DOI: 10. 19650/j. cnki. cjsi. J2209743

基于足部生物力学原理的足底分布力 测量方法及系统研制*

陈宝亮,马小凡,肖飞云,陆益民,王 勇 (合肥工业大学机械工程学院 合肥 230009)

摘 要:依据足部生物力学原理,提出一种足底三分区测量分布力方法,并研制了相应的分布力测力台(DFP)系统。随机选取 27 名青年人和 40 名老年人进行双足睁眼站立-双足闭眼站立-单足睁眼站立连续过程的姿势稳定性测评,求解右足 3 个分区的压 力中心(CoP)轨迹范围(95%置信圆面积)和 3 个站立阶段的 CoP 轨迹的位置偏移量作为分析足底支撑特点的参数。青老年人组 的足底 3 个分区中 CoP 轨迹的最大范围值分别为 27.00~227.46 mm² 与 116.35~387.22 mm²;前后侧的最大。偏移量分别为 6.07±3.13 mm 与 5.88±3.21 mm;内外侧的最大。偏移量分别为 6.51±2.29 mm 与 6.77±2.34 mm。结果表明,3 个分区的 CoP 轨迹在双足站立和单足站立姿态下均集中在跟骨底端和跖趾关节横弓的内外侧两个端点上,位置受姿势稳定性差异条件的影响小。 关键词:分布力;分区;测力台;CoP

中图分类号: TN06 TB18 TH789 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 460.4020

Development of a method and system for measuring plantar distribution force based on the principle of foot biomechanics

Chen Baoliang, Ma Xiaofan, Xiao Feiyun, Lu Yimin, Wang Yong

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

Abstract: According to the principle of foot biomechanics, a three-division method of measuring distributed force of the sole was proposed, and the corresponding distributed force measuring platform (DFP) system was developed. Twenty-seven young adults and forty elder adults were randomly selected for stability measurements in the continuous process from double-leg stance with eyes closed to double-leg stance with eyes opened and to single-leg stance with eyes opened. The foot support principle was analyzed by solving the CoP trajectories (95% confidence circle area) of three zones of the right foot and the CoP trajectories offset in three standing stages. The maximum values of the CoP trajectory range in the three partitions of the youth and elderly groups were respectively $27.00 \sim 227.46 \text{ mm}^2$ and $116.35 \sim 387.22 \text{ mm}^2$, the maximum offsets of the anterior-posterior direction were $6.07 \pm 3.13 \text{ mm}$ and $5.88 \pm 3.21 \text{ mm}$ respectively, and the maximum offsets of the medial-lateral direction were $6.51 \pm 2.29 \text{ mm}$ and $6.77 \pm 2.34 \text{ mm}$ respectively. The results show that the CoP trajectories are concentrated on the bottom end of the calcaneus and the medial and lateral end points of the transverse arch of the metatarsophalangeal joint in both double-leg stance and single-leg stance, and the position is less affected by the difference in postural stability.

Keywords: distributed force; partition; force plate; CoP

0 引 言

足底力是反映人体健康指标的一个重要参数,通常 分为地面反力(force)与压力(pressure)^[1-3],地面反力描 述的是身体部位(一般是足部)受到地面的整体作用力,

收稿日期:2022-05-07 Received Date: 2022-05-07

足底压力是足底和支撑面之间的压力场,即力在足底上的分布^[36]。

广泛使用的力平台测量系统可分为集总力测力台和 足压计,集总力测力台用于测量地面反力的3个分量以 及力施加点的位置。足压计主要有压力平板和智能鞋垫 两种类型^[7],底层机制主要是传感器阵列产生电压变化

^{*}基金项目:国家自然科学基金(U1713210)项目资助

矩阵。集总力测量的缺点是无法获取足底的力分布信息;只要有足够高的空间分辨率,足压计能提供完整的足 底压力分布,但足压计法本质上没有对足底力进行分区, 获得的信息虽多但不利于表达关键的足底力调节信息。

集总力测量方法无法对足部的力分布和调节功能进 行反映^[8],尤其在对足踝部疾病引起的平衡功能障碍患 者进行评估时,足底力的分布信息非常重要。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^[9-11],足压计提供的足底压力云图是足弓高度指数评 估的一种常用的方法^[12-14],但存在两方面问题:1)接触界 面的压力云图会受到软组织和小腿地面间角度的影响; 2)没有对接触面上作用力大小的差异进行反馈。因此, 两种主要的足底力测量方法在应用中存在一些不足,值 得进一步研究。

本文的思路是结合足弓三向传递力原理进行足底分 区测量足底力,探讨一种简洁且有效的足底分布力测量 方法,该方法能够必要且充分地获取足底主要的力调节 信息,已经在足弓高度指数的评估^[15]和姿势稳定性的评 估^[16]进行了应用研究。下文对足底分区测量分布力方 法和测量装置进行介绍,并通过试验分析站立姿态下的 足底支撑特点。

1 理论分析和仿真

1.1 足弓的传递力作用

足踝是人体最为复杂的部位之一,其骨骼形态极不 规则,曲率复杂多变,并由大量的肌腱、韧带和肌肉等共 同形成了丰富的关节和足弓结构,具有复杂的运动学和 动力学特性。在足踝系统如何将重力传递并动态支撑的 问题上,Kapandi 在《The Physiology of the Joints, the Sixth Edition》一书中以形象的立体图进行了表示,认为距骨关 节将重力通过内、外侧的纵弓向3个方向进行力传递,并 由足弓的端点进行动态支撑^[17],如图1所示。Salathe 等^[18]和 Arangio等^[19]认为施加在距骨圆顶上的重力是通 过跟骨底端和5个跖骨底端来进行支撑和调节的,并且 开发了足的三维生物力学模型,将脚视为一个三维结构, 由刚性骨骼在其关节表面通过柔性韧带固定在一起。足



图 1 足弓三向传递力模式 Fig. 1 The three-way transmission force mode of the foot arch

底筋膜从跟骨底部延伸到 5 根跖骨的底部,为结构提供 了进一步的支撑。通过分析可知,足弓作为足部传递力 的关键结构,对足底力的调节起着至关重要的作用。

1.2 足部有限元分析

因解剖学和生物力学试验无法反映足部骨骼、韧带 和足底筋膜等组织的应力信息,本文通过医学有限元模 型进行中立位载荷加载分析跖骨和跖腱膜的应力变化, 进一步证实三向传递力和三点支撑的生物力学原理。具 体步骤参考文献[20-22],简述如下:1)完成28块足骨和 软组织囊的实体建模与装配;2)在软件 Abaqus 中完成软 骨、韧带和跖腱膜的简化处理,韧带和跖腱膜采用一维 TRSSS 单元,软骨采用 SKIN 类型面单元:3) 完成足部组 织的材料单元和参数的设定;4)通过 Abaqus 完成网格划 分:5)选择中立位工况进行仿真分析,载荷为2倍体重 (1 200 N),跟腱力加载在跟骨对应解剖位置处,设置为 1 倍体重 (600 N),方向沿着解剖方向向上。在足部顶部 附近区域设置1个参考点,并与顶部面耦合,该点施加向 下的力载荷,总加载时间1s,载荷线性增加。接触设置: 支撑地板设置固定位移约束,此外模型涉及关节间接触、 足底与支撑地板之间的接触,仿真分析时设定了两个接 触法则,其中法向接触设定为指数渗透关系,切向接触设 定为库仑摩擦法则,摩擦系数分别设定为0.01和0.6。 骨骼与软组织囊间的接触设置为 Embedded region 接触 方法,容差精度设置为1×10⁻⁶;6)针对上述模型和边界 条件计算,提取足底界面、跖骨和跖腱膜的应力云图.提 取跖骨和跖腱膜的应力数值。

计算表明,足底面最大接触应力为7.851 MPa,最 大接触应力集中在跖骨头及跟骨底端区域,应力云图 如图2所示。跖腱膜对维持足弓稳定性起到重要作 用,跖骨是将重力传递到前足的关键组织。有限元计 算时长为1s,间隔0.1s提取跖骨和跖腱膜的应力值 绘图。从图3可知,跖骨和跖腱膜的应力随时间增加 而增加,以第1、5跖骨和跖腱膜的增速最快。仿真分 析表明足部两侧跖骨和跖腱膜的应力值增速要高于中 间组织,说明应力传递具有方向性,主要通过两侧向前 足传递,再结合足底的应力集中点位置,进一步证实了 足底的三点支撑原理,支撑点与内、外侧纵弓和跖趾关 节横弓有对应关系。

2 方法及装置

2.1 足底分区测量分布力方法

基于仿真分析和足部解剖可知,距骨将重力按3个 方向传递,分别传递至跟骨底端和前脚掌的两侧跖骨头。 据于此,将整个足底(EP)划分为足跟区(HP)、脚掌外侧





区(SL)、脚掌内侧区(SM)3个分布力测量区域,如图4 所示,但如何确定分割线的具体位置需要进一步讨论,前 脚掌的分割线设置在跖趾关节横弓的最高点处,即为 第2和3脚趾之间,如图5所示。

足跟区和脚掌区的分割线位置要考虑到尽量减少 2个分区之间的力耦合,结合跗骨的解剖,可知第1条传 递线路为距骨--跟骨,第2条传递线路为距骨--足舟骨--三个楔骨-第1~3 跖骨,第3条传递线路为距骨--跟骨--骰骨-第4~5 跖骨。需要综合3条传递线路来确定最合 适的足跟区和脚掌区的分割线位置,第1条传递线路(即 为内侧纵弓)最高,分割线设定的前后范围比较宽,容易 做到脚掌区和足跟区的分离,第3条传递线路中的第5 跖骨较低,如果第5 跖骨与跟骨划分在同1个分区,会导 致足跟区受力的多变性,需要将第5 跖骨完整地划分到



图 3 跖骨和跖腱膜的应力变化

Fig. 3 Stress changes of metatarsal and plantar fascia



图 4 足底划分为 3 个受力区

Fig. 4 The sole of the foot is divided into three stress partitions



图 5 脚掌分割线位置 Fig. 5 The position of the dividing line of the sole

脚掌区。因此,前后分割线需要设置在第5跖骨根部往 后,综合内、外侧纵弓的位置和形状,将前后分割线设置 在离足跟后端的长度占整个足长的 39% 处,从图 6 可以 看出,分割线位置位于内、外侧纵弓的最高点,这有利于 力传递方向的明确性。



图 6 足跟和脚掌分割线位置 Fig. 6 Location of the dividing line between the heel and the sole

2.2 分布力测力台系统

基于上述的足底分区方法,研制了分布力测力台 (distributed force measuring platform, DFP)系统,如图 7 所示,足跟区和脚掌区的分割线位置在总长度的 39%处, 脚掌区的分割线位置居中,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。底板和 3 块面板采用 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,量程为 50 kg,重复精度为±0.05%,非线 性为±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×



图 7 测力台系统总体组成 Fig. 7 The overall composition of the force plate system

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,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,DFP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,内外侧方向的弹簧销结构卡在 第2与3脚趾之间的缝隙,完成脚掌的分区定位,如 图8所示。



图 8 足部定位 Fig. 8 Foot positioning

2.3 DFP 系统的精度标定

每个分区有 4 个力传感器,左右测力台共有 24 个, 通过砝码的组合对每一个传感器进行了系列重量的电压 输出值标定,并用最小二乘法进行直线拟合,求得拟合斜 率以及调整后 *R*²,调整后 *R*² 的范围是 0.999 99~1。

压力中心(center of pressure, CoP)精确度是测力台 系统的关键,需要对其重复精度和绝对精度进行标定, 重复精度(重复性)指的是装置计算的 CoP 坐标与其平 均坐标之间差值的均方根误差,绝对精度指的是由装 置计算的 CoP 坐标与加载点绝对坐标之间差值的均方 根误差^[23]。DFP 系统的压力传感器位置以底板作为基 准,结合分区和分区组合的垂直力加载的需求,设计制 作了定位和加载标定装置,包含标定底座和合力→三 点力加载装置,采用三轴加工中心(加工中心的X、Y轴 移位精度 0.03 mm) 分别对分区和整体进行垂直力加 载,按米字型设定9个加载点(图9和10),每个点重复 加载 10 次,完成分区和合成 CoP 的重复精度和绝对精 度的标定。标定结果显示该系统 CoP 的 X 轴方向重复 精度为 0.4 mm, 绝对精度为 0.3 mm; CoP 的 Y 轴方向 重复精度为 0.6 mm, 绝对精度为 0.5 mm, 该精确度表 明该定制装置满足分布式足底力测量设备的国际共识 指南中的要求^[23]。



图 9 分区 CoP 精确度标定示意图 Fig. 9 Schematic diagram of partitioned CoP accuracy calibration





3 实 验

3.1 站立试验

在当地大学和养老院随机招募了 27 名青年人和 40 名老年人参与站立试验,对患有神经系统疾病、近 期服用酒精或影响平衡系统的药物的受试者进行 排除。

向受试者详细介绍试验方案及注意事项后,左右 脚平行放置,测力台间距200 mm,每位受试者进行一到 两次的适应性测试,熟悉测试方案后,按照双足闭眼站 立(35 s)~双足睁眼站立(35 s)~右足睁眼站立(15 s) 的顺序依次完成试验,重复测试3次,如图11所示,姿 势切换的指令由电脑发出。试验过程中,受试者目视 前方距离2 m 视平线高度的圆形目标物,手臂自然放 在身体两侧。

3.2 参数求解

为了验证站立姿势下足部主要采用 3 个点来进行 动态支撑,并且位置对应于内、外侧纵弓和跖趾关节横 弓的 3 个端点,关键在于两点:1)正常站立时足底 3 个 分区的 CoP 轨迹是一个较小的范围,该范围在足弓端 点区域内;2)在不同稳定性条件下(双足站姿和单足站 姿),分区 CoP 在一个较小的范围内偏移。因此,首先



Fig. 11 Schematic diagram of posture task

计算 6 个分区 CoP 轨迹的 95% 置信圆面积(95% CCA),其次计算分区 CoP 的平均位置 A、B、C 点的坐标 值,并对 3 个站立阶段的 A、B、C 这 3 点的位置偏移进 行求解,前后偏移(Y 轴)大小如图 12 所示,内外侧(X 轴)偏移计算方法同理。考虑到左右足的对称性,仅对 右足数据进行计算。

计算 CoP 轨迹范围的置信圆面积和 CoP 平均位置的具体方法如下:以一个分区为例, x_r 与 y_r 时间序列为测量得到的该区域压力中心的坐标时间序列, N 是纳入分析的数据点的个数,压力中心的平均位置为 x_r 与 y_r 时间序列的算术平均值:

$$x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} x_{T}(i)$$
 (1)

$$y = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} y_{T}(i)$$
 (2)

x = y时间序列为相对于 CoP 平均位置的相对坐标:

$$\overline{x(i)} = x_T(i) - x_A \tag{3}$$

$$\overline{y}(i) = y_T(i) - y_A \tag{4}$$

合成距离(resultant distance, RD)时间序列为每一时刻压力中心到平均压力中心的距离:

$$RD(i) = \sqrt{\overline{x(i)^2 + y(i)^2}}$$
(5)

平均距离(mean distance, MDIST)为 RD 时间序列的 平均值:

$$MDIST = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} RD(i)$$
(6)

CoP的95%置信圆面积(95%CCA)为:

$$95\% CCA = \pi \left(MDIST + z_{0.05} s_{RD} \right)^2$$
(7)

式中:*z*_{0.05} 是*z* 统计量在概率为 0.95 时的值,约为 1.645, *s_{RD}* 是 *RD* 时间序列的标准差:

$$s_{RD} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} RD^{2}(n) - MDIST^{2}}$$
(8)

力传感器

定位基座

 mm^2

 mm^2



Fig. 12 The solution of the position offset of the CoP mean of the partitions

4 结 果

4.1 分区 CoP 轨迹的 95% ACC

考虑到数据不都符合正态分布,数据采用中位数(最 小值~最大值)表示,具体数据见表1,SLCoP-95%ACC、 SMCoP-95%ACC、HPCoP-95%ACC分别定义为SL、SM和 HP的CoP轨迹的95%置信圆面积。从数据结果可知, 在青年人组和老年人组中,3个分区的CoP轨迹的95% ACC表现出单足姿势要大于双足姿势,双足姿势中闭眼 要大于睁眼条件,闭眼下最大中位数出现在HP,青年人 组和老年人组分别为11.05和14.30 mm²,对应置信圆直 径分别为3.75和4.27 mm,相对整个足底来比较,双足 姿势下的CoP轨迹范围呈现点状。单足站姿下,青年人 组和老年人组的SL区CoP轨迹置信圆直径的中位数分 别为6.43和13.11 mm,SM区为11.14和17.03 mm,HP 区为9.53和15.49 mm。

表 1 分区 CoP 轨迹的 95% 置信圆面积 Table 1 The 95% confidence circle area of the CoP trajectories of the partitions

分区 CoP 范围	站立条件 —	青年人		老年人	
		中位数(四分位距)	范围	中位数(四分位距)	范围
SLCoP-95%ACC	双足闭眼	2.39(2.03)	0.63~6.57	4.64(6.44)	0. 72~15. 32
	双足睁眼	1.22(1.60)	0.44~3.04	3.18(2.51)	0.44~6.48
	单足睁眼	32.46(20.31)	4. 22~58. 11	134. 19(103. 70)	16. 71 ~ 272. 94
SMCoP-95%ACC	双足闭眼	6.10(17.78)	0.80~43.05	9.65(16.24)	1. 28~44. 25
	双足睁眼	3.29(4.84)	0.37~11.28	5. 30(6. 40)	0. 73~15. 29
	单足睁眼	97.35(82.62)	27.00~227.46	227.60(38.50)	116. 35 ~ 387. 22
HPCoP-95%ACC	双足闭眼	11.05(8.96)	1.05~21.89	14.30(11.06)	5. 22~29. 60
	双足睁眼	3.51(4.89)	0.58~11.40	9.47(8.32)	0.94~21.14
	单足睁眼	71.28(52.65)	9.07~164.02	188. 39(131. 23)	59. 60~369. 10

4.2 A、B、C 点的位置偏移

对双足闭眼站立、双足睁眼站立、单足睁眼站立3种 姿势稳定性条件下的分区 CoP 轨迹平均位置 A、B、C 点 的 X 轴和 Y 轴上的偏移范围进行统计, X 轴和 Y 轴上的 偏移定义为 AX、BX、CX 和 AY、BY、CY,进行异常值处理 后,数据符合正态分布,采用均值±标准差表示,结果见 表 2。

4.3 A、B、C 点的足底位置比对

从表2可知,A、B、C 点的位置在3种站立条件下的 有一定差异,考虑到双足睁眼状态下的姿势稳定性最好, 属于更常见的姿势状态,所以此处分析该站姿下右足的 A,B,C 点与脚的位置关系,设足长为 FL,分别将 A、B、C 点的纵坐标值换算成 FL 的倍数,具体数值见表3。

表 2 CoP 平均位置 A、B、C 点的位置偏移

Table 2 The position offset of points A, B, and C in

the mean position of CoP

偏移量 -	青年	三人	老年人		
	均值±标准差	范围	均值±标准差	范围	
AX	1.88±0.87	0.74~3.89	2.48±1.34	0.39~5.22	
BX	6.51±2.29	2.86~10.77	6.77±2.34	1. 10~11. 27	
CX	3.98±1.57	1. 52~7. 54	3.22±1.26	1.01~5.43	
$\mathbf{A}Y$	3.37±1.53	1.25~6.85	4.22±2.13	1.00~9.36	
$\mathbf{B}Y$	6.07±3.13	1.90~12.57	5.88±3.21	0.95~13.82	
CY	4.06±1.69	1.34~7.91	3.19±1.37	1.31~5.91	

表 3 CoP 平均位置 A、B、C 点到足跟距离占足长的比值 Table 3 The ratio of the distance from points A, B, and C to the heel to the foot length of the mean CoP

平均	青年	三人	老年人	
位置	均值±标准差	范围	均值±标准差	范围
А	0.63±0.02	0.59~0.67	0.62±0.04	0.55~0.73
В	0.76 ± 0.02	0.72~0.81	0.79±0.03	0.74~0.86
С	0.16±0.02	0. 13~0. 19	0.17±0.02	0.14~0.23

为了比对 A、B、C 点在足底的位置,需要与足部骨骼 解剖结构对照,采用前文重建的三维实体模型进行对比, 从图 13 中可以看出 A、B、C 这 3 点的 Y 轴位置对应于第 5 跖骨头、第 1 跖骨头和跟骨底面凸出处。



图 13 CoP 平均位置与足部骨骼位置比对 Fig. 13 Comparison of CoP mean position and foot bone position

5 结 论

集总力测力台获取的 CoP 信息缺乏与足底结构的对 应关系,在多个解剖点布置力传感器测量方法无法适用 于足部尺寸的个体差异^[24-25],并且不能对足底接触区域 进行完整测量,布置阵列传感器的压力平板本质上没有 结合足部结构进行分区。人类的手足功能在数百万年前 进化分离,产生特有足部功能属性,最为突出的就是人足 包含由足弓结构^[9, 26-29],足弓具备吸收和传递地面反作 用力的能力^[26, 30-31],足弓的三点弯曲加载形成了特有的 足部力学特性和支撑原理^[21]。探讨分析足部生物力学 原理,并依据其进行足底力分区测量是一个合理的思路。 足部解剖结构和医学有限元分析进一步证实了足弓及其 端点是支撑调节中的重要特征,具体分析内外侧纵弓和 跖趾关节横弓及其端点的位置,提出一种基于足弓三向 传递力的三分区分布力测量方法。

通过青年人和老年人的站立试验结果表明,单足站 立下的分区 CoP 轨迹的面积均有大幅度的增加,其中以 SM 区最大,这与第一跖趾关节活动范围大的特点是吻合的,与足部解剖结构比对发现,即使在单足站立下,分区 CoP 轨迹范围依然在足弓支撑端点区域内,表明足底与 支撑地面间的接触面范围很大,但关键的支撑点表现在 足弓的端点处,尤其是双足站立姿态下的分区 CoP 轨迹 的面积大小与足底相比,位置变化很小,可以认为支撑点 是不变的。通过分区 CoP 平均位置来表达三个支撑点, 求解三个具有稳定性差异阶段的支撑点前后和内外侧偏 移大小,主要的位置偏移发生在单足站立阶段,有一定程 度的前移。单足站立姿态下的重心前移与前足有更好的 灵活性有关,需要足趾更多地参与平衡控制,尤其是第一 脚趾。总之,三分区测量分布力方法可以构建一个具有 足底分布力矢量和分区地面反力作用点位置信息的立体 评估模型,能够在足部的力学功能和姿势稳定性评估中 提供新的思路。

参考文献

- [1] JONSSON M, MUNKHAMMAR T, NORRBRAND L, et al. Foot centre of pressure and ground reaction force during quadriceps resistance exercises: A comparison between force plates and a pressure insole system [J]. Journal of Biomechanics, 2019, 87: 206-210.
- [2] TAO J, DONG M, LI L, et al. Real-time pressure mapping smart insole system based on a controllable vertical pore dielectric layer [J]. Microsystems & Nanoengineering, 2020, 6(1):62.
- [3] KLIMIEC E, JASIEWICZ B, PIEKARSKI J, et al. Measuring of foot plantar pressure—possible applications in quantitative analysis of human body mobility [J]. Measurement Science and Technology, 2017, 28(5): 054008.
- [4] TELFER S, BIGHAM J J. The influence of population characteristics and measurement system on barefoot plantar pressures: A systematic review and metaregression analysis [J]. Gait & Posture, 2019, 67: 269-276.
- [5] ZULKIFLISS, LOHWP. A state-of-the-art review of foot pressure [J]. Foot and Ankle Surgery, 2020, 26(1): 25-32.
- [6] LI X, WANG K, WANG Y L, et al. Plantar pressure measurement system based on piezoelectric sensor: A review[J]. Sensor Review, 2022, 42(2): 241-249.
- [7] MORERE C S, SURAZYNSKI L, PEREZ-TABERNERO

A R, et al. MEMS Technology sensors as a more advantageous technique for measuring foot plantar pressure and balance in humans[J]. Journal of Sensors, 2016, 2016.

- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] WEARING S C, HILLS A P, BYRNE N M, et al. The arch index: A measure of flat or fat feet? [J]. Foot & Ankle International, 2004, 25(8): 575-581.
- [11] 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.
- [12] KRAMER P A, LAUTZENHEISER S G. Foot morphology influences the change in arch index between standing and walking conditions [J]. Anat Rec (Hoboken), 2022,305(11):3254-3262.
- [13] LEAL-JUNIOR A G, DÍAZ C R, MARQUES C, et al.
 3D-printed POF insole: Development and applications of a low-cost, highly customizable device for plantar pressure and ground reaction forces monitoring [J].
 Optics & Laser Technology, 2019, 116: 256-264.
- [14] ARACHCHIGE S N K K, CHANDER H, KNIGHT A. Flatfeet: Biomechanical implications, assessment and management[J]. The Foot, 2019, 38: 81-85.
- [15] CHEN B, MA X, XIAO F, et al. Arch index measurement method based on plantar distributed force[J]. Journal of Biomechanics, 2022, 144: 111326.
- [16] CHEN B, MA X, DONG R, et al. Postural stability assessment method and its validation based on plantar three-partition distributed force measurement [J]. Measurement, 2022, 203: 111940.
- [17] KAPANDI I. Physiology of the joints E-Book: Volume 2 lower limb[M]. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [18] SALATHE E P, ARANGIO G A. A biomechanical model

of the foot: The role of muscles, tendons, and ligaments[J]. J. Biomech. Eng., 2002, 124 (3): 281-287.

- [19] ARANGIO G A, SALATHE E P. A biomechanical analysis of posterior tibial tendon dysfunction, medial displacement calcaneal osteotomy and flexor digitorum longus transfer in adult acquired flat foot [J]. Clinical Biomechanics, 2009, 24(4): 385-390.
- [20] 金乾坤,何盛为,何飞熊,等. 足踝部三维有限元仿真 模型的构建及验证[J]. 中国数字医学, 2016, 11(4): 83-86.
 - JIN Q K, HE SH W, HE F X, et al. Construction and verification of 3D finite element simulation model of ankle and foot [J]. China Digital Medicine, 2016, 11(4): 83-86.
- [21] CHEN T L, WONG D W, WANG Y, et al. Foot arch deformation and plantar fascia loading during running with rearfoot strike and forefoot strike: A dynamic finite element analysis [J]. Journal of Biomechanics, 2019, 83: 260-272.
- [22] CHEUNG J T, ZHANG M. Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method [J]. Med Eng Phys, 2008, 30(3): 269-277.
- [23] GIACOMOZZI C, KEIJSERS N, PATAKY T, et al. International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: Technical requirements and performance[J]. 2012, 48(3): 259-271.
- [24] SAIDANI S, HADDAD R, MEZGHANI N, et al. A survey on smart shoe insole systems [C]. 2018 International Conference on Smart Communications and Networking (SmartNets), IEEE, 2018: 1-6.
- [25] CLAVERIE L, ILLE A, MORETTO P. Discrete sensors distribution for accurate plantar pressure analyses [J].
 Medical Engineering & Physics, 2016, 38 (12): 1489-1494.
- [26] 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.
- [27] HOLOWKA N B, O'NEILL M C, THOMPSON N E, et al. Chimpanzee and human midfoot motion during bipedal walking and the evolution of the longitudinal arch

of the foot[J]. Journal of Human Evolution, 2017, 104: 23-31.

- [28] 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):3679.
- [29] 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]. 医用生物力学, 2022, 37(6): 1165-1170.

BAI X T, HUO H F. Changing law of foot arch and mechanism of foot function transformation in support phase during walking [J]. Journal of Medical Biomechanics, 2022, 37(6):1165-1170.

- [30] KER R F, BENNETT M B, BIBBY S R, et al. The spring in the arch of the human foot[J]. Nature, 1987, 325(6100): 147-149.
- [31] 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.

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: Chenbaoliang1104@163.com

Chen Baoliang is a Ph. D. candidate with

the School of Mechanical Engineering at Hefei

University of Technology. His main research interest is rehabilitation training robot.



王勇(通信作者),2008 年获得合肥工 业大学机械与汽车工程学院博士学位,现为 合肥工业大学机械工程学院教授,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 at Hefei University of Technology in 2008. Now he is a professor with the School of Mechanical Engineering at Hefei University of Technology. His main research interests include mechanical design, sensing and measuring technology, and service robot.