

文章编号:1004-7220(2011)04-0299-06

日常运动时足底压力实时检测方法研究

杨 阳, 蒲 放, 钱雅君, 任程平, 李淑宇, 李德玉, 樊瑜波
(北京航空航天大学 生物与医学工程学院, 生物力学与力生物学教育部重点实验室, 北京 100191)

摘要: **目的** 基于进行足底压力日常运动负荷监测的需求, 研究一种通过少量传感器对日常运动时总足底压力进行实时检测的有效方法。**方法** 通过 Pedar-X 足底压力测试系统采集 10 名受试者完成 5 种典型日常运动(原地跳跃、行走、慢跑、上楼和下楼)时的足底压力数据。随后, 使用逐步线性回归对 Pedar-X 的 99 个传感器的压强数据进行分析, 根据偏 F 检验的显著性, 由高到低逐个引入关键位置的压强值, 直到再引入 1 个后, 各位置的压强值间出现严重多重共线性, 以此分别得到 5 个在 5 种运动中基于少量测试点数据实时计算总足底压力的模型。然后, 以 Pedar-X 系统测量得到的另外 4 名受试者完成 5 种单项运动和由 5 种运动组合的连续运动时的足底压力数据为实测值, 对 5 个回归模型进行验证和比较。**结果** 无论是单项还是连续日常运动, 采用 5 种运动回归模型估测的自身运动时的总足底压力均与 Pedar-X 系统的实测值相近, 采用行走运动回归模型估测的各种运动时的总足底压力也均与 Pedar-X 系统的实测值相近, 而且两种估测方法的结果之间也无显著差异。**结论** 利用 5 个分别置于拇趾、第 2 跖骨、第 3 跖骨、足跟内侧、足跟外侧的压力传感器和行走运动的足底压力回归模型就可对日常运动下的总足底压力进行有效检测。

关键词: 运动负荷; 足底压力; 回归分析; 步态; 生物力学

中图分类号: R 318.01, G 804.6, R 496 **文献标志码:** A

Real-time plantar pressure measurement for monitoring exercise load in daily life activities

YANG Yang, PU Fang, QIAN Ya-jun, REN Lü-ping, LI Shu-yu, LI De-yu, FAN Yu-bo (Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100191, China)

Abstract: Objective To monitor the exercise load in daily life activities, a reliable method to estimate the real-time plantar pressure based only on a few sensors was presented. **Methods** Pedar-X pressure insoles were applied to collect plantar pressures from 10 healthy young adults performing 5 typical motions (vertical jump-landing, level walking, level running, stair ascending and stair descending). Stepwise linear regression was performed to reconstruct a mathematic model of calculating the foot force for each style of the motion based on 99 individual pressure data. Then these models were validated by comparing the plantar pressures measured by Pedar-X system and the estimated values by these models when other 4 subjects conducted the same 5 motions and the continuous motion composed of the 5 motions. **Results** Regardless of the single motion or continuous motion, the foot force calculated by each model for each motion, as well as that calculated by level walking model for each motion were almost the same as the data measured by Pedar-X system. In addition, there was no significant difference between the estimated values by each motion model and level walking model. **Conclusions** The foot force in daily life activities can be monitored effectively by level walking model with only 5 pressure sensors placed under T1, M2, M3, HM and HL region of the foot.

Key words: Exercise load; Plantar pressure; Regression analysis; Gait; Biomechanics

收稿日期:2011-07-01; 修回日期:2011-07-20

基金项目:微软亚洲研究院高校合作项目,中央高校基本科研业务费专项。

通讯作者:李德玉,博士研究生导师, Tel:(010)82339093; E-mail:deyuli@buaa.edu.cn。

适量的运动负荷对维持人体健康具有重要作用,但过度的运动负荷不仅会使人疲劳,甚至还可能引发不同程度损伤^[1]。因此,对日常运动负荷进行持续监测并进行预警具有重要意义。运动负荷可通过能量消耗进行评估^[2],但直接测量散发热量或呼吸熵来获取运动能量消耗的方法过程复杂、成本高,不适合作为日常检测手段^[1-2]。步态参数与能量消耗间有较强的相关性^[3-4]。一些研究者试图通过计步器和加速度计等设备监测步态参数来间接评估能量消耗,但由于这些设备所表达的步态参数不全面,难以区分不同运动状态,故检测精度不高^[5-6]。

足底压力可比较准确地分析运动过程中的步态参数,因此是基于步态参数进行运动负荷评价的重要依据。Footscan insole、Pedar-X 等鞋垫式足底压力测试装置因其可穿戴、不受测试场所限制、精度较高等优点,已经成为实时监测不同运动状态下足底压力分布的重要设备;但这些装置需要大量传感器,价格昂贵,很难用于日常运动的监测。一些研究探讨了在鞋底内置少量传感器来实时监测足底压力的可能性^[7-9],但这些研究中传感器大小、安放位置和数目等参数的选择一般基于设计者的主观经验。Fong 等^[10]利用逐步线性回归的方法建立了传感器数目、位置与运动过程中地面反力之间的关系,发现仅需在跖骨和足跟各放2个传感器就可对行走时的地面反力进行有效检测。但他们的研究仅对匀速行走进行了分析,没有讨论这种布置对日常生活中跑、跳、上楼、下楼等运动,以及这些运动组合的连续运动是否均适用。

本文将根据 Fong 等^[10]提出的方法,采用逐步线性回归研究传感器数目、位置与不同运动中总足底压力之间的关系,建立利用少量传感器对不同日常运动状态下足底压力进行有效测量的方法,为研发日常运动负荷监测系统提供支持。

1 方法

1.1 实验对象

14名22~26岁健康学生志愿参与本次实验。受试者随机分为实验组(10名)和验证组(4名)。受试者基本情况见表1,独立样本 t 检验表明两组受试者各项情况均无差异。

表1 受试者基本情况($\bar{x} \pm s$)

Tab. 1 Basic information of the subjects

| | 年龄/岁 | 身高/cm | 体重/kg | 足长/cm |
|-----|------------|-------------|-------------|------------|
| 实验组 | 23.2 ± 1.2 | 170.0 ± 7.2 | 65.0 ± 13.7 | 25.0 ± 1.1 |
| 验证组 | 23.6 ± 1.8 | 173.0 ± 8.8 | 66.4 ± 10.9 | 25.3 ± 1.3 |

1.2 实验装置

实验采用德国 Novel 公司的 Pedar-X 鞋垫式足底压力测试系统来进行不同运动状态下足底压力的实时采集。该系统采样频率可达 100 Hz,有多个鞋码可适合不同足长的受试者进行测试,不同鞋码的鞋垫均包含 99 个传感器,所采集的数据可通过蓝牙无线实时传输到分析系统中。

1.3 实验内容

所有受试者根据足长选择并穿戴合适的平底鞋和测力鞋垫,调整舒适并适应后进行相应的运动测试。测力鞋垫的采样频率选择 100 Hz。

测试内容包括原地跳跃、行走、慢跑、上楼和下楼 5 种常见日常运动。运动项目的测试顺序随机,每个项目均需成功测试 3 次。原地跳跃每次测试都要求受试者连续完成 5 遍动作;行走和慢跑测试的测试距离分别为 10 m 和 20 m;上、下楼测试的楼梯有 14 个台阶,台阶宽度足够受试者平放下整只足,测试中要求受试者每步只能上或下 1 个台阶。测试过程按受试者平时的运动速度进行所有测试。

验证组的受试者除完成上述测试外,还需完成 3 次由上述 5 种运动项目组合的连续运动。运动项目依次是原地跳跃 5 次,行走 10 m,慢跑 20 m,下楼梯和上楼梯(均包含 14 个台阶)。

1.4 数据处理

1.4.1 建立不同运动中基于少量测试点的数据实时计算总足底压力的模型 根据 Fong 等^[10]提出的方法,按运动项目将实验组 10 名受试者 3 次同种测试的左、右脚数据进行分类集中,然后进行回归分析。

首先由 Pedar-X 测力鞋垫 99 个传感器测得的压强值 P_1, P_2, \dots, P_{99} (kPa) 和每个传感器的面积 S_1, S_2, \dots, S_{99} (mm^2) 计算出不同时刻的总足底压力 F 。接着对 5 种运动分别把总足底压力 F 作为因变量,99 个区域的压强 P_i 作为自变量,利用 SPSS 13.0 软件中的逐步线性回归分析进行数据分析。

根据偏 F 检验的显著性,由高到低逐个引入关键位置的压强值,直到再引入 1 个后,各位置的压强值间出现严重多重共线性($VIF > 5$, VIF 是方差膨胀因子)停止。这样就得到了 5 种不同运动下基于少量测试点的数据实时计算总足底压力 F 的线性回归模型。

1.4.2 不同运动状态回归模型的有效性验证 首先从验证组 4 位受试者 5 种运动项目的 3 次成功测试数据中,左、右脚各选一个完整周期(从一只脚足跟触地开始到下一次足跟触地结束)。将 Pedar-X 系统 99 个传感器获得的所选周期内不同时刻总足底压力作为实测值,将上述方法建立的不同运动回归模型计算所得到的对应时刻总足底压力值与之比较,计算相关系数(R)和均方根误差($RMSE$),以此评价回归模型的有效性。考虑到不同受试者不同运动项目的峰值压力(PF)会有明显差异,选用 $RMSE$ 与每个运动周期中 PF 的比值($RMSE/PF$)来代表模型计算的误差程度。 R 值越接近 1, $RMSE/PF$ 值越小,模型计算的结果越接近实测值。对于连续日常运动,首先辨识测试过程中的运动状态,然后对不同运动状态分别采用该运动自身回归模型计算总足底压力,与实测值比较得到整个测试阶段总的 R 和 $RMSE/PF$ 。对于每种运动项目的两个数据指标,分别先按每名受试者的 6 个数据平均后,再对 4 名受试者平均。所有数据用平均值 \pm 标准差($\bar{x} \pm s$)表示。

1.4.3 基于行走状态回归模型计算其他运动状态下足底压力的有效性分析 对日常运动下足底压力实时检测,如果不同运动时足底压力要选用不同模型来计算,这就需要在计算前对运动状态准确辨识。若只用一个模型就可对日常运动下的足底压力进行计算,并能保证精确度与自身运动回归模型的计算结果相当,则将大大简化系统的设计。由于行走是最频繁的日常工作,本文将分析采用该状态下的回归模型来计算其他运动状态足底压力的有效性。

对跳跃、慢跑、上楼和下楼 4 种单项运动和连续日常运动,利用行走的回归模型计算总足底压力,与实测值比较得到 R 和 $RMSE/PF$ 。数据按上述处理,同样用平均值 \pm 标准差($\bar{x} \pm s$)表示。利用 SPSS 13.0 软件中的独立样本 t 检验对不同运动项目中由自身回归模型和行走回归模型得到的 R 和 $RMSE/PF$ 的

差异性进行分析,显著性水平定为 0.05。

2 结果

2.1 实时计算不同运动中总足底压力的模型

由回归方法得到的不同运动中基于少量测试点数据实时计算总足底压力的模型如表 2 所示,从校正 R^2 的值可知所有回归方程的拟合程度良好。

表 2 5 种常见日常运动获得的计算总足底压力回归模型
 Tab. 2 Results of regression analysis for five typical daily life activities

| 运动项目 | 总足底压力回归方程 | 关键位置所在足部分区 | 校正 R^2 |
|------|---|--------------------|----------|
| 原地跳跃 | $F = 1.851 + 1.783P_{71} + 1.949P_{15} + 0.878P_{90} + 2.197P_{61} + 1.022P_4$ | M2, HM, T1, M5, HL | 0.970 |
| 行走 | $F = 6.679 + 1.377P_{73} + 2.253P_{17} + 1.219P_{78} + 1.117P_1 + 0.492P_{96}$ | M3, HL, M2, HM, T1 | 0.967 |
| 慢跑 | $F = 2.582 + 2.141P_{66} + 1.386P_{14} + 1.560P_{78} + 1.965P_{18} + 0.758P_{96}$ | M3, HM, M2, HL, T1 | 0.983 |
| 上楼 | $F = 11.783 + 2.481P_{65} + 2.891P_{14} + 1.697P_{80}$ | M2, HM, M3 | 0.944 |
| 下楼 | $F = 12.040 + 1.644P_{71} + 2.668P_{16} + 1.200P_{73}$ | M2, HM, M3 | 0.958 |

注:(1)力(F)的单位是 N,压强(P)的单位是 kPa, P_x 代表第 x 个传感器的压强值。(2)足部共分为 10 个区,分别是足跟内侧(HM),足跟外侧(HL),中足(MF),第 1 至第 5 跖骨(M1, ..., M5),拇趾(T1)和其余脚趾(T2~5)

图 1 显示了实时检测不同运动状态下足底压力所需传感器的位置。位于 HM 和 M2 内的关键位置在所有回归方程中均需要,位于 HL、M3 和 T1 内关键位置也出现多次,说明这些区域的确是检测足底压力的关键位置所在区域。

2.2 不同运动回归模型计算自身运动足底压力的有效性

图 2 为 1 名受试者分别完成 5 种单项目日常运动和由该 5 种运动组合的连续运动时,由自身运动回归模型计算得到的一个运动周期内和整个测试过程中的总足底压力变化曲线(实线),以及由 Pedar-X 系统直接测得的总足底压力变化曲线(点线),两曲线的趋势和幅度都相似。其他受试者的曲线与该受试者类似。

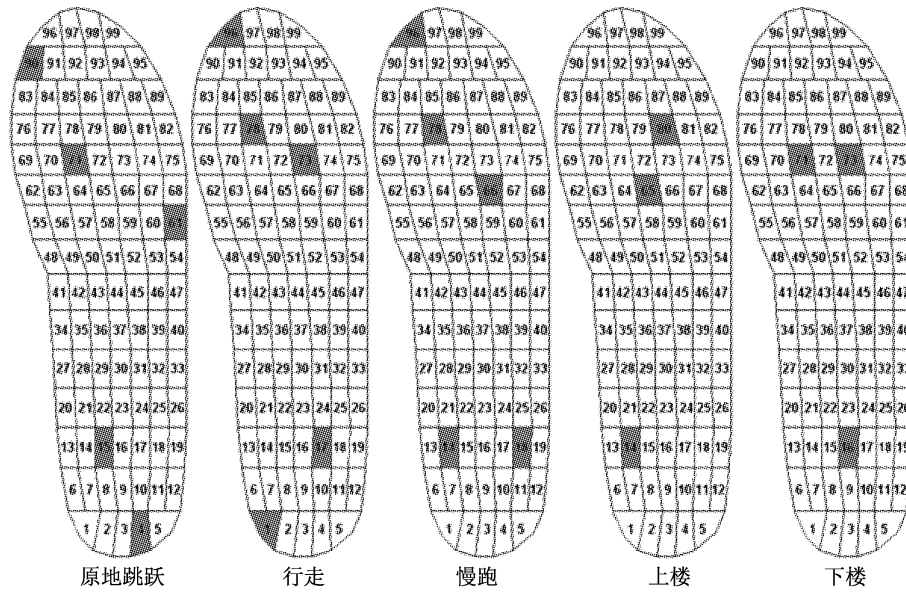


图1 不同运动回归模型所需传感器在右脚位置(灰色区域)

Fig.1 Location of the sensors (in right foot) required in different models (in grey)

表3列出了验证组4名受试者由不同运动回归模型得到的计算值与由Pedar-X系统直接得到的实测值比较得到的R平均值及RMSE/PF平均值。从表3可以看出,每种运动的平均数据R > 0.98和RMSE/PF < 10%。因此,本文所提出的5种日常运动模型均可有效获得该运动下的总足底压力曲线,并且对于计算连续日常运动的总足底压力也是适用的。

表3 利用自身运动模型计算典型日常运动下总足底压力与实测值比较的结果

Tab.3 Accuracy of the foot force estimation from each motion model in different daily life activities

| 运动项目 | R | RMSE/PF |
|------|---------------|--------------|
| 原地跳跃 | 0.981 ± 0.018 | 5.28 ± 2.19% |
| 行走 | 0.990 ± 0.003 | 8.56 ± 3.37% |
| 慢跑 | 0.996 ± 0.002 | 5.71 ± 2.20% |
| 上楼 | 0.994 ± 0.002 | 8.21 ± 3.25% |
| 下楼 | 0.990 ± 0.006 | 7.97 ± 0.90% |
| 连续运动 | 0.985 ± 0.003 | 5.42 ± 1.79% |

2.3 利用行走回归模型计算其他运动足底压力的有效性

图2虚线显示了由行走回归模型计算得到的跳

跃、慢跑、上楼、下楼单项运动一个运动周期内和连续运动整个测试过程中的足底压力曲线。由图2可知,该曲线与自身运动回归模型计算得到的足底压力曲线(实线),以及Pedar-X系统直接测量得到的足底压力曲线(点线)的趋势和幅度都比较相近。但是在运动周期的峰值压力处,自身模型的结果一般大于实测值,而行走模型的结果一般是小于实测值,在峰值压力较大的跑跳运动中更明显。

由4名验证组受试者每种运动的平均数据R > 0.96和RMSE/PF < 10%(见表4),可知行走回归模型对单项和多种连续日常运动的计算精确度也较好。比较两种模型的计算结果可以得到,由自身运动模型计算的结果略精确,表现为R更接近1,

表4 利用行走模型计算其他日常运动下总足底压力与实测值比较的结果

Tab.4 Accuracy of the foot force estimation from level walking model in different daily life activities

| 运动项目 | R | RMSE/PF |
|------|---------------|--------------|
| 原地跳跃 | 0.967 ± 0.016 | 8.63 ± 1.76% |
| 慢跑 | 0.993 ± 0.002 | 8.62 ± 3.20% |
| 上楼 | 0.993 ± 0.002 | 9.42 ± 4.87% |
| 下楼 | 0.994 ± 0.001 | 9.42 ± 5.18% |
| 连续运动 | 0.985 ± 0.004 | 7.26 ± 3.20% |

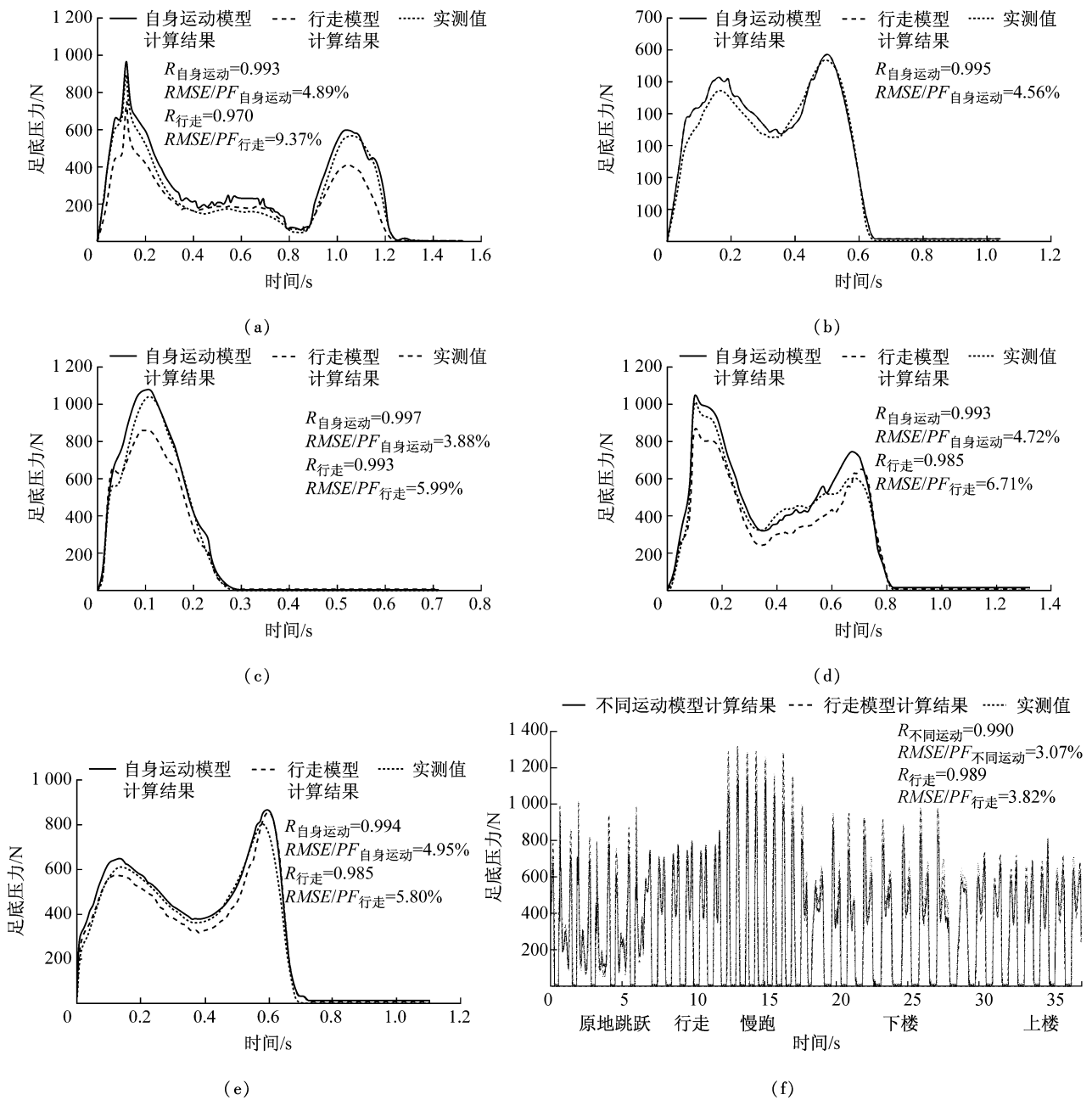


图2 1名受试者完成各种日常运动总足底压力的实测值和两种模型的计算值式样图 (a)~(e)依次完成原地跳跃、行走、慢跑、上楼和下楼1个运动周期内的数据,(f)完成1次连续运动测试的数据

Fig. 2 Patterns of the real and estimated foot force in different daily life activities with a typical trail (a)~(e) In a complete stride of vertical jump-landing, level walking, level running, stair ascending and stair descending, respectively; (f) In complete continuous motion

RMSE/PF 更小,但是由独立样本 t 检验并未发现统计学上的差异($P > 0.05$)。故行走模型能有效获得各种日常运动下的总足底压力曲线,并与自身模型得到的结果精确度相当。

3 讨论

步态参数与运动负荷之间有良好的相关性,通过足底压力不仅可以有效检测步态参数,而且还能辨别不同运动状态^[11]。因此,如果能低成本、小干

扰、连续、实时、准确地检测运动过程中的足底压力,将解决人体日常运动负荷的监测和预警系统数据采集部分的瓶颈,并为整个系统的开发提供基础。

针对这样的需求,本文通过实验和回归分析,提出了一种对日常运动中足底压力进行检测的方法。按照本实验的结果,仅需在足跟内侧、足跟外侧、第2跖骨、第3跖骨和拇趾区域的相应关键位置分别安放1个约140 mm²的压力(或压强)传感器,再由相应计算数学模型即可实时得到日常运动时的总足底压力变化。

与Fong等^[10]的结果相比,本文多了1个位于拇趾的关键位置,其余关键位置基本相同。出现差异的主要原因是回归分析中回归目标足底压力的获取方式不同,而不同设备对足底压力的测试结果又存在差异^[12]。Fong等^[10]选择测力台获取的足底总垂直力作为目标,而本文则选择测力鞋垫获取的总足底压力作为目标,该目标能更准确反映足部实际受到的压力。同时,本实验中受试者是穿平底布鞋,而Fong等^[10]的实验则是穿运动鞋,也可能会导致一定的差异。此外,拇趾区域内放置传感器也符合在足部受力较大部位放置的主观标准^[7],因为拇趾在足蹬离时主要受力^[13]。故该传感器布置方案会提高蹬离期间的总足底压力计算精度。

在行走回归模型建立过程中,回归目标总足底压力的值大多较小,故得到的模型也更多满足了在低压力范围内有更高精度。在峰值压力处,行走模型的计算值易小于实测值,并且在峰值压力较大的跑跳运动中更显著。但是无论何种日常运动,总足底压力在大多数时间均处在较低水平,故行走模型对于整个运动周期的计算有较好的精度。并且通过与其他运动模型的计算结果和实测值的比较可知,采用行走模型就能对日常运动下的总足底压力有效监测。

在此基础上,对由足底压力获取的步态参数分析能有效辨识运动状态,再根据不同运动的持续时间和能量消耗率,就能准确监测佩戴者的能量消耗,从而评估佩戴者的日常运动负荷并给予适度运动的提示。此外,利用总足底压力曲线还可以有效辨别异常步态,在发生异常时给予警示,从而保护佩戴者的足部健康。

参考文献:

- [1] 汤强,王香生,盛蕾. 体力活动测量方法研究进展[J]. 体育与科学, 2008, 29(6): 79-86.
- [2] 焦纯,董秀珍,杨国胜,等. 人体运动量及能耗的测量方法[J]. 国外医学生物医学工程分册, 2002, 25(5): 196-202.
- [3] Meijer GA, Westerterp KR, Koper H, *et al.* Assessment of energy expenditure by recording heart rate and body acceleration [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 1989, 21(3): 343-347.
- [4] Bouten CV, Westerterp KR, Verduin M, *et al.* Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer [J]. *Med Sci Sports Exerc*, 1994, 26(12): 1516-1523.
- [5] Bouten CV, Koekkoek KT, Verduin M, *et al.* A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1997, 44(3): 136-147.
- [6] Swan PD, Byrnes WC, Haymes EM. Energy expenditure estimates of the Caltrac accelerometer for running, race walking, and stepping [J]. *Br J Sports Med*, 1997, 31(3): 235-239.
- [7] Lawrence TL, Schmidt RN. Wireless in-shoe force system [C]//Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Chicago: [s. n.], 1997: 2238-2241.
- [8] 闫松华,董灿,杨进,等. 性别与BMI对儿童动态足底压力分布的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(5): 363-368.
Yan SH, Dong C, Yong J, *et al.* Effects of gender and BMI on dynamic plantar pressure distribution in children [J]. *J Med Biomech*, 2010, 25(5): 363-368.
- [9] Bamberg SJ, Benbasat AY, Scarborough DM, *et al.* Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system [J]. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 2008, 12(4): 413-423.
- [10] Fong DT, Chan YY, Hong Y, *et al.* Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking [J]. *J Biomech*, 2008, 41(11): 2597-2601.
- [11] 石欣,熊庆宇,雷璐宁. 一种基于压力传感器的人体运动识别方法研究[J]. 仪器仪表学报, 2010, 31(6): 1429-1434.
- [12] Chevalier TL, Hodgins H, Chockalingam N. Plantar pressure measurements using an in-shoe system and a pressure platform: A comparison [J]. *Gait Posture*, 2010, 31(3): 397-399.
- [13] Hayafune N, Hayafune Y, Jacob HAC. Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait [J]. *Foot*, 1999, 9(2): 88-92.