

文章编号: 1004-7220(2024)01-0139-06

大学生内八足底压力规律及其危害分析

倪兆婷, 白逃萍, 蒋文涛, 李潇

(四川大学 生物力学工程四川省重点实验室, 成都 610065)

摘要:目的 以中国大学生为目标群体,检测不同足态人群足底压力分布,分析内八人群足底压力分布特点,为其矫形康复提供参考。方法 选取具有典型内八、正常、外八足态各10名受试者参与足底压力检测实验。使用Zebris足底压力分布测量平板,检测受试者在自然站立和1个步态周期内的最大力、压力和接触时间。采集步态参数包括步长、步宽、步速、步向角、步态中心线、力变化曲线,并进行危害分析。结果 自然站立状态下,内八、外八组压力中心摇摆区域面积分别为 (939.0 ± 252.4) 、 (1120.2 ± 101.6) mm²,均远大于正常组 (240.7 ± 130.6) mm²,内八步态削弱了人体的维稳能力。三类步态人群的动、静态足底压力也呈现出不同的分布特征。静态站立时,内、外八足态人群压力中心向后足转移,后足承受约70%足底压力,高于正常组;动态行走时,内八组三足区压强峰值的绝对值高于其他组。结论 内八人群静态维稳能力差,三足区足底压力分布、足底分区压强相较正常步态均存在一定程度差异,导致内、外八人群在等强度运动状态下稳定性更差,肌肉易疲劳,甚至面临踝关节、膝关节损伤。

关键词: 内八; 外八; 步向角; 足底压力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2024.01.020

Analysis of Plantar Pressure Patterns and the Hazards of In-Toeing Gait for College Students

NI Zhaoting, BAI Taoping, JIANG Wentao, LI Xiao

(Sichuan Provincial Key Laboratory of Biomechanical Engineering, Sichuan University, Chengdu 610065, China)

Abstract: **Objective** Taking Chinese college students as the target group, this study detected the distribution of plantar pressure in different gait groups and analyzed the distribution characteristics of plantar pressure in in-toeing gait populations, to provide references for their orthopedic rehabilitation. **Methods** Ten subjects with typical in-toeing and normal and out-toeing gaits were selected to participate in the plantar pressure testing experiment. The maximum force, pressure, and contact time during natural standing and during one walking gait cycle were measured using a Zebris foot plantar pressure measurement system. Gait parameters, including step length, step width, step speed, step direction angle, gait center line, and force change curves, were collected, and a hazard analysis was conducted. **Results** During natural standing, the swaying interval area of the center of pressure was 939.0 ± 252.4 mm² for the in-toeing gait group and 1120.2 ± 101.6 mm² for the out-toeing gait group, which was larger than that for the normal group (240.7 ± 130.6 mm²). The in-toeing gait further weakens the human body's ability to maintain stability. The dynamic and static plantar pressures in the three gait groups exhibited different distribution characteristics. During static standing, the pressure center of the in-toeing gait

收稿日期: 2023-05-19; 修回日期: 2023-06-01

基金项目: 国家自然科学基金项目(12102281, 11972239), 四川省自然科学基金项目(2022NSFSC1967), 超声心脏电生理学与生物力学四川省重点实验室开放课题(2022KFKT02)

通信作者: 蒋文涛, 教授, E-mail: scubme_jwt@outlook.com

group shifted to the hindfoot, which accounted for 70% of the plantar pressure and was higher than that of the normal group. During dynamic walking, the absolute value of peak pressure in the tripod area of the foot in the in-toeing gait group was higher than that in the other two groups. **Conclusions** The in-toeing gait group had poor static maintenance ability, and to a certain extent, the distribution of plantar pressure in the foot tripod area and plantar zone pressure were different compared with that of the normal gait. This led to poor stability, easy muscle fatigue, and ankle and knee joint injuries in the in-toeing gait group under equal-intensity exercise conditions.

Key words: in-toeing gait; out-toeing gait; gait angle; plantar pressure

步态是指人体步行时的姿态和行为特征。正常的步态不仅带来形体的美观,更降低人体活动的能量成本,这意味着优越的节律性与协调性,相对轻的关节负荷与肌肉疲劳程度^[1-3]。异常步态会限制行走步速,降低人体活动能力,加剧运动时下肢的疲劳^[4];长期积累可能使踝、膝关节面临损伤的风险增大,严重时可导致X或O型腿^[5-6]。因此,临床中不同的异常步态往往反映患特定疾病的可能性^[7]。内八步态作为一种较为常见的异常步态,会增加踝关节内翻角度和膝关节内收力矩(knee adduction moment, KAM),改变胫股关节的负荷解剖结构^[8-9]。这将降低行走步速,削弱机体运动能力,并给关节带来过度负荷,使踝、膝、胫骨关节面临更高的应力性损伤风险^[10-12]。

虽然内八步态是儿童发育过程的常见现象,且随着年龄增大骨肌发育,可自行改善,但仍有部分儿童由于先天性前足内收,或生长过程中由于股骨前倾等原因导致内八步态无法改善,需要进行矫正治疗^[13]。在不同职业和群体中,内八步态占比有很大差异。Thackeray等^[14]发现,8.3%的成年人为内八步态。而蔡祖林等^[15]发现,在校大学生内八步态占比高达28%。由此可见,当代大学生群体中未能在儿童时期针对内八步态获得有效矫正干预的比例不容小视。分析大学生群体的内八步态危害,以及提出预防内八引起的胫股关节退变等病变的建议,具有十分重要的现实意义^[16]。

内八步态会造成足部区域的生物力学错位,导致足部不同部位的异常负荷,改变足步向角,影响足底压力特征^[17]。但是,目前缺乏维持姿势稳定的功能性评价。人体站立时的平衡控制能力反映了关节稳定性与神经肌肉控制机制的强弱。将内八人群的维稳能力与正常人群进行对比研究,探析静态维稳能力与动态足底压力分布的关联度,可为内

八步态的诊断与康复评价提供新的思路,进而降低临床诊疗中的时间、人力成本,提高诊疗效率。

本文通过采集大学生内八群体进行足底压力特征,重点引入压力中心(center of pressure, COP)相关的新参数以评价人体维稳能力,深入探究大学生内八群体的足底压力分布规律,以期从稳定性角度为青年人内八的诊断提供参考,并为其矫正提供理论依据。

1 实验方法

1.1 实验分组

结合预实验结果,不同步态分组组间足底压力特征区别较为明显,组内差异较小,选择能够用于统计分析的人数作为每组代表。因此,选取具有内八、正常、外八步态的在校大学生各10名,平均年龄20岁(18~22岁),受试者身体质量指数(body mass index, BMI)在18.5~23.9 kg/m²范围内^[18],排除亚健康体型对实验结果的影响。以足偏角(foot progression angle, FPA)作为足态划分依据:内八组、正常组、外八组FPA分别为-30°~0°、0°~10°、10°~40°(见表1)。所有受试者均签署知情同意书,自愿参加本研究。

表1 受试者基本信息(**P*<0.05)

Tab. 1 Basic information of the subjects

参数	内八 (<i>n</i> =10)	正常 (<i>n</i> =10)	外八 (<i>n</i> =10)
男女比例	3:7	1:1	3:7
FPA/(°)	-4.17±2.60	5.82±1.78*	12.65±3.12*
年龄/岁	19.25±0.89	20.20±0.84	20.83±1.99
BMI/(kg·m ⁻²)	20.35±2.74	21.16±1.97	20.49±1.32

1.2 测试仪器

使用Zebris足底压力分布测量平板(690 mm×400 mm×21 mm),平板内置电容式压力传感器(数量为2560个,传感器面积为540 mm×330 mm,采样

频率为 240 Hz,支持步态分析和静态平衡测试)。测试系统反馈受试者的 COP 活动轨迹与足底分区压力分布等信息,为组间静态维稳能力及足底压力分布规律对比提供重要参考。

1.3 实验方案

足底压力平板平行铺设于轨道。依据 FPA 将受试者分为内八组、正常组和外八组。受试者实验前 4 h 内不得剧烈运动。受试者需双臂自然下垂,平视正前方,赤足站立于足底压力平板。

实验分为两部分:① 静态实验。采集受试者在自然足态下站立时 COP 摆动的 95% 置信椭圆区域面积、COP 路径长度、COP 平均移动速度等数据项,统一设定分析时间为 10 s;② 动态实验。测量受试者 1 个步态周期内的足底压力数据,实验中 1 个步态分析周期内,受试者匀速来回行走 3 次,受试者的 1 只脚在压力平板中央留下完整足印,以减小单次行走过程中所采集的动态足底压力的偶然误差。1 个实验周期后,系统捕捉 6 个足印的数据。

1.4 数据处理

使用平板配套采集分析软件 Zebris FDM 处理数据,步态参数包括:步长、步宽、步速、步向角、步态中心线、力变化曲线等。按足部解剖学原理,在静态分析中,以足弓中部为界将足底划分为前足和后足两个区域;在动态分析中,以跖骨中部和腰骨为界将足底划分为前足、中足、后足 3 个区域[见图 1(a)]。图 2 展示了 3 组内具有典型足态特征的三维足底压力分布。

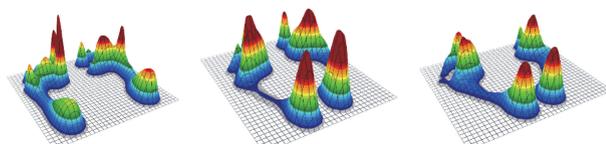


图 2 不同步态下足底压力分布
(a) 内八步态 (b) 正常步态 (c) 外八步态

图 2 Distributions of plantar pressures under different gaits

(a) In-toeing gait, (b) Normal gait, (c) Out-toeing gait

在 Zebris FDM 软件中完成对数据的采集,使用 SPSS 25.0 软件对其进行统计学分析。统计结果以(平均数 \pm 标准差)表示,采用独立样本 t 检验。本文确定的主要观察指标如表 2 所示。

表 2 研究指标

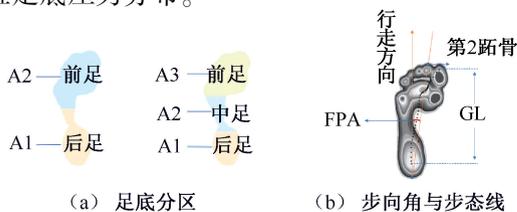
Tab. 2 Research Indicators

指标	概念
FPA	足后跟内外侧分区的点与第 2 趾骨间的连线,与人体前进方向线之间的夹角[见图 1(b)]
95% 置信椭圆区域面积 (area of 95% confidence ellipse region, CA)	在自然站立状态下,足底压力平板所捕捉到的足底 COP 的 95% 置信椭圆区域摇摆面积[见图 1(c)]
COP 路径长度 (COP path length, CL)	在自然站立状态下,一定时间内的足底 COP 的路径长度[见图 1(c)]
COP 移动平均速度	在自然站立状态下,足底压力平板所捕捉到的足底 COP 的运动的平均速度
步态线 (gait line, GL)	足底压力平板所捕捉到的后跟触地阶段、全掌触地阶段和前掌蹬离阶段足底 COP 连线的曲线[见图 1(b)]
步态线接触时间	足底压力平板所捕捉到的步态线与平板接触的时间
加载更改时间	COP 从足跟转移到前掌的时间变化
压强峰值	足底压力分布平板所采集到的足底各分区所受到的最大压强峰值
时间最大力值	足底特定区域承载最大压力值的时间与站立时间的比值

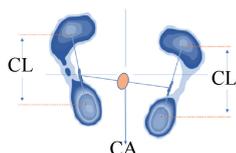
2 实验数据

2.1 自然状态下静态足底压力

2.1.1 平衡能力测定 COP 越小,受试者的平衡能力越强^[19]。图 3 显示了 3 组受试者在自然站立状态下 COP95% 置信椭圆区域面积与 COP 路径长度。结果显示,内八、外八组 COP95% 置信椭圆区域面积分别为 (939.0 ± 252.4) 、 $(1\ 120.2 \pm 101.6)$ mm^2 ,均远大于正常组 $[(240.7 \pm 130.6)$ $\text{mm}^2]$ 。内



(a) 足底分区 (b) 步向角与步态线



(c) COP95%置信椭圆区域面积与路径长度

图 1 参数示意图

Fig. 1 Schematic diagram of parameters (a) Plantar zoning, (b) Step angle and gait line, (c) Area and path length of the 95% confidence ellipse at the pressure center

八、外八组 COP 路径长度分别为 (223.5 ± 70.5) 、 (297.0 ± 141.2) mm, 显著高于正常组 (140.7 ± 61.2) mm)。该结果提示, 内八和外八足态会在一定程度上降低人体的平衡能力。

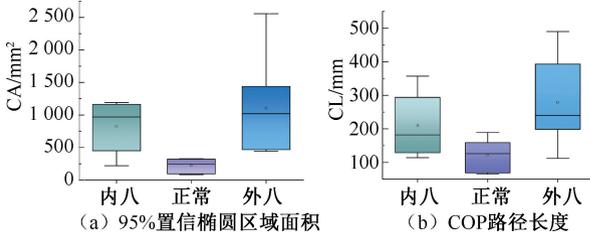


图3 不同步态下平衡能力指标对比

Fig.3 Comparison of balance ability indicators under different gaits (a) Area of 95% confidence ellipse region, (b) COP path length

2.1.2 压力分布均衡性及对称性测定 在静态实验部分, 用前足/后足区域的足底压力除以全足压力得到前足/后足足底压力占比, 左/右足足底压力除以总压力得到左/右足足底压力占比。此项指标可以初步分析人体自然站立时足态足底压力的分布特点。本文结果表明, 内八组前足受力占比为全足的 $(26.0 \pm 4.7)\% \sim (29.0 \pm 5.1)\%$, 外八组为 $(21.3 \pm 4.1)\% \sim (27.7 \pm 3.7)\%$, 显著低于正常组 $[(35.5 \pm 5.2)\% \sim (44.0 \pm 4.3)\%]$, 而后足承载的压力则显著高于正常足态。该结果说明, 在内外八足态下, 人体 COP 向后足转移, 致使前后足的压力分布均衡性减弱。此外, 3 种足态下左足与右足承载压力占总载荷的占比均围绕 50% 的比例略有浮动, 内八、正常、外八组分别为 $(46.5 \pm 3.5)\% \sim (53.5 \pm 3.5)\%$ 、 $(48.8 \pm 10.1)\% \sim (51.2 \pm 10.1)\%$ 、 $(46.5 \pm 4.5)\% \sim (53.5 \pm 4.5)\%$ 。由此可见, 在站立状态下, 左足与右足的压力分布并非具有完全的对称性, 但人体 COP 在小范围内的偏移可以忽略, 内八与外八足态并未加深该偏移(见图4)。

2.2 自然状态下动态足底压力

2.2.1 足底动态参数对于平衡性和步态的反映 针对静动态平衡能力的人体稳定性评价方法, 一项研究以步宽为因子进行单因素方差分析, 又利用皮尔森相关性分析证明步宽与步态线长度的相关系数 $r > 0$, 呈现正相关关系, 证实步态线长度通过对步宽造成影响, 从而间接影响人体的动态稳定性, 但步宽对步态线长度的显著性大于 0.05^[20]。动态实

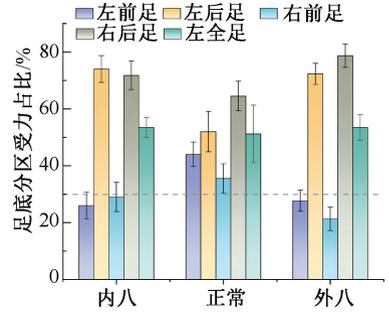
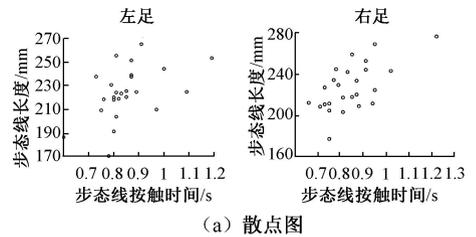


图4 两足区压力分布

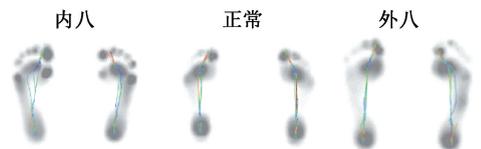
Fig.4 Pressure distributions in bipedal region of the foot

验模中, 步态线接触时间与步频、步行速度有强相关性。吴秀琴等^[21]研究了步行速度对男大学生步态的影响, 结果发现, 步行速度增大, 会使得足部的压力增大, 更易损伤。

由图5(a)所示各组左右足步态线长度和步态线接触时间的散点图可见, 步态线长度和步态线接触时间无显著函数关系。将数据导入 SPSS 中分析其显著性水平, 结果显示, 步态线长度与步态线接触时间的相关系数 $r > 0$, 但步态线长度不对步态线接触时间造成显著影响。当散点增多时, 散点逐渐汇集成区域, 该关系更为直观。由图5(b)所示具有代表性的3组受试者步态线可见, 正常组步态线集中, 而外八组步态线在3组中呈现出最高的分散程度, 在足中区尤为明显。以上结果说明, 内八步态会导致步态线产生分散, 进而步态线长度增大, 在一定程度上使得步态线接触时间延长, 间接影响人体的动态稳定性。



(a) 散点图



(b) 步态线图

图5 步态线接触时间与长度散点图及步态线图

Fig.5 Scatter plot and gait line graph for contact time and length of gait lines (a) Scatter plots, (b) Gait line graph

2.2.2 1个步态周期内动态足底压力变化 加载更改时间与步态线接触时间的比值,可以反映步态线与地面接触的时间中,COP从足跟转移到前掌的时间占比。内八组的加载更改时间占比相比正常组存在小范围偏离,但差异并不明显(见表3)。

表3 步行COP加载更改时间占比

Tab.3 Proportion of COP load change time during walking

单位:%

分区	内八	正常	外八
左足	36.96±6.16	36.10±8.97	43.24±7.59
右足	32.32±9.93	37.10±6.93	35.65±10.74

在动态实验中,足底被分为前足、中足、足跟3个分区,用足底各分区的最大力值除以受力面积,即可得到各分区的最大压强峰值,该指标可以直观反映不同足态足底压力分布规律。结果表明,动态实验中,内八组在行走过程中,足部承受局部更高的压强峰值。内八组前足、中足、足跟三区压强峰值之比为50:15:35,正常组为52:12:36,外八组为45:18:37。内八组三足区压强峰值绝对值最高,内八组除前足区外压强峰值均高于正常组。内八组三足区压强峰值占比与正常步态近似,而外八组足跟区压强峰值占比明显偏高。因此,内八行走时COP偏离程度较小,但足底峰值压强增大。外八行走时COP向后偏移,足跟受压较多(见表4)。

表4 三足区压强峰值

Tab.4 Peak pressure in tripod regions of the foot

单位:N/cm²

分区	内八	正常	外八
前足左	47.23±9.84	41.32±6.35	31.85±5.65
前足右	39.54±7.81	42.30±8.77	31.86±6.38
中足左	12.83±7.30	9.32±3.08	13.51±9.54
中足右	12.90±8.11	8.80±3.19	11.55±6.63
足跟左	33.08±11.76	26.64±4.06	25.75±6.13
足跟右	31.66±7.54	31.26±7.25	25.78±7.48

2.2.3 动态承载峰值压力时间占比 在行走的1个步态周期内,将足底特定分区承载峰值压力的时间与该区域接触地面总时间相除,得到足部承载峰值压力时间的占比。结果显示,3种足态下三足区压力峰值时间占比近似一致,但三足区之间差异明显(见表5)。本文认为,在人体行走过程中,足底三足区域承载峰值压力的时间占比区别较大,从而导致运动后前足区域更易产生疲劳、酸痛等问题,而足跟区不易受到伤害。步向角的改变并不对压

力峰值时间占比产生影响,即内外八步态并不改变三足区峰值压力的加载模式。

表5 压力峰值时间占比

Tab.5 Proportion of pressure peak time

单位:%

足分区	内八	正常	外八
前足左	76.34±3.39	75.34±2.12	74.91±3.92
前足右	76.20±3.43	74.64±4.58	75.23±4.45
中足左	43.03±8.75	42.12±9.46	47.87±11.72
中足右	44.89±11.87	47.60±16.77	49.47±8.27
足跟左	23.24±4.51	22.86±4.05	23.23±3.44
足跟右	21.96±4.96	20.30±2.29	23.37±4.42

3 讨论

内八与外八步态的足底压力呈现出不同的分布规律,这与内八外八步态下肢力线特异的载荷分布模式相适应。COP指标与传统足底压力研究指标的结合,可以为内八步态足底压力的分布规律提供更完整的解释。

内八步态人群静态姿势控制能力受损程度较深,反映了下肢关节错位带来对人体维稳能力的负面影响。本实验共检测了受试者静态支撑状态下COP的3项指标,除了COP移动速度项不存在预期外的客观差别,异常步态下COP路径长度和摇摆面积均显著高于正常步态,证实了异常步态会削弱人体的平衡能力。大学生群体中内八步态的COP摇摆面积已严重偏离本年龄段,而接近60岁老年人的同指标数据^[22]。姿态控制机制正常的健康成年人能够整合来自视觉、体感和前庭系统的感觉信息,并通过神经和肌肉骨骼的工作产生适应性姿态动作^[23]。而静止站立时COP超出合理范围的运动幅度表明外周和/或中枢神经肌肉控制机制受损,且该影响会随着衰老而加深。因此,应引起大学生内八群体对及时矫正不良步态的高度重视,预防随着年龄增大姿势控制功能的进一步恶化。在对内八步态进行临床矫正时,COP指标是否回归正常区间,应被纳入评价康复效果是否良好的标准之一。

本文发现,异常步态会导致前后足压力分布失衡,前足受力减小,后足受力增大,前后足承载压力之比为3:7。在静态实验中,异常足态人群的足底压力分布均有后移的趋势,亦即加剧了前后足之间的压力差值。对比正常足态人群,外八足态人群、内八足态人群的左、右脚前足足底压力均值减少,

这证实了异常步态人群的足底运动学参数的一个重要特征是后足足底压力显著大于前足。而在外八步态足部运动功能的研究实验数据中表明,外八足态人群后足足底压力激增,主要是由足跟内侧和足跟外侧的压力增大引起,因此,在对外八步态进行临床矫正时,应着重关注足跟外侧与足跟内侧所受压力大小^[24]。而对于内八步态人群同样存在此静态足底压力后移机制,故针对内八步态的矫正中,前后足压力分配均衡性理应得到重视。

内八步态在行走过程中,足底承受更大的峰值压力与冲量,使得内八人群在运动后面临更严重的下肢疲劳和疼痛,甚至损伤。由于个人足长、行走习惯、运动能力等方面的差异,步态线长度与步态线接触地面时间并未显示出伴随足态变化而产生改变的现象。实验数据显示,在自然行走的步态周期中,COP加载时间与步态线接触时间之比、足底分区峰值压力时间占比未呈现出组间差异。即当受试者步速一致时,可近似认为足底分区的加载模式一致,足底所受冲量大小仅取决于载荷的绝对值。

4 结论

内八步态的危害不仅表现在运动后会出现更严重的疲劳或损伤,其静态维稳能力的下降表明长时间站立也会为其带来不适。应对内外八人群足态进行及时、有效地干预纠正,以防随着疼痛的累积导致下肢出现关节炎、严重错位等后果。异常步态人群可通过开展针对性肌肉训练强化下肢肌肉对姿势的控制效果,穿戴定制矫形鞋垫可调整不合理的足底压力分布以分散局部过载带来的损伤风险。本文提出的 COP 指标可应用于临床内八诊断与康复效果评价,鉴于该方法简单易行,将提高临床诊断的效率。

利益冲突声明: 无。

作者贡献声明: 倪兆婷负责提出思路、实验设计及实施、数据分析、论文撰写;白逸萍负责实验方案修改、论文审阅修改;蒋文涛负责提出思路、实验方案修改、论文审阅修改;李潇负责实验方案修改、实验设计、数据分析。

参考文献:

[1] VEERKAMP K, WATERVAL NFJ, GEIJTENBEEK T,

et al. Evaluating cost function criteria in predicting healthy gait [J]. *J Biomech*, 2021, 123: 110530.

[2] 姚杰, 任韦燕, 蒲放. 康复领域步态研究的进展与展望[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(5): 787-878.

YAO J, REN WY, PU F. Progress and prospect of gait research in rehabilitation field [J]. *J Med Biomech*, 2022, 37(5): 787-878.

[3] LI L. Gait & posture: Fatigue, fatigability, and muscle torque reduction [J]. *Gait Posture*, 2022, 95: 234.

[4] SHOGO M, TSUYOSHI A, SHUNSUKE M, *et al.* Association between abnormal gait patterns and an elevated degree of pain after daily walking: A preliminary study [J]. *Int J Environ Res Public Health*, 2022, 19(5): 2842.

[5] SLATER L, GILBERTSON NM, HYGSTROM AS. Improving gait efficiency to increase movement and physical activity—The impact of abnormal gait patterns and strategies to correct [J]. *Prog Cardiovasc Dis*, 2020, 64: 83-87.

[6] LIN CJ, LAI KA, CHOU YL, *et al.* The effect of changing the foot progression angle on the knee adduction moment in normal teenagers [J]. *Gait Posture*, 2001, 14(2): 85-91.

[7] 田皓宇, 马昕, 李贻斌. 基于骨架信息的异常步态识别方法[J]. *吉林大学学报(工学版)*, 2022, 52(4): 725-737.

[8] D' SOUZA N, OHASHI T, GRAYSON J, *et al.* Toe-in and toe-out gait retraining for people with medial knee osteoarthritis: A pilot randomised clinical trial [J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2022, 30(1): S143-S144.

[9] HUNT MA, COCHRANE CK, SCHMIDT AM, *et al.* Tibiofemoral contact measures during standing in toe-in and toe-out postures [J]. *J Appl Biomech*, 2021, 37(3): 233-239.

[10] YUTA K, TOMOYA I, MASANORI Y, *et al.* Toe-in landing increases the ankle inversion angle and moment during single-leg landing: Implications in the prevention of lateral ankle sprains [J]. *J Sport Rehabil*, 2017, 26(6): 530-535.

[11] KHAN SS, KHAN SJ, USMAN J. Effects of toe-out and toe-in gait with varying walking speeds on knee joint mechanics and lower limb energetics [J]. *Gait Posture*, 2017, 53: 185-192.

[12] 曹方园, 徐俊凯, 胡海, 等. 跑步时足偏角对胫骨冲击影响的探索性研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(2): 207-212.

CAO FY, XU JK, HU H, *et al.* Exploration study about influence of foot progression angle on tibial shock during running [J]. *J Med Biomech*, 2019, 34(2): 207-212.

[13] GUY F. Clinical practice. Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children [J]. *Eur J Pediatr*, 2010, 169(5): 529-534.