$ 、 $(-21 \pm 16)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 、最大外旋力矩为 $(68 \pm 12)$   $\text{mN} \cdot \text{m}/\text{kg}$ 。

### 2.3 踝关节功率

图7所示为完整步态周期内受试者踝关节功率曲线。从足跟触地开始,踝关节功率以输入状态表示,并在输入状态下有输入功率最大值。健康者输入功率最大值为 $(-0.780 \pm 0.287)$   $\text{W}/\text{kg}$ ,损伤者患侧、健侧输入功率最大值分别为 $(-0.700 \pm 0.291)$ 、 $(-0.0897 \pm 0.070)$   $\text{W}/\text{kg}$ 。达到最大输入功率之后,功率迅速增加,在站立相后期,达到输出功率最大值。健康者输出功率最大值为 $(2.462 \pm 0.471)$   $\text{W}/\text{kg}$ ,损伤者患侧、健侧踝关节输出功率最大值分

别为 $(1.572 \pm 0.97)$ 、 $(3.089 \pm 0.690)$   $\text{W}/\text{kg}$ ,足跟离地功率趋于0。

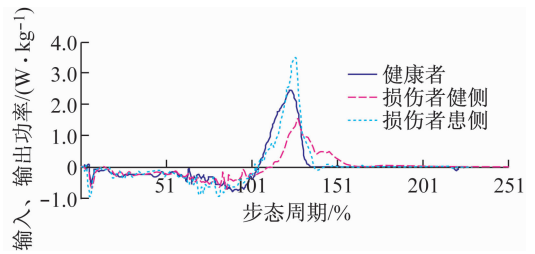


图7 受试者踝关节功率曲线图  
 Fig.7 Power curve of the ankle

### 3 讨论

在整个步态过程中,踝关节侧向地面反作用力大小体现了踝关节在行走过程中关节的内翻与外翻状态,表现的是关节稳定性;该方向的力值较小,说明踝关节的稳定性越好。由图1可知,损伤者患侧、健侧的受力均要大于健康者,可见在步态过程中,由于韧带的损伤,损伤者的关节稳定性受到了很大的影响。损伤者由于踝关节外侧副韧带部分断裂,使得踝关节失去受力的稳定性,其蹬离地面时踝关节的压缩力系不能很好发挥作用,形成了后蹬无力、左右扭转的步态变化。

本研究发现,踝关节损伤者在行走过程中,踝关节内外侧受力明显增大,说明关节稳定性下降。在整个着地、支撑的阶段,患侧足所受垂直力变化不大,损伤者患侧关节承载能力下降,身体晃动幅度较大,大多偏向于健侧,环节的失调影响步行状况,健侧受力变大,起到代偿的作用。当患侧足跟着地瞬间,踝关节不能形成强有力的着地支撑,凭借膝关节的缓冲和健侧足的代偿来减轻患侧的压力,故患侧足在支撑相的中前期就已经开始进行快速的向后的趴地动作。此时健侧足在患侧足着地瞬间就开始快速前摆、积极着地,形成趴地动作,并迅速过渡到垂直支撑阶段。此外,在支撑中前期,踝关节损伤者患侧与健侧的力明显大于健康者,主要是由于身体的代偿作用打乱了正常行走的节奏和速度,而形成快速的交替着地趴地动作,故损伤者患侧与健侧在支撑中前期的力比健康者的大。此外,身体重心的快速向前移动,增加了健侧后蹬的力量,同样导致在足蹬离地面时健侧受力增大。

在整个步态周期中,踝关节外侧副韧带损伤者踝关节跖屈力矩变化明显。分析踝关节的跖屈与背屈的力矩变化可知(见图4),虽然损伤者与健康者在背屈与跖屈的力矩曲线大致相同,但是损伤者患侧、健侧踝关节跖屈力矩在接近步态周期45%之前均比踝关节健康者的跖屈力矩要大,主要是由于为减少踝关节负荷,在足跟着地后加速过度到垂直支撑,这与前面的地面反作用力分析结果相吻合。在患侧踝关节曲线的变化上出现了一段跖屈力矩变化幅度较小的曲线,说明此时受伤的踝关节跖屈变化不大,主要是由于踝关节损伤引起的抑制性保护作用,有意识避免踝关节的过度屈伸。

足的解剖学结构非常复杂,导致其运动也是一个复杂的过程。由踝关节在额状面内的力矩曲线可知(见图5),正常人从足跟触地到步态周期30%阶段,踝关节在额状面内处于外翻状态,此时关节力矩表现内收力矩。在步态周期30%开始的摆动相中、后期阶段,踝关节由初始的内收力矩转变为外展力矩,表现为蹬离地面之前(步态周期50%),踝关节外翻力矩达到最大值,此时外展肌发挥主要控制作用,从而抑制足的外翻。损伤者患侧外翻力矩要比自身健侧与健康者都大,外旋力矩的变化最大,损伤者患侧踝关节的外旋力矩明显比其他两个力矩值要大<sup>[28-29]</sup>(见图6)。踝关节外侧韧带损伤之后,导致踝关节轻微内翻和内旋;但是在行走过程中,当足着地后,为避免已经损伤外侧韧带再次加重损伤,踝关节要避免内旋和内翻动作,来减轻外侧韧带的负荷,故出现外翻与外旋力矩增大的现象。

功率描述了肌肉能量流入和流出的幅度和方向,揭示了步态中肌肉力量的产生;在踝关节离地时,此时产生的力为前行提供了必要的前驱动力。踝关节损伤者患侧的功率输出明显低于健侧与健康者的功率输出,踝关节损伤者健侧输出功率最大(见图7),主要是由于代偿作用<sup>[30-31]</sup>。踝关节功率分析表明,健康者的输出功率比损伤者要更为有效,通过功率参数来了解踝关节损伤者步态的一般机理,能够帮助准确掌握踝关节外侧副韧带病理原因,也为后续治疗提供更为全面、合理的依据。

## 4 结论

(1) 损伤者健侧在垂直方向受力与正常人相

同,呈双峰性质,且在足趾蹬离地面时的力要比足跟着地的力大,患侧不呈现双峰性质且只有一个垂直受力峰值,其峰值正好出现在正常双峰曲线的波谷位置;损伤者患侧、健侧在支撑相中前期前后方向的力要比健康者大;在步态周期的60%之前,损伤者左右方向的力明显比健康者大,说明损伤者关节受力的不稳定性。

(2) 踝关节外侧副韧带损伤者患侧、健侧与健康者在3个面的力矩变化上有明显的差异。

(3) 损伤者健侧踝关节输出功率明显低于自身对侧踝关节与健康者的功率;健侧踝关节输出功率要比健康者的输出功率大,是为了对损伤者患侧起到补偿的作用。

## 参考文献:

- [1] Lacko M, Sidor Z, Stofa S, *et al.* Acute injuries of lateral ankle joint ligaments [J]. *Rozhl Chir*, 2010, 89(7): 461-465.
- [2] Bahr R, Pena F, Shine J, *et al.* Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. A cadaveric study of lateral ligament injuries of the ankle [J]. *Acta Orthop Scand*, 1997, 68(5): 435-441.
- [3] 《运动医学》编写组. 体育保健学[M]. 2版. 北京: 高等教育出版社, 1999: 253-292.
- [4] 阮俊贤, 崔长军. 安徽省高校业余足球队踝关节损伤的调查与研究[J]. *湖北广播电视大学学报*, 2010, 30(6): 157-158.
- [5] Tyler TF, McHugh MP, Mirabella MR, *et al.* Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: The role of previous ankle sprains and body mass index [J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(3): 471-475.
- [6] McKay GD, Goldie PA, Payne WR, *et al.* Ankle injuries in basketball: Injury rate and risk factors [J]. *Br J Sports Med*, 2001, 35(2): 103-108.
- [7] Bahr R, Lian O, Bahr IA. A twofold reduction in the incidence of acute ankle sprains in volleyball after the introduction of an injury prevention program [J]. *Scand J Med Sci Sports*, 1997, 7(3): 168-171.
- [8] Sheth P, Yu B, Laskowski ER. *et al.* Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain [J]. *Am J Sports Med*, 1997, 25(4): 538-544.
- [9] Manfroy PP, Ashton JA, Wojtyls EM. The effect of exercise, prewrap, and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance to ankle inversion [J]. *Am J*

- Sports Med, 1997, 25(2): 156-163.
- [10] Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y. et al. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: A basic tool for clinical applications [J]. J Biomech Eng, 2000, 122(6): 630-639
- [11] Wu L. Nonlinear finite element analysis for musculoskeletal biomechanics of medial and lateral plantar longitudinal arch of Virtual Chinese Human after plantar ligamentous structure failures [J]. Clin Biomech, 2007, 22(2): 221-229
- [12] Wu L, Zhong S, Zheng R, et al. Clinical significance of musculoskeletal finite element model of the second and the fifth foot ray with metatarsal cavities and calcaneal sinus [J], Surg Radiol Anat, 2007, 29(7): 561-567.
- [13] Oates AR, Van Ooteghem K, Frank JS, et al. Adaptation to gait termination on a slippery surface in Parkinson's disease [J]. Mov Disord, 2008, 23(14): 1977-1983.
- [14] Meier MR, Desrosiers J, Bourassa P, et al. Effect of type II diabetic peripheral neuropathy on gait termination in the elderly [J]. Diabetologia, 2001, 44(5): 585-592.
- [15] Conte C, Serrao M, Casali C, et al. Planned gait termination in cerebellar ataxias [J]. Cerebellum, 2012, 11(4): 896-904.
- [16] Wikstrom EA, Hass CJ. Gait termination strategies differ between those with and without ankle instability [J]. Clin Biomech, 2012, 27(6): 619-624.
- [17] O' Kane FW, McGibbon CA, Krebs DE. Kinetic analysis of planned gait termination in healthy subjects and patients with balance disorders [J]. Gait Posture, 2003, 17(2): 170-179.
- [18] Tirosh O, Sparrow WA. Gait termination in young and older adults: Effects of stopping stimulus probability and stimulus delay [J]. Gait Posture, 2004, 19(3): 243-251.
- [19] Menant JC, Steele JR, Menz HB, et al. Rapid gait termination: Effects of age, walking surfaces and footwear characteristics [J]. Gait Posture, 2009, 30(1): 65-70.
- [20] Perry SD, Radtke A, Goodwin CR. Influence of footwear midsole material hardness on dynamic balance control during unexpected gait termination [J]. Gait Posture, 2007, 25(1): 94-98.
- [21] 周有礼, 周伯禧, 游家源, 等. 妊娠妇女步态的动力学分析 [J]. 医用生物力学, 2001, 16(2): 65-69.
- Zhou YL, Zhou BX, You JY, et al. The kinetic analysis of gait for pregnant women [J]. J Med Biomech, 2001, 16(2): 65-69.
- [22] 伍颢, 陆爱云, 庞军. 健康老年人常速行走的步态分析 [J]. 上海体育学院学报, 2000, 24(2): 52-55.
- [23] 聂文良, 邹亮畴, 李磊. 两种力量训练对膝关节伸屈肌肉力量平衡性影响的对比研究 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(2): 121-123.
- Nie WL, Zhou LC, Li L. Comparative research of two types of strength training methods on the ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles strength [J]. J Med Biomech, 2008, 23(2): 121-123.
- [24] 莫仕围, 李静先. 儿童背不同质量书包步态终止时动力学分析 [J]. 医用生物力学, 2013, 28(4): 379-386.
- Mo SW, Li JX. Kinetics analysis on gait termination for children with backpacks [J]. J Med Biomech, 2013, 28(4): 379-386.
- [25] 孟昭莉, 宋航, 元文学. 男性青年行走起步步态的实验研究 [J]. 医用生物力学, 2010, 25(2): 124-128.
- Meng ZL, Song H, Yuan WX. Investigation on gait initiation in young men [J]. J Med Biomech, 2010, 25(2): 124-128.
- [26] 郑秀媛. 运动生物力学进展 [M]. 北京: 国防工业出版社, 1997.
- [27] Oae K, Takaom K, Uchio Y, et al. Evaluation of anterior-talofibular ligament injury with stress radiography, ultrasonography and MR imaging [J]. Skeletal Radiol, 2010, 39(1): 41-47.
- [28] 黄萌, 张明, 梁锦纶. 利用步态分析研究楔形鞋垫对膝关节载荷影响 [J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 294-298.
- Huang M, Zhang M, Liang JL. Effects of wedged insoles on knee joint loading using gait analysis [J]. J Med Biomech, 2011, 26(4): 294-298.
- [29] Petra M, Martina S, Ivan ZL. The value of ultrasound in acute ankle injury: Comparison with MR [J]. Eur J Trauma Emerg Surg, 2009, 35(2): 141-146.
- [30] 南登崑. 康复医学 [M]. 4 版. 北京: 人民卫生出版社, 2008.
- [31] Zielinska B, Donahue TL. 3D finite element model of meniscectomy: Changes in joint contact behavior [J]. J Biomech Eng, 2006, 128(1): 115-123.