

DOI: 10.13382/j.jemi.B2104998

基于足底三点支撑面动态信息的足弓指数测量方法*

陈宝亮 马小凡 肖飞云 王勇

(合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009)

摘要:旨在解决人工足弓指数测量精度低和效率低的缺点,提出用足底支撑面动态信息对足弓指数进行测量。从研制的分布力测力台中获取足跟区、脚掌外侧区和脚掌内侧区的地面反作用力的作用点轨迹,将3个点形成的面积 $S_{\Delta ABC}$ 用来对支撑面信息进行表达,获得5次30s双足站立姿势任务的 $S_{\Delta ABC}$ 的均值 $MS_{\Delta ABC}$,作为足部的弓高指数(FAI)的关键参数。采用组合卡尺弓高测试方法(AHIMS)对30名受试者的足弓类型进行划分,对FAI值进行方差分析。结果显示,FAI值从低足弓组、正常足弓到高足弓组呈逐渐升高趋势,低足弓组与高足弓组($P < 0.001$)、正常足与高足弓组($P < 0.01$)之间具有显著差异。结果表明足底支撑面的动态信息 $S_{\Delta ABC}$ 可以对足部的弓高指数进行表达。

关键词:足弓指数;测力台;分布力;支撑面

中图分类号: TN06 ; TB18 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

Arch index measurement method based on dynamic information of three-point support surface of the sole

Chen Baoliang Ma Xiaofan Xiao Feiyun Wang Yong

(School of Mechanical Engineering, HeFei University of Technology, Hefei 230009, China)

Abstract: In order to solve the shortcomings of low accuracy and low efficiency of artificial arch index measurement. It is proposed to use the dynamic information of the plantar support surface to measure the arch index. Obtain the trajectory of the ground reaction force on the heel, the outside of the sole, and the inside of the sole from the developed distributed force plate. The area $S_{\Delta ABC}$ formed by the three points is used to express the support surface information. The mean value $MS_{\Delta ABC}$ of $S_{\Delta ABC}$ for five 30-second bipedal standing posture tasks was obtained as a key parameter of the foot arch height index (FAI). The combined caliper arch height index measurement system (AHIMS) was used to classify the foot arch types of 30 subjects, and the FAI value was analyzed by variance. The results showed that the FAI value gradually increased from the low arch group, the normal foot group to the high arch group. There was a significant difference between the low arch group and the high arch group ($P < 0.001$), and between the normal foot and the high arch group ($P < 0.01$). The results show that the dynamic information $S_{\Delta ABC}$ of the plantar support surface can express the arch height index of the foot.

Keywords: arch index; force plate; distributed force; supporting surface

0 引言

足位于人体的最下方,几乎承受全部重量,是人体骨骼系统中的重要组成部分^[1-2],研究表明,足部问题会导致脑部、脊柱、膝关节等部位疾病^[1,3]。足部最显著的结构特征是含有纵弓,纵弓主要由跗骨和跖骨组成,并由跨

越足底表面的众多软组织结构加强^[4]。足弓在人体直立行走中起着维持重心稳定和平衡的重要作用^[1,5]。足弓高度被认为是影响足部和下肢功能的重要生物力学因素^[6-7],足弓具备吸收和传递部分地面反作用力的能力^[8-10],可以缓冲地面对身体的冲击,保护脑部和内脏器官免受震荡^[1]。通常足弓可以分为高足弓,正常足弓和低足弓3种^[11],据报道,足部类型可能是产生个人受伤

收稿日期: 2021-12-09 Received Date: 2021-12-09

* 基金项目: 国家自然科学基金(U1713210)、国家自然科学基金(52105017)、安徽省自然科学基金(2108085QE222)、合肥市自然科学基金(2021031)项目资助

和残疾风险状况差异的一个重要因素^[12],与足弓正常的人相比,高足弓和低足弓的人下肢过度使用损伤的风险更大^[13]。对足弓结构的客观评估是预防纠正足部问题和制定治疗康复方案的前提,具有重要的研究意义^[1]。

对于足弓类型的评估和分类的方法多种多样,主要有目视检查,射线照相,摄影,脚印,足弓高度指数(AHI)^[1]和足弓高度指数测量系统(AHIMS)^[9,13-14],黄金标准是射线照相,但需要专业设备和人员,许多研究实验室无法使用此类方法^[15]。目视检查依靠医师的经验,存在主观因素,通过照片评估,容易受到足底软组织的影响^[13],通过压力云图^[16]和足印的方法也同样存在这个问题^[17],使用时要格外注意。Williams等^[17]使用手持卡尺对足弓进行测量和分类方法,并将AHI确立为足弓类型的可靠测量方法,AHI定义为足长50%处的足背高与足跟到第一跖骨关节中心的长度之比。然而,手持卡尺在使用过程中比较麻烦,且容易出现偏差,因此,Richards等^[18]开发了AHIMS,是由一系列带定位的滑动卡尺的组合,在Richards等的研究中,为AHIMS建立了良好的可靠性,ICC的范围从0.96~0.99的评估者内可靠性和0.98~0.99的评估者间的可靠性。但是,在实际使用过程中,主要存在几点问题,1)由于足部骨骼的差异,在寻找第一跖骨关节时,存在一定的难度;2)接触力度难以保持一致,存在误差,关键问题是毫米级的误差都会对AHI值的结果造成重要影响;3)多个卡尺的组合使用效率低。

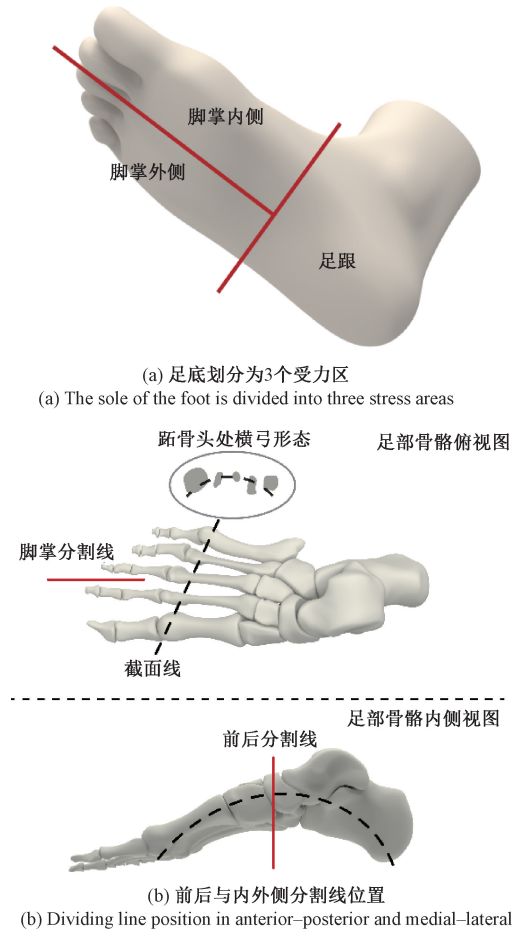
足部包含内侧纵弓、外侧纵弓和一系列的横弓,内侧纵弓比较突出和重要,绝大多数的研究都集中在对内侧纵弓上。不同的足弓高度会有不同的足底力分布,低足弓会产生中足部分的软组织过度下降,利用传感器阵列布置获取的压力云图可以明显获取该信息,并通过面积比计算得到足弓高度指数,这种方法存在的问题是忽略了整个接触面上反作用力大小的差异。因此,基于足底力信息的足弓指数求解方法,需要找到主要受力骨骼支撑点的信息,不能简单将软组织变形作为足弓高度的结果。基于此,本文假设通过合理的足底分区与分布力测量,获取足底分区所受地面反作用力的作用点动态轨迹,可以对足部的弓高指数(FAI)进行表达。

1 原理

1.1 足底分区方法

根据足踝解剖结构,站立时,身体的重力通过胫骨加载在距骨之上,再进一步通过中足传递到足跟和前足^[19],由于纵弓和横弓的存在,导致中足受力小,足跟受力大,前足两侧跖骨头处受力较大。足部骨骼之间能够形成复杂的相对运动,会产生动态的足底力分布,从整个足部受力分析来看,具有三点支撑的受力特点^[19]。据于

此,将足底划分为足跟区、脚掌外侧区和脚掌内侧区3个分布力测量区域,如图1(a)所示,划分原则是分割线通过足弓的最高点,即为内侧纵弓和跖骨头处横弓的最高点如图1(b)所示,具体划分方法如下,足跟和脚掌的划分线位置,从矢状面对足部骨骼模型进行划分,分割线设置纵弓的最高处,即为足舟骨的最高点,脚掌的划分线位置选在第2脚趾和第3脚趾之间。



(a) 足底划分为3个受力区

(a) The sole of the foot is divided into three stress areas

跖骨头处横弓形态

足部骨骼俯视图

脚掌分割线

截面线

足部骨骼内侧视图

前后分割线

(b) 前后与内外侧分割线位置

(b) Dividing line position in anterior-posterior and medial-lateral

图1 足底分区

Fig. 1 Plantar zone

1.2 足部的弓高指数(FAI)求解方法

假设3个区的地面反作用力的作用点分别为A、B、C,整体足底作用点为O,足底支撑面用 ΔABC 来表示, $S_{\Delta ABC}$ 表示支撑面积的大小,如图2所示,可知 $S_{\Delta ABC}$ 是一个关于时间的动态变化量。

$$S_{\Delta ABC}(t) = \frac{1}{2} |\overrightarrow{A(t)B(t)} \times \overrightarrow{A(t)C(t)}| \quad (1)$$

双足静态直立时,左右距骨上承受的负载约为体重的1/2,具有不同的足部弓高的受试者,由于中足高度存在差异,负重时中足发生变形对支撑面的作用力存在差异, $S_{\Delta ABC}$ 与足部尺寸之间的比率在不同足部弓高的个体间存在差异。基于分布力的3个作用点所构建的三角形

面积大小,本文提出一种 FAI 计算测评方法,即受试者完成一段时长的双足静态站立姿势任务,并求得 $S_{\Delta ABC}$ 的平均值 $MS_{\Delta ABC}$ 。 $MS_{\Delta ABC}$ 与 FAI 计算公式为:

$$MS_{\Delta ABC} = \frac{\sum_{i=1}^N S_{\Delta ABC}(i)}{N} \quad (2)$$

$$FAI = \frac{MS_{\Delta BOC}}{FL \times FW} \times 10 \quad (3)$$

其中,FAI 表示足部的弓高指数, $MS_{\Delta ABC}$ 为 $S_{\Delta ABC}$ 的平均值,FL 表示足长,FW 表示足宽。

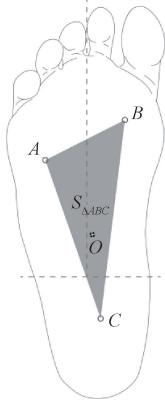


图 2 足底支撑面表达

Fig. 2 The expression of the plantar support surface

1.3 分布力测力台系统

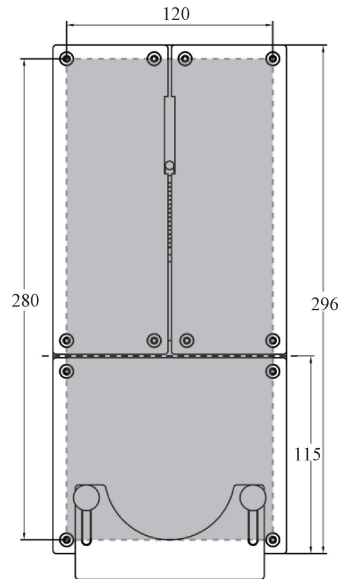
基于上述的分区方法,研制了分布力测力台系统,如图 3(a)所示,足跟区和脚掌区的划分线位置在总长度的 39%处,脚掌区的划分线位置居中,测力台的力板长宽尺寸为 296 mm×136 mm,传感器测量有效区域可以满足最大足长为 280 mm,最大足宽 120 mm,如图 3(b)所示。底板和 3 块面板均采用了高强度铝合金材料成型,每个面板的 4 个角上布置了单轴压力传感器,选用蚌埠大洋传感公司型号为 DYLY-108 的 S 型梁结构的拉压力传感器,量程为 50 kg,重复精度为 $\pm 0.05\%$,非线性为 $\pm 0.1\%$,该传感器的输出灵敏度为 1.0~2.0 mV/V,工作电压为 5~10 V,其外形尺寸为 16 mm×6 mm×19 mm。对 24 个压力传感器的输出信号进行放大,调理和采集,并通过 USB 数据线发送至 PC 上位机,上位机采集界面如图 3(c)所示,包含采样时间和采样频率的设置,数据采集完成后保存为 Excel 形式。

为了准确定位脚在测力台上的位置,测力台系统设计了定位装置,前后方向通过足跟弧形定位器在足跟面板上的刻度线定位,内外方向的弹簧销结构卡在第 2 与第 3 脚趾之间的缝隙,完成脚掌的分区定位,如图 3(d)所示。

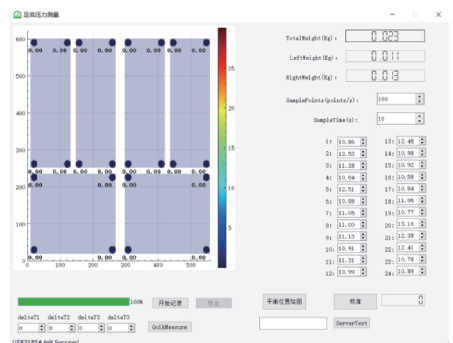


(a) 测力台系统总体组成

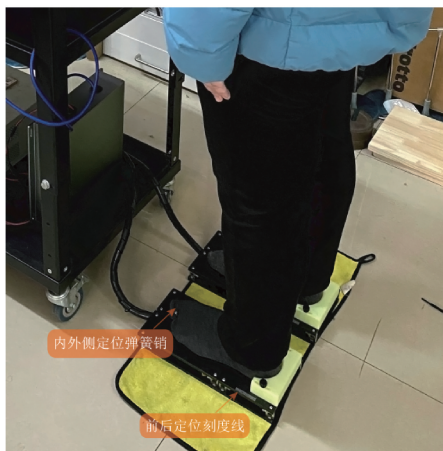
(a) The overall composition of the force plate system



(b) 测力板尺寸,灰色部分为有效测量区域(毫米)
(b) The size of the force plate, the gray part is the effective measurement area (mm)



(c) 采集界面
(c) The collection interface



(d) 足部定位
(d) The foot positioning

图3 分布力测力台系统

Fig. 3 Distributed force plate system

2 试验

随机选择 30 名青年大学生参与试验,平均年龄 25.40,标准差 2.61,完成了两项试验,AHIMS 内侧纵弓的弓高指数测量和双足静态站立分布力测量。AHIMS 是按文献中所述方法定制的^[18],如图 4(a)所示,AHIMS 的试验程序按照文献[15,20]中的方法,此处作简单叙述,受试者取舒适双足静态站姿,两侧下肢尽量分配相等的重量,髋关节与膝关节不能弯曲。AHIMS 就位后,对受试者的右足进行测量,将滑动卡尺 B 放置在第一跖趾关节的内侧缘,获取截短足长(TFL),即为足跟到第一跖趾关节的距离,将滑动卡尺 A 推至脚的最大长度处,记录脚长。完成后,滑动卡尺 C 放置在整个脚长的中点,然后将垂直滑动卡尺 D 横杆滑至脚背上,测得足部总长度(DH)50%处的足背高度,如图 4(b)所示。AHI 计算为 DH/TFL 。



(a) AHIMS装置
(a) AHIMS device
(b) 右足足弓指数测量
(b) Right foot arch index measurement

图4 AHIMS 测量

Fig. 4 AHIMS measurement

分布力测试程序如下:受试者取双足静态站立姿势,通过定位装置进行脚的前后和内外侧定位,完成双足站姿任务 35 s,采样频率 100 Hz,试验过程中受试者目视前

方 2 m 墙上的圆形目标,手臂自然放在身体两侧,并尽量保持身体静止,每一位受试者重复 5 次分布力测试,每一次试验完成后,将脚从测力台拿下来,并坐姿休息 2 min。完成所有的测试后,将 Excel 表格中获取的 24 个压力传感器后 30 s 数据导入 MATLAB 定制程序中,利用力矩平衡原理计算出右足 3 个分区的地面反作用力的作用点 A, B, C 的位置,计算出 30 s (即 3 000 行) $S_{\Delta ABC}$ 的 $MS_{\Delta ABC}$,对 5 次试验结果的 $MS_{\Delta ABC}$ 取均值,再根据式(3)计算 FAI。

3 结果

30 名受试者的 AHIMS 测量获得脚长 FL 与脚宽 FW,以及 TFL、DH、AHI 的完整数据,FL 的范围是 210~267,FW 的范围是 77~96,TFL 的范围是 157~202,均值 186.85,标准差 9.86,DH 的范围是 54~74,均值 65.16,标准差 5.2,AHI 均值 0.35,标准差 0.03。分布力测量获得的 $MS_{\Delta ABC}$ 的均值为 2 525.76,标准差为 365.641,根据式(3)计算得到的 FAI 值的均值为 1.13,标准差为 0.10,完整数据如表 1 所示。按 Cavanagh 和 Rodgers 的建议,脚的足弓类型按第一和第三四分位数进行分类^[11],第一和第三四分位数之间规定为正常足弓,低于第一四分位数为低足弓,高于第三四分位数为高足弓。按照该划分原则进行足弓类型划分,结果如表 2 所示。

为了验证 FAI 对于足弓类型的判别与 AHIMS 划分方法是否有一致性,采用了单因素方差分析,检验依据 AHIMS 划分足弓类型组别之间的 FAI 是否存在差异,经过 Shapiro-Wilk 检验,各组数据服从正态分布 ($P>0.05$),经过 Levene 方差齐性检验,各组数据方差齐 ($P=0.39$)。不同足弓类型组间的 FAI 值差异具有统计学意义, $F=10.78, P<0.001$ 。数据以均数±标准差的形式表示,FAI 值:低足弓组 1.04 ± 0.09 ,正常足组 1.12 ± 0.07 ,高足弓组 1.26 ± 0.10 。Tukey 检验结果表明,低足弓组与高足弓组之间差异具有统计学意义 ($P<0.001$),正常足组与高足弓组之间差异具有统计学意义 ($P=0.004<0.01$),虽然低足弓组与正常足组之间差异不具有统计学差异 ($P=0.104$),但 3 个组之间 FAI 均值还是有明显的逐步上升的趋势,如图 5 所示。

4 结论

本文提出基于足底支撑面信息的足部弓高指数的测量方法,将足底划分为足跟区,脚掌外侧区和脚掌内侧区,对 30 s 的双足静态站立姿势任务下的右足足底 3 个区的地面反作用力的作用点位置信息进行获取,获取 3 个点所形成的三角形面积均值 $MS_{\Delta ABC}$ 。中足的高度是足

表 1 30 名受试者的 AHIMS 与分布力测量结果

Table 1 AHIMS and distribution force measurement results of 30 subjects

编号	TFL	DH	AHI	MS _{ΔABC}	FAI	编号	TFL	DH	AHI	MS _{ΔABC}	FAI
S1	157	54	0.34	1 720.92	1.04	S16	188	65.5	1.04	2 331.14	1.01
S2	194	58.5	0.30	2 075.17	1.04	S17	197	59	1.04	2 337.67	0.95
S3	165	57	0.35	1 623.80	0.99	S18	189.5	65	.99	2 619.94	1.15
S4	188	69	0.37	2 552.02	1.13	S19	178	66	1.13	2 346.10	1.06
S5	201	74	0.37	2 974.04	1.20	S20	185	66	1.20	2 326.91	1.07
S6	183	67.5	0.37	2 479.88	1.14	S21	181	65.5	1.14	2 511.63	1.22
S7	196	71	0.36	2 905.68	1.20	S22	202	57	1.20	2 550.68	1.15
S8	181	67	0.37	2 566.97	1.14	S23	184	59	1.14	2 455.76	1.12
S9	185	70	0.38	3 223.02	1.33	S24	177	67	1.33	2 229.08	1.12
S10	195	73.5	0.38	3 050.66	1.20	S25	197	71	1.20	2 944.16	1.18
S11	193	64	0.33	2 561.82	1.12	S26	181	61	1.12	2 495.82	1.20
S12	191	71.5	0.37	2 540.53	1.07	S27	194	63.5	1.07	2 628.89	1.15
S13	177	68	0.38	2 838.08	1.32	S28	183	70.5	1.32	3 067.35	1.34
S14	187	67	0.36	2 365.78	1.06	S29	193	62.5	1.06	2 613.36	1.08
S15	192	65.5	0.34	2 748.31	1.18	S30	191	59	1.18	2 087.75	0.92

注: TFL: 截短足长, DH: 足背高度, AHI: 足弓指数, MS_{ΔABC}: 平均三角形支撑面面积, FAI: 足部的弓高指数。

表 2 30 名受试者的足弓类型与足弓指数范围 (AHI)

Table 2 Arch type and arch index range of 30 subjects

足弓类型	人数	AHI 范围
低足弓	6	<0.33
正常足	19	0.33~0.37
高足弓	5	>0.37

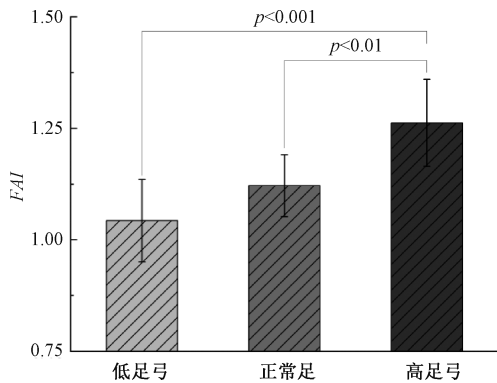


图 5 不同足弓类型组的足部弓高指数 (FAI) 值差异性比较

Fig. 5 Comparison of the difference of the foot arch index (FAI) value of different arch type groups

弓高度的关键,对于相同大小的足而言,低足弓的中足与正常足相比,中足所受地面反作用力要大,会导致本文方法中的关键参数 MS_{ΔABC} 变小,高足弓与正常足相比,中足所受地面反作用力要小,会导致 MS_{ΔABC} 变大,依据该原理,提出足部弓高指数 FAI 的计算方法,研制了分布力测力台系统,并与具有优秀可靠性的卡尺组合足弓指数

测量系统 (AHIMS) 进行试验比较,结果验证了该方法的可行性与有效性。

本文 AHIMS 的测量结果与文献 [11, 15] 中的结果具有相似的范围,但对于足弓类型的分类至今没有定论,可能是因为没有进行大样本的试验和该方法在实施过程中存在费时等原因。因此本文采用了文献 [11] 中提出的第一、三四分位数的分类方法,将受试者划分为了低足弓,正常足,高足弓 3 个组,继而对 FAI 进行了方差分析,结果表明组间存在显著性差异,从低足弓、正常足到高足弓组的均值呈上升趋势,证明了 FAI 的有效性。

对 AHI 和 FAI 进行 pearson 相关性分析,结果显示两种方法之间相关系数为 0.528, P = 0.003 < 0.05。相关系数不是很高的原因应该是由两种方法之间本身存在测量对象不完全一致所导致的,AHI 测量的是内侧纵弓的高度与长度的比,而 FAI 测量的是整个足底力分布,会受到内侧纵弓、外侧纵弓与横弓的综合影响。站姿会影响足底 3 个分区的地面反作用力,过宽双足间距会导致小腿与地面间角度小于 90°,导致足部会承受较大的切向力,足部弓高指数测量的最佳状态是当足部骨骼所受地面反作用力的方向垂直地面向上,此时足底的力分布处于均衡状态。较大的切向力会导致异常的足底力分布,从而引入干扰因素,所以双足间距不能过大,建议双足外侧间距不超过肩宽。另外,人体在站立过程中,由于过高的重心和较小的支撑面,会呈现不由自主的晃动,过小的双足间距会增加姿势稳定的难度,产生较大的晃动,造成足部关节的运动调节幅度增大,导致 3 个分区的反作用

力作用点轨迹范围较大,从而会一定程度影响本文提出的足部弓高指数的计算精度。综合考虑 FAI 的测量需求,需要选择尽可能处于稳态的姿势范式任务,本试验中左右测力台中心间距 200 mm,平行放置。

本文的受试者均为健康人,不存在下肢运动障碍,足底分区反作用力作用点的位置是在稳定姿态下获得的,并且两侧肢体负重均衡。下肢运动障碍患者在用本文所提方法测量时结果可能会受到混杂变量的影响,存在一定的难度,在后续的研究中,可以选取这一类受试者参与试验,对该方法在不同类型人群中的测量有效性进行更充分的探讨。另外,本文一方面样本量存在不足,后期需要增加样本量,进行更加充分的研究,并尝试对足弓进行分类;另一方面,仅选取了双足对称负重站立任务,后期可以考虑对不同负重下的 FAI 进行测量和对比。

综上,本文证明了足底支撑面的动态信息 $S_{\Delta ABC}$ 可以对足部弓高指数进行表达,提供了一种新的足弓类型测评方法。

参考文献

- [1] ZHENG T, YU Z, WANG J, et al. A new automatic foot arch index measurement method based on a flexible membrane pressure sensor[J]. *Sensors*, 2020, 20(10): 2892.
- [2] 牛文鑫, 杨云峰, 俞光荣, 等. 人体足部三维有限元模型的有效构建方法及其合理性的实验分析研究 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26: 80-84.
NIU W X, YANG Y F, YU G R, et al. Valid constructing method of three-dimensional finite element human foot model and experimental analysis on its rationality [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2009, 26: 80-84.
- [3] GROSS K D, FELSON D T, NIU J, et al. Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults [J]. *Arthritis Care Res (Hoboken)*, 2011, 63(7): 937-44.
- [4] HOLOWKA N B, WALLACE I J, LIEBERMAN D E. Foot strength and stiffness are related to footwear use in a comparison of minimally vs. conventionally-shod populations [J]. *Scientific Reports*, 2018, 8(1): 1-12.
- [5] MORALES-ORCAJO E, BAYOD J, DE LAS CASAS E B. Computational foot modeling: scope and applications [J]. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 2016, 23(3): 389-416.
- [6] FARRIS D J, KELLY L A, CRESSWELL A G, et al. The functional importance of human foot muscles for bipedal locomotion [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2019, 116(5): 1645-1650.
- [7] PONTZER H, ROLIAN C, RIGHTMIRE G P, et al. Locomotor anatomy and biomechanics of the Dmanisi hominins [J]. *Journal of Human Evolution*, 2010, 58(6): 492-504.
- [8] VENKADESAN M, YAWAR A, ENG C M, et al. Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch [J]. *Nature*, 2020, 579(7797): 97-100.
- [9] WEIMAR W H, SHROYER J F. Arch height index normative values of college-aged women using the arch height index measurement system [J]. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2013, 103(3): 213-217.
- [10] 白啸天, 霍洪峰. 行走支撑期足弓变化规律与足功能转换机制[J/OL]. *医用生物力学*: 1-10[2022-05-31].
BAI X T, HUO H F. Changing law of foot arch and mechanism of foot function transformation in support phase during walking [J/OL]. *Journal of Medical Biomechanics*: 1-10[2022-05-31].
- [11] XIONG S, GOONETILLEKE R S, WITANA C P, et al. Foot arch characterization a review, a new metric, and a comparison [J]. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2010, 100(1): 14-24.
- [12] TELFER S, KINDIG M W, SANGEORZAN B J, et al. Metatarsal shape and foot type: A geometric morphometric analysis [J]. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2017, 139(3): 031008.
- [13] BUTLER R J, HILLSTROM H, SONG J, et al. Arch height index measurement system: Establishment of reliability and normative values [J]. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2008, 98(2): 102-106.
- [14] KODITHUWAKKU ARACHCHIGE S N K, CHANDER H, KNIGHT A. Flatfeet: Biomechanical implications, assessment and management [J]. *The Foot*, 2019, 38: 81-5.
- [15] POHL M B, FARR L. A comparison of foot arch measurement reliability using both digital photography and calliper methods [J]. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2010, 3(1): 1-6.
- [16] PAUK J, DAUNORAVICIENE K, IHNATOUSKI M, et al. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities [J]. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 2010, 12(1): 29-34.
- [17] WILLIAMS D S, MCCLAY I S. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity [J]. *Physical Therapy*, 2000, 80(9): 864-871.
- [18] RICHARDS C J, CARD K, SONG J, et al. A novel arch height index measurement system (AHIMS): intra-and inter-rater reliability [C]. *Proceedings of American*

Society of Biomechanics Annual Meeting Toledo, 2003.

- [19] KANDIL O D, ABOELAZM S N, MABROUK M S. Foot biometrics: Gender differences in plantar pressure distribution in standing position[J]. Am J Biomed Eng, 2014, 4(1): 1-9.
- [20] ZIFCHOCK R A, DAVIS I, HILLSTROM H, et al. The effect of gender, age, and lateral dominance on arch height and arch stiffness [J]. Foot & Ankle International, 2006, 27(5): 367-372.

作者简介



陈宝亮,合肥工业大学机械工程学院博士研究生,主要研究方向为康复机器人。
E-mail:baoliang2017@mail.hfut.edu.cn

Chen Baoliang is currently a Ph. D. candidate at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology.

His main research interest includes rehabilitation training robot.



马小凡,合肥工业大学机械工程学院硕士研究生,主要研究方向为康复机器人。
E-mail:mxfgzyx@126.com

Ma Xiaofan is currently a M. Sc. candidate at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology.

His main research interest includes rehabilitation training robot.



肖飞云,合肥工业大学机械工程学院讲师,2018年获得合肥工业大学博士学位,主要研究方向为康复机器人、生物电信号处理及人机交互。

E-mail:xfymusic@163.com

Xiao Feiyun received a Ph. D. degree from Hefei University of Technology in 2018. He is currently a lecturer at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. His main research interests include rehabilitation robots, bioelectrical signal processing and human-computer interaction.



王勇(通信作者),合肥工业大学机械工程学院教授。2008年获得合肥工业大学机械与汽车工程学院博士学位,主要研究方向为机械设计、传感及测试技术、服务机器人。

E-mail:simenkouwang@sina.com

Wang Yong(Corresponding author) received his Ph. D. degree from the School of Mechanical and Automotive Engineering, Hefei University of Technology in 2008. He is currently a professor at the School of Mechanical Engineering, Hefei University of Technology. His main research interests include mechanical design, sensing and measuring technology, and service robot.