



用于步态分析的足底压力监测系统研究进展

徐婷, 孙哲, 方剑*

苏州大学纺织与服装工程学院, 苏州 215123

* 联系人, E-mail: jian.fang@suda.edu.cn

2023-06-19 收稿, 2023-09-25 修回, 2023-09-26 接受, 2023-09-27 网络版发表

国家自然科学基金(52173059)、江苏省高等学校自然科学研究项目(21KJA540002)和江苏省卓越博士后计划(2022ZB555)资助

摘要 随着我国人口老龄化的加剧, 人们对于健康监测的需求逐步提高, 步态分析作为分析个体生理信号和提供人体物理信息的重要评估工具, 在疾病诊断、预防跌倒、康复、人机交互等领域的应用日益广泛. 本文首先介绍了步态分析的重要性和足底压力监测的研究现状, 以及各种足底压力监测系统的特点. 其次, 总结了足部生理特征, 即足底压力中心点和步态相位的常用划分方法; 分析了用于足底压力监测的各种柔性压力传感器——其材料及特点、集成和连接方式, 概述了常用的步法识别算法. 最后, 对足底压力监测系统的设计方向以及进一步研究提出了建议.

关键词 步态分析, 足底压力, 压力监测, 智能鞋垫, 柔性传感器

步态分析是对人类行走动作的系统研究, 是分析个体生命信号的重要评估工具, 通过收集、描述和表征步态的动力学与机械学数据来完成. 一个人的步态可以告诉我们很多关于健康的信息, 因为步态反映了多个生理系统的相互联系, 包括平衡^[1]、力量和心血管容量等.

步态分析在临床诊断、疾病康复^[2]、预防跌倒、运动训练、人机交互、身份识别等领域具有广泛的应用. 例如, 步态监测通过分析人的步态模式来诊断某些疾病, 如糖尿病足、帕金森引起的冻结步态^[3]; 对健康状况及跌倒进行预警^[4]; 在运动中帮助运动员获得高水平表现, 降低运动带来的损伤; 在外骨骼研究方面为穿戴者提供良好的行走辅助^[5]; 在复杂环境中实现准确的身份识别^[6]. 如图1所示, 步态分析可以用于很多不同的领域, 既可以用于临床试验, 也可以用于日常生活, 人们对于便携、准确的步态监测系统的需求越来越大.

本文首先介绍基于足底压力监测的步态分析技

术、足部特征参数; 其次, 综述目前用于足底压力监测的传感器类型, 包括压电式、电容式、压阻式、摩擦电式、光电式、磁感应式和气压式柔性压力传感器, 以及传感器的供能、连接方式; 接着, 简要概述足底压力数据传输、数据处理与分析; 最后, 对所存在的问题和未来发展趋势进行展望, 强调开发研究足底压力监测系统的重要意义.

1 基于足底压力监测的步态分析技术

步态监测是步态分析的前提条件, 如何持续地准确监测步态特征一直是研究的重点. 用于步态监测的足底压力监测技术主要有脚印法、人行道技术和可穿戴压力监测系统.

1.1 脚印法

脚印法是最早用于足底压力监测的技术. 根据压力记录方式的不同, 最初的脚印法可以分为模印法和

引用格式: 徐婷, 孙哲, 方剑. 用于步态分析的足底压力监测系统研究进展. 科学通报, 2024, 69: 565–577

Xu T, Sun Z, Fang J. Research progress of the plantar pressure monitoring system for gait analysis (in Chinese). Chin Sci Bull, 2024, 69: 565–577, doi: 10.1360/TB-2023-0591



图1 (网络版彩色)用于步态分析的足底压力监测系统概述
Figure 1 (Color online) Overview of the plantar pressure monitoring system for gait analysis

染料足迹法。模印法主要记录人体在一些介质上走过的足迹,如泥沙、石膏等,再通过图像处理 and 人工对比的方式判断足迹的深浅,来获得足底压力的分布。这种方法不可控性较大,与用来记录的介质本身的性质有关,常用于考古学^[7]。染料足迹法是指在鞋底或足底涂上染料或墨水后,让受试者在纸面行走记录脚印的方法。Kang和Yu^[8]通过墨水足迹测量中风患者的步行速度、节奏等步态变化。这种方法测量的足部范围较全面,可以清晰地分辨足部生理结构,但是需要涂抹染料,受试者体验较差,监测范围局限于纸面大小,不能研究步数等步态参数。

1.2 人行道技术

人行道技术是另一种用于步态监测的技术,指的是在地板等平面上使用压力板、力平台或者压力垫子,让受试者经过测试区域,从而获得步态数据,主要分为电力式和光学式。电力式是将应变、压阻或者电容灵敏度元件集成在刚性板上,将电路的变化转换为压力值从而读取。例如,安装在跑步机上的电容式传感器矩阵位于跑步带下方,可以用于研究长距离行走时步态参数的变化^[9]。光学式是通过刚性板受到鞋底压力后产生反射率的变化,板子下方的相机接收到漫反射光强分布,从而反映压力分布。Tompkins和Sharp^[10]用一台相机同时对两个亚克力傅里叶变换红外辐射(Fourier transform infrared, FTIR)波导成像元件进行成像,在高帧率下生成精确的接触物体(如脚底和鞋底)的压力分布图。然而,这种人行道技术具有一定的局限性:(1)这种设备体积较大且价格昂贵,只能用于专业场地;(2)受测者在板上行走是非常规行走,可能因为心理因素无法测得真实数值。

1.3 可穿戴压力监测系统

目前,研究者致力于探索智能可穿戴足底压力监测系统。与传统的压力监测方式相比,该系统具有极大的优势。不同于传统设备测量所要求的定时、定点,可穿戴设备能够实时监测并反馈压力的动态变化,具有较高的灵敏度和较好的舒适性,这些设备可以监测到人体在自然状态下行走、上下楼梯和运动的步态特征。常见的可穿戴压力监测设备有智能鞋、智能鞋垫以及智能袜。

智能鞋由鞋底的压力传感器和嵌入鞋子侧面的数据采集模块及供电模块组成。智能鞋的优点是适用于不同的足部形态,起到稳定和支撑作用。Wang和Song^[11]基于长短时记忆网络(long short term memory, LSTM)模型开发了一种多传感器智能鞋。智能鞋垫是一种装有传感器的鞋内配件,使用场景更为灵活,可以用于各种鞋类。常见的智能鞋垫系统有德国NOVEL公司的Pedar^[12](集成了85~99个传感器)智能鞋垫系统和美国Tekscan^[13]的F-scan智能鞋垫系统(由960个传感器构成)。智能袜则是在特征部位嵌入由导电纤维制成的柔性传感器,其优点在于可以清洗并重复使用。DAid智能袜系统——DPSS被证明具有良好的准确性,适用于步态参数的分析^[14]。

2 足部特征参数

为了实现有效的步态监测,足部生理特征和足底压力分布特点为传感器的设计部位提供了依据,从而可以通过监测足底压力中心、步态周期、时空步态参数等来表征人体的步态。

2.1 足部生理特征和足底压力分布

人的足部是由26块骨头、126根韧带、33个关节、肌肉和神经组成的一种复杂结构。该结构可以支撑人体重量,维持人体平衡,以及在运动时起到缓冲作用。将足部按照解剖学进行分区,可以分为三大区域:前足、足中部以及足跟,各分区可以根据测量需要再划分为若干小区域进行分析^[15]。这些部位能够支撑大部分的人体重量,因此通常将传感模块设计在这些区域,可以获得肢体运动的大量信息。

正常人在静止站立的状态下,足底压力的峰值主要出现在前足的跖骨区域。在不同运动中,足部压力分布情况会改变。年龄、性别、疾病^[16]等也会影响足部

压力分布。因此,足底压力中心点(centre of pressure, COP)在足部压力的研究中被广泛使用。足底压力中心点指脚底受到的地面反作用力矢量的质心,是一个想象中的虚拟点。足底压力中心轨迹是人体步态分析的重要参数之一^[17],是人体运动时COP的轨迹,能够总结性地度量身体运动,其可重测性高且不易受到数据采集条件的影响。

2.2 步态相位划分

步态周期指的是同一脚后跟两次触地时刻之间的间隔。根据足部是否承重,步态周期划分为两大阶段:支撑相和摆动相^[18]。在一个步态周期中,支撑相约占60%的时间,这一阶段从脚与地面接触开始,到同侧脚离开地面为止,可以细分为足跟着地、脚掌放平、站立中期、蹬离足跟、足趾离地5个动作;摆动相约占40%,指的是一只脚离地而另一只脚承受体重的阶段,可以细分为摆动前期、摆动中期和摆动后期3个阶段^[19]。

2.3 步态参数

步态参数的准确获取对于步态分析十分重要。步态参数主要有机械参数、空间参数和时间参数。

机械参数主要是采集足底压力信号。在行走过程中,垂直地面反作用力(vertical ground reaction force, vGFR)最大。在一个步态周期中,GFR出现两次峰值:第一个峰值是足跟刚与地面接触时产生;第二个峰值是足部蹬离地面时产生^[20]。足部区域峰值和足部整体峰值对于步态分析都很重要。另一个重要的机械参数是压力-时间积分(pressure-time integral, PTI)^[21],它与足部区域峰值有很强的相关性。

空间参数主要指的是步长、步幅、步宽、足夹角等,如图2所示。步长指两足在同一步态周期中与地面初始接触点之间的距离;步幅指同一侧足相邻两个步态周期中与地面初始接触点之间的距离。步幅一般是

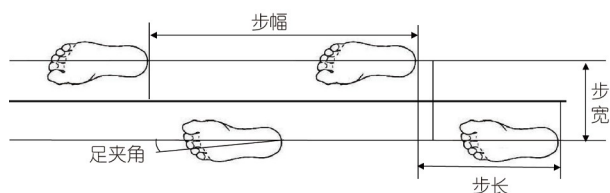


图2 步态参数示意图

Figure 2 Schematic diagram of gait parameters

步长的两倍。步宽指两足距离步行轨迹中心的水平距离;足夹角指足中线与行进方向的夹角。

时间参数指的是运动过程中,步态周期各阶段时间的占比,以及各特征数据(如vGRF等)在步态周期中出现的时刻。

3 柔性压力传感器

为提高监测的舒适性和准确度,目前用于足底压力监测的主要传感单元是柔性压力传感器。主要有基于以下几种原理的柔性压力传感器:压电式、电容式、压阻式、摩擦电式、光电式、磁感应式和气压式柔性压力传感器。

3.1 压电式柔性压力传感器

压电式柔性压力传感器利用了压电材料的压电效应,即压电材料在受到外力挤压时能产生电场,将压力转换为电信号,从而实现对压力的监测。压电材料的晶体对称性较低,当外力施加在传感器上时,晶胞中的负离子发生偏移,晶体极化,发生负压电效应,机械能转为电能,经电路放大后成为正比于外力的电荷信号。压电柔性传感器不需要外部供电,灵敏度高,使用寿命长,但是无法监测静态力,并且制备过程较其他传感器更为复杂。例如,聚偏氟乙烯(PVDF)压电材料需要高压极化。压电材料主要有4类:无机压电材料、有机压电材料、压电复合材料和天然压电材料,早期使用的无机压电材料刚性较大,不能用于柔性传感器,目前常用的压电柔性传感材料主要有PVDF^[22]、ZnO纳米线^[23]、锆钛酸铅(PZT)、陶瓷纤维^[24]等。Guan等人^[25]使用锆钛酸铅粉末和微纤化纤维素(PZT/MFC)制作了压电薄膜。这种薄膜具有优异的柔韧性,可以在15°~180°的角度范围内弯曲,具有高灵敏度和高机电耦合性,能够测出微小的力。将其封装布置后与监测模块相连,可以得到足底每个点的压力曲线,从而得到步频、步长、速度等数据。Mu等人^[26]通过机械混合工艺,将BTO和PAN粉末混合加入到Ecoflex基底中,制备了压电传感器,如图3所示,其中,PAN的引入改善了压电性能。为了实时监测足底不同部位的压力变化,他们在鞋垫上布置了9个传感器,可以通过测量频率来辨别人体的正常行走、慢跑、跑步和跳跃活动。同时,可以在液晶显示器上看到被测人员足底压力分布,识别出平足等足部特征。该传感器具有优异的电气性能和灵活性,在各种运动下都很稳定。

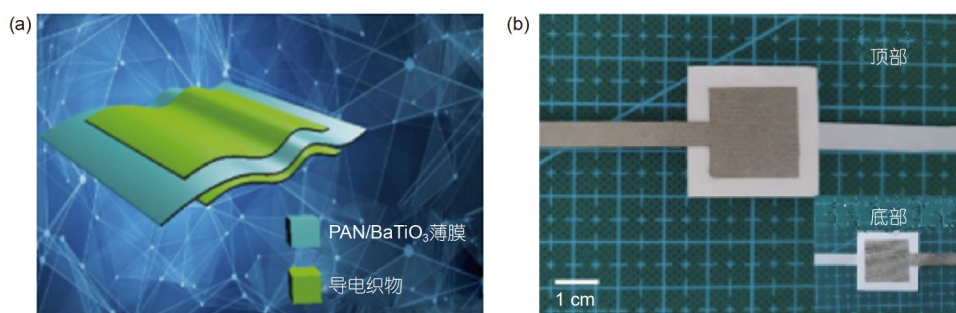


图 3 (网络版彩色) PAN/BTO/Ecoflex 薄膜的原理图(a)和数码照片(b)^[26]
Figure 3 (Color online) Schematic diagram (a) and digital photograph of the PAN/BTO/Ecoflex film (b)^[26]

3.2 电容式柔性压力传感器

电容式柔性压力传感器具有类似平行板电容器的结构, 在受到外力时, 传感器的电容会发生变化, 电信号相应变化来反映压力的变化. 电容式柔性传感器具有灵敏度高、响应速度快的特点^[27], 但是其占用面积大, 便携性差, 且易受到湿度、生物电容等环境因素的干扰. 电容式压力传感器由介电层和电极层两部分组成. 电极层需要在应变条件下保持良好的导电性能. 常用的电极层材料有碳纳米管^[28]、金属纳米线^[29]、导电弹性体^[30]等. 介电层要求具有良好的绝缘性, 能够隔绝电容传感器的两个电极. 同时, 介电层也是柔性主体. 常用的介电层材料有玻璃、陶瓷、聚二甲基硅氧烷^[31]、介电弹性体等. Dong等人^[32]基于高灵敏度的电容传感器制作了一种柔性鞋垫. 该传感器通过将木糖醇和硅橡胶混合, 制成多孔介电材料, 将导电碳纳米管混合到增塑聚氯乙烯中制造柔性电. 不同于常见电容传感器的“三明治”结构, 其使用了5层结构: 上保护层、上柔性电极、电解质层、下柔性电极和下保护层. 该传感器具有响应迅速、监测压力范围大的特点, 将其布置在脚趾和脚跟, 可以监测人体步态事件. Tao等人^[33]设计了一种由底部电极、中介介电层、顶部电极和屏蔽层组成的4层一体化鞋垫, 如图4所示. 其中介电层为Ecoflex薄膜, 底部电极和屏蔽层为导电织物, 顶部电极采用柔性丝网印刷电极. 为获得较低的杨氏模量来提高传感器的灵敏度, 他们通过激光切割技术在介质层中构造了具有六角形结构的垂直孔隙. 使用该鞋垫的监测系统既可以监测静态姿势, 也可以实时监测足底压力.

3.3 压阻式柔性压力传感器

压阻式柔性传感器利用材料的压阻效应, 在外力

作用下, 敏感材料的电阻会发生变化, 将压力转换为电信号输出. 压阻效应指的是, 对于一些金属或半导体材料, 沿着其某一晶面施加力时, 晶格发生改变, 载流子相对能量改变, 引起晶体电阻率的变化. 基于微型电子机械系统(micro electrical mechanical systems, MEMS)^[34]的发展, 压阻式传感器可以被微型化, 此外, 还具有柔韧性、灵敏度高的特点. 压阻式柔性传感器由导电相材料和基底材料组成. 常用的导电相材料有单晶硅^[35]、SiC、纳米银线^[36]、碳纳米管^[37]、石墨烯^[38]等, 后两种材料既具有高载流子迁移率, 又具有一定柔性, 是理想的导电相材料. 基底常采用无机材料, 也可以通过柔性光刻技术使用一些有机高分子材料, 如聚酰亚胺、聚苯乙烯等. Zhang等人^[39]用聚二甲基硅氧烷锚定碳化棉布(PACCF), 制造了一种压阻式压力传感器. 该传感器具有5层结构, 首先堆叠5片PACCF, 顶层和底层用细铜线连接, 并且固定两块聚氯乙烯板. 由于碳化棉织物具有良好的导电性, 加上三维导电网络的多层结构, 该传感器具有超高灵敏度, 可以实时监测行走和跑步等运动. Li等人^[40]基于导电碳纤维(conducting carbon fibre, CFB)束的压阻特性, 使用交叉结构的CFB束制作了压阻传感器. 将104个CFB压力传感单元以类似有源阵列分布, 紧密集成在柔性印刷电路板衬底上, 构成一个鞋垫形的传感器阵列. 该鞋垫传感器具有良好的灵敏度、信号鲁棒性、温度稳定性和防水性能, 不易受到足部温度和汗液积累的影响. Liu等人^[41]采用全生物可降解材料设计了一种基于压阻效应的多层压力传感器. 该压力传感器由作为封装层和衬底的PLGA NF膜、作为压敏层的银纳米粒子镀导电叶脉和天然叶脉, 以及作为电极层的银纳米离子镀PVA NF膜构成. 这种传感器有着叶脉分形结构和三维多孔层次化结构, 因此灵敏度高, 感应范围宽, 同时具有可生物

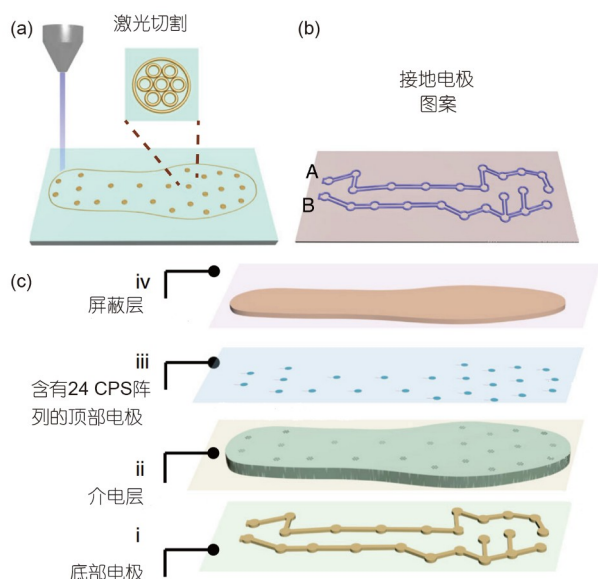


图4 (网络版彩色)智能可穿戴鞋垫系统示意图^[33]。(a) 激光切割制作的介质层和底电极示意图; (b) 用作底电极的导电织物, 图案A用于通道S1~S12, 图案B用于通道S13~S24; (c) 鞋垫的基本结构由4层组成: 底部电极, 具有24通道结构电容介质层, 有24个电容式压力传感器(CPS)的顶部电极, 连接到自动配置服务器(ACS)端口的屏蔽层

Figure 4 (Color online) Schematic illustration of the smart wearable insole system^[33]. (a) Diagram of the dielectric layer and bottom electrodes fabricated by laser cutting; (b) a conductive fabric used as bottom electrodes, which are patterned into A for channels S1~S12 and B for channels S13~S24; (c) the basic structure of the insole consisting of four layers: The bottom electrode, the dielectric layer with a 24-channel structure, the top electrode of the 24 capacitive pressure sensors (CPS), the shielding layer connected to the auto-configuration server (ACS) port

降解和透气性好的优点。

3.4 摩擦电式柔性压力传感器

摩擦电式柔性传感器利用摩擦电和静电感应的耦合效应^[42], 通过摩擦材料的机械压缩, 使得两种摩擦电材料表面之间产生电荷转移, 在顶部和底部之间产生电位差^[43], 从而将机械能转换为电能, 并根据输出的电能体现压力大小。摩擦电传感器种类多样, 可用材料广泛, 结构简单, 具有良好的生物相容性, 并且可以实现自供电式压力监测, 具有广泛的应用前景。摩擦电式柔性传感器通常使用聚四氟乙烯(PTFE)^[44]、聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)等柔性可拉伸摩擦电材料。Li等人^[45]基于摩擦纳米发电机(tri-boelectric nanogenerator, TENG)步态传感器, 根据摩擦电效应制备了一系列鞋垫传感模块。该传感器采用铜和聚四氟乙烯作为摩擦电层。根据足部压力密度分布

和空间步态因素, 分别设计了布置有6个(前中后各2个)、4个(前后各1个, 中部2个)及2个(前后各1个)传感器的鞋垫, 经评估发现, 当通道数量减少时, 精度下降, 模型变小。Xu等人^[46]基于材料杨氏模量差异提出了一种双“三明治”结构的摩擦电压力传感器, 作为电极的铜箔与上方硅膜和下方PDMS膜形成了夹层结构, 其中硅膜和PDMS薄膜因易于获得电子, 被用作负极摩擦材料, 上下外层采用棉织物作为传感器的正极摩擦材料, 并在最外面添加封装层。该传感器灵敏度高, 量程宽, 响应快, 用于足底压力测量可以区分走、跳、跑等动作。

3.5 光电式柔性压力传感器

光纤传感器(optical fibre sensor, OFS)通过观察光纤变形引起的光强衰减或波长变化获得压力数据。光学压力传感器是最著名的基于OFS的传感器^[47], 其使用光学传感技术, 当光纤弯曲时, 光会偏转, 并且由于色散而损失一些能量, 光损失量与传感器的曲率或弯曲成正比, 这种光强度的变化可以用光电探测器测量, 从而根据形变计算施加的压力。光纤传感器具有抗电磁干扰、灵敏度高^[48]、重量轻等特点^[49]。光纤传感器主要由3个部件组成^[50]: 产生光的光源、作为光束行进通道的光纤和接收衰减光束的光电探测器。Safarloo等人^[51]使用塑料光纤(plastic optical fibre, POF)制造了一种低成本足底压力传感器。该传感器使用总直径为2 mm的HFBR-R/EXXYYYZ POF光纤, 切割到所需长度后, 连接到电路, 通过电路将光耦合到光纤中, 监测输出光强度, 随着时间推移记录数据。在鞋垫中嵌入1~2个该光纤压力传感器, 其获取的响应是每个传感器响应的总和。该传感鞋垫可以在不限制被测者运动的情况下追踪行走情况, 不需要特定的信号处理, 抗冲击性好。Mahmud等人^[52]从FiSen中选择了光纤布拉格光栅(fibre Bragg grating, FBG)传感阵列TM设计智能鞋垫。FBG是一种轻型传感器, 由二氧化硅芯层包裹在塑料护套中制成, 受到加压时, 反射光谱会成比例地移动。由FBG制成的鞋垫可以实时绘制步态周期波形和足底压力情况。

3.6 磁感应式柔性压力传感器

磁感应压力传感器是一种基于磁弹效应来测量压力的传感器。铁磁性材料在受到外力时, 会因为外部机械力的作用而发生形变。根据逆磁致伸缩效应^[53], 这种

改变会使其周围磁场发生改变,即磁化曲线会根据形变而改变,从而可以由磁化曲线反推出压力的大小^[54].磁致伸缩传感器具有高效的转换效率和快速响应的能力,但是普遍存在磁滞造成的误差,并且对于外界磁场干扰十分敏感.在自然界中, $\text{Tb}_x\text{Dy}_{1-x}\text{Fe}_2$ (Terfenol-D) 和 $\text{Ga}_x\text{Fe}_{1-x}$ (Galfenol) 等金属合金表现出磁弹效应,之后又有过渡族金属基、稀土-铁基、磁相变材料^[55]等磁致伸缩材料被开发出来. Nie等人^[56]设计了一种基于纺织品的无线压力传感器阵列(WiPSA).该传感器由两层独立的无源天线和铁氧体膜,以及将两者隔开的高密度单丝纱线织物垫片组成.受到外部压力时,柔性织物垫片的机械压缩会导致电感变化,转换为谐振频率的可检测偏移,从而反映压力的变化.由此设计的鞋垫集成了8个单一传感单元,可以识别直立、踮脚尖的姿势,区分不同的瑜伽姿势.由于集成了具有超高磁导率的铁氧体膜,该鞋垫灵敏度高且抗导电干扰. Wang等人^[57]设计了一种由4个方形双层感应线圈(使用标准柔性印刷电路板(printed circuit board, PCB)制造工艺在25 μm 厚的Kapton聚酰亚胺膜上制造)及硅板作为弹性介质的三轴感应力传感器.如图5所示,通过在足底集成一系列这样的传感器,可以实现足底表面的负载映射.

3.7 气压式柔性压力传感器

气压式传感器也可以用来进行足底压力的监测.通常气压传感器由一个气囊和一个气压传感器组成,其中气囊的性能对于传感单元的准确度十分重要,需要使用一种具有一定黏弹特性的流体介质来填充囊体,因此会产生迟滞^[58],且其体积较大,会让使用者感到不适.气囊的材料需要具有一定的柔韧性和蠕变性,常用的材料有尼龙、硅胶、聚氨酯等. Kong和Tomizuka^[59]设计了一种由硅树脂缠绕管制成的空气囊和气压传感器制成的感测单元,如图6所示.该空气囊的外径为4 mm,内径为2 mm,管子末端被绑住并用环氧树脂黏合剂黏合、密封.当受到外界压力时,气囊变形,气压传感器可以监测到其压力变化.通过在鞋内安装4对分别独立相连的气囊和气压传感器,可以实现对足底压力的测量.由于硅树脂材料良好的柔韧性和适当的黏弹性,该感测模块具有较高的舒适性和灵敏度. Oliveira等人^[60]使用了一种由高分辨率的气压传感器、低成本数据采集模块和可视化JAVA应用程序组成的智能鞋垫,其中传感器使用了两个由黏合剂和电介质制成

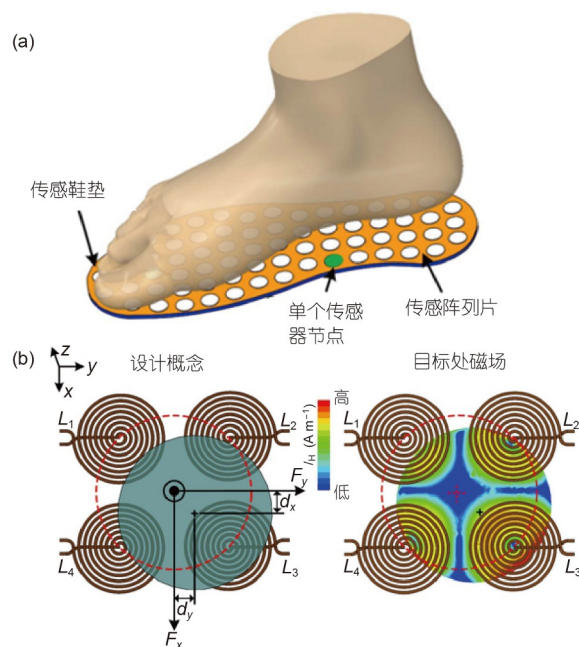


图5 (网络版彩色)三轴应力传感器的应用及示意图^[57]. (a) 装有测量足底负荷的力传感器阵列的传感鞋垫的图示; (b) 由4个对称传感线圈组成的传感器

Figure 5 (Color online) The application and schematic of tri-axis inductive force sensors^[57]. (a) Illustration of a sensory insole integrated with an array of force sensors for measuring plantar load; (b) sensors consisting of four symmetric sensing coils

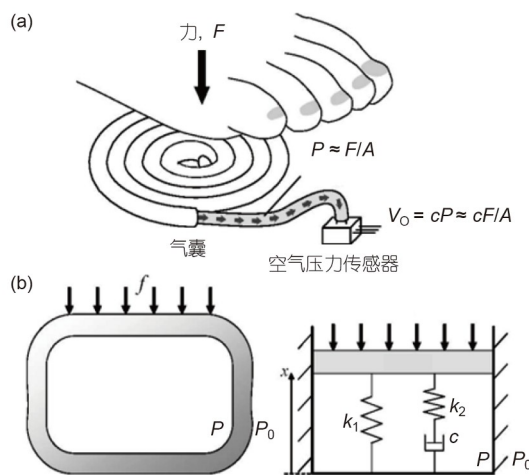


图6 一种气压式传感器^[59]. (a) 触地压力测量系统示意图. F , 一脚施加的力; P , 气囊内的气压; A , 气囊横截面积; C , 气压传感器的转换常数; V_O , 气压传感器输出的电压. (b) 气囊模型: 硅胶管模型及简化模型

Figure 6 An air-pressure based sensor^[59]. (a) Schematic sketch of the ground contact force measurement system. F , the force exerted by a foot; P , the air pressure in an air bladder; A , the area of the cross-sectional of an air bladder; C , conversion constant of an air pressure sensor; V_O , the output voltage of the air pressure sensor. (b) The air bladder model: Silicone tube model and simplified model

的柔性基板。他们邀请了45位6个月之内没有出现肌肉骨骼问题的测试者,将移动式气压计连接在鞋垫中,进行攀爬、跑步等运动,数据分析证明了该气压式鞋垫测量结果的可靠性。

3.8 各类柔性压力传感器的对比

随着柔性压力传感器的快速发展,可穿戴电子产品的监测更准确,功能也更强大。柔性压力传感器主要有压电式、电容式、压阻式、摩擦电式、光电式、磁感应式和气压式,见表1。其中,压电式柔性传感器和摩擦电式传感器可以实现自供电。压电式柔性传感器灵敏度高,使用寿命长,但无法监测静态力,制备过程与其他传感器相比较为复杂。摩擦电式传感器可用材料广泛,结构简单,具有良好的生物相容性。电容式柔性传感器灵敏度高、响应速度快的特点,但是其便携性差,且易受环境因素的干扰。压阻式传感器具有柔韧性、灵敏度高的特点。光电式传感器具有良好的抗电磁干扰,灵敏度高,重量轻。磁感应式传感器具有高效的转换效率和快速响应的能力,但是普遍存在磁滞造成的误差,并且对于外界磁场干扰十分敏感。气压式传感器也会产生迟滞,且体积较大。

4 能源及连接方式

足底压力监测系统的续航能力主要取决于供电方式和能源传输的效率。想要实现长期全天候监测,需要能够持续稳定地提供能源的配套电路。

4.1 供电方式

电池模块通常使用锂电池进行储电和供电,外加一个稳压器。即使输入电压或负载变化时,也能保持输出电压的稳定。

获得电能的方式主要有两种:一是充电,包括有线充电和无线充电;二是传感模块本身自供电。常见的自供电传感模块原理有压电效应、摩擦电效应等。Han等人^[61]设计了一种基于压电薄膜的自供电运动识别鞋垫。鞋垫设计为夹层结构,PVDF柔性压电薄膜将两个刻有凹槽的波浪形硅胶膜隔开。当上板受压时,PVDF膜沿横向被拉伸,电子聚集在膜的上下表面,被电极收集储存电能;当足部压力降低时,上层上升,PVDF膜被释放,寄生电容器开始放电,放完电后PVDF膜恢复到零电位。通过压电薄膜产生的波形等信息可以区分正常行走、慢跑、上下楼梯等运动。Li等人^[62]制备了一种由8根轴向缠绕纱(PVDF纱)作为外壳、1根导电纱(镀银尼龙纱)作为芯层的核壳摩擦电纤维。该纤维结构稳定,抗拉伸性能良好,可洗涤,透气舒适,可以用于生物能量收集和足底压力监测。当自由运动的物体(如皮肤)接触到PVDF表面时,由于极性相反,两个接触面会产生等量的正负静电荷,电量被存储;当两个表面互相远离时,电极层的电位上升,驱动电子流向地面,便会放出电量。在每只袜子中植入8个针织动力纺织品传感单元(每个面积为20 mm×25 mm),根据各传感单元所受压力可绘出足底压力分布图。

表1 各类柔性压力传感器对比

Table 1 Comparison of various flexible pressure sensors

类型	工作原理	常用材料	特点
压电式	外力作用下,产生电场,将压力转换为电信号	PVDF、ZnO、PZT、陶瓷纤维	自供电,灵敏度高,使用寿命长,无法监测静态力
电容式	外力作用下,电阻发生变化,将压力转换为电信号	碳纳米管、金属纳米线、导电弹性体作电极层;玻璃、陶瓷、聚二甲基硅氧作介电层	灵敏度高,响应速度快,占用面积大,便携性差,易受到湿度、生物电容干扰
压阻式	外力作用下,电容会发生变化,电信号相应变化来反映压力的变化	单晶硅、SiC、纳米银线、碳纳米管作导电相材料;无机材料、聚酰亚胺、聚苯乙烯作基底	可以被微型化,柔韧性好,灵敏度高
摩擦电式	摩擦电材料表面之间产生电荷转移,产生电位差,从而将机械能转换为电能	聚四氟乙烯(PTFE)、聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)	种类多样,可用材料广泛,结构简单,具有良好的生物相容性
光电式	光纤变形引起的光强衰减或波长变化,获得压力数据	塑料光纤、二氧化硅	抗电磁干扰,灵敏度高,重量轻
磁感应式	外力作用下,发生形变,根据逆磁致伸缩效应,其周围磁场发生改变	过渡族金属基、稀土-铁基、磁相变材料	转换效率高,响应快,存在磁滞造成的误差,对外界磁场干扰十分敏感
气压式	外力作用下,气囊变形,气压传感器可以监测到其压力变化	尼龙、硅胶、聚氨酯	有迟滞,体积较大

4.2 连接方式

将柔性压力传感器集成到鞋垫上的方式主要有3种:一是根据传感器的分布位置,设计传感器和引线位点,确保传感器和引线排布不交叉,然后黏附在封装层的基底上.这种设计可以形成与外部隔绝的环境,支撑和保护传感器.二是使用柔性印刷电路(flexible printed circuit, FPC),将柔性传感器通过焊锡连接到柔性电路板上,再将柔性电路板贴合到鞋垫上层.该连接方式可靠性强,具有良好的弯折性,轻薄便携,易于加工.三是全编织成型的智能鞋垫,即将传感器和电路结构直接编织在织物中. Li等人^[63]基于独特的蜂窝编织结构,在织物单元顶端正反面分别用碳纤维作为经纬纱,形成交错的锥形结构,经纬交叉点组成了电容传感器阵列.这种设计结构能够将输出和输入实时同步,在可穿戴领域应用前景广阔.

5 数据处理与分析

5.1 数据获取与传输

目前用于足底压力监测系统的短距离无线通信传输方式有蓝牙、ZigBee和WiFi. 蓝牙技术具有良好的灵敏度,性价比高,体积小,功耗低,可以直接连接到多个设备,但存在一定的距离限制. ZigBee技术具有结构简单、价格便宜、低功耗、安全性高的优点,但是存在传输速率低、传输距离小和组网复杂的缺点. WiFi技术具有传输速度快、可以处理大量数据传输的优点,但功耗较大,会影响可穿戴设备的续航.目前,在智能鞋垫等穿戴领域主要使用蓝牙技术,可实时将数据传输到App供使用者查看.

5.2 数据预处理与分割

数据预处理是为后续分析步骤准备原始数据的关键一步,主要的预处理方法有优化采样频率^[64]、传感器校准^[65]、滤波降噪、归一化数据、均衡数据等方法. 其中,滤波处理非常重要,滤波可以将信号中的冗余信息减少,去除在数据采集过程中因身体部位偏移、传感器碰撞及不规则抖动产生的噪声. 滤波器根据原理可以划分为经典滤波器(带通滤波器、带阻滤波器、低通滤波器、高通滤波器^[66]等)和现代滤波器(自适应滤波器和维纳滤波器等). Arumugaraja等人^[67]将内置了102个压力传感器的鞋垫用于收集步态数据,

采用改进后的混合滤波方法(modified hybrid triangular maximum, MHyTMX)去噪,选用均方根误差(root mean square error, RMSE)=2.748和峰值信噪比(peak signal to noise ratio, PSNR)=39.35来增强足底压力分布热图图像质量.

数据分割是将步态模式划分为正常步态和异常行走的关键过程,根据步幅长度、步数、站立阶段、摆动阶段等进行数据分割.

5.3 特征提取与选择

特征是一种对于正在运动人体的可测量属性,也是从图像或数据中抽象出来的结果. 通常将提取的数据作为特征值输入分类器模型或算法,进行训练和预测^[68],因此通过特征提取将数据规模进行缩减并除去可靠性低和重复度高的数据十分重要,常用的方法是提取极差、均值、标准差和方差等时域特征,及均方频率、重心频率等频域特征,也可以将时域和频域特征进行融合,改善不平稳信号得到的数据. Chen等人^[69]为了提高对日常生活活动(activities of daily living, ADL)识别的准确性,对每个步幅只提取3个有效特征:脚接触面角度、脚接触面和GRF2(一个周期中GRF处于谷位时)接触面之间的角度、双支撑时间占比. 选取这几个特征可以提高ADL识别的准确性并减少计算量.

特征选择指的是根据需从提取出的特征中选出不同的特征子集. 因为在获得的特征数据中,有些特征对步态模式分类有意义,而另一些特征则没有,若对所有数据进行处理时间过长,且可能出现过拟合^[70],所以,对有意义的特征进行选择,从而使建立的模型性能更优异,同时也能提高后续动作识别的准确性. 特征选择的方式主要有3种:一是对各个特征设定阈值进行筛选;二是通过对特征数量增减,验证准确性来确定需要选择的特征;三是在建立模型时加入特征要求,筛选出符合要求的子集.

5.4 机器学习算法

基于机器学习的步态分析方法被广泛使用在日常步态监测及异常步态预警等情境中,通过对传感单元的数据进行学习训练,形成步态分析模型,对于步态分析的准确性尤为重要. 常用于步态分析的算法主要有K邻近法(K-nearest neighbour, KNN)、支持向量机法(support vector machine, SVM)、决策树(decision tree, DT)、随机森林(random forest, RF)等.

KNN是一种基于非参数方法的用于分类问题的监督学习算法。KNN算法的原理是选定一个 k 值,对于某个用于训练的样本集,给出一个新样本,在训练样本集中找出与新样本最接近的 k 个对象,通过多数表决原则决定新样本的类别(即对这 k 个对象统计每个特征的情况,出现较多的即为新样本的特征)。其中,参数 k 的选取会影响数据处理结果, k 选取过小,易造成过拟合, k 选取过大,则会降低结果准确性, k 的选择需要通过实验进行验证。Rattanasak等人^[71]通过分析发现,在其实验中选择 $k=3$ 进行数据处理,能够获得更高的步态准确度。KNN算法能够处理回归问题,不用设定输入样本,可以给出新样本的分类信息,但对于异常值,灵敏度较低。

SVM是一种用于分类和回归分析的常见算法^[72]。SVM算法的原理是在线性可分的情况下,试图找到一个最优超平面,用来最大化不同类之间的距离,并且调整边界。在线性不可分的情况下,通过核函数^[73]将样本由低维空间映射到高维空间,在高维空间找出一个超平面。SVM算法的优势在于即使不需要进行大量数据训练,也可以获得较好的分类效果。

DT是一种以递归方式划分特征空间的分类算法。DT主要由根节点、叶子节点和内部节点3部分组成:根节点代表样本集合;叶子节点表示分类结果;内部节点表示分类依据,即样本特征。将测试样本从根节点输入,通过内部节点的判断,被分配给叶子节点,该叶子节点的特征即是该样本的分类^[74]。在使用数值特征的情况下,也可以将DT看作超平面的集合。DT算法的优点在于流程结构简单,具有可解释性。

RF是一种基于树的分类策略。RF算法采用大量DT进行分类^[75]。随机主要指的是有放回地随机抽取固定数量的样本,RF中的DT构建时的特征是随机选取的,每个DT之间不相关联,因此它的实质是一种集成式学习。当测试样本被输入时,每个DT都会给出自己的分类结果,在回归问题中,RF算法输出的结果是所有DT

输出结果的平均值^[76]。

6 总结与展望

本文介绍了用于步态分析传感器监测系统的发展,总结了用于步态分析的足部压力传感器的原理,概述了足部压力传感系统的供电方式、连接方式以及步态分析的数据处理方法。步态参数是衡量人体健康状况、监测运动及康复状况的重要参数^[77]。将步态参数的测量融入日常,有利于实现持续和个性化医疗保健,因此对于可穿戴步态分析监测系统的研究是非常有必要的。目前,国内外用于步态分析的足底压力监测系统已经有了很多研究基础,但要实现大规模、常态化的应用,还有一些问题需要解决。(1) 满足个性化需求。个性化需求包括两个方面:一是针对不同的疾病,足底压力监测系统的设计部位和准确度要求不同;二是不同人群的足部特征也会影响足底压力的监测,如正常足人群和扁平足人群应当使用不同形态的足底压力监测设备。随着材料和人工智能技术的发展,个性化医疗得到了发展,可穿戴设备可以在日常状态下持续监测生理信号,降低了时间、人力和财力成本。在物联网技术的高速发展下,智慧医疗能够通过个性化大数据的处理,实现疾病诊断、医疗保健和康复治疗,例如足外翻、扁平足、糖尿病足、帕金森冻结步态,并及时对异常步态进行预警。(2) 完备的行业标准。用于足底压力监测的智能鞋垫、智能鞋、智能袜在健康和体育活动的市场上已经初步商业化,但是未能广泛应用于医疗领域,原因之一便是医疗产品往往具有更高的开发和监管要求。要实现远程医疗服务和长期步态监测,需要对各种监测原理的传感器进行规范,并且确保长期使用的安全性。(3) 提高数据处理技术。为提高步态判断的准确性,可以通过多种算法的融合,对数据进行特征分类和提取,这样可以降低误判率;为实现步态的实时监测,可以使用物联网技术,提高数据的处理和传输效率,获得更大的数据存储空间等。

参考文献

- 1 Di Scala G, Dupuy M, Guillaud E, et al. Efficiency of sensorimotor networks: Posture and gait in young and older adults. *Exp Aging Res*, 2019, 45: 41–56
- 2 Gurchiek R D, Choquette R H, Beynon B D, et al. Open-source remote gait analysis: A post-surgery patient monitoring application. *Sci Rep*, 2019, 9: 17966
- 3 Abdulhay E, Arunkumar N, Narasimhan K, et al. Gait and tremor investigation using machine learning techniques for the diagnosis of Parkinson disease. *Futur Gener Comp Syst*, 2018, 83: 366–373

- 4 Jia X, Li J, Liu J, et al. Study on abnormal gait and fall warning method using wearable sensors and a human musculoskeletal model. *Meas Sci Technol*, 2023, 34: 065104
- 5 Hassan M, Kadone H, Suzuki K, et al. Wearable gait measurement system with an instrumented cane for exoskeleton control. *Sensors*, 2014, 14: 1705–1722
- 6 Santos G, Tavares T, Rocha A. Reliability and generalization of gait biometrics using 3D inertial sensor data and 3D optical system trajectories. *Sci Rep*, 2022, 12: 8414
- 7 Hatala K G, Dingwall H L, Wunderlich R E, et al. The relationship between plantar pressure and footprint shape. *J Hum Evol*, 2013, 65: 21–28
- 8 Kang K Y, Yu K H. The effects of eye movement training on gait function in patients with stroke. *J Phys Ther Sci*, 2016, 28: 1816–1818
- 9 Nüesch C, Overberg J A, Schwameder H, et al. Repeatability of spatiotemporal, plantar pressure and force parameters during treadmill walking and running. *Gait Posture*, 2018, 62: 117–123
- 10 Tompkins C G, Sharp J S. Dual optical force plate for time resolved measurement of forces and pressure distributions beneath shoes and feet. *Sci Rep*, 2019, 9: 8886
- 11 Wang H, Song Y. Design of intelligent shoes based on multi-sensor. *J Phys-Conf Ser*, 2021, 1927: 012014
- 12 Putti A B, Arnold G P, Cochrane L, et al. The Pedar[®] in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait Posture*, 2007, 25: 401–405
- 13 Patrick K, Donovan L. Test-retest reliability of the Tekscan[®] F-Scan[®] 7 in-shoe plantar pressure system during treadmill walking in healthy recreationally active individuals. *Sports Biomech*, 2018, 17: 83–97
- 14 Eizental P, Katashev A, Oks A, et al. DAid pressure socks system: Performance evaluation. *Gait Posture*, 2021, 84: 368–376
- 15 Gurney J K, Kersting U G, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture*, 2008, 27: 706–709
- 16 Duenas L, Arnal-Gomez A, Aparicio I, et al. Influence of age, gender and obesity on pressure discomfort threshold of the foot: A cross-sectional study. *Clin Biomech*, 2021, 82: 105252
- 17 Buldt A K, Forghany S, Landorf K B, et al. Centre of pressure characteristics in normal, planus and cavus feet. *J Foot Ankle Res*, 2018, 11: 3
- 18 Au S, Berniker M, Herr H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. *Neural Netw*, 2008, 21: 654–666
- 19 Grant A D. Gait analysis: Normal and pathological function. *JAMA*, 2010, 304: 907
- 20 Jiang X, Napier C, Hannigan B, et al. Estimating vertical ground reaction force during walking using a single inertial sensor. *Sensors*, 2020, 20: 4345
- 21 Keijsers N L W, Stolwijk N M, Pataky T C. Linear dependence of peak, mean, and pressure-time integral values in plantar pressure images. *Gait Posture*, 2010, 31: 140–142
- 22 Yuan Y, Chen H, Xu H, et al. Highly sensitive and wearable bionic piezoelectric sensor for human respiratory monitoring. *Sens Actuat A-Phys*, 2022, 345: 113818
- 23 Srivastava V K, Singh J, Kumar P, et al. A comparative study of structural, mechanical & electrical properties of ZnO and AlN thin films for MEMS based piezoelectric sensors. *Mater Res Express*, 2022, 9: 026402
- 24 Baptista F, Budoya D, Almeida V, et al. An experimental study on the effect of temperature on piezoelectric sensors for impedance-based structural health monitoring. *Sensors*, 2014, 14: 1208–1227
- 25 Guan Y, Bai M, Li Q, et al. A plantar wearable pressure sensor based on hybrid lead zirconate-titanate/microfibrillated cellulose piezoelectric composite films for human health monitoring. *Lab Chip*, 2022, 22: 2376–2391
- 26 Mu J L, Xian S, Yu J B, et al. Flexible and wearable BaTiO₃/polyacrylonitrile-based piezoelectric sensor for human posture monitoring. *Sci China Technol Sci*, 2022, 65: 858–869
- 27 Sakthivelpathi V, Qian Z, Li T, et al. Capacitive eye tracker made of fractured carbon nanotube-paper composites for wearable applications. *Sens Actuat A-Phys*, 2022, 344: 113739
- 28 Tian M W, Li Z Q, Lu Y J, et al. Recent progress of textile-based flexible mechanical sensors on the preparation and performance of flexible fabric pressure sensor (in Chinese). *J Text Res*, 2018, 39: 170–176 [田明伟, 李增庆, 卢韵静, 等. 纺织基柔性力学传感器研究进展. *纺织学报*, 2018, 39: 170–176]
- 29 Basarir F, Madani Z, Vapaavuori J. Recent advances in silver nanowire based flexible capacitive pressure sensors: From structure, fabrication to emerging applications. *Adv Mater Interfaces*, 2022, 9: 2200866
- 30 Yoon S G, Park B J, Chang S T. Highly sensitive piezocapacitive sensor for detecting static and dynamic pressure using ion-gel thin films and conductive elastomeric composites. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2017, 9: 36206–36219
- 31 Kim S O, Han C J, Lee C R, et al. Highly transparent, stretchable, and conformable silicone-based strain/pressure-sensitive capacitor using adhesive polydimethylsiloxane. *J Alloys Compd*, 2020, 841: 155773
- 32 Dong T, Guo Y, Gu Y, et al. Design of a wireless and fully flexible insole using a highly sensitive pressure sensor for gait event detection. *Meas Sci Technol*, 2021, 32: 105109

- 33 Tao J, Dong M, Li L, et al. Real-time pressure mapping smart insole system based on a controllable vertical pore dielectric layer. *Microsyst Nanoeng*, 2020, 6: 62
- 34 Won S M, Wang H, Kim B H, et al. Multimodal sensing with a three-dimensional piezoresistive structure. *ACS Nano*, 2019, 13: 10972–10979
- 35 Yu J T, Sun L, Xiao Y, et al. Progress in the research of piezoresistive flexible pressure sensor (in Chinese). *Electron Compon Mater*, 2019, 38: 1–11 [于江涛, 孙雷, 肖瑶, 等. 压阻式柔性压力传感器的研究进展. *电子元件与材料*, 2019, 38: 1–11]
- 36 Li F C, Kong Z, Wu J H, et al. Advances in flexible piezoresistive pressure sensor (in Chinese). *Acta Phys Sin*, 2021, 70: 100703 [李凤超, 孔振, 吴锦华, 等. 柔性压阻式压力传感器的研究进展. *物理学报*, 2021, 70: 100703]
- 37 Cao M, Su J, Fan S, et al. Wearable piezoresistive pressure sensors based on 3D graphene. *Chem Eng J*, 2021, 406: 126777
- 38 Belwanshi V. Analytical modeling to estimate the sensitivity of mems technology-based piezoresistive pressure sensor. *J Comput Electron*, 2020, 20: 668–680
- 39 Zhang L, Li H, Lai X, et al. Carbonized cotton fabric-based multilayer piezoresistive pressure sensors. *Cellulose*, 2019, 26: 5001–5014
- 40 Li X, Liu X, Zeng W, et al. Carbon fiber-based smart plantar pressure mapping insole system for remote gait analysis and motion identification. *Adv Mater Technol*, 2023, 8: 2300095
- 41 Liu Y, Tao J, Yang W, et al. Biodegradable, breathable leaf vein-based tactile sensors with tunable sensitivity and sensing range. *Small*, 2022, 18: 2106906
- 42 Fan F R, Tian Z Q, Lin Wang Z. Flexible triboelectric generator. *Nano Energy*, 2012, 1: 328–334
- 43 Lv X S, Liu L P, Yu J Y, et al. Fabrication and application research progress of fiber-based self-poered electronic skin (in Chinese). *J Text Res*, 2022, 43: 183–191 [吕晓双, 刘丽萍, 俞建勇, 等. 纤维基自供能电子皮肤的构建及其应用性能研究进展. *纺织学报*, 2022, 43: 183–191]
- 44 Chen L, Wang K. A soil-based pressure sensor for human motion monitoring. *J Mater Sci-Mater Electron*, 2021, 32: 18282–18290
- 45 Li J, Xie Z, Wang Z, et al. A triboelectric gait sensor system for human activity recognition and user identification. *Nano Energy*, 2023, 112: 108473
- 46 Xu R, Luo F, Zhu Z, et al. Flexible wide-range triboelectric sensor for physiological signal monitoring and human motion recognition. *ACS Appl Electron Mater*, 2022, 4: 4051–4060
- 47 Romero A A, Amouzou K N, Sengupta D, et al. Optoelectronic pressure sensor based on the bending loss of plastic optical fibers embedded in stretchable polydimethylsiloxane. *Sensors*, 2023, 23: 3322
- 48 Hou M J, Tian J, Zuo Y W. Research on optical fiber pressure sensing characteristics based on PMF-Sagnac loop structure (in Chinese). *Transd Microsyst Technol*, 2021, 40: 16–18, 22 [侯美江, 田晶, 左一武. 基于PMF-Sagnac环结构的光纤压力传感特性研究. *传感器与微系统*, 2021, 40: 16–18, 22]
- 49 Cui K, Hong Y P, Sui D D, et al. A lossless fiber pressure sensor based on PDMS. *IEEE Access*, 2020, 8: 189036–189042
- 50 Homayounfar S Z, Andrew T L. Wearable sensors for monitoring human motion: A review on mechanisms, materials, and challenges. *SLAS Technol*, 2020, 25: 9–24
- 51 Safarloo S, Núñez-Cascajero A, Sanchez-Gomez R, et al. Polymer optical fiber plantar pressure sensors: Design and validation. *Sensors*, 2022, 22: 3883
- 52 Mahmud S, Khandakar A, Chowdhury M E H, et al. Fiber Bragg gratings based smart insole to measure plantar pressure and temperature. *Sens Actuat A-Phys*, 2023, 350: 114092
- 53 Aabid A, Parveez B, Raheman M A, et al. A review of piezoelectric material-based structural control and health monitoring techniques for engineering structures: Challenges and opportunities. *Actuators*, 2021, 10: 101
- 54 Han F, Yao H, Yao E, et al. Yield strength measurement of ferromagnetic materials based on the inverse magnetostrictive effect. *J Magn Magn Mater*, 2022, 545: 168746
- 55 Kakeshita T, Ullakko K. Giant magnetostriction in ferromagnetic shape-memory alloys. *MRS Bull*, 2002, 27: 105–109
- 56 Nie B, Huang R, Yao T, et al. Textile-based wireless pressure sensor array for human-interactive sensing. *Adv Funct Mater*, 2019, 29: 1808786
- 57 Wang L, Jones D, Chapman G J, et al. An inductive force sensor for in-shoe plantar normal and shear load measurement. *IEEE Sens J*, 2020, 20: 13318–13331
- 58 Bae J, Kong K, Byl N, et al. A mobile gait monitoring system for abnormal gait diagnosis and rehabilitation: A pilot study for Parkinson disease patients. *J Biomech Eng*, 2011, 133: 041005
- 59 Kong K, Tomizuka M. A gait monitoring system based on air pressure sensors embedded in a shoe. *IEEE ASME Trans Mechatron*, 2009, 14: 358–370
- 60 Oliveira L B, Maranho D A, Júnior A C, et al. Reliability of wireless insole baropodometry of normal individual's gait. *Acta Ortop Bras*, 2021, 29: 238–241
- 61 Han Y, Cao Y, Zhao J, et al. A self-powered insole for human motion recognition. *Sensors*, 2016, 16: 1502
- 62 Li Y, Zhang Y, Yi J, et al. Large-scale fabrication of core-shell triboelectric braided fibers and power textiles for energy harvesting and plantar

- p pressure monitoring.
- EcoMat*
- , 2022, 4: e12191
- 63 Li S, Li R, Chen T, et al. Highly sensitive and flexible capacitive pressure sensor enhanced by weaving of pyramidal concavities staggered in honeycomb matrix. *IEEE Sensors J*, 2020, 20: 14436–14443
 - 64 Brond J C, Arvidsson D. Sampling frequency affects the processing of actigraph raw acceleration data to activity counts. *J Appl Physiol*, 2016, 120: 362–369
 - 65 Bastian T, Maire A, Dugas J, et al. Automatic identification of physical activity types and sedentary behaviors from triaxial accelerometer: Laboratory-based calibrations are not enough. *J Appl Physiol*, 2015, 118: 716–722
 - 66 Tong K, Granat M H. A practical gait analysis system using gyroscopes. *Med Eng Phys*, 1999, 21: 87–94
 - 67 Arumugaraja M, Padmapriya B, Poornachandra S. Design and development of foot worn piezoresistive sensor for knee pain analysis with supervised machine learning algorithms based on gait pattern. *Measurement*, 2022, 200: 111603
 - 68 Lemoyne R, Mastroianni T. Classification of software control architectures for a powered prosthesis through conventional gait analysis using machine learning applications. *J Mech Med Biol*, 2019, 19: 1950044
 - 69 Chen D, Cai Y, Qian X, et al. Bring gait lab to everyday life: Gait analysis in terms of activities of daily living. *IEEE Internet Things J*, 2020, 7: 1298–1312
 - 70 Liu X, Tang J. Mass classification in mammograms using selected geometry and texture features, and a new SVM-based feature selection method. *IEEE Syst J*, 2014, 8: 910–920
 - 71 Rattanasak A, Uthansakul P, Uthansakul M, et al. Real-time gait phase detection using wearable sensors for transtibial prosthesis based on a kNN algorithm. *Sensors*, 2022, 22: 4242
 - 72 Gui J, Liu T, Tao D, et al. Representative vector machines: A unified framework for classical classifiers. *IEEE Trans Cybern*, 2016, 46: 1877–1888
 - 73 Begg R K, Palaniswami M, Owen B. Support vector machines for automated gait classification. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52: 828–838
 - 74 Trabassi D, Serrao M, Varrecchia T, et al. Machine learning approach to support the detection of Parkinson's disease in IMU-based gait analysis. *Sensors*, 2022, 22: 3700
 - 75 Breiman L. Random forests. *Mach Learn*, 2001, 45: 5–32
 - 76 Svetnik V, Liaw A, Tong C, et al. Random forest: A classification and regression tool for compound classification and QSAR modeling. *J Chem Inf Comput Sci*, 2003, 43: 1947–1958
 - 77 Muro-de-la-Herran A, Garcia-Zapirain B, Mendez-Zorrilla A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, 2014, 14: 3362–3394

Summary for “用于步态分析的足底压力监测系统研究进展”

Research progress of the plantar pressure monitoring system for gait analysis

Ting Xu, Zhe Sun & Jian Fang^{*}

Department of Textile and Clothing Engineering, Soochow University, Suzhou 215123, China

^{*} Corresponding author, E-mail: jian.fang@suda.edu.cn

With the aging of the population in China, people's demand for health monitoring is gradually increasing. As an effective way of health monitoring, gait analysis is increasingly widely used in disease diagnosis, fall prevention, rehabilitation, human-computer interaction and other fields. Gait reflects the interconnectedness of multiple physiological systems, including balance, strength, and cardiovascular capacity, and a person's gait can tell us a lot about their health. Gait analysis is a systematic study of human walking movements and an important evaluation tool for analyzing individual life signals, which can be accomplished by collecting, describing and characterizing kinetic and mechanical data of gait.

Firstly, this paper introduces the importance of gait analysis and the research status of plantar pressure monitoring, as well as the characteristics of various plantar pressure monitoring systems.

Secondly, the physiological characteristics of the foot are summarized, including the common division methods of the center point of plantar pressures and gait phases.

Then, the materials and characteristics of the key device for gait analysis data acquisition, flexible pressure sensors, are systematically analyzed. In the meantime, integration and connection modes of sensors, and common step recognition algorithms are also summarized. Detailedly, according to the sensing principle, the flexible pressure sensor can be divided into piezoelectric, capacitive, piezoresistive, triboelectric, photoelectric, magnetic induction and pneumatic flexible pressure sensors. Piezoelectric flexible sensors do not require external power supply, have high sensitivity and long service life, but cannot monitor static forces, and the preparation process is more complicated than that of other sensors. The triboelectric sensor has advantages of various types, wide range of available materials, simple structures, self-power supply and good biocompatibility. The capacitive flexible sensor has the characteristics of high sensitivity and fast response, but its portability is poor and easy to be interfered by environmental factors. The piezoresistive sensor has good flexibility and high sensitivity. The photoelectric sensor has the characteristics of anti-electromagnetic interference, high sensitivity, light weight and so on. The magnetic induction sensor has high conversion efficiency and fast response ability, but there are common errors caused by hysteresis, and it is very sensitive to external magnetic field interference. Pneumatic sensors are sluggish and bulky.

Finally, the design direction and further research of the plantar pressure monitoring system are discussed. At present, although there have been a lot of research on gait analysis at home and abroad, the following three aspects need to be improved in order to realize large-scale and normalized gait monitoring. First, to meet the needs of customization, for some specific diseases and special populations, the system needs to be able to be flexibly adjusted. Second, formulate complete industry standards. For smart insoles, shoes and socks, to enable telemedicine services and long-term sole pressure monitoring, it is necessary to standardize the various principles of sensors and ensure the safety of long-term use. Third, improve data processing technology. Through the fusion of various algorithms, the feature classification and extraction of data are carried out to improve the accuracy of gait judgment and reduce the misjudgment rate. The Internet of Things technology is utilized to improve the efficiency of data processing and transmission, and obtain greater data storage space.

gait analysis, plantar pressure, pressure monitoring, intelligent insole, flexible sensor

doi: [10.1360/TB-2023-0591](https://doi.org/10.1360/TB-2023-0591)