

融合足底运动能采集器与IMU的步态监测系统设计与实验

冯小东, 杨媛媛, 贺显明*

重庆科技大学电子与电气工程学院, 重庆

收稿日期: 2026年6月24日; 录用日期: 2026年7月18日; 发布日期: 2026年7月28日

摘要

针对传统步态分析设备存在成本高昂、续航能力弱、不适用于长期贴身佩戴的问题, 本文设计并实现了一套融合PVDF压电薄膜足底运动能采集器与JY61P惯性测量单元(IMU)的步态监测系统。系统在足跟、中足、前掌三个位置布置了三路悬臂梁式PVDF压电采集单元, 用于采集足底动态力电信号; 通过电荷放大、偏置匹配与低通滤波电路完成信号调理。系统以STM32F407单片机为主控核心, 实现多源数据同步采集、时间戳标记与数据帧封装, 并借助ESP8266无线模块完成数据的WiFi传输。上位机可实现信号波形实时显示、数据存储、步频计算及基于滑动窗口的步态识别。实验结果表明, PVDF压电采集单元可有效识别足跟着地、支撑过渡、前掌蹬离等典型步态事件, IMU信号可补充足部姿态与空间运动特征。双信号融合特征的步态识别平均准确率达95.51%; 步频检测平均准确率为98.3%, 整体性能优于单一传感器方案。该研究可为低功耗、自供能可穿戴步态监测设备的研发提供一定的技术参考。

关键词

步态监测, PVDF压电薄膜, IMU, 多传感器融合, STM32

Design and Experiment of Gait Monitoring System Integrating Plantar Kinetic Energy Harvester and IMU

Xiaodong Feng, Yuanyuan Yang, Xianming He*

School of Electronic and Electrical Engineering, Chongqing University of Science and Technology, Chongqing

Received: June 24, 2026; accepted: July 18, 2026; published: July 28, 2026

*通讯作者。

文章引用: 冯小东, 杨媛媛, 贺显明. 融合足底运动能采集器与 IMU 的步态监测系统设计与实验[J]. 传感器技术与应用, 2026, 14(4): 774-785. DOI: 10.12677/jsta.2026.144074

Abstract

Aiming at the drawbacks of traditional gait analysis equipment, including high cost, short battery life and poor adaptability to long-term close-fitting wear, this paper proposes a gait monitoring system combining a plantar kinetic energy harvester based on PVDF piezoelectric thin films and JY61P inertial measurement unit (IMU). Three cantilever-beam PVDF acquisition units are arranged at the heel, midfoot and forefoot to collect dynamic piezoelectric signals from the plantar region. Signal conditioning is realized through charge amplification, bias matching and low-pass filter circuits. Taking the STM32F407 microcontroller as the main control core, the system realizes synchronous multi-source data acquisition, timestamp marking and data frame encapsulation, and completes Wi-Fi data transmission via the ESP8266 wireless module. The upper computer supports real-time signal waveform display, data storage, cadence calculation and sliding window-based gait recognition. Experimental results show that the PVDF acquisition units can effectively identify typical gait events such as heel strike, stance transition and forefoot push-off, while IMU signals provide supplementary information on foot posture and spatial motion characteristics. The average accuracy of gait recognition based on dual-signal fused features reaches 95.51%, and the average accuracy of cadence detection is 98.3%. The overall performance outperforms schemes using a single sensor. This research provides technical references for the development of low-power, self-powered wearable gait monitoring devices.

Keywords

Gait Monitoring, PVDF Piezoelectric Thin Film, IMU, Multi-Sensor Fusion, STM32

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

步态是人体下肢神经肌肉协同作用、足底受力变化与躯体姿态耦合形成的周期性运动行为。步频、支撑相、摆动相和足底压力迁移等步态参数，可有效反映人体的运动能力、康复效果和跌倒风险，在康复医疗、老年跌倒预警、运动训练等领域具有重要的应用价值。传统步态分析多依托光学动作捕捉系统、测力台等实验室专用设备，此类系统或设备成本高、体积大、使用场景受限，无法满足人体日常连续步态监测的需求。随着柔性电子、智能传感与嵌入式技术的快速发展，智能鞋垫和足部可穿戴传感节点凭借低成本、轻量化、可辅助供能甚至自供能的优点，成为步态监测领域的研究热点[1]-[3]。

人体行走过程会产生大量低频、周期性机械能。基于压电效应、摩擦起电与静电感应、电磁感应等原理的足底微型能量采集器件，既可作为辅助电源为可穿戴设备供电，也可依托输出电信号实现运动状态自感知[4]-[7]。基于聚偏氟乙烯(PVDF)压电薄膜的柔性足底运动能采集器具备质量轻、动态响应灵敏、贴合性好等优势，同时兼具运动能量采集与动态运动感知双重功能，可将足底机械形变转化为电信号，精准捕捉步态动态特征。与传统 PZT 陶瓷器件相比，PVDF 薄膜柔韧性更优，适配足底弯曲形变工况；相较于压阻、电容式传感器，其对动态冲击与振动的响应特性更佳。但 PVDF 足底运动能采集器静态压力检测能力较弱，输出信号易受安装位置、行走速度、电路输入阻抗干扰，仅依靠单一 PVDF 器件难以稳定区分上下楼、快走等姿态相近的运动模式[8]-[12]。

国内外学者已围绕可穿戴步态监测、人体运动能量采集开展大量研究。Slade 等人[1]验证了下肢惯性传感信息在能耗长期监测中的应用价值；Dion 等人[3]将微型加速度计与机器学习结合，实现了传感端本地化步态分析；Huang 等人[7]设计了面向低频步态的能量采集结构，提升了步行机械能的转换效率；赵康文[11]、颜兵兵等人[12]通过多传感器信息融合提升步态识别精度，但存在传感器数量多、模型复杂度偏高的问题。

基于此，本文设计了一套足底运动能采集器与惯性测量单元融合的步态监测系统，该系统并非单纯提升能量采集器的输出功率或增加传感器数量，而是构建一套可同步采集、特征可解释、可实时部署的多源数据融合方案。通过设计专用信号调理电路、实现多源数据同步采样、搭建轻量级融合识别模型，解决传统步态监测方案的技术瓶颈，为可穿戴步态监测设备的工程化应用提供实践参考。

2. 步态监测系统的总体方案设计

本文设计的步态监测系统采用传感采集-下位机处理-无线传输-上位机分析架构(图 1)，整体划分为感知层、采集传输层和应用分析层。感知层由三路 PVDF 压电采集单元与 JY61P 惯性测量单元组成，三路 PVDF 压电采集单元分别布置在鞋垫足跟、中足、前掌位置，负责捕捉足跟着地、重心转移、前掌蹬离等步态关键事件的力电转换信号，JY61P 惯性测量单元安装于鞋侧，同步采集足部三轴加速度、角速度与姿态角数据。采集传输层以 STM32F407 微控制器为核心，搭配信号调理电路与 ESP8266 WiFi 模块，完成多源数据同步采样、时间戳标记、数据帧封装，并基于 TCP 协议实现无线数据传输，保障数据同步性与传输可靠性。应用分析层为 PC 端上位机，主要实现数据接收、协议解析、实时波形显示、离线数据存储，同时搭载步态识别模型，完成步频计算与步态分类。系统整体工作流程为，人体行走过程中足底产生周期性形变，PVDF 压电薄膜基于压电效应产生瞬时电压，经过电荷放大、偏置、滤波等调理处理后，转换为单片机可识别的标准电压信号；与此同时，JY61P 实时采集足部运动数据并通过串口上传至主控。STM32F407 为两类数据统一添加时间戳，消除采样频率差异带来的时序偏差，再按照自定义格式封装为 JSON 数据帧，由 ESP8266 模块通过局域网 WiFi 上传至上位机。上位机持续监听端口、接收并解析数据，一方面绘制多通道实时曲线、将原始数据保存为 CSV 文件，另一方面采用滑动窗口截取时序片段，输入训练完成的识别模型，最终实现步频实时统计与步态识别。系统的关键配置及功能如表 1 所示。

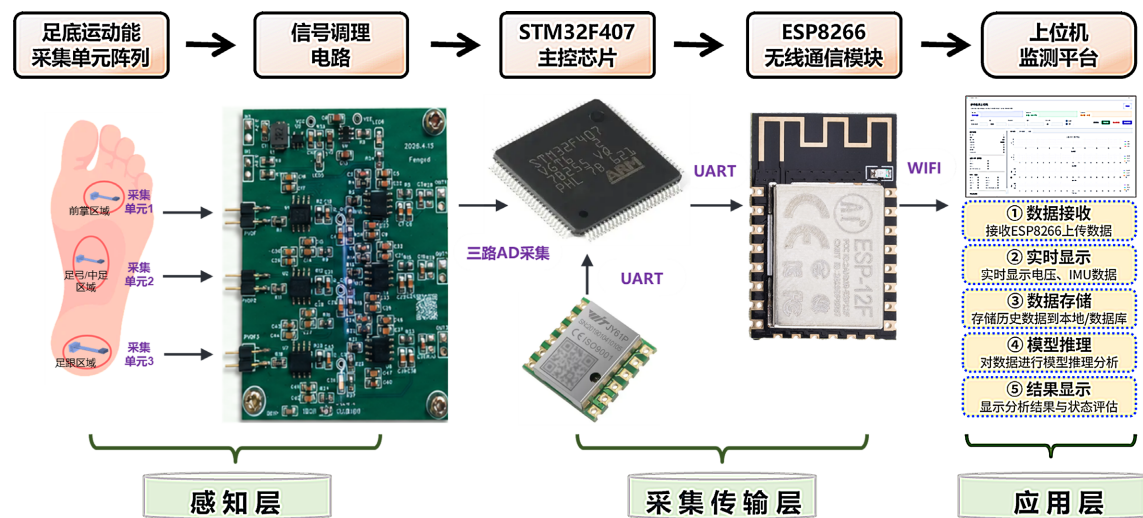


Figure 1. Overall architecture diagram of the gait monitoring system
图 1. 步态监测系统的总体架构图

Table 1. Key configuration and functions of the system
表 1. 系统的关键配置与功能

名称	关键配置	主要功能
PVDF 压电采集单元	18 mm 的压电悬臂梁	采集足底动态受力、冲击和蹬离特征
信号调理电路	OPA140、OPA2192、1.65 V 偏置、低通滤波	完成电荷转换、电平匹配与噪声抑制
惯性测量单元	JY61P	补充足部摆动、旋转和姿态信息
主控/通信	STM32F407/ESP8266、TCP	同步采样、缓存封装和无线传输
上位机	Python、PySide6、PyQtGraph、joblib	显示、存储、步频估计和模型推理

3. 硬件系统设计

3.1. 硬件系统总体设计

系统硬件由 PVDF 压电采集单元、信号调理模块、惯性测量单元、主控模块、无线通信模块与电源模块共同组成，各模块协同组成完整的信号采集与传输路线。硬件分为两条信号线路，PVDF 压电采集单元产生的原始电压信号经过调理电路处理后接入 STM32F407 的 ADC 接口完成模数转换，JY61P 惯性测量单元通过串口直接与主控通信，整合后的数据经由 ESP8266 实现无线转发。整套设备采用 3.7 V 锂电池统一供电，电路设计区分模拟地与数字地，减少电磁串扰。在器件选型上，STM32F407 拥有丰富的 ADC、串口、DMA 等外设，可实现多通道同步采样；JY61P 内置姿态解算算法，无需主控进行复杂运算，降低算力消耗；ESP8266 无线模块传输稳定、覆盖范围广，适合可穿戴设备使用；OPA140 与 OPA2192 低噪声运算放大器，适配 PVDF 压电采集单元高阻抗微弱信号的放大需求。

3.2. PVDF 压电采集单元设计

本文采用长度为 18 mm、宽度为 5 mm 悬臂梁结构设计成 PVDF 压电采集单元，单路采集单元由固定基座、PVDF 压电薄膜、柔性支撑层、末端 1 g 质量块以及限位保护层组成，机械结构将悬臂最大挠度限制为 2 mm。该结构可以有效放大人体 0.5~1.5 Hz 低频步态形变，提升动态信号响应能力，同时避免 PVDF 薄膜因过度弯折出现疲劳损坏。三路采集单元分区布局(如图 1)，足跟单元优先响应落地冲击信号，中足单元反映全足支撑与重心转移过程，前掌单元在蹬离发力阶段输出明显峰值，三路信号时序变化可完整还原一个步态周期。利用 MATLAB 开展有限元耦合仿真，结果显示该悬臂结构一阶固有频率为 6.6 Hz，高于人体常规步频，运行过程无谐振干扰；在 25~100 kPa 足底压力区间内，PVDF 压电采集单元的静态输出电压与压力近似呈线性关系(图 2(a))。传感器整体内嵌于柔性鞋垫内部，固定端布置在足底受力较小区域，引线从固定端引出防止拉扯；安装完成后通过原地踩踏、快慢行走进行调试，确保三路信号呈现足跟、中足、前掌依次触发的正常时序。

为表征 PVDF 压电采集单元在动态振动激励下的输出电压性能，在恒定 1 g 加速度振动激励条件下，开展器件输出电压随激励频率的响应特性测试，通过扫频实验获得电压 - 频率关系曲线如图 2(b)所示，从图中可以看出，输出电压随激励频率呈现典型的谐振型变化规律，在低频范围内，输出电压随频率升高逐步上升，当频率达到器件固有谐振频率 6.5 Hz 时，电路输出电压达到峰值，峰值电压为 5.5 V，此时压电悬臂梁结构发生共振，机电转换效率最高；当频率继续升高并偏离谐振点后，输出电压快速下降，俘能性能显著减弱。为进一步评估 PVDF 压电采集单元在不同负载下的输出功率特性，在 1 g 恒定加速度及器件谐振频率激励条件下，开展不同外接负载下的输出性能测试，通过改变负载电阻阻值，测量器件对应输出电压(图 2(c))并计算获得输出功率(图 2(d))。测试结果表明，在谐振与恒定加速度激励下，PVDF

压电采集单元的输出电压随外接负载电阻的变化呈现先增大后趋于稳定至开路电压；输出功率随外接负载电阻的变化呈现先增大后减小的变化趋势，存在最佳匹配负载 $4\text{ M}\Omega$ 。当负载电阻较小时，输出功率随负载增大而快速上升；当负载阻值接近器件内部阻抗时，输出功率达到最大值 $3.99\text{ }\mu\text{W}$ ，此时能量传输效率最优；随着负载阻值继续增大并偏离匹配点，输出功率逐渐降低。说明通过合理选择匹配负载，可显著提升 PVDF 压电采集单元的能量输出水平。

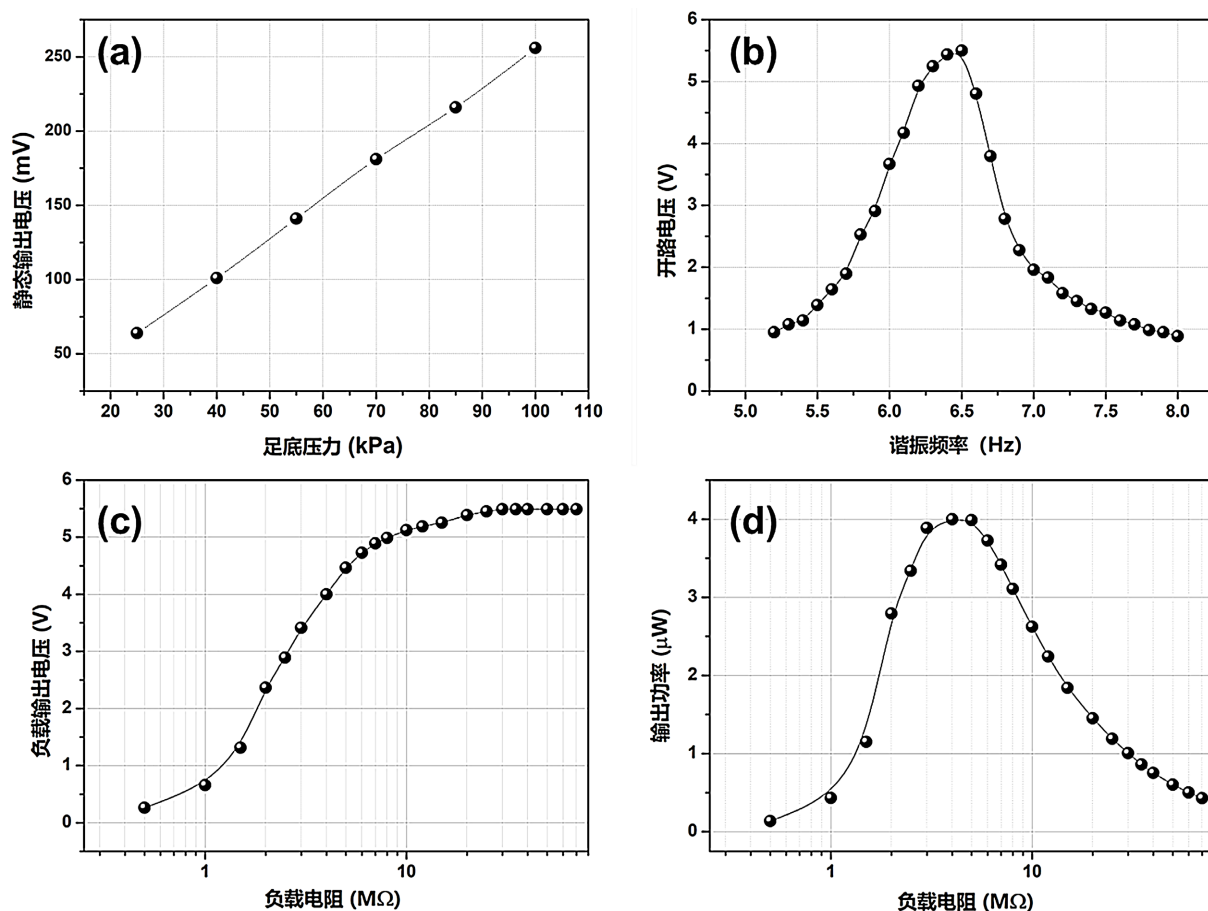


Figure 2. Output voltage of the PVDF piezoelectric energy harvesting unit under different plantar pressures (a), open-circuit output voltage under different dynamic vibration excitation frequencies (b), load output voltage (c) and output power (d) at various load resistances

图 2. PVDF 压电采集单元的在不同足底压力下的输出电压(a)，在不同动态振动激励频率下的开路输出电压(b)，在不同负载电阻下的负载输出电压(c)和输出功率(d)

3.3. 信号调理电路设计

PVDF 压电采集单元等效为高阻抗电荷源，输出为微弱瞬态交变信号，无法直接接入单片机 ADC，因此本文设计一套多级专用信号调理电路，具体实物图如图 3 所示。电路首先采用 TPS613222 升压芯片与 SGM3204 电荷泵，将锂电池电压转换为 $\pm 5\text{ V}$ ，为运算放大器提供双电源供电，保证交变信号完整放大；利用两只 $10\text{ k}\Omega$ 电阻对 3.3 V 电压分压，得到 1.65 V 中点电压，再通过电压跟随器输出稳定基准，匹配 STM32 单片机 $0\sim 3.3\text{ V}$ 单电源采样范围。电路前端使用 OPA140 搭建电荷放大器，输入侧串联 $220\text{ }\Omega$ 限流电阻，反馈网络并联 $100\text{ M}\Omega$ 泄放电阻与 2.2 nF 反馈电容，实现电荷到电压的转换，同时避免电荷累积造成运放饱和。中间级通过 100 nF 隔直电容与 $1\text{ M}\Omega$ 电阻组成高通电路，滤除直流基线漂移，再

由 OPA2192 构成同相放大电路，电压增益约 4.4 倍，放大有效步态信号。电路末端设计截止频率约 100 Hz 的一阶 RC 低通滤波器，滤除电源、无线模块带来的高频毛刺噪声，最终输出稳定的模拟电压信号接入 ADC。在电路调试阶段，针对运放饱和、低速信号微弱、波形杂波过多、三路幅值不均等问题，分别通过调整电路参数、优化 PCB 布局、统一传感器封装、软件标定等方式完成优化，保障电路稳定运行。

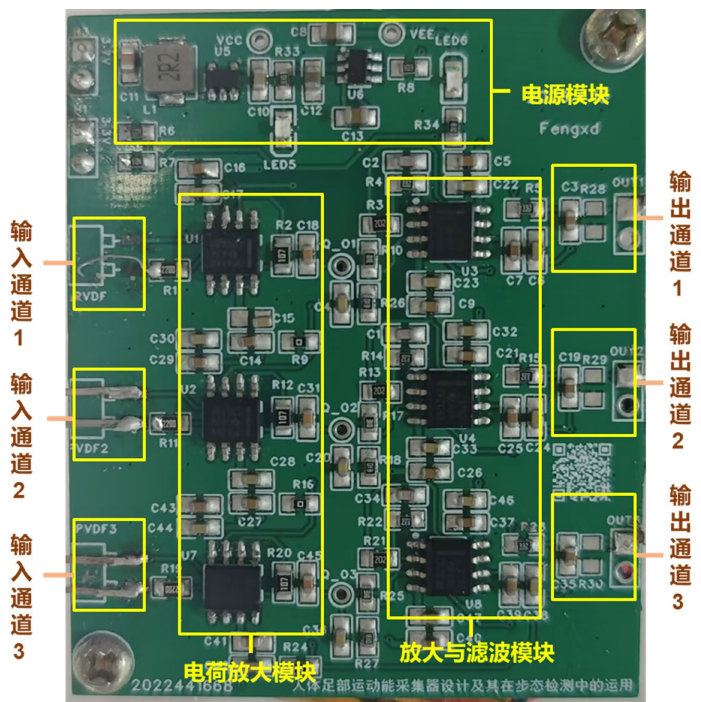


Figure 3. Physical diagram of signal conditioning circuit
图 3. 信号调理电路实物图

4. 软件系统设计

系统软件分为下位机嵌入式软件与上位机监测软件两部分，均采用模块化编程，兼顾运行效率与稳定性。下位机基于 Keil MDK 与 STM32CubeMX 开发，未搭载操作系统，采用轻量化轮询任务调度模式。设备上电后依次完成 GPIO、时钟、ADC、DMA、串口、定时器、ESP8266、JY61P 等所有外设初始化，随后进入主循环。ADC 配合定时器与 DMA 实现 100 Hz 三路 PVDF 压电采集单元输出信号的同步采样，将 12 位数字量换算为实际电压，并添加微秒级时间戳；串口 DMA 方式接收 JY61P 数据，完成帧校验、数据解析与姿态角平滑校正，同步标记时间戳。主控将三路电压、九轴惯性数据、双时间戳、设备诊断信息整合为 JSON 字符串，以换行符作为帧结束标识，每 100 ms 通过串口发送至 ESP8266。软件内置 TCP 自动重连、环形缓冲区溢出保护等异常处理机制，可应对网络波动、数据拥堵等问题。

上位机基于 Python 结合 PySide6、PyQtGraph 库开发可视化界面，采用多线程架构，将数据接收、界面刷新、文件存储、模型推理拆分为独立线程，彻底解决单线程卡顿问题。上位机搭建 TCP 服务器监听指定端口，持续接收网络数据流，按规则分割并解析数据帧，丢弃残缺与异常数据。解析后的实时数据送入绘图模块，绘制多通道动态曲线，同时写入 CSV 文件完成离线存储。软件集成完整的数据预处理功能，可自动完成异常值剔除、滑动平均滤波、Min-Max 归一化与多源数据时间对齐，为模型提供标准化数据集。此外，程序对缓冲区大小、文件读写逻辑进行优化，限制内存占用，保障软件长时间稳定运行。系统数据流与上位机分析流程如图 4 所示。

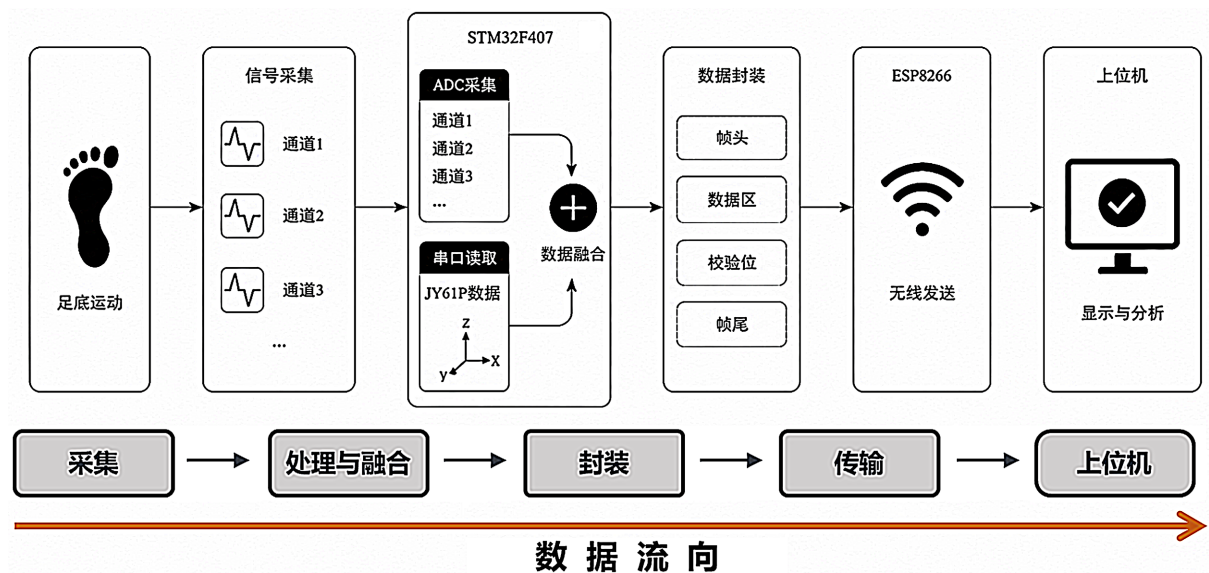


Figure 4. System data flow and upper computer analysis process
图 4. 系统数据流与上位机分析流程

5. 步态识别模型设计

本文设计的步态识别模型部署于上位机，主要实现步频估计与步态分类两大核心功能，整体基于滑动窗口算法处理时序数据。首先对原始采集数据进行预处理，数据预处理包括异常值处理、滤波、归一化、时间对齐、滑动窗口切片和标签匹配(见表 2)。滤除噪声、统一量纲后，设置滑动窗口截取连续数据片段，窗口长度覆盖至少一个完整步态周期，相邻窗口保留部分重叠区域，保证在线识别无数据遗漏。本文设计三组特征方案开展对比实验，第一组仅提取 PVDF 压电信号的峰值、均值、方差、能量、峰值间隔等时域特征；第二组仅提取 IMU 加速度、角速度、姿态角的统计特征与变化幅值；第三组融合 PVDF 压电采集单元与 IMU 所有特征，实现力学与运动信息互补。

Table 2. Data pretreatment method
表 2. 数据预处理方法

处理步骤	处理对象	方法	目的
异常值处理	PVDF 压电信号、IMU 信号	限幅、剔除无效帧	减少通信异常和传感器突变影响
滤波处理	PVDF 压电信号	低通或滑动平均	降低高频毛刺
归一化	各通道数据	Z-score 或 Min-Max	减小个体差异和量纲差异
时间对齐	PVDF 压电信号、IMU 信号	时间戳对齐或插值	保证多源数据对应关系
滑动窗口	多通道序列	固定长度窗口 + 重叠步长	构建模型输入样本
标签匹配	采集片段	按实验场景或人工标注赋值	生成训练标签

步频检测以足跟 PVDF 压电信号峰值作为判定依据，设置自适应阈值与最小峰距过滤噪声误检，通过计算相邻有效峰值的时间间隔得到单脚步态周期，再换算为每分钟步数，同时采用多周期滑动平均算法降低计算误差。步态分类选用随机森林模型，识别类别包含静止站立、平地慢行、正常行走、快走、上楼、下楼六种典型状态。按照数据采集标注、特征提取、数据集划分、模型训练、模型导出的流程完成模

型制作，将训练好的模型保存为 joblib 格式供上位机调用。在线推理过程中增加结果平滑机制，仅当连续多个窗口输出同一类别时才更新显示，有效抑制短时误判，提升识别结果的稳定性。

6. 系统调试与分析

6.1. 系统样机测试与分析

系统测试样机由集成 PVDF 压电采集单元阵列的柔性鞋垫、信号调理电路板、STM32F407 主控板、ESP8266 模块、JY61P 模块与 3.7 V 锂电池集成而成(图 5)，整体体积小、重量轻，不会影响正常行走、上下楼梯等步态。测试场地分为室内平地与标准楼梯，选取多名无下肢运动障碍的健康志愿者参与实验，每名受试者依次完成静止站立、平地慢行、正常行走、快走、上楼、下楼六组步态，每组步态持续 30 秒，重复 6 次采集。测试指标主要包括传感器信号质量、无线传输丢帧率、步频检测准确率、步态识别准确率、召回率以及模型推理时延。

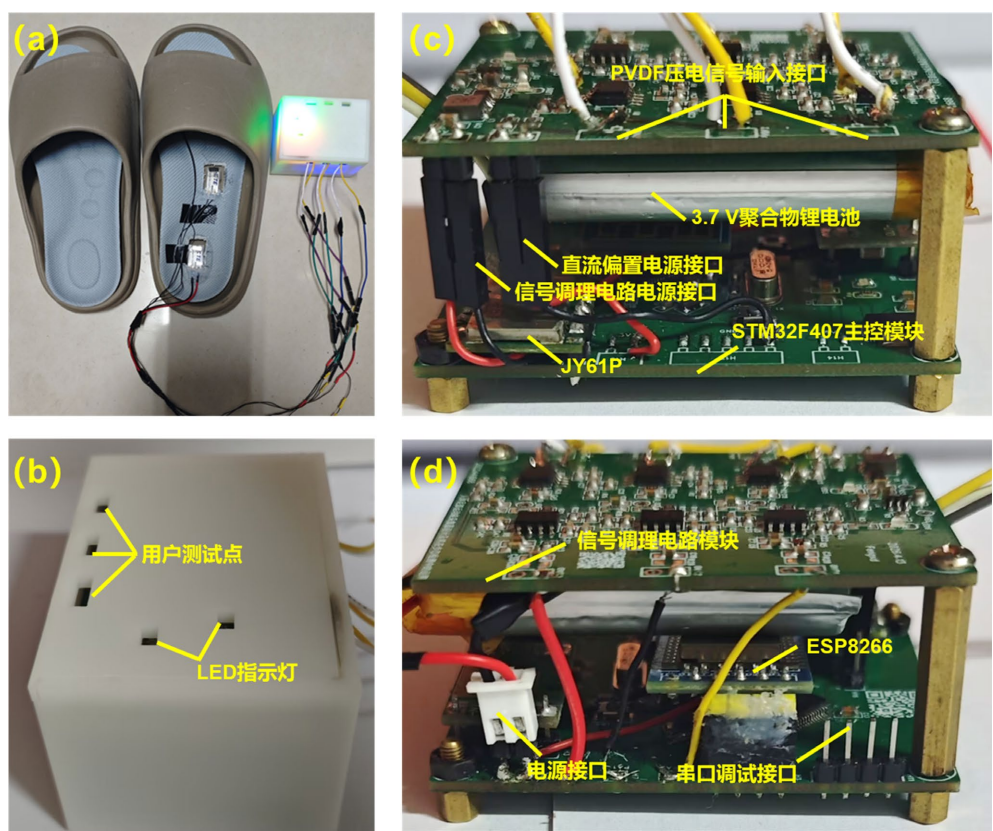


Figure 5. Physical diagram of system testing prototype (a), packaging structure diagram of hardware module (excluding PVDF piezoelectric energy harvesting unit) (b) and its internal structure front view (c), rear view (d)
图 5. 系统测试样机实物图(a), 硬件模块(不含 PVDF 压电采集单元)封装结构图(b)及其内部结构前视图(c)、后视图(d)

硬件测试围绕 PVDF 压电采集单元、信号调理电路、JY61P 惯性测量单元、无线传输链路四大模块展开。针对 PVDF 压电采集单元与调理电路，分别在静止站立、原地踏步、平地行走、快走、上下楼五种状态下采集信号，如表 3 所示。测试结果显示，静止状态下三路 PVDF 压电采集单元的输出电压稳定在 1.62~1.74 V 区间，基线平稳无明显漂移；原地踏步与运动状态下，信号呈现规律的周期性峰谷变化，足跟通道最先出现冲击峰值，中足、前掌依次响应，时序特征与实际足底受力过程吻合，且步速越快，信号幅值越大，动态

区分度良好。同时调理电路输出始终控制在 0~3.3 V 量程内, 未出现饱和失真现象, 滤波效果明显。

Table 3. Output performance test results of PVDF piezoelectric energy harvesting unit under different gaits
表 3. PVDF 压电采集单元在不同步态下的输出性能测试结果

测试状态	采集单元 1	采集单元 2	采集单元 3	结果分析
静止站立	1.65~1.67 V	1.62~1.74 V	1.62~1.67 V	三路围绕 1.65 V 偏置, 基线较稳定
原地踩踏	0.99~3.24 V	0.00~3.30 V	0.00~3.30 V	三路均出现明显峰谷变化
平地行走	0.19~3.30 V	0.00~3.30 V	0.00~3.30 V	连续峰谷与步伐周期一致
快走	0.00~3.28 V	0.00~3.30 V	0.00~3.30 V	步速增大后峰值更密集
上下楼	0.00~3.30 V	0.00~3.30 V	0.00~3.30 V	中足和前掌响应更明显

对 JY61P 惯性测量单元进行测试, 测试结果如表 4 所示。静止时模块合加速度稳定在 1 g 左右, 角速度、姿态角波动范围极小, 零点漂移控制在合理范围; 行走、上下楼过程中, 加速度与角速度呈现周期性变化, 俯仰角在上下楼梯时变化幅度显著区别于平地行走, 姿态数据辨识度高, 能够精准反映足部运动状态。快走时合加速度 P5~P95 范围增至 0.98~3.18 g, 合角速度 P5~P95 范围增至 5.13~473.06°/s, 反映出更强的摆动和冲击。无线传输测试依托局域网开展, 连续 2 小时不间断发送数据, 通过帧序号统计丢包情况, 最终测得系统整体丢帧率低于 0.5%, TCP 协议下数据按序到达, 无乱码、残缺帧问题; 即使短暂出现信号衰减, 模块也可自动重连恢复通信, 传输稳定性满足监测要求。整体硬件测试表明, 各模块工作正常, 信号质量、同步性、传输性能均达到设计要求。

Table 4. IMU signal characteristics under different gaits
表 4. 不同步态下 IMU 信号特征

测试状态	合加速度变化特征	合角速度变化特征	姿态角变化特征
静止站立	0.99~1.01 g (IQR)	0.96~29.07 °/s (IQR)	-16.00~-14.35° (IQR)
平地行走	0.87~1.85 g (P5~P95)	1.05~275.85 °/s (P5~P95)	-22.81~5.31° (P5~P95)
快走	0.98~3.18 g (P5~P95)	5.13~473.06 °/s (P5~P95)	-23.51~14.63° (P5~P95)
上楼	0.59~1.73 g (P5~P95)	0.88~222.80 °/s (P5~P95)	-19.32~5.37° (P5~P95)
下楼	0.64~1.69 g (P5~P95)	1.55~277.72 °/s (P5~P95)	-17.58~4.02° (P5~P95)

6.2. 步频检测结果与分析

步频检测以足跟通道或融合信号主峰为依据, 通过相邻触地事件的时间间隔换算为步/min。为降低噪声误检, 峰值检测设置最小峰距和自适应阈值; 当足跟峰值较弱时, 结合前掌通道和 IMU 角速度变化进行辅助判断。将系统检测步频与人工计数的真实步频进行对比(表 5), 平地慢行、正常行走、快走、上楼、下楼的步频检测准确率分别为 99.2%、99.3%、95.8%、98.5%、98.9%, 系统步频检测整体平均准确率达到 98.3%。平地行走、上下楼步态的步频稳定、信号峰值清晰, 检测误差较小; 快走时步速快、峰值间隔缩短, 冲击峰与摆动峰更容易相互叠加, 准确率略有下降, 但整体仍满足实际监测需求, 验证了基于 PVDF 压电信号峰值检测步频方案的有效性。

6.3. 步态识别结果与分析

为验证所构建步态识别模型的性能, 本小节基于测试集开展定量评估, 采用精确率、召回率与

Table 5. Comparison between system-estimated cadence and manual cadence
表 5. 系统检测步频与人工计数步频对比

步态类别	人工计数/(步·min ⁻¹)	系统检测/(步·min ⁻¹)	绝对误差(步·min ⁻¹)	准确率
平地慢行	37.7	38.0	0.3	99.2%
正常行走	41.7	42.0	0.3	99.3%
快走	52.7	54.9	2.2	95.8%
上楼	33.8	33.3	0.5	98.5%
下楼	45.2	44.7	0.5	98.9%
平均值	42.2	42.6	0.8	98.3%

F1 值(精确率和召回率的调和平均数)作为核心评价指标,对模型在不同步态下的识别效果进行分析。由表 6 可知,本文步态识别模型在测试集上呈现出优异的整体性能。四类典型步态(平地慢行、快走、上楼、下楼)的精确率、召回率与 F1 值均稳定保持在 0.93 以上,表明模型具备较强的特征提取与类别区分能力,可有效实现不同步态模式的稳定识别。从整体统计结果来看,模型平均精确率、平均召回率与平均 F1 值分别达到 0.9551、0.9574 和 0.9561,各项评价指标均处于较高水平,充分说明该模型能够满足本文步态识别任务的分类需求,具备良好的实用性与可靠性。从单类别识别结果来看,不同步态的识别精度存在一定差异。其中,平地慢行类别的识别效果最优,精确率、召回率与 F1 值分别为 0.9889、0.9674 和 0.9780,该类别步态节奏缓慢、足底压力分布规律且特征显著,因此模型可实现精准识别。快走、上楼与下楼三类步态的 F1 值较为接近,分别为 0.9495、0.9474 和 0.9496,整体性能略低于平地慢行。这一现象主要因为快走步态速度较快,步态周期特征变化幅度大;上楼与下楼步态足底受力模式相近,下肢运动轨迹相似,易导致模型在特征判别时产生一定混淆,存在少量误判情况。

Table 6. Comparative analysis of recognition effects under different gait patterns
表 6. 不同步态下的识别效果对比分析

步态类别	精确率	召回率	F1 值	样本数
平地慢行	0.9889	0.9674	0.9780	92
快走	0.9400	0.9592	0.9495	49
上楼	0.9351	0.9600	0.9474	75
下楼	0.9565	0.9429	0.9496	70
平均值	0.9551	0.9574	0.9561	286

为进一步直观呈现模型的误判分布,步态识别混淆矩阵如图 6 所示。结合样本数量与分类结果可知,测试集总样本数为 286 个,其中平地慢行样本数最多(92 个),快走样本数最少(49 个)。模型对平地慢行的分类置信度最高,错分样本极少;而在快走、上楼与下楼之间存在少量相互误判,这与三类步态的运动学特征、足底力学特征相似度较高直接相关。总体而言,模型的分类错误率较低,误判样本仅占极小比例,未对整体识别性能产生显著影响。综上,本文所设计的步态识别模型在多类别步态分类任务中表现稳健,识别精度高、泛化能力强,可有效区分平地慢行、快走、上楼、下楼四类核心步态。

为验证不同传感信息对步态识别性能的影响,分别基于 PVDF 压电信号、IMU 惯性信号以及二者融合特征开展对比实验。从表 7 中可以看出,仅使用 PVDF 压电信号特征时,识别准确率为 73.43%,仅依靠足底受力特征难以区分姿态差异较大的步态;仅使用 IMU 信号特征时,识别准确率提升至 94.06%,惯

性数据对运动姿态的表征能力更强；采用 PVDF 压电信号与 IMU 信号融合特征后，识别平均准确率达到 95.51%，平均召回率 95.74%，单窗口推理耗时 1.1047 ms·窗⁻¹。多传感器融合实现了足底力学信息与姿态运动信息的互补，识别效果最优，同时推理时延较低，完全满足实时监测要求。系统长时间运行测试表明，软硬件协同工作稳定，但也存在不足：PVDF 压电信号易受鞋垫材质、安装方式和使用者足底习惯影响，设备依赖上位机，便携性与 WiFi 功耗仍有优化空间。

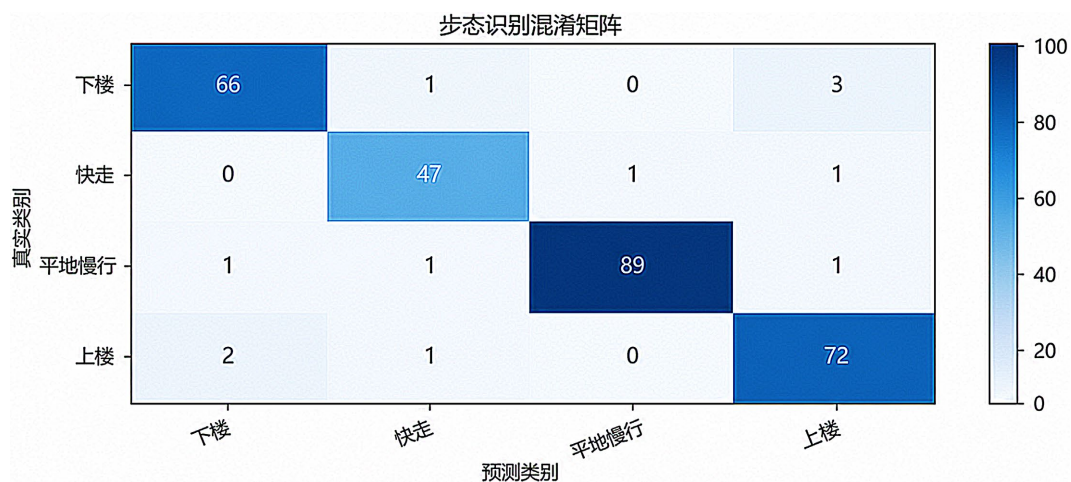


Figure 6. Confusion matrix for gait recognition
图 6. 步态识别的混淆矩阵

Table 7. Comparison of gait recognition performance under different feature combinations
表 7. 不同特征组合下步态识别效果对比

输入信号特征	平均准确率	平均召回率	平均 F1 值	推理时间/(ms·窗 ⁻¹)
仅 PVDF 压电信号	0.7343	0.7352	0.7146	0.6142
仅 IMU 信号	0.9406	0.9420	0.9398	0.5605
PVDF 压电信号与 IMU 信号融合	0.9551	0.9574	0.9561	1.1047

7. 结论

本文设计并实现了一套融合 PVDF 压电薄膜足底运动能采集器与 JY61P 惯性测量单元的步态监测系统。通过三路 PVDF 压电单元采集足跟着地、中足支撑、前掌蹬离等关键步态信息，经信号调理电路适配 STM32F407 采集，并由 ESP8266 与上位机实现数据实时显示、存储、步频估计及模型推理。实验结果表明，系统步频检测平均准确率达 98.3%，PVDF 压电信号与 IMU 信号融合特征下四类步态识别平均准确率达 95.51%、平均召回率达 95.74%、平均 F1 值为 95.61%，单窗口推理时间仅 1.1047 ms·窗⁻¹，性能明显优于单一特征方案。PVDF 压电信号与 IMU 信号融合特征方案实现了足底受力时序与足部运动姿态的强信息互补，有效提升了识别精度与鲁棒性。系统具有轻量化、低功耗、高精度与实时性好等优势，契合可穿戴步态监测发展趋势，可为康复医疗、跌倒预警、智能穿戴等领域的步态感知设备研发提供技术参考。

基金项目

本研究得到重庆市自然科学基金面上项目(项目编号：CSTB2022NSCQ-MSX1312)的资助。

参考文献

- [1] Slade, P., Kochenderfer, M.J., Delp, S.L. and Collins, S.H. (2021) Sensing Leg Movement Enhances Wearable Monitoring of Energy Expenditure. *Nature Communications*, **12**, Article No. 4312. <https://doi.org/10.1038/s41467-021-24173-x>
- [2] Sazonov, E., Hegde, N., Browning, R.C., Melanson, E.L. and Sazonova, N.A. (2015) Posture and Activity Recognition and Energy Expenditure Estimation in a Wearable Platform. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, **19**, 1339-1346. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2015.2432454>
- [3] Dion, G., Tessier-Poirier, A., Chiasson-Poirier, L., Morissette, J., Brassard, G., Haman, A., *et al.* (2024) In-Sensor Human Gait Analysis with Machine Learning in a Wearable Microfabricated Accelerometer. *Communications Engineering*, **3**, Article No. 48. <https://doi.org/10.1038/s44172-024-00193-5>
- [4] Ali, A., Iqbal, S. and Chen, X. (2024) Recent Advances in Piezoelectric Wearable Energy Harvesting Based on Human Motion: Materials, Design, and Applications. *Energy Strategy Reviews*, **53**, Article ID: 101422. <https://doi.org/10.1016/j.esr.2024.101422>
- [5] Lai, Z., Xu, J., Bowen, C.R. and Zhou, S. (2022) Self-Powered and Self-Sensing Devices Based on Human Motion. *Joule*, **6**, 1501-1565. <https://doi.org/10.1016/j.joule.2022.06.013>
- [6] Gorlatova, M., Sarik, J., Grebla, G., Cong, M., Kymissis, I. and Zussman, G. (2015) Movers and Shakers: Kinetic Energy Harvesting for the Internet of Things. *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, **33**, 1624-1639. <https://doi.org/10.1109/jsac.2015.2391690>
- [7] Huang, Y., Zhuo, J., Lu, H., Liu, W., Zhu, Q., Li, H., *et al.* (2024) Self-Weight Utilization Harvester Oriented to Low-Frequency Gait for Human Health Monitoring and Assistive Training. *Mechanical Systems and Signal Processing*, **220**, Article ID: 111643. <https://doi.org/10.1016/j.ymssp.2024.111643>
- [8] Park, J.H., Wu, C., Sung, S. and Kim, T.W. (2019) Ingenious Use of Natural Triboelectrification on the Human Body for Versatile Applications in Walking Energy Harvesting and Body Action Monitoring. *Nano Energy*, **57**, 872-878. <https://doi.org/10.1016/j.nanoen.2019.01.001>
- [9] Khalifa, S., Hassan, M., Seneviratne, A. and Das, S.K. (2015) Energy-Harvesting Wearables for Activity-Aware Services. *IEEE Internet Computing*, **19**, 8-16. <https://doi.org/10.1109/mic.2015.115>
- [10] Xu, W., Lan, G., Lin, Q., Khalifa, S., Bergmann, N., Hassan, M., *et al.* (2017) KEH-Gait: Towards a Mobile Healthcare User Authentication System by Kinetic Energy Harvesting. *Proceedings 2017 Network and Distributed System Security Symposium*, San Diego, 26 February-1 March 2017, 15 p. <https://doi.org/10.14722/ndss.2017.23023>
- [11] 赵康文. 基于穿戴式多传感器的人体步态信息采集识别系统研究与设计[D]: [硕士学位论文]. 南昌: 华东交通大学, 2024.
- [12] 颜兵兵, 宋佳宝, 单琳娜, 等. 基于足压与姿态信息融合的步态相位识别方法[J]. 兵器装备工程学报, 2025, 46(5): 177-184.