

## 使用硅胶足垫分解足底压力的研究\*

徐晴岩<sup>1</sup> 周大伟<sup>1</sup> 李立峰<sup>2</sup> 陆 铭<sup>3</sup> 魏 丽<sup>3</sup>

**摘要** 目的:了解硅胶足垫在足部护理中的作用。方法:用生物力学分析方法,测试男性正常足动、静态下足底受力情况。受测者穿着运动鞋,对比鞋内无硅胶垫和有硅胶垫两种情况下的受力数据,分析正常足底受力特征。结果:硅胶垫可降低足底大部分区域的受力,缩短足底受压时间。其中第一跖骨压强降低比率最大(正常步速为68.6%,快速走为71.5%),第一跖骨的受压时间缩短最明显(正常步速时缩短了0.38s,快速走时缩短了0.37s)。结论:硅胶足垫可以有效地分解足底受力,避免足部遭受应力性疾患。

**关键词** 生物力学分析; 硅胶; 正常足; 分解压力

**中图分类号**:R496 **文献标识码**:B **文章编号**:1001-1242(2007)-08-0736-03

有机硅材料在足部护理产品中有着重要的作用,它无毒、无味、生理惰性、对杀菌剂稳定,可以选择不同的硫化温度(比如室温或高温硫化),通过交联体系的选择、填料的选择,与基础聚合物配合使用,可以得到尺寸稳定、精密度高、表面光洁等特点的有机硅材料。本研究用操作简单、参数具体客观、科学性强的足底压力测定方法<sup>[1-3]</sup>、Karakostas方法<sup>[4]</sup>对比分析有机硅足垫在正常人行走中的作用与表现特征。

## 1 实验部分

### 1.1 实验设计

以足底没有病变的正常人作为测试对象。测试对象穿慢跑鞋,在鞋内有全脚硅胶垫及无垫两类情况下,分别测试静态、正常步速和快走状态下足底受力情况。

### 1.2 实验条件

**1.2.1 仪器设备**:德国Novel压力测试系统、信号接收系统、数据分析系统。

**1.2.2 测试对象**:足底无病变,自然站立时其足底各点压力在正常值范围内正常人10名,均为男性,平均年龄26.2岁,平均身高176.3cm,平均体重65.2kg。

**1.2.3 测试场地**:长6m、宽4m平坦复合地板地面的生物力学实验室,室内温度25℃。

**1.2.4 有机硅胶垫性状**:硬度:10A(邵氏);拉伸强度:3.5mPa;撕裂强度:10kN/m;伸长率:634%。

### 1.3 实验方法

**1.3.1** 根据条件选定受测者。在受测者了解测试目的前提下,穿着慢跑鞋进行测试。

**1.3.2** 测试对象在穿着全脚硅胶垫、不穿着垫两种情况下,在自然站立、正常步速和快走三种状态时,分别测试足底各点压力值,每种状态下平行测试3次。

**1.3.3** 足底压力共测6个点,分别为跟骨、第二跖骨、第五跖骨、第一跖骨、外侧纵弓、内侧纵弓。

### 1.4 数据处理方法

首先将每个测试者在两种情况,几种步速中分别测得的3次平行数据取平均值,最后再将所有测试者各类数据取平均值,得到最后结果。对各点测试结果进行*t*检验。

## 2 结果与讨论

### 2.1 受测者自然站立状态的测试结果与分析

测试对象在自然站立状态下,站立1s,得到的足底各点受力情况如图1所示。

图1是3个受测者3次平行测试后(均站立1s)取得的平均值。可见足部跟骨受力最大,3个跖骨受力仅次于跟骨,外侧纵弓也有受力,构成足部主要受力区域,内侧纵弓受力最小,呈现正常足特征<sup>[4]</sup>。

从图2的受力对比图可以看出,在站立状态,硅胶整垫降低了跟骨、第二跖骨、第五及第一跖骨的受力,与McPoil研究相近<sup>[5]</sup>。其中第二跖骨的降低幅度达到了76%,跟骨为60.4%,第五跖骨为46%,第一跖骨为39%。穿着硅胶整垫时,内、外侧纵弓的受力变大了,尤其是内侧纵弓,压力增加较大,达到了27倍,外侧纵弓所受压力提高了1.23倍。这说明穿着硅胶整垫时,硅胶垫对足底实现了全接触,增大了内、外侧纵弓的受力面积,从而分散了脚趾及足跟这前后两个受力区域的压力,使整个脚掌受力趋于平均,可避免足部受到过于集中的应力而出现损伤。另外由于硅胶垫是弹性体,足部在受压时延长了受压时间,起到缓冲作用,可减少损伤,在一定程度上保护了足部健康。

### 2.2 受测者正常步速及快速行走时测试结果与分析

**2.2.1 两种步速下足底各测试点结果的整体分析**:见图3—4。由实测结果可见:正常步速一个步态周期时间为1.17s,其中站立期为0.7s,大概占整个步态周期的60%;快速走时一个步态周期时间为1s,其中站立期为0.6s,也占整个步态周期的60%。由图3可以看到正常步速时足底压强变化有以下特征:①在站立期初,足跟受力最大,直到站立期的57%时(即0.4s时),第一、二、五跖骨的受力开始大于跟骨受力。②在一个步态周期中,足底压力出现了双峰,与Ekaterina的经典双峰相符<sup>[6]</sup>。③外侧纵弓、第一、二、五跖骨有双峰出现。这说明在运动中外侧纵弓、第一、二、五跖骨有两个受力峰值点,它们第一个峰值点与跟骨受力峰值出现在同一时间,此

\* 基金项目:科技部社会公益专项基金资助项目(2005DIB5J230)

1 中国假肢矫形技术学校,北京市东燕郊开发区燕灵路2号,065201

2 国家康复辅具中心

3 北京橡胶工业研究设计院

作者简介:徐晴岩,女,工程师

收稿日期:2006-11-10

时它们共同承受身体重力。在站立后期 57%以后, 主要由第一、二、五跖骨来承受体重, 在站立期的 78.6%时, 这三个受力点达到最大值。图 4 中, 即有硅胶垫的情况下, 一个步态周期内, 内侧纵弓出现了较明显的双峰, 第一、二、五跖骨较图 3 相比第一压强峰值不明显, 但在足跟离地后的受压峰值处, 各点压强相近, 没有局部受压较大现象。可见硅胶在平均足底受力中有较明显的作用。

**2.2.2 各点测试结果与分析:**由图 5 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ): 正常步速加硅胶垫后, 足跟处最大压强值降低 9%, 小于 Folman 的最大可降低至 1/3 的研究结果<sup>[7]</sup>。快速行走足跟处受到压强明显大于正常步速实测值, 穿着硅胶垫后压强降低 29%, 与 Folman 研究结果相近<sup>[7]</sup>, 压强降低效果较明显。最大峰值点前移应该是两次测量步形不能完全一致的原因, 但压强降低效果可明显看到。这是因为硅胶弹性体在足跟对其产生压力时发生了形变, 增大了受力面积, 减少了压强, 也延长了力对足跟的作用时间, 起到了缓冲作用。正常步态周期中足跟处总体有压强时间由 0.7s 减少到了 0.44s, 快速行走时则由 0.6s 减至 0.41s。

由图 6 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ): 正常步速及快速行走时, 内侧纵弓压强值均有双峰, 在加了硅胶垫后, 双峰更加明显, 并且正常步速时在第一个受力峰值处内侧纵弓压强增大 66%。快速走时, 第一受压峰值处压强则增大 19.0%。这是硅胶垫与内侧纵弓接触, 提供了一个支撑内侧纵弓的面, 使内侧纵弓也与其他各点一起参与了受力。正常步速下内侧纵弓总体有压力时间由 0.7 缩短为 0.45s, 快速走则由 0.6s 缩短为 0.4s。从图 6 上看, 有硅胶垫时内侧纵

弓最大点处的压强值为 9.8611kPa, 测试对象穿着硅胶整垫行走 1 个月内未见不适, 这说明正常足内侧纵弓是可以承受一定压力的。

由图 7 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ): 穿着硅胶垫后, 外侧纵弓的压强值下降较明显。正常步速下两个压强峰值处, 外侧纵弓压强分别减小了 43.3%、74.2%; 快速走时, 第一个压强峰值对比明显, 降低 42%。正常步速外侧纵弓有压强时间由 0.7s 缩短为 0.4s, 快速走时则由 0.6s 缩短为 0.24s。降低了足底负担。

由图 8 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ), 穿着硅胶垫后: 两种步速下, 第一跖骨第一峰值没有再现, 均表现为零压强。第二峰值处, 正常步速时压强降低了 68.6%, 有压强显示时间由 0.7s 缩短为 0.32s; 快速走时压强降低了 71.5%, 有压强时间由 0.6s 缩短为 0.23s。

由图 9 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ): 第二跖骨处在穿着硅胶垫后: 均未出现相应第一个压强峰值, 压强实测值为零。第二个压强峰值处, 穿着硅胶垫后, 正常步速下压强降低 46.3%, 有压强时间由 0.63s 减至 0.34s; 快速走压强降低 60.2%, 有压强时间缩减至 0.25s。可见压强降低效果非常明显。

由图 10 分析( $t$  检验: 正常步速  $P<0.01$ , 快速  $P<0.01$ ): 第五跖骨处穿着硅胶垫后: 正常步速时第一压强峰值较未穿着垫时降低 89.9%, 第二个压强峰值降低 32.0%, 有压强时间由 0.7s 降至 0.486s。快速走时穿着硅胶垫的第一峰值不明显, 第二峰值处降低 70.6%, 有压强时间降低至 0.35s。

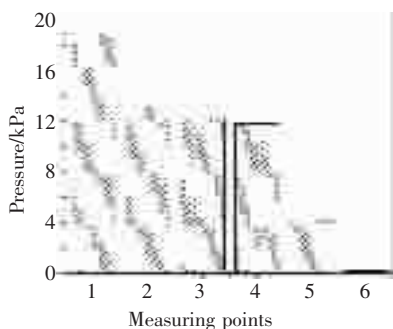


图 1 站立各点压强

1.跟骨;2.第二跖骨;3.第五跖骨;4.第一跖骨;5.外侧纵弓;6.内侧纵弓

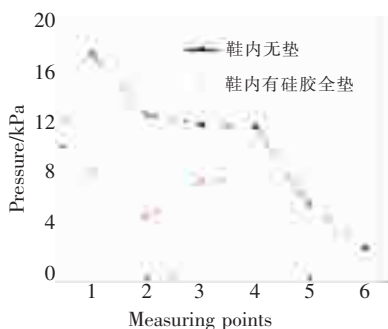


图 2 站立压强对比图

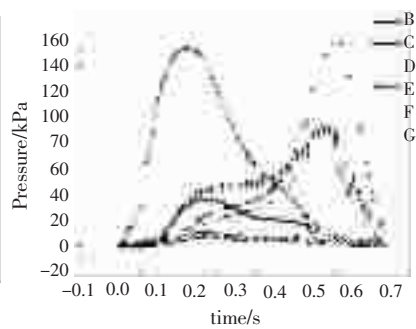


图 3 正常步速无硅胶垫各点压强变化

B: 第二跖骨, C: 外侧纵弓, D: 内侧纵弓, E: 跟骨, F: 第五跖骨, G: 第一跖骨

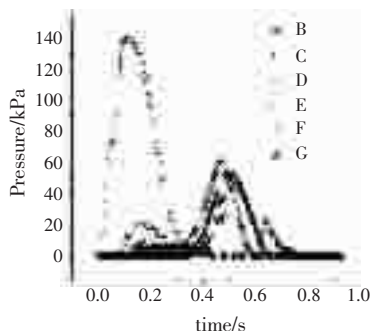


图 4 正常步速有硅胶垫各点压强变化

B: 第二跖骨, C: 外侧纵弓, D: 内侧纵弓, E: 跟骨, F: 第五跖骨, G: 第一跖骨

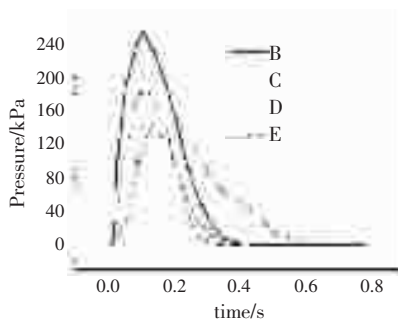


图 5 足跟压强对比

B 运动鞋内无垫正常步速; C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速; D 运动鞋内无垫快速走步速; E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

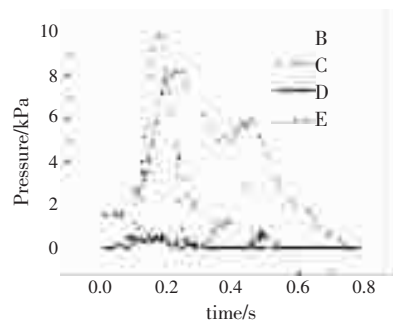


图 6 内侧纵弓压强对比

B 运动鞋内无垫正常步速; C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速; D 运动鞋内无垫快速走步速; E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

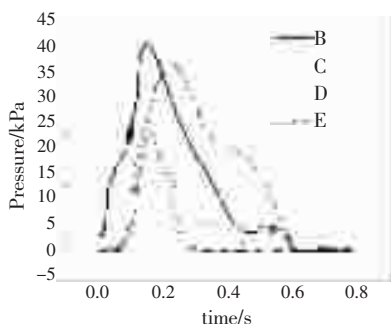


图7 外侧纵弓压强对比图

B 运动鞋内无垫正常步速;C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速;D 运动鞋内无垫快速走步速;E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

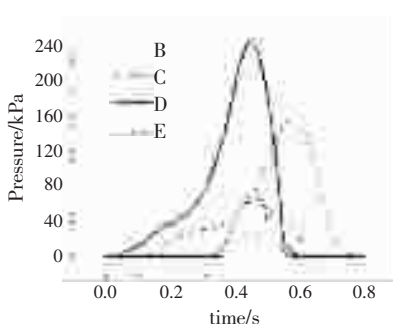


图8 第一跖骨压强对比图

B 运动鞋内无垫正常步速;C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速;D 运动鞋内无垫快速走步速;E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

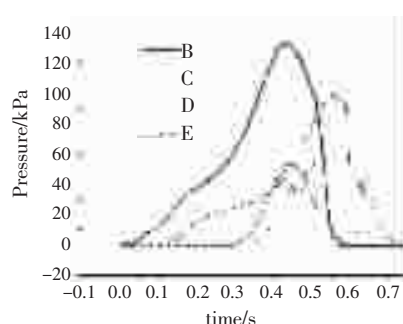


图9 第二跖骨压强对比图

B 运动鞋内无垫正常步速;C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速;D 运动鞋内无垫快速走步速;E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

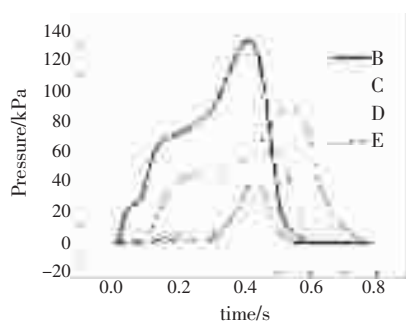


图10 第五跖骨压强对比图

B 运动鞋内无垫正常步速;C 运动鞋内加硅胶整垫正常步速;D 运动鞋内无垫快速走步速;E 运动鞋内加硅胶整垫快速走步速

2.3 硅胶垫在两种步速下的压强降低比率及测试点承受压强缩短时间情况

见表1—2。

表1 压强降低比率排序表 (%)

测试点	正常步速	快速走步态
第一跖骨	68.6	71.5
第五跖骨	60.995	70.6
外侧纵弓	58.75	42
第二跖骨	46.3	60.2
跟骨	9	29
内侧纵弓	-66	-19

表2 测试点承受压强缩短时间排序表 (s)

测试点	正常步速	快速走步态
第一跖骨	0.38	0.37
外侧纵弓	0.3	0.36
第二跖骨	0.29	0.25
跟骨	0.26	0.20
内侧纵弓	0.25	0.2
第五跖骨	0.214	0.18

由表1可见,穿着硅胶垫后,无论是正常步速还是快速行走步速,除内侧纵弓外,各测试点的压强值均得到了明显降低。其中第一跖骨压强降低比率最大,由此可见穿着硅胶垫对预防足部拇外翻和辅助拇外翻术后恢复会有一些的作用。第五跖骨压强降低比率其次。跟骨压强降低比率位列第五,跟骨虽降低比率较小,但由于跟骨所受压强较大,因此压强降低绝对值并不小。

在表1中,唯有内侧纵弓压强值不降反升了,这是硅胶垫的另一作用,实现了足底与垫的全接触,一定程度上减少了足底其他各点受力。

在表2中,在穿着硅胶垫后,足底各测力点有压强值时间均缩短了,硅胶的缓冲功能发挥了作用,分解了足底所受压力,这一点在糖尿病患者治疗中有重要作用<sup>[8-9]</sup>。所以,硅胶足垫可有效分解人体足底所受压力,减少患者的疼痛和不适<sup>[10]</sup>,也减少足底受压时间,缓解了足部负担,因此,在人们生活和劳动中,适当使用硅胶垫可以在一定程度上减轻行走中体重、冲击负荷对足底的损伤,从而避免足部疾患。

参考文献

- [1] Cobb J,Claremont DJ.Transducers for foot pressure measurement: survey of recent development [J].Med Boil Engcom-put,1995,33(6):525—533.
- [2] Hau P,David G,Carolyn H,et al.Screening techniques to identify people at high risk for diabeti foot ulceration [J].Diabetes Care, 2000,23:606—611.
- [3] Karakostas T, Hsiang SM, Sarantopoulos C, et al. Dynamic loading performance of fasciocutaneous flaps and implications for gait[J]. Clin Biomech(Bristol,Avon),2007,22(4): 478—485.
- [4] 温建民,胡海威.拇外翻合并第二跖骨头下疼痛的生物力学定量研究[J].中华骨科杂志,2006,26(2):95—99.
- [5] Mc Poil T.Effects of insole material on force and planta pressures during walking [J].Journal of the American Paediatric Medical Association,1992,82(8):412—416.
- [6] Titianova EB, Mateev PS, Tarkka IM. Footprint analysis of gait using a pressure sensor system [J].J Electromyogr Kinesiol, 2004,14(2):275—281.
- [7] Yoram Folman, Joseph Wosk.Attenuation of spinal transients at heel strike using viscoelastic heel insoles: an in vivo study[J]. Preventive Medicine,2004,39: 351—354.
- [8] McGuire JB. Pressure redistribution strategies for the diabetic or at-risk foot: part I [J]. Advances in Skin & Wound Care, 2006, 19(4):213—221.
- [9] McGuire JB. Pressure redistribution strategies for the diabetic or at-risk foot: part II [J].Advances in Skin & Wound Care, 2006:19(5): 270—277.
- [10] Hetsroni I, Nyska M, Ayalon M. Plantar pressure distribution in patients with Muller -weiss disease [J].Foot Ankle Int, 2007,28(2):237—241.