

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2209342

基于传感阵列的动态足底压力分布测量系统*

孙东杰, 宋爱国

(东南大学仪器科学与工程学院 南京 210096)

摘要:足底压力分布与人体健康具有很大关联性,足底压力分布异常变化是某些足病的早期症状。为帮助患者预防足病,实时监测足底压力分布,研制了一种基于触觉传感阵列的动态足底压力分布测量系统。系统共有48个传感单元,测量误差小于2.4%,可对足底各区域压力进行精确采集,并采用可穿戴式设计,将数据采集系统固定于脚踝,通过蓝牙与上位机连接。此外,针对传统压力分析方法无法对运动过程中压力分布变化进行分析的缺陷,提出了一种动态足底压力分布分析方法,通过支持向量机对人体足底压力数据进行分类,达到了98.6%的分类正确率;并在此基础上引入步态相典型压力分布指标,与传统分析指标相结合,实现对人体健康状态的分析与评价。实验证明,该系统可以准确测量运动状态下的足底压力分布、分析异常状态下的压力分布变化并对压力异常区域进行预警。

关键词:触觉传感阵列;足底压力分布;动态;可穿戴;支持向量机

中图分类号: TH702 TP274 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.4020

A dynamic plantar pressure distribution measurement system based on sensor array

Sun Dongjie, Song Aiguo

(School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: Plantar pressure distribution is closely related to human health, and abnormal changes in plantar pressure distribution are early symptoms of some foot diseases. To help patients prevent foot diseases and monitor the distribution of plantar pressure in real-time, a dynamic plantar pressure distribution measurement system based on a tactile sensing array is developed. The system has a total of 48 sensing units, and the measurement error is less than 2.4%, which can accurately collect the pressure of each area of the sole of the foot. The system adopts a wearable design, the data acquisition system is fixed on the ankle, then connected to the host computer through Bluetooth. In addition, the traditional pressure analysis method cannot analyze the pressure distribution change during exercise. To address this issue, a dynamic plantar pressure distribution analysis method is proposed. The plantar pressure data of the human body are classified by the support vector machine, and the classification accuracy rate is 98.6%. On this basis, the typical pressure distribution index of the gait phase is introduced, which is combined with the traditional analysis index to realize the analysis of human health status and evaluation. Experiments have shown that the system can accurately measure the plantar pressure distribution under exercise conditions, analyze pressure distribution changes under abnormal conditions, and give early warning to abnormal areas.

Keywords: tactile sensing array; plantar pressure distribution; dynamic; wearable; support vector machines

0 引言

足底压力是足底与地面等支撑面二者之间相互作用时产生的垂直向上的压力^[1]。在日常生活运动中,足部

承载着全身的重量,人们的活动对于足部有很大的依赖。当运动状态改变或者足部有伤病时,足底的压力分布就会发生相应的变化^[2]。测量足底压力分布进而分析不同情况下的足底压力分布特征在临床诊断、医疗康复以及健康监测中都有重要意义^[3-6]。

收稿日期:2022-02-24 Received Date: 2022-02-24

* 基金项目:国家自然科学基金联合基金重点项目(U1713210)、国家自然科学基金资助项目(92148205)资助

目前主流的足底压力测量技术主要为测力台、测力平板和测力鞋垫。测力平板和测力台对于反映受试者最自然步态下的动态足底压力仍有很大局限性,鞋垫测量系统弥补了测力平板和测力台的不足,将传感器直接嵌入鞋子和鞋垫的相应位置区域,可连续动态地长期监测受试者的足底压力参数。

对于测力鞋垫类型的足底压力测量系统,国内外都开展了相关研究。西安工程科技学院的李慧等^[7]采用应变式压力传感器设计了一种测力鞋垫系统,可对足底 10 个测量点进行压力测量,具有低成本的优点。但是系统采用有线连接,无法进行长距离运动,且测量点较少,数据可靠性较差。陕西科技大学的张玉杰等^[8]采用 PVDF 压电薄膜设计了一种无线测力鞋垫系统,采用 ZigBee 进行通信,解决了有线连接阻碍运动的问题,并增加了测量点,可对足底 16 个测量点进行压力采集。但对于足弓内侧等压力较小的区域未设置测量点,系统空间分辨率较低,无法适用于足部疾病诊疗等对数据可靠性要求较高的场合。深圳大学的 Hu 等^[9]采用压敏电子织物提高了空间分辨率,设计了一种包含 360 个传感单元的测力鞋垫系统,但成本十分高昂,且采用有线连接,无法用于日常健康监测。

此外,现有足底压力测量系统对于足底压力情况的分析方法较为单一,亚洲大学的 Park 等^[10]设计了一种基于不锈钢裂纹的测力鞋垫系统,通过记录 5 个测量点数据随时间的变化情况分析行走时的足底压力分布。奈良女子大学的 Anzai 等^[11]设计了一种基于压敏导电橡胶的测力鞋垫系统,通过 7 个传感单元的数据计算压力中心位置,分析足底压力情况。天津科技大学的张建国等^[12]利用测力鞋垫设备,统计区域压力峰值和压力冲量等数据,分析糖尿病人与常人足底压力差异。这些分析方法仅从时间或空间的单一角度分析足底压力,难以反映运动过程中足底压力的时空分布特征。

针对足底压力测量系统空间分辨率低、传统分析方法难以反应运动过程足底压力分布变化情况等问题,设计了一种基于触觉传感阵列的动态足底压力测量系统,并提出了一种基于支持向量机的动态足底压力分布分析方法。系统可对足底 48 个位置进行压力测量,得到更为完整的足底压力分布信息,具有低成本、低功耗、空间分辨率高等优点。本文提出的动态足底压力分布分析方法通过支持向量机对足底压力信息进行步态识别,将足底压力数据分类,对每个步态相进行单独分析,引入典型步态相压力分布指标,并结合传统足底压力分析方法中使用的区域压力峰值、区域压力冲量等指标以进行更为完善的分析。最后,招募了 5 名受试者进行动态足底压力测量实验,分析了异常状态下足底压力分布的差异。

1 运动步态特征及测量原理

人体行走是一个双脚重复运动的过程,在行走时一侧足跟触地到该侧足跟再次触地的过程被称为一个步态周期^[13]。一个步态周期可以分为支撑相和摆动相,详细分类又可以分为 4 个相位(如图 1 所示):

1) 足跟支撑相:从足跟首次触地到足尖首次触地的阶段,整个过程中压力分布主要集中于足跟区域,其他区域压力较小。

2) 全掌支撑相:从足尖首次触地到足跟首次离地的阶段,足跟区域压力逐渐减小,足掌及足尖区域压力逐渐增大。

3) 足掌支撑相:从足跟首次离地到足尖首次离地的阶段,整个过程中压力主要分布于足掌区域。

4) 摆动相:从足尖首次离地到足跟再次触地的阶段,整个足底压力接近于 0。

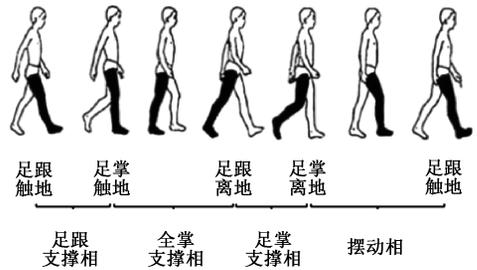


图 1 自然行走运动步态周期

Fig. 1 Natural walking motion gait cycle

从运动步态足底压力的变化情况可以看出,要完整测量运动状态下各个时期的足底压力,测力鞋垫的系统设计需要保证监测数据的可靠性,即传感阵列各单元的测量范围应包含各区域在运动过程中可能出现的最大压力,并且受环境干扰小、具有良好的耐用性以确保长期使用。另一方面,系统还需满足可穿戴设备舒适性,即鞋垫在内嵌触觉传感器和微电子器件的同时应尽可能柔软、重量轻、体积小、便于携带,以不影响人体正常行走为首要考虑的因素。

常用的触觉传感器从原理上可以分为压阻式、电容式、压电式等。其中电容式触觉传感器需要设计复杂的解调和信号采集电路,难以满足穿戴式设备舒适性的要求;压电式触觉传感器存在噪声大、易受到外界电磁干扰、难以检测静态力的缺点,无法保证测量数据的可靠性。而压阻式触觉传感器具有检测量程大、不易受电磁干扰、测量电路简单的优点,满足测力鞋垫系统的需求。因此,本文选用压阻式触觉传感器作为测力鞋垫的敏感元件。

压阻式触觉传感器是利用弹性体材料的电阻率随压力大小的变化而变化的性质制成的,它将接触面上的压力信号转换为电信号^[14],其传感原理如图 2 所示。其主要分为两类:1)是基于导电橡胶、导电塑料、导电纤维等复合型高分子导电材料制成的器件。这类压阻式触觉传感器普遍存在敏感元件较厚的问题,用于测力鞋垫易影响穿戴。2)是根据半导体材料的压阻效应制成的器件。半导体材料的压阻式触觉传感器可以采用新型印刷工艺制成薄膜式传感器,满足系统穿戴舒适性的要求。因此,本文选用基于半导体压阻效应的压阻式触觉传感器作为系统传感元件。

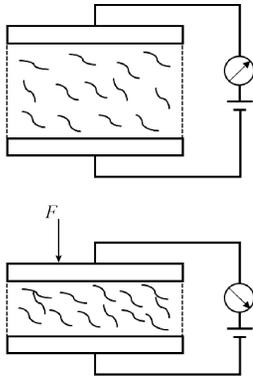


图 2 压阻式触觉传感器原理

Fig. 2 Piezoresistive tactile sensor principle

此外,根据运动步态下足底各区域压力的分布特征,要完整测量运动过程中的压力分布,需要对足底各个位置设置传感单元,提高传感阵列的空间分辨率。但过高的空间分辨率一方面会造成传感阵列的加工成本高昂,另一方面会使得系统对整个传感阵列的采集频率下降,难以达到动态采集的要求。因此,本文综合制作成本、采集频率与足底压力采集完整性考虑,选用包含 48 个单元的压阻式薄膜传感阵列作为系统的敏感元件,提出了一种基于支持向量机的足底压力分布分析方法,引入了步态相典型压力分布指标,与传统分析指标相结合,实现对人体健康状态的分析与评价。

2 足底压力分布测量系统

本文所设计的足底压力分布测量系统主要由传感阵列、采集电路和电源 3 部分构成,其中采集电路主要分为阵列扫描模块和信号采集处理模块两部分,系统实物如图 3 所示。

2.1 阵列式触觉传感鞋垫

图 4 为本文系统所使用的阵列式触觉传感鞋垫,采用丝网印刷工艺制作,共有 48 个触觉传感单元,每个单元面积均为 1.7 cm^2 ,呈 4×12 阵列分布,覆盖整个足底区域,以进行完整的动态足底压力分布检测。

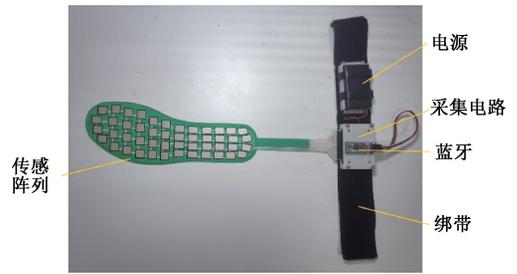


图 3 动态足底压力分布测量系统

Fig. 3 Dynamic plantar pressure distribution measurement system

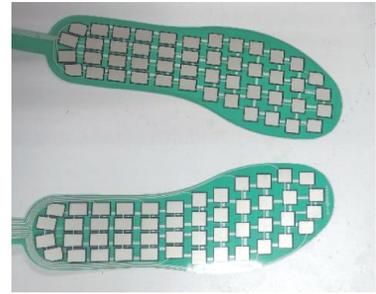


图 4 阵列式触觉传感鞋垫

Fig. 4 Array tactile sensing insole

2.2 数据采集电路设计

对于阵列式触觉传感鞋垫,其数据采集电路的主要功能在于向各个压阻传感单元施加电压,对传感阵列进行周期性扫描,定期检测压阻传感单元的电阻分压值,并将电压数据输出给外部设备。

阵列扫描模块实现对传感阵列的周期性扫描供电以及对电池供电电压的稳压处理。稳压部分采用 TPS62046,将 5 V 直流电源稳压至 3.3 V 。扫描电路采用模拟多路开关 CD4052 来构建,对 4 列传感单元循环供电,得到供电的传感单元接入分压电路进行分压,通过导线将传感单元的电阻分压值传输给后续的信号采集处理模块。

信号采集处理模块实现对阵列扫描模块的控制、采集阵列扫描模块所传输的传感单元电压值,并对数据进行解算,最终将测量结果传输给外部设备。本文选用基于 ARM Cortex-M3 的 32 位微控制器 STM32F103RBT6 作为信号采集处理模块的核心,对于传感单元的电压采集,采用主控芯片的片内 ADC 来完成,每次采集 12 路电压值。解算之后的检测数据通过 HC-05 蓝牙模块无线传输至外部设备。

3 动态足底压力分布分析方法

通过运动步态分析可以看出,自然行走运动下的足底压力具有明显的时空特征,不同步态相的压力分布完

全不同。为单独分析足底压力在各个步态相时期的分布情况,本文通过支持向量机来对足底压力数据进行分类。

3.1 支持向量机算法

支持向量机(support vector machines, SVM)是一种分类算法模型,其基本模型是定义在特征空间上的间隔最大的线性分类器,此外通过使用核函数可以使其成为实质上的非线性分类器。其算法过程如下:

设样本数据为 p 维,共有 N 组数据,即 (\mathbf{x}_1, y_1) , $(\mathbf{x}_2, y_2), \dots, (\mathbf{x}_N, y_N)$, 其中 $\mathbf{x}_i \in R^p, y_i \in \{1, -1\}, i = 1, 2, \dots, N$ 。

决策平面表示为:

$$\boldsymbol{\omega}^T \cdot \boldsymbol{\theta}(\mathbf{x}) + b = 0 \quad (1)$$

式中: $\boldsymbol{\omega}$ 为决策平面权重系数; $\boldsymbol{\theta}(\mathbf{x})$ 为非线性转换函数; b 为阈值。

支持向量机的优化问题可以表示为:

$$\begin{cases} \min_{\boldsymbol{\omega}, b} \frac{1}{2} \boldsymbol{\omega}^T \boldsymbol{\omega} \\ \text{s. t. } y_i [\boldsymbol{\omega}^T \cdot \boldsymbol{\theta}(\mathbf{x}_i) + b] \geq 1, i = 1, 2, \dots, N \end{cases} \quad (2)$$

通过引入松弛变量 ξ_i 来提高算法的鲁棒性,并使用拉格朗日乘子法和 KKT 条件得到最优解表达式:

$$\begin{cases} \min_{\lambda} \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \lambda_i \lambda_j y_i y_j K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j) - \sum_{i=1}^N \lambda_i \\ \text{s. t. } \sum_{i=1}^N \lambda_i y_i = 0, 0 < \lambda_i < C, i = 1, 2, \dots, N \\ \boldsymbol{\omega}^* = \sum_{i=1}^N \lambda_i y_i \mathbf{x}_i \\ b^* = y_k - \sum_{i=1}^N \lambda_i y_i \mathbf{x}_i^T \mathbf{x}_k \end{cases} \quad (3)$$

式中: C 为惩罚因子,控制松弛变量对决策平面的影响。

$K(\mathbf{x}_i, \mathbf{x}_j)$ 为核函数,通过考量步态分类中的数据维数与样本数量,本文最终选用 RBF 核作为支持向量机的核函数。最后,通过序列最小优化(SMO)算法对式(3)中的优化问题进行求解。

支持向量机一般用于 2 分类,而对于本文所面向的步态分类,需要对步态压力数据进行 4 分类,无法直接使用支持向量机来完成分类工作。因此,本文采用成对分类方法^[15](one-against-one, pairwise classification),将支持向量机拓展应用于步态分类。

针对步态分类中的 4 个类别,在每两个类之间都构造一个支持向量机,共构造 6 个支持向量机,对于输入数据 \mathbf{x}_m ,采用投票策略(voting strategy)进行分类:

1) 每个支持向量机根据其决策函数对输入数据 \mathbf{x}_m 有一个投票,以足跟支撑相和足掌支撑相之间的支持向量机为例,若对 \mathbf{x}_m 的预测为足跟支撑相,则该类别得票加一,否则足掌支撑相类别得票加一。

2) 最终得票最多的类别就是对 \mathbf{x}_m 的分类。

3) 若出现平票情况,则计算 \mathbf{x}_m 到各个决策平面的间隔,选择间隔最小的类别作为 \mathbf{x}_m 的分类。

3.2 分析方法设计

为完整分析并呈现动态足底压力的空间分布以及随时间的变化情况,本文根据足底压力的分布特征将整个足底划分为 9 个压力区^[16],区域划分如图 5 所示。

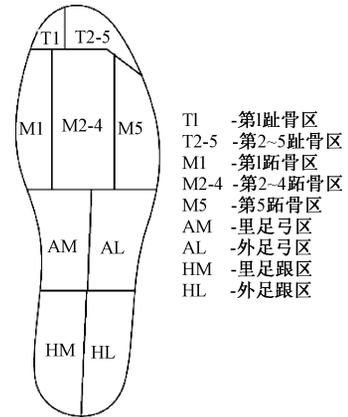


图5 足底压力区域划分

Fig. 5 Plantar pressure zone division

将采集得到的动态足底压力数据集交由支持向量机进行分类处理,把大量连续的足底压力数据划分为 4 个步态相类,通过摆动相数据的位置来分割各个步态周期。对于每个步态周期,统计足底各区域的冲量百分比和压力峰值来分析足底压力随时间的变化情况,并提取各支撑相的典型压力分布来反映运动过程中各典型位姿下的足底压力空间分布情况,典型压力分布按照如下步骤提取:

1) 足跟支撑相以各步态周期中内外足跟区域平均压力最大时的压力分布平均情况作为典型分布。

2) 全掌支撑相以该类中所有压力分布数据的平均情况作为典型分布。

3) 足掌支撑相以各步态周期中第 1~5 跖骨区域平均压力最大时的压力分布平均情况作为典型分布。

4 实验与结果分析

4.1 实验流程

1) 传感阵列标定实验

经由数据采集电路得到的数据是各个压力传感单元的电压输出值,要通过电压值计算出真实施加在传感单元上的压力则还需要知道施加压力与传感单元输出电压的关系。因此,需要对压力传感单元进行标定实验,得到压力传感单元的输入-输出关系。所用的标定装置如图 6 所示,可对传感单元施加竖直向下的压力。

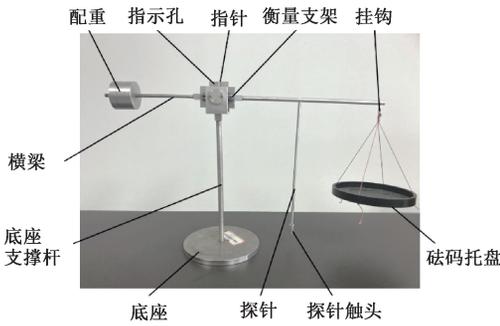


图 6 标定装置

Fig. 6 Calibration device

考虑到压力传感鞋垫的实际使用是穿戴在鞋中的,其底部接触材料和施力物体均具有一定的柔性,为使得标定实验尽可能模拟传感单元的实际使用环境,本文在进行标定实验时,在传感单元的底部和顶部均覆盖了一层厚度为 1 mm 的 Poron 聚氨酯材料。通过标定装置向传感单元施加 0~110 N 的压力,每次加载 10 N,加载到满量程后再依次卸载,重复 3 次加载卸载过程。

2) 样本采集实验

为使足底压力分析方法中使用的支持向量机模型决策函数有较高的准确性,需要采集大量人体行走时的足底压力数据样本用于训练模型,本文招募了 3 位受试者以进行样本采集。受试者将装配完成的足底压力测量系统穿戴在足底,传感阵列放置于受试者鞋内,并覆上一层软胶鞋垫来减小传感器磨损,受试者穿好鞋后,通过绑带将采集电路和电源模块等部分固定于脚踝处,穿戴效果如图 7 所示。

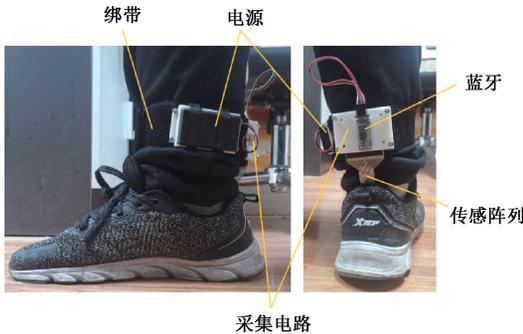


图 7 压力测量系统穿戴图

Fig. 7 Wearing diagram of pressure measurement system

接通采集系统电源,连接上位机开始采集数据后,每个受试者开始以自然行走状态连续运动 15 min,期间采用足底压力分布测量系统采集压力数据。

3) 运动步态实验

为检验系统对人体自然行走步态下异常状态的检测效果,本文招募了 5 名受试者来进行动态足底压力分布

检测实验。受试者身体状况正常健康,下肢无严重行走功能障碍、无严重足部骨性畸形,并且精神状态良好可以积极配合实验,受试者基本信息如表 1 所示。

表 1 受试者基本信息

Table 1 Subject's basic information

受试者编号	体重/kg	年龄/岁	性别	身高/cm
1	66.1	22	男	181
2	67.8	24	男	175
3	69.5	24	男	179
4	64.6	22	女	169
5	63.3	23	女	165

本实验为受试者配备了平底布鞋,受试者穿戴好后首先以 4 km/h 的速度在跑步机上正常行走 5 min 作为对照组,然后在左腿小腿上佩戴 4 kg 的负重来模拟人体平衡异常时的行走情况^[17-18],再以 4 km/h 的速度在跑步机上行走 5 min 作为负重异常组,实验期间通过本文设计的采集系统采集压力数据。实验采用本文提出的动态足底压力分布分析方法进行分析研究。

4.2 结果与分析

1) 标定实验结果

实验得到的标定数据如图 8 所示,通过标定数据解算得到了压力传感单元的输入-输出关系,关系表达式如下:

$$F = 57.6789 \times V - 1.9763 \quad (4)$$

式中: F 为施加在传感单元上的正压力, V 为采集电路电压输出,传感器拟合误差最大为 2.4%。

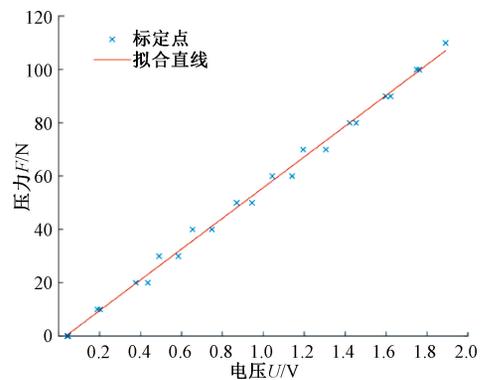


图 8 标定数据与拟合直线

Fig. 8 Calibration data and fitted line

2) 支持向量机模型训练结果

样本采集实验得到约 10 万组足底压力分布数据样本,包含 2 270 个完整的步态周期,采集得到的部分样本数据如图 9 所示。在采集得到的 10 万组样本数据中随

机抽取4万组用于训练模型,剩下6万组数据作为测试集用于检测分类效果。

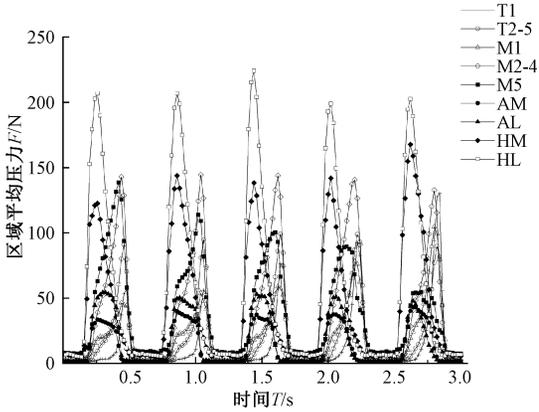


图9 部分足底压力样本数据

Fig. 9 Partial plantar pressure sample data

在模型训练过程中,通过交叉验证方法来对模型进行参数寻优,以确定惩罚因子 C 和核参数 γ 的全局最优值。最终得到的支持向量机模型对测试集的预测准确率达到 98.6%,对部分测试集的预测结果如图 10 所示。

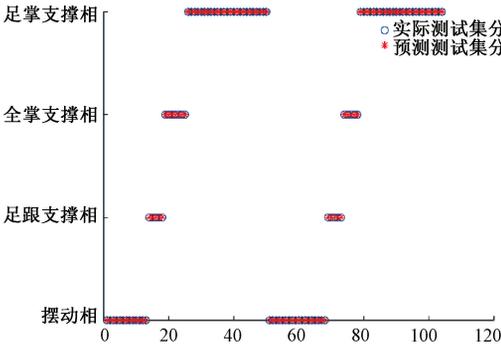


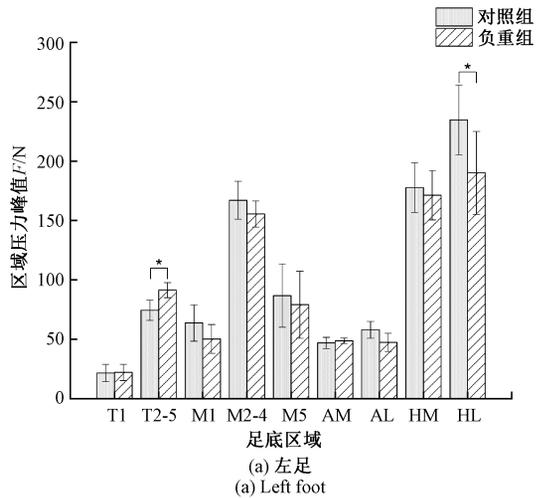
图10 部分测试集预测结果

Fig. 10 Part of the test set prediction results

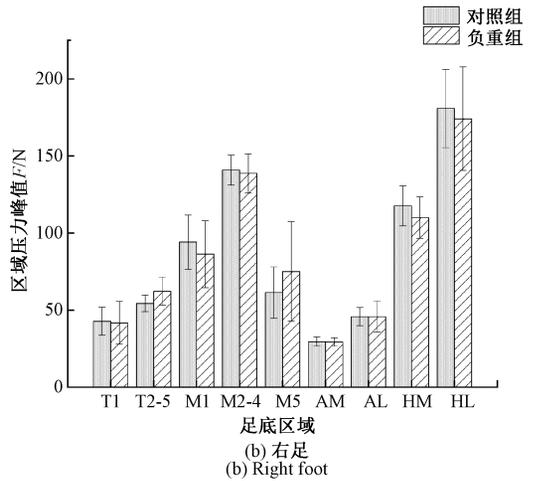
3) 运动步态实验结果分析

左右足足底各区域峰值压力组间对比情况如图 11 所示(*表示对照组与负重组该区域变化差异性显著)。与对照组相比,负重组左足在 T2-5 区的峰值压力有所升高,在 HL 区的峰值压力有所减小,差异具有统计学意义 ($P < 0.05$)。右足各区域的峰值压力组间差异均无统计学意义 ($P > 0.05$),但相比对照组,负重组右足各区域峰值压力统计标准差均增大。

足底各区域冲量百分比组间对比情况如图 12 所示。与对照组相比,负重组左足在 T1 区、T2-5 区,右足在 AM 区的冲量百分比有所上升,而在左足 HF 区冲量百分比有所下降,差异具有统计学意义 ($P < 0.05$)。



(a) 左足
(a) Left foot



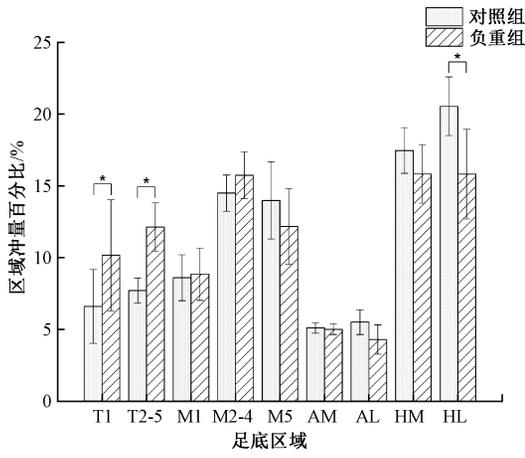
(b) 右足
(b) Right foot

图11 足底各区域峰值压力对比

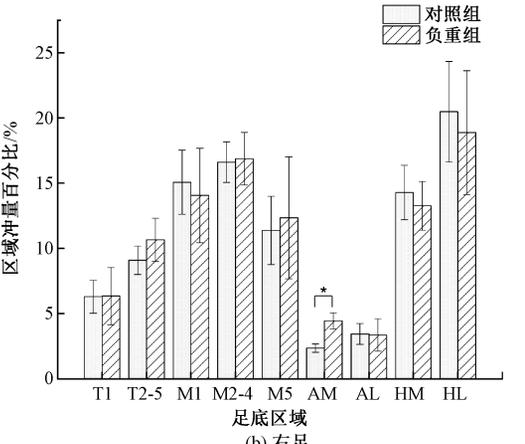
Fig. 11 Comparison of peak pressures in each region of the foot

5名受试者实验过程中左右足各典型支撑相的平均压力分布对比如图 13 所示,采用足底各区域压力占体重的比值作为量化指标。从图 13 中可以看出,相比对照组,负重组左足足跟支撑相压力在足跟外侧有所减小;全掌支撑相跖骨区域压力减小、足跟区域压力增大;足掌支撑相第 2~4 跖骨区的压力增大,差异具有统计学意义 ($P < 0.05$)。负重组右足全掌支撑相相比对照组前掌区域压力增大,其余支撑相压力分布与对照组差异均无统计学意义 ($P > 0.05$)。

从上述实验结果可以看出,受试者佩戴了 4 kg 的配重后,其足底压力分布发生了变化,其中以左足(负重足)的变化最为明显,前掌部分多个区域峰值压力和压力冲量百分比异常升高,并且所有支撑相的典型压力分布均发生了一定程度的变化。而右足(非负重足)压力分布变化较小,仅有足弓内侧区域压力冲量百分比升高以及全掌支撑相期间跖骨区压力升高增长的情况。



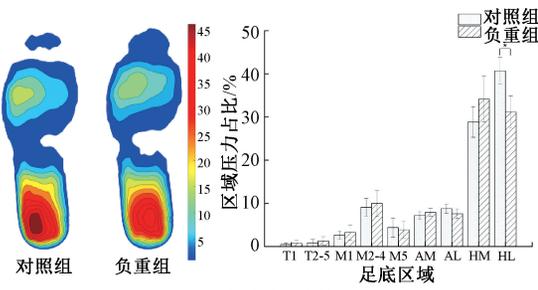
(a) 左足 (a) Left foot



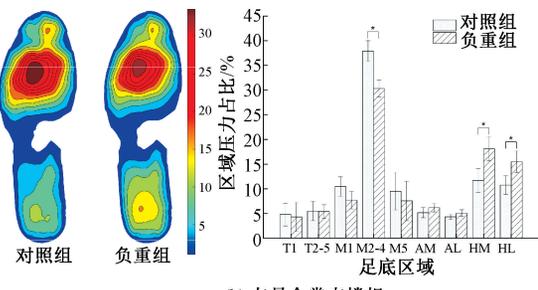
(b) 右足 (b) Right foot

图 12 足底各区域冲量百分比对比

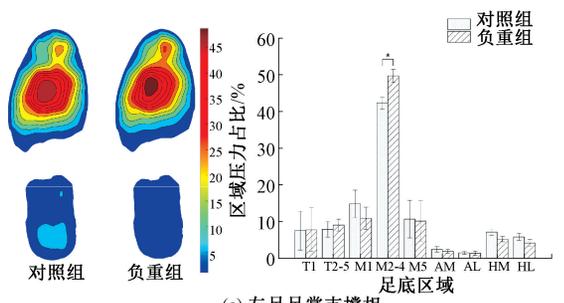
Fig. 12 Comparison of impulse percentage in each region of the foot



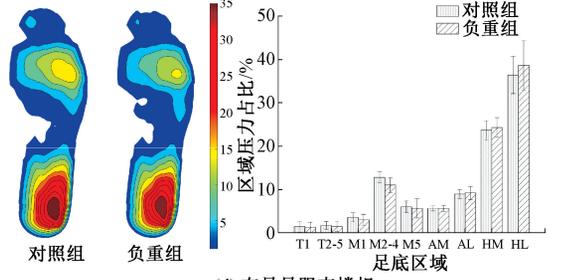
(a) 左足足跟支撑相 (a) Left heel support phase



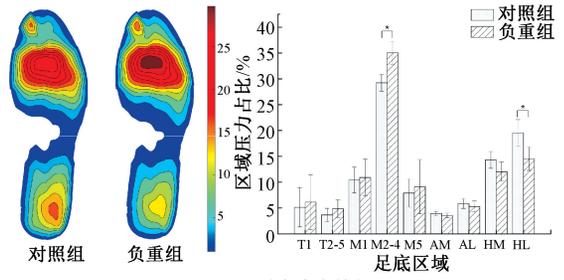
(b) 左足足掌支撑相 (b) Left foot support phase



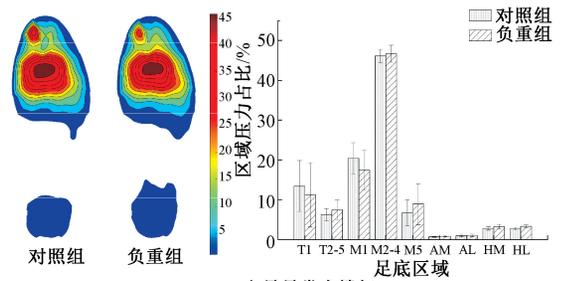
(c) 左足足掌支撑相 (c) Left forefoot support phase



(d) 右足足跟支撑相 (d) Right heel support phase



(e) 右足足掌支撑相 (e) Right foot support phase



(f) 右足足掌支撑相 (f) Right forefoot support phase

图 13 各支撑相典型压力分布对比

Fig. 13 Comparison of typical pressure distribution of each support phase

采用传统足底压力分析指标与本文引入的动态分析指标得到的分析结果对比如表 2 所示,表中各指标升高或降低均表示负重组相对对照组的变化。

对比由区域峰值压力、区域冲量百分比与步态相典型分布得到的分析结果可以看出,传统仅采用区域峰值压力与压力冲量等整体性指标的分析方法对趾骨区及足跟区域的压力变化做出了有效分析,但对于跖骨区域

表2 分析结果对比

Table 2 Comparison of analysis results

足底区域	传统分析指标		动态分析指标		
	峰值压力	压力冲量	足跟相	全掌相	足掌相
T1	无变化	左足升高	无变化	无变化	无变化
T2-5	左足升高	左足升高	无变化	无变化	无变化
M1	无变化	无变化	无变化	无变化	无变化
M2-4	无变化	无变化	无变化	左足降低 右足升高	左足升高
M5	无变化	无变化	无变化	无变化	无变化
AM	无变化	右足升高	无变化	无变化	无变化
AL	无变化	无变化	无变化	无变化	无变化
HM	无变化	无变化	无变化	左足升高	无变化
HL	左足降低	左足降低	左足降低	左足升高 右足降低	无变化

及足跟内侧区域的压力变化情况未能体现,而对步态相典型分布的分析弥补了这一缺陷。本文将传统分析指标与步态相典型分布指标结合,使得系统对于身体异常造成的足底各区域压力变化分析更为完善。

5 结 论

本文将压力传感阵列应用于医学健康检测上,研发了一种基于阵列式压力传感鞋垫的动态足底压力分布测量系统。相较于传统的分布式足底压力分布测量系统,本文所设计的测量装置可对足底48个区域进行压力测量,得到更为完整的足底压力分布信息,具有稳定性好、功耗低、重量轻等优点。由于运动状态下的足底压力数据一直处于变化中,传统仅分析峰值压力的分析方法无法完整地分析整个步态过程。因此,本文设计了一种基于支持向量机的足底压力分布分析方法,将连续变化的压力数据分割为步态周期和步态相来进行单独分析,综合统计峰值压力、冲量百分比和典型步态相压力分布,以进行更完整地压力分布分析。实验表明,所设计的动态足底压力分布测量系统和动态压力分布分析方法能够有效地采集自然行走步态下的足底压力分布,并分析身体异常情况带来的足底压力分布变化。

所设计的系统在医疗诊断和健康检测中有广阔的应用前景,对于糖尿病足病、足底筋膜炎等足部疾病,患者足底压力的异常增高和异常分布是病症发生及加重的重要因素^[19],通过监测及分析患者的足底压力分布,可以及时发现异常区域,防止疾病造成进一步损伤^[20-22]。

参考文献

- [1] PETER A L, RYAN T C, JAAP J N, et al. Measuring plantar tissue stress in people with diabetic peripheral neuropathy: A critical concept in diabetic foot management [J]. *Journal of Diabetes Science and Technology*, 2019, 13(5): 869-880.
- [2] 席旭刚, 武昊, 左静, 等. 基于 sEMG 与足底压力信号融合的跌倒检测研究 [J]. *仪器仪表学报*, 2015, 36(9): 2044-2049.
XI X G, WU H, ZUO J, et al. Study on fall detection based on surface EMG and plantar pressure signal fusion [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2015, 36(9): 2044-2049.
- [3] 舒方法, 姜寿山, 张欣, 等. PVDF 压电薄膜在足底压力测量中的应用 [J]. *压电与声光*, 2008(4): 514-516.
SHU F F, JIANG SH SH, ZHANG X, et al. Application of PVDF piezoelectric-film to foot-pressure measurement [J]. *Piezoelectrics & Acousto-optics*, 2008(4): 514-516.
- [4] 周丙涛, 陈世强, 程宇阳, 等. 基于足底压力传感器与深度学习的生物身份识别 [J]. *仪器仪表学报*, 2021, 42(7): 108-115.
ZHOU B T, CHEN SH Q, CHEN Y Y, et al. Biometric identification based on plantar pressure sensor and deep learning [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2021, 42(7): 108-115.
- [5] 江晋剑, 胡桂姬, 苏亮亮, 等. 基于步态触觉压力极值点的身份识别方法 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2018, 32(8): 83-88.
JIANG J J, HU G J, SU L L, et al. Identification method based on gait haptic pressure extreme points [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2018, 32(8): 83-88.
- [6] 彭小兵. 糖尿病足流行病学及糖尿病足截肢的临床分析 [J]. *糖尿病新世界*, 2015(11): 152-153.
PENG X B. Clinical analysis of diabetic foot and the epidemiology of diabetic foot amputation [J]. *Diabetes New World*, 2015(11): 152-153.
- [7] 李慧, 张欣, 陈翔, 等. 足底压力分布测量系统的设计 [J]. *西安工程科技学院学报*, 2006(1): 36-40.
LI H, ZHANG X, CHEN X, et al. Foot pressure measuring system [J]. *Journal of Xi'an Polytechnic University*, 2006(1): 36-40.
- [8] 张玉杰, 魏召侠. PVDF 足底压力传感器及其测量系统的设计 [J]. *压电与声光*, 2011, 33(1): 61-63, 67.
ZHANG Y J, WEI ZH X. Design of PVDF foot-pressure

- sensor and its measurement system[J]. *Piezoelectrics & Acoustooptics*, 2011,33(1):61-63,67.
- [9] HU X, SHEN F, PENG D, et al. A portable insole for foot plantar pressure measurement based on a pressure sensitive textile and voltage feedback method[J]. 2018 IEEE 23rd International Conference on Digital Signal Processing (DSP), 2018, 1-5.
- [10] PARK J, KIM M, HONG I, et al. Foot plantar pressure measurement system using highly sensitive crack-based sensor[J]. *Sensors*, 2019, 19(24):5504.
- [11] ANZAI E, TRIPETTE J, NAKAJIMA K, et al. Comparative study between a novel 7-sensor plantar pressure measurement insole and the F-scan device[J]. 2020 IEEE 2nd Global Conference on Life Sciences and Technologies (LifeTech), 2020: 339-342.
- [12] 张建国, 卜月丽, 王芳, 等. 糖尿病人群自然步态下足底压力分布研究[J]. *天津科技大学学报*, 2020, 35(4):53-57.
ZHANG J G, BU Y L, WANG F, et al. Distribution of plantar pressure in natural gait of diabetic patients[J]. *Journal of Tianjin University of Science & Technology*, 2020,35(4):53-57.
- [13] 钱伟行, 周紫君, 谢非, 等. 基于机器学习与步态特征辅助的行人导航方法[J]. *中国惯性技术学报*, 2019, 27(4):433-439,447.
QIAN W X, ZHOU Z J, XIE F, et al. Pedestrian navigation method based on machine learning and gait feature assistance [J]. *Journal of Chinese Inertial Technology*, 2019,27(4):433-439,447.
- [14] 宋爱国. 机器人触觉传感器发展概述[J]. *测控技术*, 2020,39(5):2-8.
SONG AI G. An overview of the development of robotic tactile sensors[J]. *Measurement & Control Technology*, 2020,39(5):2-8.
- [15] HSU C W, LIN C J. A comparison of methods for multiclass support vector machines [J]. *IEEE Transactions On Neural Networks/a Publication of the IEEE Neural Networks Council*, 2002,13(2):415-425.
- [16] 张峻霞, 蔡运红, 窦树斐. 楼梯行走足底压力与表面肌电参数研究[J]. *医用生物力学*, 2018,33(1):42-47.
ZHANG J X, CAI Y H, DOU SH F. Plantar pressure and surface emg parameters during stair walking [J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2018,33(1):42-47.
- [17] 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.
- TIAN H Y, MA X, LI Y B. Skeleton-based abnormal gait recognition: A survey[J]. *Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition)*, 2022, 52(4):725-737.
- [18] NGUYEN T N, MEUNIER J. Walking gait dataset: Point clouds, skeletons and silhouettes [J]. DIRO, University of Montreal, Tech Rep, 2018: 1379.
- [19] BROWNRIGG J R W, APELQVIST J, BAKKER K, et al. Evidence-based management of PAD & the diabetic foot[J]. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 2013, 45(6):673-681.
- [20] BENNETTS C J, OWINGS T M, ERDEMIR A, et al. Clustering and classification of regional peak plantar pressures of diabetic feet[J]. *Journal of Biomechanics*, 2013, 46(1):19-25.
- [21] PAYNE C, TURNER D, MILLER K. Determinants of plantar pressures in the diabetic foot [J]. *Journal of Diabetes and its Complications*, 2002, 16(4):277-283.
- [22] NAGEL A, ROSENBAUM D. Vacuum cushioned removable cast walkers reduce foot loading in patients with diabetes mellitus [J]. *Gait & Posture*, 2009, 30(1):11-15.

作者简介



孙东杰, 2020年于东南大学获得学士学位, 现为东南大学在读硕士研究生, 主要研究方向为机器人力触觉传感器技术。

E-mail: 602643436@qq.com

Sun Dongjie received his B.Sc. degree from Southeast University in 2020. He is currently a master student at Southeast University. His main research interest include robotic force tactile sensor technology.



宋爱国(通信作者), 分别在1990年于南京航空航天大学获得学士学位, 1993年和1996年于东南大学获得硕士学位和博士学位, 现为东南大学教授, 博士生导师, 主要研究方向为机器人感知与遥操作机器人技术、信号处理及仿生智能计算等。

E-mail: a. g. song@seu.edu.cn

Song Aiguo (Corresponding author) received his B.Sc. degree from Nanjing University of Aeronautics and Astronautics in 1990, and received his M.Sc. and Ph.D. degrees both from Southeast University in 1993 and 1996, respectively. He is currently a professor and a Ph.D. advisor at Southeast University. His main research interests include robot sensing and teleoperation robot technology, signal processing and bionic intelligent computing, etc.