

文章编号: 1004-7220(2022)06-1165-06

# 行走支撑期足弓变化规律与足功能转换机制

白啸天<sup>1</sup>, 霍洪峰<sup>1,2</sup>

(1. 河北师范大学 体育学院, 石家庄 050024; 2. 河北省人体运动生物信息测评重点实验室, 石家庄 050024)

**摘要:**目的 通过分析行走步态参数和足弓力学结构,探究行走支撑期足弓功能的转化机制及变化规律。方法 利用动作捕捉系统及足底压力测试系统同步采集8名受试者不同步速行走时的步态参数及横、纵弓角度。使用单因素重复测量方差分析检验不同步速下足横、纵弓角度变化及足底受力的特征值差异。结果 行走支撑期,纵弓角度、横弓角度及足底受力曲线均存在两个特征值,3条曲线特征值在4种步速下存在一致性规律。1.4倍和1.2倍最适速度行走时,蹬伸离地阶段时长显著性高于0.8倍最适速度( $P<0.05$ ),横弓升高的拐点和第1个受力峰值出现时间早于0.8倍最适步速( $P<0.05$ );1.4倍最适步速相比于0.8倍最适速度横弓在蹬伸离地阶段的最小角度显著性增加( $P<0.05$ ),最小角度出现的时间显著性提前( $P<0.05$ );1.2倍最适速度步行时,纵弓第2个峰值出现的位置相比于最适速度提前( $P<0.05$ )。结论 行走支撑期,足以纵弓、横弓升降实现功能转化。足纵弓和足横弓共同降低完成缓冲,纵弓降低、横弓升高使足增加刚性完成蹬伸。在执行蹬伸推进功能时,步速增加会加大蹬伸离地阶段在步态支撑期的时间占比,足横弓和纵弓的变化随蹬伸期提前。探究足弓变化及足功能转化机制对了解足部运动规律及足踝康复具有重要的指导意义。

**关键词:** 步速; 足功能; 足弓; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.06.030

## Changing Law of Foot Arch and Mechanism of Foot Function Transformation in Support Phase During Walking

BAI Xiaotian<sup>1</sup>, HUO Hongfeng<sup>1,2</sup>

(1. College of Physical Education, Hebei Normal University, Shijiazhuang 050024, China; 2. Hebei Key Laboratory of Human Motion Information Evaluation, Shijiazhuang 050024, China)

**Abstract: Objective** To explore the transformation mechanism and changing law of foot arch function in support phase during walking through the analysis of gait parameters and foot arch mechanical structures. **Methods** Gait parameters, transverse and longitudinal arch angles of 8 subjects at different walking speeds were collected synchronously by motion capture system and plantar pressure test system. One-way repeated measure anova was used to test differences in characteristic values of foot transverse and longitudinal arch angles as well as plantar forces at different speeds. **Results** In support phase, two eigenvalues appeared in curve of longitudinal arch angle, transverse arch angle and plantar force, and the eigenvalues of three curves were consistent at four types of walking speeds. During walking at 1.4 and 1.2 times of the optimum speed, the time of push-off stage was significantly longer than that at 0.8 times of the optimal speed ( $P<0.05$ ). The inflection point and the first peak of the transverse arch appeared earlier than those at 0.8 times of the optimal speed ( $P<0.05$ ). The minimum transverse arch angle at 1.4 times of the optimal speed was significantly larger than that at 0.8 times of

收稿日期:2021-05-16; 修回日期:2021-07-20

基金项目:河北省科技支撑项目(16275709),河北省高等学校科学技术研究项目(SQ2021215),河北省专业学位研究生教学案例建设项目(KCJSZ2020031),河北省教育科学研究“十三五”规划课题(1703154),河北师范大学在读研究生创新能力培养资助项目(CXZZSS2021020)

通信作者:霍洪峰,硕士生导师,E-mail: hhf413@163.com

the optimal speed ( $P < 0.05$ ), while the time when the minimum angle appeared was significantly earlier ( $P < 0.05$ ). During walking at 1.2 times of the optimal speed, the position for the second peak of the longitudinal arch appeared earlier than that at the optimal speed ( $P < 0.05$ ). **Conclusions** In support phase during walking, foot function transformation was realized by both the longitudinal arch and transverse arch. The longitudinal and transverse arch of the foot were lowered to complete buffer function, and the longitudinal arch of the foot was lowered while the transverse arch was raised to increase foot stiffness to complete the push-off function. The faster pace would increase time proportion of the push-off stage in support phase, while the change of the transverse arch and longitudinal arch was advanced. Exploring the change of foot arch and the mechanism of foot function transformation has important guiding significance for understanding the law of foot movement as well as ankle rehabilitation.

**Key words:** walking speed; foot function; foot arch; biomechanics

足是人体行走时重要的运动器官。不同于其他灵长类动物,数百万年的进化使得人类具有足弓,增加了人类在直立行走时的经济性和高效性<sup>[1]</sup>。在步态支撑期的不同阶段,足通过足弓的力学结构变化而具有弹性或刚性,以适应行走的功能需要。在着地支撑阶段,足部需要弹性以缓冲地面对人体的作用力;在蹬伸离地阶段,足部需要增加刚性杠杆作用完成动量的传递,推动人体前进<sup>[2]</sup>。研究者通过对足不同位置进行标记,发现足在行走时并非单一功能结构,其动态变化由若干功能单元相互协调执行,其中距骨、舟骨和内侧楔骨、第1~5跖骨均为非刚性单元<sup>[3-4]</sup>。这一结论既为探究足部动态变化的模型提供参考,也为足功能转换机制的进一步深入研究提供理论支持。

尽管足纵弓和足横弓对人体运动具有重要作用,但现有文献对二者的研究多集中于静态结构的维持,足横弓和纵弓在行走支撑期的动态变化和协同机制鲜有探索<sup>[5-6]</sup>。研究表明,步速会改变下肢运动学参数,而髋、膝、踝运动学参数变化的根本原因在于受力变化造成足部复杂结构的改变<sup>[7-8]</sup>。观察不同步速下行走支撑期足纵弓和横弓的动态变化,有助于进一步探索行走时足功能的作用机制。随着动作捕捉技术精度的提高,通过对足部关键部位的标记,已可以实现行走时足力学结构动态变化的可视化<sup>[9]</sup>。结合足底压力测试系统细分行走支撑期阶段,整合运动学和动力学参数,可进一步分析足横弓和纵弓在行走支撑期的变化规律和足功能转化机制。本文通过测量正常人不同步速行走时步态参数和足弓结构的动态变化,探究足纵弓和足横弓的协同机制及步速变化对足弓功能的影响,为足弓功能的探索提供理论参考及研究支持。

## 1 研究方法

### 1.1 受试者选取

选取8名青年男性受试者,身高( $176.42 \pm 3.42$ ) cm,年龄( $25.22 \pm 3.11$ )岁,体质量( $73.24 \pm 2.42$ ) kg,无行动能力障碍且近3个月无下肢损伤。受试者需符合正常足型标准,足弓指数介于0.21~0.26之间,踝翻转指数小于10.37,拇外翻角度小于 $16^\circ$ <sup>[10-11]</sup>。足型采用三维足型扫描仪测量(3D PODOMED,北京海德美业科技有限公司,测量精度 $\pm 1.0$  mm),优势侧足为右侧(优势侧足通过踢球惯用足确定<sup>[12]</sup>)。本研究所有受试者在实验前均已签署知情同意书,且符合伦理委员会对相关研究内容的要求。

### 1.2 足部模型建立

将荧光标记点置于受试者小腿下方1/3处、跟腱最细处中点、后跟中部、内侧距骨下缘、足舟骨内侧粗隆、第1跖骨末端、第2、3跖骨末端、第5跖骨末端及第1脚趾内侧构建足部模型(见图1)。其中,内侧距骨下缘到足舟骨内侧粗隆与足舟骨粗隆到第1跖骨末端连线构成的钝角为纵弓角度;第1

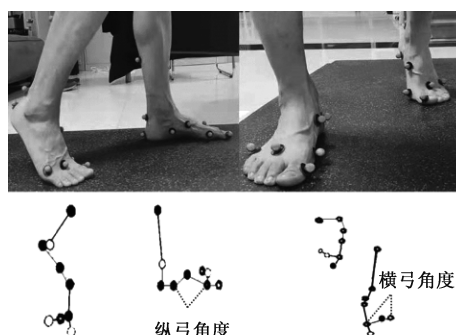


图1 足部模型建立

Fig. 1 Establishment of the foot model

跖骨末端到第 2、3 跖骨末端与第 2、3 跖骨末端到第 5 跖骨末端连线为横弓角度。

### 1.3 实验流程

将荧光标记点贴于受试者足踝相应位置,受试者首先随意行走 3 次,记录 3 次步速的均值确定该名受试者最适步速,随后受试者以该最适速度在 8 镜头动作捕捉系统(美国 Motion 公司,像素 2 352×1 728,采集频率 120 Hz)最佳测量范围内行走,采用足底压力板(比利时 RScan International 公司,采集频率 120 Hz,传感器密度 4 个/cm<sup>2</sup>)同步记录受试者优势足动力学数据。采集完成后受试者以最适步速的 0.8 倍、1.2 倍和 1.4 倍步速行走,每个受试者行走 3 次,选取与目标步速最佳匹配的优势侧足测量结果进行分析。结果表明,受试者 0.8 倍最适步速、最适步速、1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步速行走时的相对步速分别为 0.82±0.03、1.01±0.02、1.23±0.04、1.42±0.02。

### 1.4 数据处理

步态支撑期各阶段占比:根据 Fointsacan 足底压力测试系统,以后跟触地、前掌触地、足趾触地、后跟离地和整足离地 5 个时间节点将受试者优势足行走支撑期划分为初始着地(initial contact phase, ICP)、前掌触地(forefoot contact phase, FFCP)、整足支撑(foot flat phase, FFP)和蹬伸离地(forefoot push-off phase, FFPOP)4 个阶段<sup>[13-14]</sup>。将每个阶段的时长除以支撑期总时长进行标准化处理。

横、纵弓角度:通过三维动作捕捉系统采集受试者优势侧足纵弓及横弓在步态支撑期的变化,角度增加则表明相对应的横弓、纵弓高度下降,反之则表示横弓、纵弓高度上升。横、纵弓角度分别除以后跟触地时刻相应角度进行标准化处理。

足底受力曲线:足底压力曲线为支撑期足底各区域受力之和,其值以每名受试者所受重力进行标准化处理,重力加速度取 9.8 m/s<sup>2</sup>。

分别将 0.8 倍最适步速、最适步速、1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步速标准化处理后的足横弓、足纵弓角度变化曲线及足底受力变化曲线以支撑期百分比为横轴绘制于同一张图中,分析行走时 3 条曲线的规律及特征值、位置随步速的变化情况。

### 1.5 统计方法

足底压力数据在 Fointsacan 自带软件(RScan

International,比利时)中采集分析,动作捕捉数据在 Cortex 软件(Motion 公司,美国)进行处理,在 Origin 2018(Originlab 公司,美国)中绘制相应曲线及特征值的坐标截取。相应指标在 SPSS 25.0(IBM 公司,美国)进行统计,结果用均值±标准差表示,采用 Shapiro-Wilk 法进行正态分布检验。采用单因素重复测量方差分析对比 0.8 倍最适步速、最适步速、1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步速相关指标差异,以 Bonferroni 法进行事后检验, $P<0.05$  表示差异具有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 曲线特征值确定

对比不同受试者 0.8 倍最适步速、最适步速、1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步速 3 种曲线,发现曲线特征值存在一致性规律(见图 2)。对于纵弓角度曲线,在行走的整足支撑阶段出现第 1 个最大角度(a1),此时内侧纵弓高度较低,在蹬伸离地阶段出现第 2 个最大角度(a2),内侧纵弓再次位于较低水平;对于横弓角度曲线,在整足支撑期末期,后跟离地时刻附近存在明显的拐点(b1),足横弓开始抬高,在蹬伸离地阶段足横弓角度出现最小值(b2),足横弓处于最高高度;对于足底受力曲线,在行走支撑期存在两个明显受力峰值,分别位于前掌触地阶段(c1)和蹬伸离地阶段(c2)。

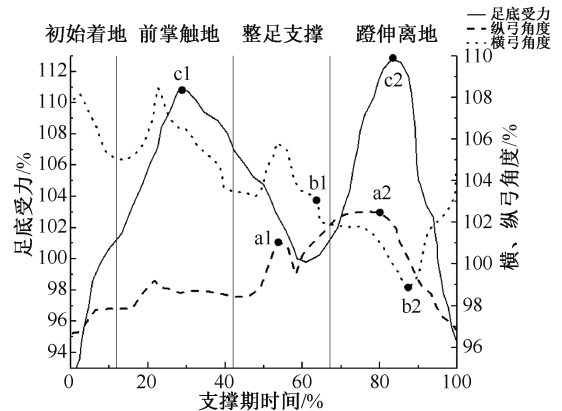


图 2 行走支撑期曲线

Fig. 2 Trajectory of walking support period

### 2.2 不同步速步态支撑期各阶段时间变化

单因素重复测量方差分析结果表明,0.8 倍最适步速、最适步速、1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步

速支撑期 ICP、FFCP、FFP 3 个阶段时间占比无显著性差异 ( $P>0.05$ ), 1.2 倍最适步速和 1.4 倍最适步

速行走时 FFPOP 阶段时间占比显著性高于 0.8 倍最适步速行走 ( $P=0.024, P=0.017$ )。

表 1 支撑期各阶段时间占比 ( $n=8$ )

Tab. 1 Time proportion of each stage in the support period

单位: %

阶段	0.8 倍最适步速	最适步速	1.2 倍最适步速	1.4 倍最适步速
ICP	10.73±4.20	9.55±1.22	9.51±1.83	9.55±2.48
FFCP	17.29±8.81	19.47±7.45	13.20±4.71	13.52±4.83
FFP	31.60±4.15	26.50±6.99	26.78±7.56	28.91±9.01
FFPOP	40.38±7.33	44.48±10.21	50.50±6.08*	48.02±6.03*

注: \* 表示与 0.8 倍最适速度比较,  $P<0.05$ 。

### 2.3 纵弓特征值

对不同步速行走时纵弓角度在步态支撑期第 1 个峰值(a1)的统计结果表明, 4 种步速下第 1 个峰值出现的时间及内侧距骨下缘、足舟骨内侧粗隆、第 1 趾骨末端组成的纵弓角度大小均无显著性差异 ( $P>0.05$ )。

不同步速下第 2 个纵弓角度峰值点(a2)的单一因素重复测量方差分析结果表明, 4 种步速下该点的峰值无显著性差异 ( $P>0.05$ ); 相比于最适步速, 1.4 倍步速行走时纵弓角度第 2 个峰值出现的位置显著性提前 ( $P=0.031$ )。

表 2 纵弓曲线特征点 ( $n=8$ )

Tab. 2 Characteristic points of foot longitudinal arch

单位: %

参数	0.8 倍最适步速	最适步速	1.2 倍最适步速	1.4 倍最适步速
第 1 峰值位置	46.72±4.58	43.31±5.57	45.36±3.87	41.08±2.84
第 1 峰值	105.03±2.27	103.00±2.48	105.89±6.50	103.27±1.53
第 2 峰值位置	74.74±3.86	76.34±3.96	74.77±3.77	73.48±3.49#
第 2 峰值	103.15±2.39	102.48±2.59	103.34±1.62	101.90±2.30

注: # 表示与最适步速比较,  $P<0.05$ 。

### 2.4 横弓特征值

对横弓角度曲线的拐点(b1)统计结果表明, 4 种步速之间该点对应的角度无显著性差异 ( $P>0.05$ ); 对比不同步速下该点的位置发现, 在 1.2 倍和 1.4 倍步速行走时, 横弓角度降低的拐点位置相比于 0.8 倍最适速度行走显著性提前 ( $P=0.024$ ,

$P=0.039$ )。

对横弓角度最低点(b2)的统计结果表明, 1.4 倍最适速度行走时该点出现的位置显著性早于 0.8 倍最适步速行走 ( $P=0.002$ ), 且该步速下横弓最小角度显著性低于 0.8 倍最适步速 ( $P=0.003$ )。

表 3 横曲线弓特征点 ( $n=8$ )

Tab. 3 Characteristic points of foot transverse arch

单位: %

参数	0.8 倍最适步速	最适步速	1.2 倍最适步速	1.4 倍最适步速
拐点位置	56.72±5.38	51.97±9.51	49.34±3.67*	50.02±7.73*
拐点大小	98.83±3.88	99.25±5.20	97.85±4.80	99.81±4.92
最低点位置	86.31±5.19	83.94±6.75	82.49±6.08	76.97±7.05*
最低点大小	93.07±2.54	93.08±2.66	91.11±3.04	96.10±2.77*

注: \* 表示与 0.8 倍最适速度比较,  $P<0.05$ 。

### 2.5 足底受力特征值

对足底受力两个峰值(c1、c2)时间和大小的重复测量方差分析结果表明, 两个受力峰值不同步速行走之间的大小均无显著性差异 ( $P>0.05$ ); 相比于

0.8 倍最适步速行走, 1.2 倍和 1.4 比最适步速行走时第 1 峰值出现的时间显著性缩短 ( $P=0.013, P=0.028$ ), 对于第 2 个峰值出现的位置, 不同步速之间无显著性差异 ( $P>0.05$ )。

表4 足底受力特征点 ( $n=8$ )

Tab.4 Characteristic points of plantar stress

单位:%

参数	0.8倍最适步速	最适步速	1.2倍最适步速	1.4倍最适步速
第1峰值位置	26.17±4.72	20.41±3.13	18.37±2.86*	18.94±2.04*
第1峰值	93.39±27.91	93.86±21.70	102.10±30.44	117.67±38.11
第2峰值位置	74.63±2.21	73.43±2.82	73.60±3.61	72.11±3.13
第2峰值	120.33±31.55	115.34±38.66	112.04±33.12	131.21±43.89

注:\*表示与0.8倍最适速度比较, $P<0.05$ 。

### 3 讨论

#### 3.1 行走支撑期足纵弓及横弓的协同机制

在行走支撑期,足部既要缓冲体重,也要借助地面反作用力完成蹬伸,这需要足纵弓和足横弓通过结构的改变以执行弹性缓冲和刚性杠杆的功能<sup>[2]</sup>。但仅凭足纵弓或足横弓单一结构难以在弹性和刚性功能之间转换,足纵弓较高的拱形结构使其具有一定下降空间进行缓冲,但在执行刚性杠杆作用时,仅凭足底筋膜的弹性势能无法满足蹬伸需要;同理,足横弓在冠状面的拱形结构较低,这使其不具备像纵弓一样优异的缓冲功能,但横弓的拱形结构存在于冠状面,使得足向前推进时刚性增加,由此可推测足的功能转化是需要纵弓和横弓相互协调完成的<sup>[5-6,15]</sup>。由图2可知,在初始着地阶段,由于后跟与地面的撞击,足底筋膜被动拉长,使得足纵弓和横弓短暂地降低<sup>[2,16]</sup>。初始着地阶段开始位置纵弓和横弓角度增加,随后纵弓维持在一定的高度而横弓抬起,为前掌触地提供缓冲所需的形变(图2初始着地末期和前掌触地初期横弓角度降低的位置)。在前掌触地期,足由于地面反作用力被动跖屈,前掌冲击地面出现第1个受力峰值(c1),在该峰值附近,足纵弓和横弓高度由于地面反作用力被动降低(图2中步态支撑期20%~30%附近)。在整足支撑阶段,小腿以踝关节为轴向前滚动,人体力线作用于中足部分使得中跗关节打开,足通过纵弓和横弓的降低缓冲身体前移的力使得足底压力处于较低水平,足纵弓角度出现极大值a1,在a1之后纵弓升高,该点为纵弓由弹性功能转化为刚性功能的临界点,随后纵弓在短暂的升高之后由于蹬伸发力再次降低。在后跟离地阶段之前,足横弓出现突然升高的拐点b1。有学者通过无量纲曲率参数推导出人体足部刚性的作用机制,认为足横弓对足部整体刚性的贡献率超过了40%,后续的人体足

部实验也证明了足横弓的拱形结构对增加足部刚性的重要作用<sup>[17-18]</sup>。结合研究结果可以推断,本研究中足横弓角度在b1降低是为了形成横弓的拱形结构以增加足部刚性,足刚性的增加有助于后跟抬离地面完成蹬伸,该点的出现证实了足横弓在完成行走蹬伸功能的重要作用。在蹬伸离地阶段,足纵弓持续降低,在a2出现最低点,此时横弓出现最高点b2。由于足在向前推进的同时还需完成重心向身体对侧的转移,足需以前足内侧为支撑面完成蹬伸,这需要纵弓降低维持刚性杠杆作用<sup>[14,19-20]</sup>。横弓升高保持足整体刚性的同时完成压力中心向内侧的转移,横弓和纵弓的蹬伸发力使得足底压力在蹬伸离地阶段出现第2个峰值c2。随着蹬伸的完成,足纵弓和横弓逐渐恢复,下肢进入摆动期。由此可知,在行走支撑期,足纵弓和横弓共同下降执行弹性缓冲功能,纵弓下降、横弓升高增加足部刚性,完成足部蹬伸以推动身体前进。

#### 3.2 步速对足弓功能的影响

不同步速行走时,足需要在行走支撑期改变主要功能的执行机制。对不同步速下步态支撑期及足功能的分析结果表明,以较快速度行走时,蹬伸离地阶段的时间占比显著性高于慢速行走。由于本研究以后跟离地时刻为蹬伸离地阶段的开始点,故较快速度行走时后跟离地时刻提前。本实验结果表明,横弓的刚性转化点(b1)随后跟离地时刻前移,可认为足部通过横弓刚性的增加促进踝背屈的蹬伸效果。研究表明,以较快的步速行走时,踝关节表现出更大的活动度<sup>[7-8,21]</sup>。本研究横弓刚性转化点提前的结果进一步解释了步速增大使踝关节活动度增加的现象。对于a2和b2两点,此时足以纵弓为杠杆支撑,以横弓的拱形结构完成重心在冠状轴的转移,步速的增加提前了这两点位置,使得足提前外翻完成重心向对侧足的过渡,但步速较快时,横弓由于较大的蹬伸负荷反而使b2的拱形结

构降低。对于足底受力曲线,仅发现第1峰值在较快的步速下提前,这可能是由于蹬伸离地阶段时间的增加降低了其他3个阶段的时间占比所致。以较快的步速行走时,未发现足底压力峰值出现明显变化。对跑步支撑期足底受力的研究表明,以后跟着地方式跑步时,足底受力的累积与身体质量、重心垂直速度和时间有关<sup>[22-23]</sup>。由于行走步速变化相比于跑步较小,且存在双足支撑阶段维持平衡,步速导致重心垂直速度的增加对足底受力影响被削弱,足的缓冲功能足以应对行走时步速的变化,使得不同步速足底受力未出现显著性变化。由此可知,足通过横弓和纵弓刚性变化的提前增加蹬伸离地期,进而有助于步速的提高。

以上结果表明,足纵弓和横弓存在协同机制共同完成足的缓冲和蹬伸功能;足通过加长支撑期蹬伸离地阶段以增加步速,使得足弓提前转化为刚性以进行蹬伸。本文仅探究了正常足型的足功能转化机制,后续应开展针对异常足型(如扁平足、高弓足)等人群足弓功能特征的研究。

## 4 结论

行走支撑期足以纵弓、横弓升降实现功能转化。足纵弓和足横弓共同降低完成缓冲,纵弓降低、横弓升高使足增加刚性完成蹬伸。在执行蹬伸推进功能时,步速增加会加大蹬伸离地阶段在步态支撑期的时间占比,足横弓和纵弓的刚性变化随蹬伸期提前。探究足弓变化及足功能转化机制对了解足部运动规律及足踝康复具有重要的指导意义。

## 参考文献:

[1] HOLOWKA NB, O' NEILL MC, THOMPSON NE, *et al.* Chimpanzee and human midfoot motion during bipedal walking and the evolution of the longitudinal arch of the foot [J]. *J Hum Evol*, 2017, 104(3): 23-31.

[2] 张燊, 张希妮, 崔科东, 等. 足弓的运动功能进展及其在人体运动中的生物力学贡献[J]. *体育科学*, 2018, 38(5): 73-79.

[3] BRUCE AM, MATTHEW C, DIANE EN. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait [J]. *Gait Posture*, 2003, 17(3): 434-441.

[4] WOLF P, STACOFF A, LIU A, *et al.* Functional units of the human foot [J]. *Gait Posture*, 2008, 28(3): 434-441.

[5] 李兵, 俞光荣. 足横弓的维持及生物力学[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(2): 152-156.

LI B, YU GR. Biomechanics of foot transverse arch and its maintenance [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(2): 152-156.

[6] 霍洪峰, 王子乾, 梁玉, 等. 基于聚类分析的足横弓承重类型及足底压力特征[J]. *中国组织工程研究*, 2012, 16(7): 1251-1254.

[7] 李仲, 刘瑛奇, 管小荣. 步速对人体下肢运动特性影响的实验研究[J]. *机械设计与制造*, 2019, 40(12): 235-238.

[8] 王劲松, 王令军, 王婷, 等. 不同步速下人体步态规律的测量与研究[J]. *传感器与微系统*, 2008, 28(9): 43-45.

[9] 赵琼. 基于视频和三维动作捕捉数据的人体动作识别方法的研究[D]. 合肥: 中国科学技术大学, 2013.

[10] 白啸天, 霍洪峰. 足踝功能的生物力学测评: 构建足静态和动态评价指标[J]. *中国组织工程研究*, 2021, 25(17): 2747-2754.

[11] 张新语, 霍洪峰. 足型测量方法及足型特征研究进展[J]. *中国康复医学杂志*, 2019, 34(7): 875-879.

[12] NIU WX, YAO J, CHU ZW, *et al.* Effects of ankle eversion, limb laterality, and ankle stabilizers on transient postural stability during unipedal standing [J]. *J Med Biol Eng*, 2015, 35(1): 69-75.

[13] DE COCK A, VANRENTERGHEM J, WILLEMS T, *et al.* The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function [J]. *Gait Posture*, 2008, 27(4): 669-675.

[14] 朱瑶佳, 霍洪峰. 走与跑运动模式下的足底压力中心轨迹特征[J]. *中国组织工程研究*, 2018, 22(31): 4987-4992.

[15] 燕晓宇, 俞光荣. 正常足弓的维持及临床意义[J]. *中国临床解剖学杂志*, 2005, 23(2): 219-221.

[16] 詹姆斯. 行走的天性[M]. 北京: 北京科学技术出版社, 2018.

[17] MADHUSUDHAN V, ALI Y, CAROLYN ME, *et al.* Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch [J]. *Nature*, 2020, 579(7797): 97-100.

[18] YAWAR A, KOPAS L, LUGO-BOLANOS M, *et al.* Transverse contributions to the longitudinal stiffness of the human foot [J]. *Phys Biol*, 2021, 18(1): 1-11.

[19] IIDA H, YAMAMURO T. Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits [J]. *J Biomech*, 1987, 20(10): 987-995.

[20] ORENDURFF MS, SEGAL AD, KLUTE GK, *et al.* The effect of walking speed on center of mass displacement [J]. *J Rehabil Res Dev*, 2004, 41(6A): 829-834.

[21] HARALD B, FALK N, MATTHIAS H, *et al.* Effect of walking speed on foot kinematics determined by the Oxford foot model [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(Suppl 1): s33.

[22] LIEBERMAN DE, VENKADESAN M, WERBEL WA, *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners [J]. *Nature*, 2010, 463(7280): 531-536.

[23] KAI-JUNG C, DANIEL S. Mechanical energy and effective foot mass during impact loading of walking and running [J]. *J Biomech*, 2005, 38(7): 1387-1395.