

DOI: 10.13382/j.jemi.B2407376

基于柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器设计*

曹从军^{1,2} 赖凯旋^{1,2} 王旭升^{1,2} 夏卫民^{1,2} 时金祥^{1,2}

(1. 西安理工大学印包学院 西安 710048; 2. 陕西省印刷包装工程技术研究中心 西安 710048)

摘要:针对传统脉搏传感器存在的穿戴不适、携带不便以及精度不高等问题,本文设计一种基于 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器,旨在实现人体脉搏信号的连续检测,为心血管疾病的预防和治疗提供有力支持。首先,采用溶液流延法制备 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜作为传感器基底,并利用丝网印刷技术在制备好的压电薄膜表面印刷导电电极,结合网状屏蔽层的设计制备方形传感器和圆形阵列传感器,用于脉搏信号采集性能的实验对比。其次,为了解决脉搏信号低频微弱且容易受到各种噪声干扰的问题,设计包含信号放大和信号滤波功能的精密信号调理电路,用于获取高保真和高清晰度的低噪声脉搏波信号。实验结果表明,所制备的 P(VDF-TrFE) 薄膜具有良好的介电、压电和铁电性能,其中 d_{33} 值达到 $-25 \text{ pC} \cdot \text{N}^{-1}$,能够提升传感器快速准确捕捉低频脉搏信号的能力,设计的柔性脉搏传感器相较于传统刚性传感器能够较好地贴合人体皮肤,提升无感佩戴体验,符合可穿戴性以及舒适性的要求。其中,圆形阵列式传感器能够检测到包含大部分生理特征点的连续脉搏波信号,相比于方形传感器具备更高的灵敏度和清晰度,检测性能更好。除此之外,设计的信号调理电路能够缓解 50 Hz 工频干扰和 50 Hz 高频噪声干扰,成功将平均峰值电压从 0.069 V 放大至 5.467 V,显示出清晰稳定的脉搏波形并保留脉搏信号的主要特征,抑制噪声干扰的同时实现了对人体脉搏信号的高灵敏度、高稳定性和高准确性的采集。因此,本文设计的基于柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器能够有效检测和采集人体脉搏波信号,可用于健康监测监测和可穿戴设备研究领域,具有广阔的应用前景。

关键词: P(VDF-TrFE) 压电薄膜; 脉搏检测; 圆形阵列式传感器; 信号调理电路; 可穿戴设备

中图分类号: TN41 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.1010

Design of wearable pulse sensor based on flexible piezoelectric thin film

Cao Congjun^{1,2} Lai Kaixuan^{1,2} Wang Xusheng^{1,2} Xia Weimin^{1,2} Shi Jinxiang^{1,2}

(1. Faculty of Printing, Packaging Engineering and Digital Media Technology, Xi'an University of Technology, Xi'an 710048, China; 2. Printing and Packaging Engineering Technology Research Center of Shaanxi Province, Xi'an 710048, China)

Abstract: In response to the limitations of traditional pulse sensors such as discomfort, inconvenience in wearability, and low precision, this study presents the development of a wearable pulse sensor based on P(VDF-TrFE) flexible piezoelectric film. The objective is continuous monitoring of human pulse signals, aiming to offer robust support for cardiovascular disease prevention and treatment. Firstly, P(VDF-TrFE) flexible piezoelectric films were prepared using the solution casting method to serve as the sensor substrate. Conductive electrodes were then printed on the surface of these films using screen printing technology. Additionally, a mesh shielding layer was incorporated into the design, and both square and circular array sensors were fabricated. These sensors were used for experimental comparison to evaluate their pulse signal acquisition performance. Secondly, to counteract the challenge of low-frequency weak pulse signals vulnerable to various noise interferences, a precision signal conditioning circuit was designed, integrating signal amplification and filtering functions to achieve high-fidelity, low-noise pulse wave signals. Experimental results demonstrate excellent dielectric, piezoelectric, and ferroelectric properties in the prepared P(VDF-TrFE) films, with ad_{33} value reaching $-25 \text{ pC} \cdot \text{N}^{-1}$, enhancing the sensor's ability to rapidly and accurately capture low-frequency pulse signals. The designed flexible pulse sensor significantly

收稿日期: 2024-03-26 Received Date: 2024-03-26

* 基金项目: 国家重点研发计划项目(SQ2023YFB3200021)项目资助

outperforms conventional rigid sensors by conforming more effectively to the contours of human skin, thereby enhancing the sensation-free wearing experience. This design not only meets but also exceeds the requirements for wearability and comfort, making it an ideal choice for continuous, unobtrusive health monitoring applications. Particularly, the circular array sensor exhibits higher sensitivity and clarity in detecting continuous pulse wave signals containing most physiological characteristic points compared to the square sensor, thus achieving superior detection performance. Moreover, the designed signal conditioning circuit effectively mitigates 50 Hz power frequency interference and high-frequency noise interference, successfully amplifying the average peak voltage from 0.069 V to 5.467 V. This results in clear and stable pulse waveforms while retaining the main features of pulse signals. The system achieves high sensitivity, stability, and accuracy in acquiring human pulse signals while suppressing noise interference. Consequently, the wearable pulse sensor based on flexible piezoelectric films developed in this study holds promise for effective detection and acquisition of human pulse wave signals, with wide-ranging applications in medical health monitoring and wearable device research fields.

Keywords: P(VDF-TrFE) piezoelectric film; pulse detection; circular array sensor; signal conditioning circuit; wearable device

0 引言

随着我国社会老龄化及城镇化进程的不断加快,心血管病(cardiovascular disease, CVD)发病率持续增高,根据《中国心血管健康与疾病报告 2022》^[1],心血管病在城乡居民疾病死亡构成比占比最大,2020 年农村、城市 CVD 分别占死因的 48.00% 的 45.86%,即每 5 例死亡病例中就有 2 例死于 CVD,心血管疾病已成为我国重大的公共卫生问题,亟待有效的预防和治疗手段^[2]。

脉搏波是由心脏搏动产生的脉动信号沿着动脉血管和血流向外周传播形成的波形信号^[3],在临床上具有重要的生理和病理意义。作为人体心血管系统的重要参数之一,脉搏波具有丰富的形态特征和传播特征,可以通过监测脉搏波的上升期、下降期、波峰、波谷、振幅、频率以及传播速度等参数掌握心脏的收缩功能、动脉的弹性和硬化程度、血压水平以及心律等重要的心血管功能指标,从而评估和监测心血管系统的健康状态^[4]。因此,设计一种可用于连续实时捕捉人体脉搏波信号的可穿戴脉搏检测传感器对于预防心血管疾病以及促进医学临床研究有着重要意义。然而,目前用于脉搏波检测的压力传感器大多是刚性器件,该类器件由于形状固定且质地坚硬,与人体皮肤接触效果差,不仅可能限制局部血流的流动,影响脉搏信号的产生,也会限制接触者的可移动性,具有测量结果精度低、失真大、不稳定以及佩戴舒适性差等局限性,无法持续监测脉搏波信号,存在舒适性和佩戴性不佳的问题^[5-8]。随着柔性电子学技术的不断发展,柔性电路、柔性电池等组件赋予了传感器轻薄柔软、可拉伸变形、携带便捷及穿戴舒适等特性,为制作可穿戴电子设备提供了新路径。柔性脉搏传感器能充分贴合于人体皮肤表面,与人体曲线完美契合,具备高灵敏度和高分辨率的特点,能够更加敏感地捕捉到微小的脉搏波信号变化^[9]。通过将柔性传感器固定在人体手腕桡动脉处,可以实时检测到包含清晰特征点及变化趋势的连续脉搏波波形,为后续的信号特征提取以及特征定位奠定基础,减少信

息损失的同时还能准确捕捉到重要的脉搏信号细节以及生理特征点,能够实现连续无创的脉搏信号监测^[10]。

在此背景下,本研究针对传统脉搏波检测过程中存在的穿戴不适、携带不便、不连续性以及精度不高等问题,设计一种基于 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器,用于采集连续准确的脉搏波信号,为监测血压和心血管状态奠定良好的基础,有助于推进心血管病医学临床应用研究以及可穿戴医疗设备研究。

1 P(VDF-TrFE) 脉搏波检测传感器设计

聚(偏氟乙烯-三氟乙烯)(P(VDF-TrFE)) 柔性压电材料具有特殊的分子结构,其在受力作用下发生极化现象,导致电荷移动并产生电压响应,能够捕捉到由脉搏跳动产生的信号特征,具有厚度薄、延展性好、动态性能卓越以及压电性能优越等特性,在健康检测、可穿戴设备和压电传感器领域得到了广泛应用,为制备性能优良的脉搏传感器提供了新的方案^[11]。

除此之外,脉搏传感器的结构设计及制作对于实现高灵敏度和高精度的脉搏波检测至关重要,良好的结构设计能够确保传感器与皮肤的良好接触、适应不同的身体活动、对信号进行有效处理,并提高抗干扰能力,从而实现可靠的脉搏波监测^[12]。因此,本节将重点阐述 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜的制备方法并对薄膜性能进行测试和表征,还将详细介绍脉搏传感器的结构设计原理及制作过程。

1.1 P(VDF-TrFE) 薄膜制备

1) 薄膜制备与极化

实验步骤分为原料溶解、薄膜涂覆、退火结晶和电极极化 4 个部分,每部分的具体操作步骤分别为:

(1) 原料溶解

采用溶液流延的方法制备了厚度为 48 μm 的 P(VDF-TrFE) 薄膜。选取摩尔比为 80:20 的 P(VDF-TrFE) 粉末,选用 N,N-二甲基甲酰胺(DMF) 作为溶剂,将 0.5 g 聚合物和 18 mL 的 DMF 溶液放入加入磁子的西

林瓶中,使粉末溶于 DMF 溶剂中,接着放置在磁力搅拌器的中心,在室温下搅拌 24 h,至溶质能够充分溶解在 DMF 溶剂中,将溶解的聚合物经过滤器(孔径 0.22 μm)过滤得到纯净的聚合物溶液待用。

(2) 薄膜涂覆

用无水乙醇清洗使用的载玻片,将其放入真空干燥箱中,用滴管吸取 1.5 mL 溶液往 25.4 mm×76.2 mm 的载物玻璃片上溶液流延时,始终保持滴落在载玻片的中心位置,利用液体的张力作用使溶液从载玻片中心缓慢的向四周扩展。为了减少流延时产生气泡,尽量一次将滴管的溶液滴完,在烘箱里静止 1 h,这样可以去除在搅拌和溶液流延时产生的气泡。将真空干燥箱温度升至 70 ℃,干燥 3 h,使溶剂完全挥发,再升温至 170 ℃,保温 2 h,让聚合物达到熔融状态,最后再将温度降至 140 ℃,加热 12 h,形成 P(VDF-TrFE) 薄膜。

(3) 退火结晶

在 170 ℃后,对薄膜进行退火处理,将退火温度降至 140 ℃,时间为 12 h,形成 P(VDF-TrFE) 薄膜,退火完成后随烘箱冷却,达到室温后直接放置在实验室玻璃皿中,制备好的 P(VDF-TrFE) 薄膜如图 1 所示,其尺寸大小和载玻片大小一致,为 25.4 mm×76.2 mm。

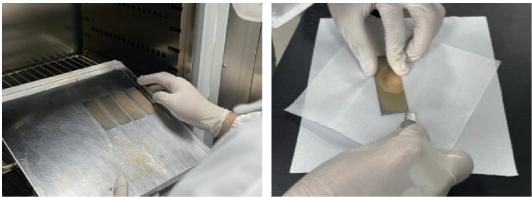


图 1 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 薄膜
Fig.1 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% films

(4) 电极极化

P(VDF-TrFE) 薄膜中分子链的偶极子高度取向化决定了薄膜的压电性能。极化的目的正是让偶极子的取向随电场方向变化,薄膜才能具备压电性能,相反,未极化过的 P(VDF-TrFE) 薄膜几乎没有发现其存在压电特性。具体极化的操作流程内容:首先把喷金过的薄膜夹在平行电极之间,浸入二甲基硅油中;然后根据薄膜的厚度在两电极上施加直流电压,电场为 150 MV·m⁻¹,保持 10 min。

2) 实验设备与试剂

(1) 实验设备

本文在进行柔性压电薄膜样品制备实验中所需用到的实验设备及型号规格如表 1 所示。

(2) 实验试剂

本文在进行柔性压电薄膜样品制备实验中所需用到的化学试剂及规格如表 2 所示。

表 1 实验设备

Table 1 Experimental instruments		
名称	型号	生产厂家
集热式磁力搅拌器	DF-101SS	河南省予华仪器有限公司
Meilen 电子天平	MTQ 500	深圳市美孚电子有限公司
电热恒温干燥箱	WHL-658	天津市泰斯特仪器有限公司
离子溅射仪装置	MSP-2S	日本株式会社
油浴压电极化装置	HYJH-L/20kV	咸阳惠远自动化设备有限公司
铁电分析仪	TF Analyzer 2000	德国 aixACCT 公司
准静态 d ₃₃ 测量仪	ZJ-3AN	北京精科智创科技发展有限公司

表 2 实验试剂

Table 2 Experimental reagents		
名称	生产厂家	备注
P(VDF-TrFE)	PolyK Technologies	VDF : TrFE = 80 : 20 mol%
N,N-二甲基甲酰胺(DMF)	天津市富宇精细化工有限公司	分析纯
无水乙醇(C ₂ H ₅ OH)	天津市富宇精细化工有限公司	分析纯

3) 性能表征

(1) 介电性能

通过对 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 薄膜的介电进行测试得到如图 2 所示的薄膜介电频谱图,其相对介电常数和介电损耗宏观地反映出了电介质的极化程度。P(VDF-TrFE) 薄膜在 100 Hz~100 KHz 频率范围内,ε_r 随频率的升高而平缓的降低。在 100 KHz 后,ε_r 随频率升高而迅速减小。在 100 Hz 下 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 的 ε_r 最高为 15.3;在 10 MHz 下 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 的 ε_r 最高为 11.0;在 100 Hz 下 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 的 tanδ 最低到 0.03;在 10 MHz 下 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 的 tanδ 最高达到 0.16,证明该薄膜具有较高的相对介电常数和较低的介电损耗,能够使得传感器保持较高的信噪比和较好的稳定性,更好地捕捉低频信号。

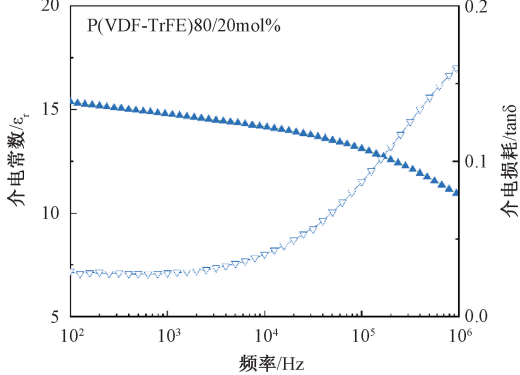


图 2 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 薄膜的介电频谱图

Fig.2 Dielectric spectra of P(VDF-TrFE) 80/20 mol% films

(2) 压电性能

对 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 薄膜的压电性能进行了测试,基本原理为通过单位应力变化所产生的电位移(单位为 $\text{pC} \cdot \text{N}^{-1}$)来衡量压电效应^[13]。图3所示为 P(VDF-TrFE) 聚合物在不同电场下极化后,使用准静态压电测试仪测试的 d_{33} 的变化情况,当电场增加到 $150 \text{ MV} \cdot \text{m}^{-1}$ 时,薄膜的压电系数达到最大值并且没有继续增加, P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 膜的 d_{33} 值达到 $-25 \text{ pC} \cdot \text{N}^{-1}$,证明该薄膜具有较高的压电效应。

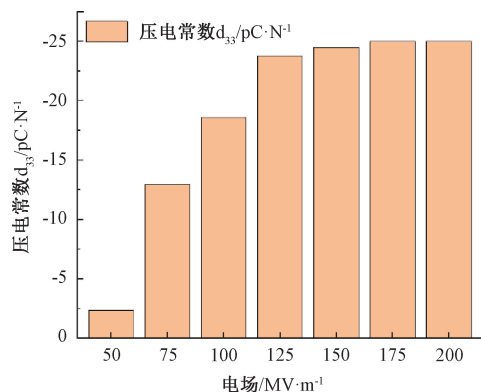


图3 P(VDF-TrFE) 80/20 mol%薄膜的压电系数随不同电场极化后的变化

Fig. 3 Change of piezoelectric coefficient of P(VDF-TrFE) 80/20 mol% film with different electric field polarization

为了更好地评估本文所制备的柔性薄膜的压电性能,对该薄膜进行了振动响应测试,设置振动杆作用在压电薄膜上的作用力为固定 0.1 N ,将柔性压电薄膜固定在支架上进行振动测试,以避免任何不必要的机械振动干扰,时间持续 5 s ,得到的固定作用力下薄膜的压电响应输出结果如图4所示。

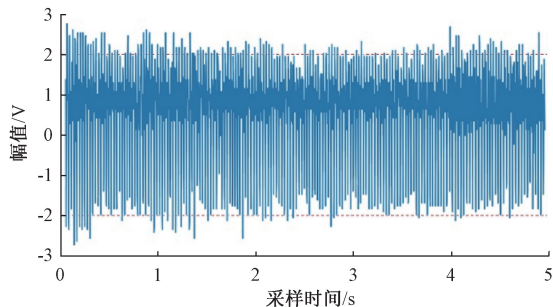


图4 固定作用力下薄膜的压电响应输出

Fig. 4 Piezoelectric response output of the film under a fixed applied force

实验结果显示,当对压电薄膜施加微小力时,薄膜能够迅速产生压电输出,且其平均峰峰值电压可达 1.89 V ,薄膜的整体输出电压整体比较均匀,波动范围较小,这表

明薄膜的压电响应输出具有一定的可靠性,证明了传感器对于微小的力产生的震动具备良好的感应性能,当人体产生的微小压力施加在薄膜表面时,薄膜能够迅速转化为电信号,实现对脉搏波等生理信号的准确采集和监测。

(3) 铁电性能

图5为 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 在 140°C 下退火的介电频谱图和介电损耗图,即 ϵ_r 和 $\tan\delta$ 随电场频率变化的情况。

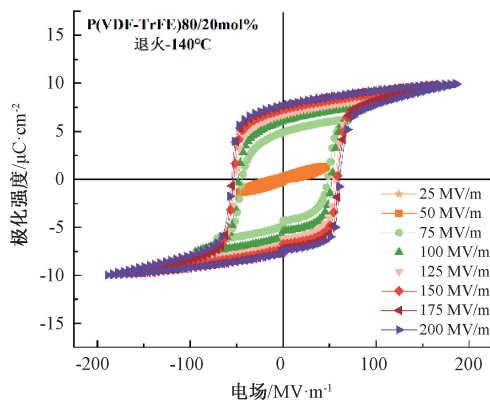


图5 P(VDF-TrFE) 80/20 mol%薄膜在 140°C 下退火处理和 200 MV/m 电场下的电滞回线

Fig. 5 Hysteresis loops of P(VDF-TrFE) 80/20 mol% thin films annealed at 140°C and under a 200 MV/m electric field

通过对 P(VDF-TrFE) 80/20 mol% 薄膜的电滞回线进行测试,观察到明显的双向电滞回线,表明该材料为典型的铁电体。在经过 140°C 的退火处理后,该薄膜的饱和极化值(P_s)和剩余极化值(P_r)分别为 $12.1 \mu\text{C} \cdot \text{cm}^{-2}$ 和 $9.5 \mu\text{C} \cdot \text{cm}^{-2}$,证明了该薄膜具备高度极化的特性。此外,在矫顽场强随电场增加的条件下,该薄膜的矫顽场强也相应增加,进一步证实其为标准铁电体。该性质表明该材料在电场刺激下呈现出可控的铁电响应,其在传感器应用中具备可调性和响应性。

1.2 脉搏传感器结构设计及制备

1) 传感器结构设计

基于 P(VDF-TrFE) 压电薄膜的压电效应原理,需要将电极印刷到制备好的 P(VDF-TrFE) 薄膜上下两面,提供电场并充当传感器信号的收集器,从而制成压电薄膜传感器。由于人体脉搏信号微弱,容易受到外部噪声干扰,难以获得准确的脉搏波形,

因此,本研究引入了一层网状的屏蔽层,布置在压电传感器表面,能够减小环境信号的影响,提高脉搏波信号的采集精度和稳定性。该屏蔽层的截面结构如图6所示,最外层是网状信号屏蔽层,用于降低环境信号的影响;第二层为绝缘层,其能够有效隔离导电电极和屏蔽

层,防止电极之间发生短路,确保传感器的正常工作,并提高传感器的耐用性和使用寿命。

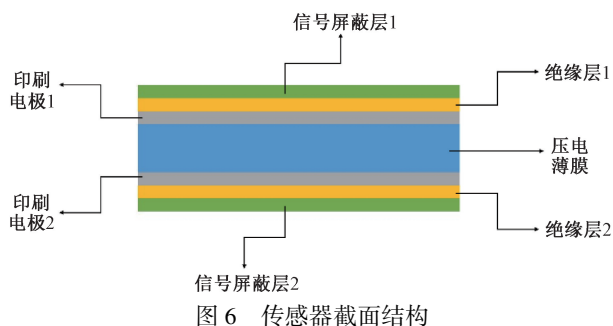


Fig. 6 Sensor cross-sectional structure

除此之外,为了探究不同形状的脉搏传感器对脉搏波检测的影响,并选择性能最佳的传感器结构制备柔性脉搏传感器,按照中医切脉所考虑的寸、关、尺 3 部位^[14],分别设计方形传感器和圆形阵列式传感器用于综合对比,其设计原则与最终规格如下:

(1) 方形传感器: 考虑到手部脉搏的特点以及人体解剖学结构, 设计的 $18\text{ mm} \times 18\text{ mm}$ 的方形传感器如图 7 所示。传感器的较大尺寸使得其电极分布面积相对较大, 可以完全覆盖手部脉搏跳动的区域, 有助于增强信号的接收能力, 实现对脉搏信号的全面监测。相比于点阵传感器^[15], 方形传感器能够积累更多的电荷, 这为信号调理系统提供了更多可用的数据, 有利于信号的准确测量和分析。

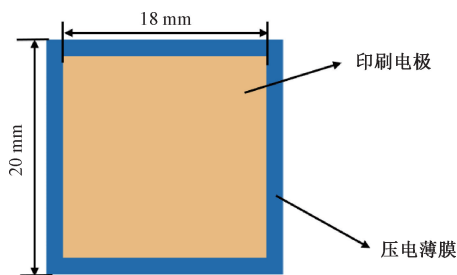


图7 方形传感器规格

Fig. 7 Square sensor specifications

(2) 圆形阵列式传感器: 该类传感器采用圆形结构设计, 相比方形阵列具有更大的灵活性和适应性。其设计包括四个阵列电极, 中心设有一个小的圆形电极, 外围设计了一个分成 3 段的大圆环。这种圆形结构更贴近中医切脉的实际操作过程, 无论传感器如何旋转, 都能准确地监测到寸、关、尺 3 个部位的脉搏信号, 能更好地适应不同个体的手部形态和脉搏位置, 有助于提高传感器的舒适度和稳定性。其规格如图 8 所示。

2) 电极设计与丝网印刷

在脉搏传感器设计中,电极位置和形状的准确定位

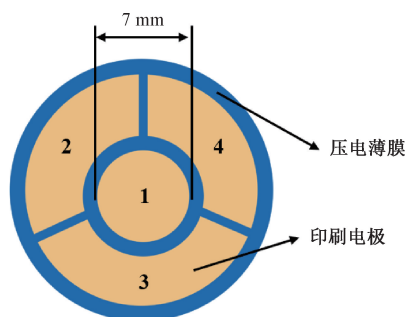
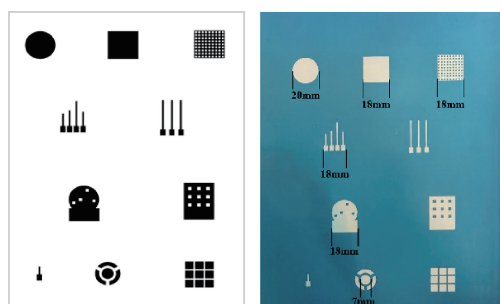


图 8 圆形阵列式传感器规格

Fig. 8 Circular array sensor specifications

对于提升脉搏传感器的采集精度具有重要意义^[16]。丝网印刷是一种常用的制备柔性电极的方法,能够提供高度可控的电极制备过程,其原理是利用丝网版的网孔将墨料或导电材料均匀地印刷到基底材料上,形成所需的电极图案。通过调整丝网版的网孔目数,可以实现对印刷精度的精准控制,这对于制备柔性传感器中所需的微小电极和细致图案至关重要^[17]。

首先通过绘图软件(adobe illustrator, AI)绘制出需要印刷的图文部分,在此基础上,采用尼龙、聚酯纤维和不锈钢等材质制作丝网版,这些材料具有良好的机械强度和耐化学性,能够在印刷过程中保持稳定和精确。丝网印刷的制版工艺流程主要包含拉网、洗网和晒版^[18]3个步骤。最终制成的图案中,白色部分表示图文区域,油墨可以通过,而感光胶封住的蓝色部分则阻止油墨通过,从而实现精确的图文印刷。通过 AI 设计的图案以及制好的丝网版如图 9 所示。



(a) AI设计图

(b) 实物图

(a) AI design diagram

(b) Physical prototype

图9 丝网印版 AI 设计图与实物电极排版展示

Fig. 9 Demonstration of the AI-designed screen printing plate and the physical layout of electrodes

3) 压电薄膜传感器的制备

在制备基于 P(VDF-TrFE) 的柔性压电脉搏传感器时,导电电极的印刷是关键步骤之一,其核心为选择适当的导电油墨,以确保能够在印刷过程中形成均匀、致密的电极结构。为了确保电极的性能和脉搏传感器的检测效

果,所选用的导电油墨应具备高导电性、低电阻、良好的附着力、以及适宜的干燥条件等特性。其中,高导电性和低电阻能够提高脉搏传感器的灵敏度和信号准确性,良好的附着力能够确保电极在薄膜表面的稳定性和耐用性,适宜的干燥条件能够确保干燥温度低于 P (VDF-TrFE) 薄膜失去压电效应的临界温度,以保护薄膜的压电性能。

综合考虑以上特性需求,本研究选择德里欧生产的导电银浆作为导电油墨用于导电电极的印刷,其具体参数如表 3 所示。

表 3 导线银浆具体参数

Table 3 Specific parameters of wire silver paste	
参数名称	导电银浆
电阻值	3~8 Ω
粘度	20~30 PS
干燥条件	150℃/30 min
推荐网目	200~300 目

由表可知,选用的导电银浆具有低电阻、高导电率和强稳定性等特点,非常适用于柔性压电薄膜表面导电电极的印刷,其能够在薄膜表面形成均匀致密的电极层,具有良好的抗氧化性能,能够确保柔性脉搏传感器的高效性能和长期稳定性,有助于提升脉搏传感器的使用寿命和检测精度。

以方形传感器为例,具体的制备过程如下:
首先,在 P (VDF-TrFE) 薄膜上进行 18 mm×18 mm 电极的丝网印刷。通过丝网印刷将德里欧生产的导电银浆均匀地印刷到 P (VDF-TrFE) 薄膜表面,以形成高导电性、低电阻和良好附着力的电极层。随后,将印刷完成的电极置于烘箱中,通过温控系统在适宜的温度下进行烘干,以促使银浆完全固化,同时确保温度不超过 P (VDF-TrFE) 薄膜失去压电效应的临界温度,以维持其压电性能。

其次,需要进行接线电极的印刷。在这一步骤中,选择合适的导电油墨同样至关重要。接线电极需要具备良好的导电性,以确保脉搏信号能够高效地传输到读取设备。因此,导电油墨必须具有高导电性和低电阻,以确保信号传输过程中不会出现衰减或丢失。此外,导电油墨需要具备良好的附着力,确保其能够牢固地粘附在底层电极上,防止在使用过程中电极剥落或移位,从而保证传感器的长期稳定性和耐用性。为此,使用同样的德里欧导电银浆进行接线电极的印刷,再次烘干,确保新印刷的接线电极完全固定。

接着是绝缘层的印刷,这是制备过程中的关键环节。绝缘层需要全面覆盖整个方形电极,以防止屏蔽层与底层银电极相连。印刷完成后同样进行烘干处理,确保绝缘层牢固附着在电极表面。

最后需要进行网状屏蔽层的印刷,通过精准的印刷工艺将屏蔽材料印刷成复杂的网状结构,随后完成烘干,确保屏蔽层与其他层的相互隔离,保证传感器各层的作用。制备好的方形传感器如图 10 所示,其中导电电极的规格为 18 mm×18 mm,所覆盖的柔性压电薄膜的规格为 20 mm×20 mm,接线柱的宽度为 3 mm。

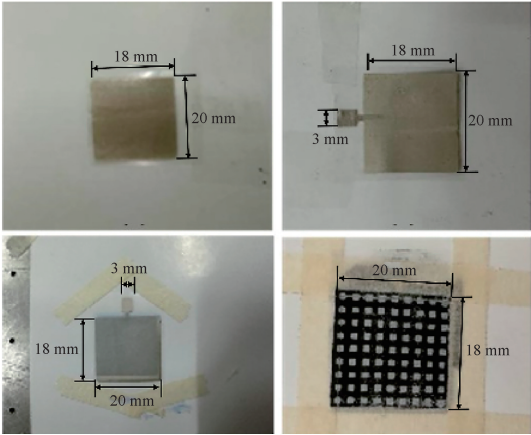


图 10 方形传感器实物图
Fig. 10 Physical image of square sensor

在传感器制作过程中,P (VDF-TrFE) 薄膜的尺寸极小,将各层准确印刷到目标位置极具挑战性。本研究通过采用胶带辅助定位丝网版和 P (VDF-TrFE) 薄膜的方式有效解决了这一难题,实现了更精准的印刷定位。此外,对于在绝缘层上印刷的电极,由于印刷表面的不均匀性,首次印刷的导电银浆并不能满足导电要求,需要进行多次印刷,以确保导电性。经过实验验证,印刷至少 3 层电极可以有效地填补表面不平整,保障电极的导电性能。采用相同方法制备圆形阵列传感器如图 11 所示,阵列中心圆的直径为 7 mm。

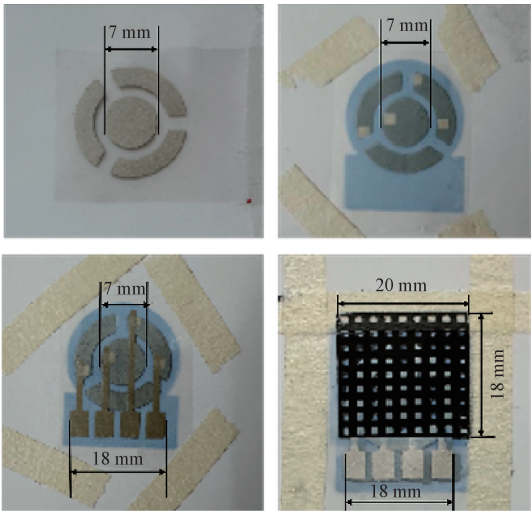


图 11 圆形阵列传感器实物图
Fig. 11 Physical image of circular array sensor

2 信号调理系统设计

脉搏是人体重要的生理参数之一,承载着丰富的生理信息和病理信息,对于生理状态评估和疾病诊断具有重要价值^[19]。然而,脉搏信号具有低频微弱和随机性强的特点,容易受到检测系统内部噪声以及外界环境和温度等因素的干扰,且 P(VDF-TrFE) 压电薄膜的高灵敏度导致传感器抗电磁干扰能力较差,常容易受到噪声干扰

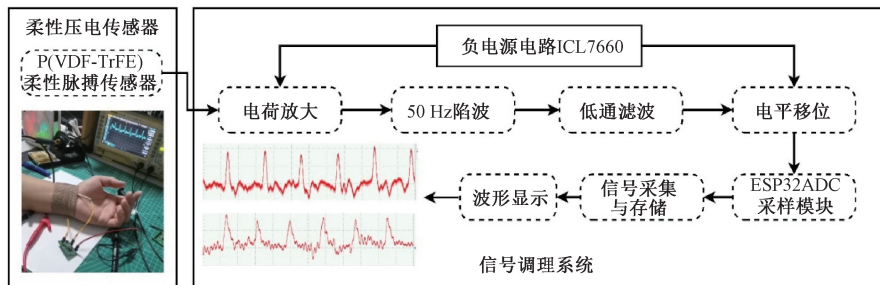


图 12 脉搏信号采集流程

Fig. 12 Pulse signal acquisition process

基于柔性压电传感器进行脉搏信号采集的具体步骤为:将制备好的 P(VDF-TrFE) 压电传感器置于人体桡动脉手腕处,并与信号调理电路板进行连接,得到的脉搏信号经过信号调理系统完成信号预处理,处理后的数据传输到 ESP32 上,利用 ESP32 的 ADC 采样模块的双通道差分输入模式,将处理好的脉搏波模拟电压信号转换为数字信号,最终发送到 PC 电脑端完成信号采集,存储相应数据并记录采集到的脉搏波波形。

2.1 负电源电路

在信号调理电路中,负电源电路通过 ICL7660 芯片将输入的 10 V 正电压转换为 10 V 负电压,其工作电压是 1.5~10 V,芯片由振荡控制电路和 4 个功率 MOSFET 开关组成,外围只需要 3 个电容器,就可以输出一个与输入电压极性相反的负电压,通过降低电源波动引起的信号干扰,负电源电路有助于提高脉搏波信号的采集精度与稳定性。设计的电路图如图 13 所示。

2.2 电荷放大器

本研究采用电荷放大器用于 P(VDF-TrFE) 压电传感器的信号采集,以便进行后续信号处理。电荷放大电路作为积分电路,负责积累 P(VDF-TrFE) 压电传感器输出的电荷,并以电压形式输出。因此,可将其视为电荷——电压转换电路,其中输出电压与输入电荷量成正比。考虑到 P(VDF-TrFE) 压电传感器的高内阻,电荷放大器需具备高输入阻抗。理想情况下,运算放大器的开环增益应极大,且反相输入端虚地点电位为 0。

由于放大器的高输入电阻,P(VDF-TrFE) 压电薄膜

而失真。因此,必须对检测到的脉搏信号进行信号调理处理,包括噪声和干扰的滤除,才能获得高保真的脉搏信息与脉搏波形^[20]。

本研究设计的信号调理电路包含负电源电路、电荷放大电路、50 Hz 工频陷波电路、低通滤波电路和电平平移电路等 5 个部分,旨在为脉搏波医学研究提供准确、有效的数据源,为后续的数据分析和应用奠定基础。脉搏信号采集流程如图 12 所示。

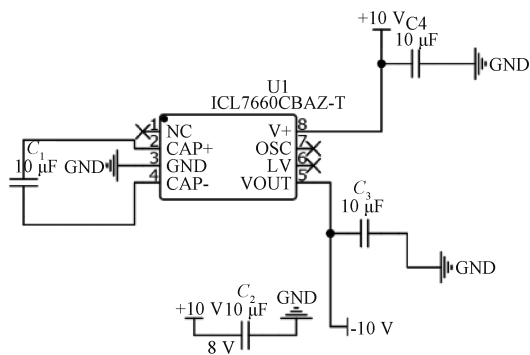


图 13 负电源电路

Fig. 13 Negative power circuit

生成的电荷仅用于电容 C_f 充电,电荷到电压的转换增益如式(1)所示。

$$K_1 = \frac{1}{C_s} \quad (1)$$

其中, C_f 为反馈电容,决定输出电压的精度,因此需要采用高精度电容作为反馈电容。电荷放大器的高通截止频率如式(2)所示。

$$f_{high} = \frac{1}{2\pi R_2 C_s} \quad (2)$$

其中, R_2 是反馈电阻,为了防止电荷放大器由于长时间充电而饱和,通常将 C_s 与一个电阻 R_2 并联,该电阻可稳定电路中的直流成分。电荷放大电路的结构如图 14 所示。

根据人体脉搏信号频率范围的考虑,本研究选取反

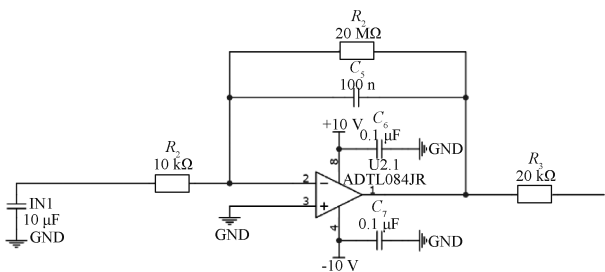


图 14 电荷放大电路
Fig. 14 Charge amplifier circuit

馈电容 C_5 为 100 nF, 反馈电阻 R_2 为 20 MΩ, 限流电阻 R_1 为 10 kΩ。为满足不同频率测量需求, 可灵活调整电阻和电容的取值。设计中, 反馈电容 C_5 较小, 旨在提高电荷放大器对传感器微小运动的监测灵敏度, 从而提高对脉搏跳动的敏感性。同时, 并联的反馈电阻 R_2 较大, 以避免小电容导致的高频截止。

此外, 电荷放大器的输入信号频率不能太低。由于很小, 很大, 且引线长度对电路有影响, 因此应尽量减小缆线长度。在选择运算放大器时, 需满足低输入噪声、低失调电压和状态稳定等要求。本文选择 ADTL084 作为运算放大器, 其能与 P(VDF-TrFE) 压电传感器的内阻实现阻抗匹配, 可用于比较电路、稳定积分电路和放大电路。运算放大器的特性参数如表 4 所示。

表 4 运算放大器的特性参数
Table 4 Experimental reagents

参数	大小
低输入偏置电流	10 pA
噪声	16 nV/√Hz
宽带	5 MHz
压摆率	20
共模抑制比	80 dB
总谐波失真	0.001%
电源电流	1.2 mA

2.3 50 Hz 带通桥式陷波器与低通滤波器

在生物医学领域, 人体脉搏信号的微弱特性以及其频率范围 (0.1~50 Hz) 的特殊性质使其对环境中 50 Hz 工频噪声极为敏感。这种噪声源的可能引入电路的情况, 对于准确信号的生成和输出带来了显著的不利影响, 甚至可能使脉搏信号在噪声背景中难以准确辨识^[21]。因此, 本文设计了一种专用于滤除环境中 50 Hz 工频干扰的带通桥式陷波器。该陷波器的结构采用了带通桥式拓扑, 其目标是有选择性地抑制 50 Hz 频率成分, 以有效防止其传播到下游电路中。带通桥式结构具备卓越的频率选择性和滤波性能, 能够在特定频率范围内实现对信号的高效衰减。其电路如图 15 所示。

除此之外, 在脉搏传感器测量中, 还包含有环境干扰、电磁干扰、热噪声和肌电干扰等多种噪声干扰源, 都

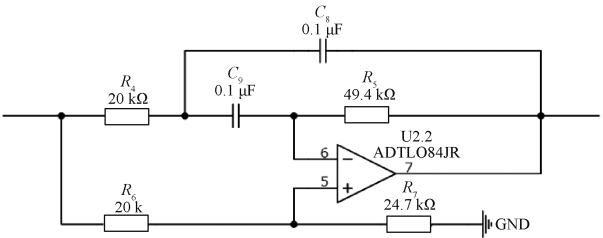


图 15 50 Hz 陷波电路
Fig. 15 50 Hz notch circuit

可能影响测量结果的准确性^[22]。为了提高测量结果的准确性和可靠性, 设计合适的滤波电路是至关重要的。特别地, 低通滤波器作为一种常见的滤波器类型, 在脉搏信号采集中起到了关键作用^[23]。

人体脉搏信号的频率范围通常在 0.1~50 Hz, 属于低频信号。为了有效地消除高频干扰, 保留脉搏信号的主要成分, 本文设计了如图 16 所示的低通滤波电路。

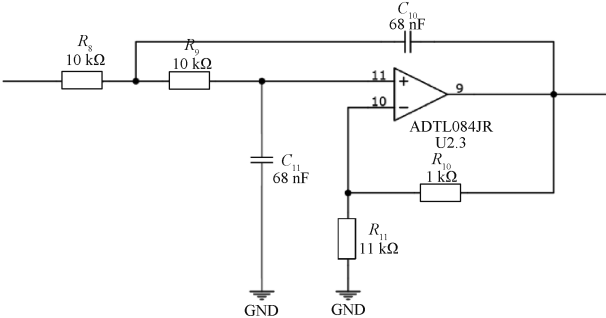


图 16 低通滤波电路
Fig. 16 Low pass filtering circuit

在滤波器的设计中, 通带增益是一个重要的指标。通带增益指的是在滤波器通带内信号的增益程度, 能够对通带内的信号进行放大, 保持脉搏信号的原始强度, 从而避免信号衰减或失真。低通滤波电路的通带增益如式 (3) 所示。

$$K_2 = 1 + \frac{R_8}{R_9} \tag{3}$$

其中, R_8 和 R_9 是构成运算放大器反馈网络的分压器中的电阻值。相应的低通截止频率如式 (4) 所示。

$$f_{low} = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_8R_9C_{10}C_{11}}} \tag{4}$$

2.4 电平移位电路

在脉搏信号调理电路中, 电平移位电路是一项关键组成部分, 其作用是将输入信号的直流偏移移动到特定的电平位置, 以便后续的信号处理或分析^[24]。在脉搏信号采集中, 脉搏信号往往带有不同的直流偏移量, 这可能会导致信号在采集、放大和处理过程中出现偏移或失真。当脉搏信号的直流偏移较大时, 电平移位电路可以将其

移动到与信号处理系统的工作范围相匹配的电平,避免信号超出系统范围的问题,并为后续的 ADC 采集提供适宜的输入信号。电平移位电路的具体电路图如图 17 所示。

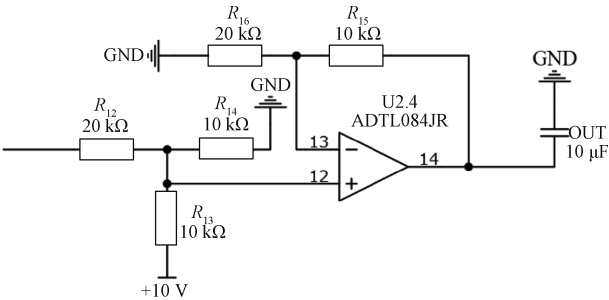
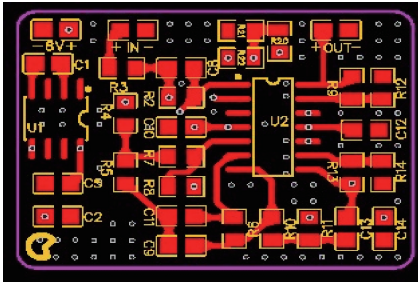
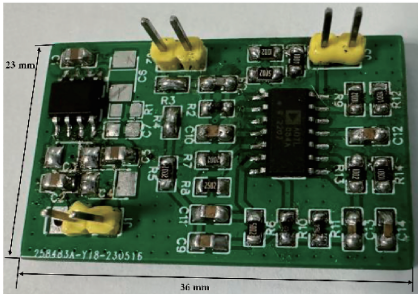


图 17 电平移位电路
Fig. 17 Level shift circuit

根据设计的脉搏波信号调理电路制作的 PCB 板设计图和实物图如图 18 所示,其尺寸为 36 mm×23 mm。



(a) PCB板设计图
(a) PCB board design



(b) PCB板实物图
(b) PCB board physical picture

图 18 信号调理电路 PCB 板设计图及实物图
Fig. 18 Signal conditioning circuit PCB board design and physical picture

3 脉搏传感器性能测试结果与分析

本文所设计的基于 P(VDF-TrFE) 压电薄膜的可穿戴脉搏传感器实物图如图 19 所示。

为了评估并验证本研究所设计的脉搏传感器的检测性能,将脉搏传感器利用医用绷带固定在人体手腕脉搏

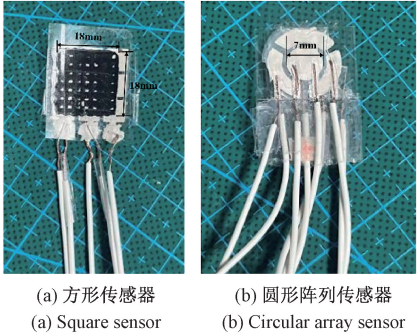


图 19 方形与圆形阵列传感器测试实物图
Fig. 19 Physical images of square and circular array sensors for testing

的跳动部位,并与示波器及电源等设备进行连接,待测试者静坐 1~2 min 后对传感器供电,进行人体脉搏信号的检测与采集,示波器上显示得到的包含大部分脉搏信号特征点的波形结果如图 20 所示。

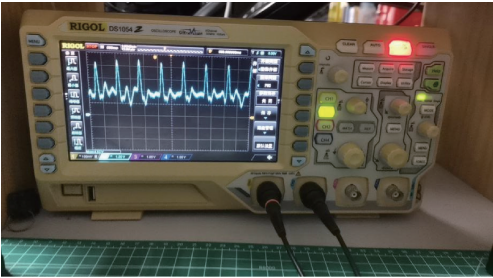


图 20 示波器脉搏信号波形显示
Fig. 20 Oscilloscope pulse signal waveform display

可以看出,P(VDF-TrFE) 压电传感器检测到的脉搏信号十分稳定,包含清晰完整的特征点信息,且整体趋势平稳整齐,具有明显的周期性波峰以及重搏波特征,证明该脉搏传感器能够对人体脉搏信号进行有效的检测与采集。

为了进一步展示基于 P(VDF-TrFE) 的柔性压电传感器的人体贴合度和佩戴舒适性,将柔性脉搏传感器与智能监测手表进行佩戴测试对比,如图 21 所示。可以看出,本文制备的柔性脉搏传感器不仅能够实现高效准确的生理信号监测,还显著提升了人体佩戴的舒适度,能够确保用户在日常活动中的无感佩戴体验。小而柔的特性使得传感器不仅能够紧密贴合手腕曲线,适应各种佩戴姿势,还能与人体皮肤一直保持稳定的贴合,不会出现脱落或移位现象。

除此之外,为了验证本文所制备的柔性脉搏传感器相比与传统脉搏传感器能够获得更高精度和更高质量的脉搏波信号,在相同测试条件下,分别使用柔性压电传感器和传统刚性传感器对人体脉搏波信号进行检测,得到的波形对比结果如图 22 和图 23 所示。

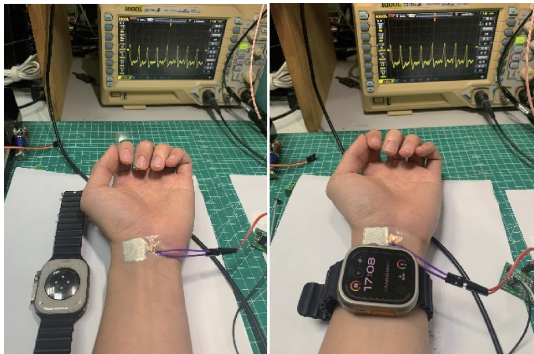


图 21 柔性脉搏传感器与智能监测手表佩戴测试对比
Fig. 21 Comparison of wearing test between flexible pulse sensor and intelligent monitoring watch

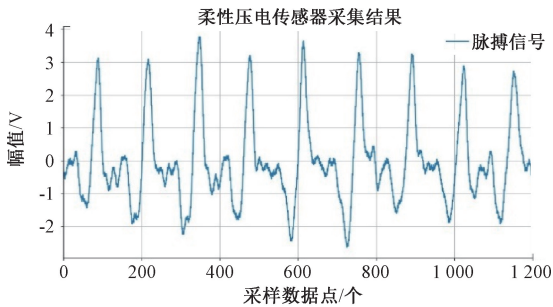


图 22 柔性压电传感器脉搏信号检测结果
Fig. 22 Pulse signal detection results of flexible piezoelectric sensor

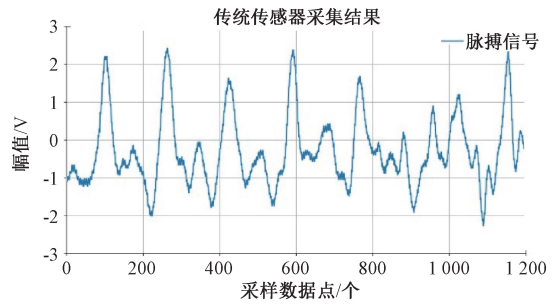


图 23 传统刚性传感器脉搏信号检测结果
Fig. 23 Pulse signal detection results of traditional rigid sensor

对比分析可知,传统的刚性传感器因硬质材料的使用,难以与人体皮肤完美贴合,影响脉搏信号质量,在相同测试条件下存在更明显的噪声,且脉搏波形存在明显波动现象,不够稳定,无法连续测量周期性的脉搏信号,计算该波段的平均峰值电压为 2.24 V。相比之下,基于 P(VDF-TrFE)的柔性脉搏传感器,凭借其柔软的特性和与人体皮肤的高贴合度,显著减少了信号失真,平均峰值电压达到了 3.31 V,且具有更清晰的周期性峰谷特征和更低的背景噪声,提高了脉搏检测的准确度和连续性,证明柔性压电传感器在脉搏波检测上具有更优越的性能。

3.1 脉搏信号处理前后波形对比与分析

为了验证所设计的信号调理系统各级电路的作用,检测 1 200 个时间采样点,记录脉搏信号处理前后波形对比结果如图 24 所示。

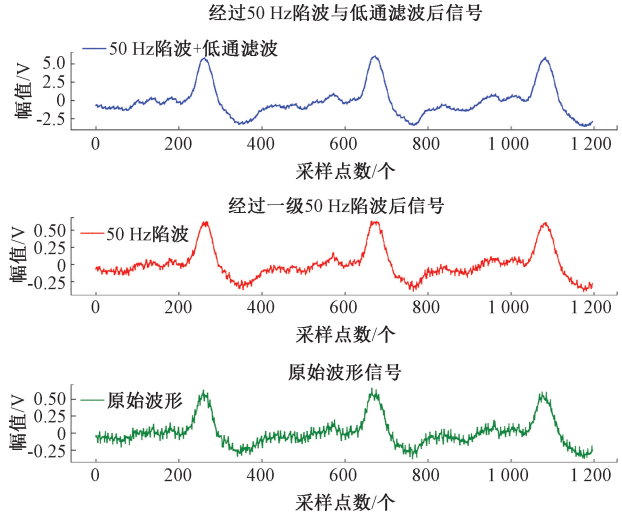


图 24 脉搏信号处理前后波形对比
Fig. 24 Comparison of waveforms before and after pulse signal processing

从下到上依次表示未经处理的原始波形、仅经过 50 Hz 陷波电路处理后的波形,以及通过 50 Hz 陷波电路和低通滤波电路后的波形。可以看出,未经处理的原始波形含有大量噪声干扰,仅能观察到脉搏信号的轮廓。经过第 1 级陷波电路处理后,波形清晰度有所提高,但仍存在一些高频噪声干扰,表现为波形上的毛刺状凸起。最后经过第 2 级低通滤波电路处理后,成功滤除大部分高频信号,显示出清晰稳定的波形,保留了脉搏信号的主要特征。计算得到不同波形的平均峰值电压如表 5 所示。

表 5 各波形平均峰值电压对比
Table 5 Comparison of average peak voltage of each waveform

平均峰值电压/V	
原始波形	0.069
一级陷波处理	0.653
二级滤波处理	5.467

综合而言,所设计的各级滤波电路的调节效果良好,不仅能够缓解 50 Hz 工频干扰和高频环境噪声干扰,还将平均峰值电压放大至 5.467 V,反映所设计的信号调理电路能够提升传感器的灵敏度与信号强度,提高所采集脉搏信号的质量和可用性。

除此之外,记录连续脉搏采集过程中的一组示波器波形结果如图 25 所示,其中最下层绿色波形代表原始脉搏波信号,中间层波形红色代表经过一级 50 Hz 陷波电

路的结果,最上层蓝色波形代表经过二级低通滤波电路的最终结果。可以发现所设计的信号调理系统除了能够实现良好的降噪以及去除工频干扰之外,电荷放大电路也成功将原本的 50 mV 左右的脉搏信号放大至 5 V 左右,提高了信噪比,使得信号相对于噪声更加突出,便于后续的处理和分析。

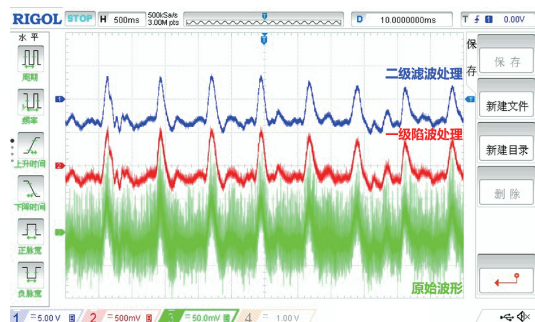


图 25 连续脉搏波采集示波器波形显示

Fig. 25 Continuous pulse wave acquisition oscilloscope waveform display

3.2 不同脉搏传感器检测波形对比与分析

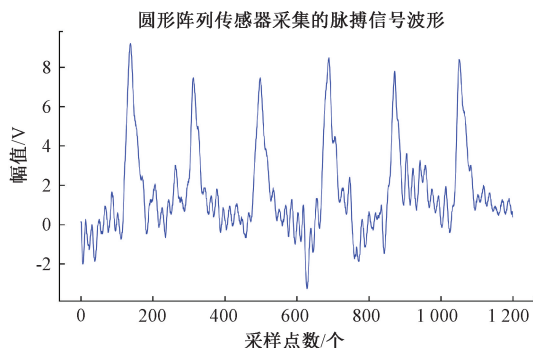
为了对本研究所设计的方形传感器和圆形阵列传感器在脉搏波检测和采集中的性能进行全面对比,采用相同的传感器固定位置以及人体姿势,选取 1 200 个采样点进行波形综合对比,结果如图 26 所示。

由波形对比图综合分析可以看出,圆形阵列传感器相较于方形传感器在脉搏波检测中表现出更优异的输出性能。在波形的清晰度方面,圆形阵列传感器所采集到的脉搏波信号更为连续清晰,轮廓更加明显,包含大量的脉搏波特征点信息,有利于准确识别和分析脉搏信号的特征。相比之下,方形传感器所采集到的脉搏波信号存在较多的噪声和毛刺,波形轮廓不够清晰,可能会对信号的准确性和可靠性产生一定的影响。这种差异证明了圆形阵列传感器结构的优越性,其设计能够更有效地减少外部干扰信号的影响,并更精确地捕获目标信号。方形传感器的结构相对而言可能相对简单,对环境干扰信号的抵抗能力较弱,导致在信号采集过程中容易受到外部干扰的影响,从而产生较多的噪声和毛刺。

除此之外,圆形阵列传感器的平均峰值电压为 8.799 V,方形阵列传感器的平均峰值电压仅能达到 2.667 V。因此,采用圆形阵列结构的传感器对于脉搏波检测效果最好,脉搏信号强度最大,灵敏度最高,能够较好地识别脉搏波信号的峰值点、潮波点和重搏波点,辅助监测人体心血管状态。

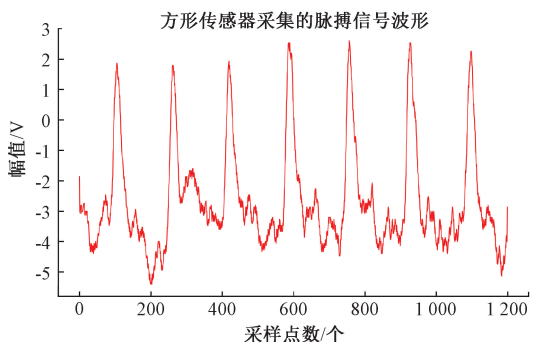
4 结 论

为了解决传统脉搏波检测过程中存在的穿戴不适、



(a) 圆形阵列传感器采集的脉搏信号波形

(a) Pulse signal waveform collected by circular array sensor



(b) 方形传感器采集的脉搏信号波形

(b) Pulse signal waveform collected by square sensor

图 26 不同传感器脉搏采集信号波形对比

Fig. 26 Comparison of pulse acquisition signal waveforms from different sensors

携带不便、不连续性以及精度不高等问题,本文设计了一种基于 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器,用于提高检测和采集人体桡端脉搏波信号的精度、稳定性与舒适性,并实现连续准确的脉搏波信号监测。针对传统刚性传感器佩戴舒适性差以及测量失真等问题,采用溶液流延法制备了具有良好介电性能、压电性能和铁电性能的 P(VDF-TrFE) 柔性压电薄膜,并通过丝网印刷技术在柔性压电薄膜上印刷了方形结构与圆形阵列式结构的导电电极,最终完成导线连接以及绝缘材料封装步骤制备了柔性可穿戴脉搏传感器。在此基础上,为了解决低频脉搏信号以及 P(VDF-TrFE) 压电薄膜容易受到各种噪声干扰而产生的失真与波动问题,本文设计了包含信号放大及信号滤波等功能的信号调理系统,用于获取高保真以及高清晰度的低噪声脉搏波波形。

实验结果表明,基于 P(VDF-TrFE) 制备的柔性脉搏传感器更贴合人体皮肤,符合可穿戴性以及舒适性的要求,其中,圆形阵列式传感器能够检测到包含大部分生理特征点的连续脉搏波信号,相比于方形传感器灵敏度和清晰度更高,检测性能更好。除此之外,设计的信号调理电路有效地缓解了 50 Hz 工频干扰和高频噪声干扰,能够放大显示出清晰稳定的波形并保留脉搏信号的主要特征,提高了脉搏信号的采集精度,证明本文所设计的基于

柔性压电薄膜的可穿戴脉搏传感器有望推进医学临床研究以及心血管等疾病的干预诊疗研究。未来,将针对脉搏传感器的检测精度以及稳定性方面进行深入研究,并结合深度学习算法,旨在通过测量得到的脉搏波恢复人体血压等生理参数。

参考文献

- [1] 马丽媛,王增武,樊静,等.《中国心血管健康与疾病报告 2022》要点解读[J]. 中国全科医学, 2023, 26(32): 3975-3994.
MA L Y, WANG Z W, FAN J, et al. Interpretation of report on cardiovascular health and diseases in China 2022 [J]. Chinese General Practice, 2023, 26(32): 3975-3994.
- [2] 杨继,张垚,马腾,等. 1990—2019 年中国心血管疾病流行现状, 疾病负担及发病预测分析[J]. 中国全科医学, 2024, 27(2): 233-244.
YANG J, ZHANG Y, MA T, et al. Epidemic status, disease burden and prediction of cardiovascular diseases in China, 1990-2019 [J]. Chinese General Practice, 2024, 27(2): 233-244.
- [3] MENG K, XIAO X, WEI W, et al. Wearable pressure sensors for pulse wave monitoring [J]. Advanced Materials, 2022, 34(21): 2109357.
- [4] 陈剑虹,郭亚亚,郑铤,等. 基于光电容积脉搏波特征参数的血管弹性检测[J]. 电子测量与仪器学报, 2021, 35(3): 11-17.
CHEN J H, GUO Y Y, ZHENG Y, et al. Blood vessel wall elasticity detection based on characteristic parameters of photoplethysmography [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2021, 35(3): 11-17.
- [5] YANG G, TIAN M ZH, HUANG P, et al. Flexible pressure sensor with a tunable pressure-detecting range for various human motions [J]. Carbon, 2021, 173: 736-743.
- [6] ALI M, HOSEYNI S M, DAS R, et al. A Flexible and biodegradable piezoelectric - based wearable sensor for non-invasive monitoring of dynamic human motions and physiological signals [J]. Advanced Materials Technologies, 2023, 8(15): 2300347.
- [7] CHOWDHURY A H, JAFARIZADEH B, BABOUKANI A R, et al. Monitoring and analysis of cardiovascular pulse waveforms using flexible capacitive and piezoresistive pressure sensors and machine learning perspective[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2023, 237: 115449.
- [8] 葛子阳,王彦,赵慧,等. 柔性基体光纤光栅脉搏波传感器特性[J]. 光子学报, 2021, 50(12): 293-302.
GE Z Y, WANG Y, ZHAO H, et al. Characteristics of flexible substrate fiber bragg grating pulse wave sensors [J]. Acta Photonica Sinica, 50(12): 293-302.
- [9] BOUTRY C M, BEKER L, KAIZAWA Y, et al. Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow [J]. Nature Biomedical Engineering, 2019, 3(1): 47-57.
- [10] WANG X, FENG ZH P, XIA Y SH, et al. Flexible pressure sensor for high-precision measurement of epidermal arterial pulse [J]. Nano Energy, 2022, 102: 107710.
- [11] TIAN G, TANG L, ZHANG J L, et al. Ultrathin epidermal P(VDF-TrFE) piezoelectric film for wearable electronics [J]. ACS Applied Electronic Materials, 2023, 5(3): 1730-1737.
- [12] GAO Y, XIAO T, LI Q, et al. Flexible microstructured pressure sensors: design, fabrication and applications[J]. Nanotechnology, 2022, 33(32): 322002.
- [13] WANG B, HONG J F, YANG Y T, et al. Achievement of a giant piezoelectric coefficient and piezoelectric voltage coefficient through plastic molecular-based ferroelectric materials [J]. Matter, 2022, 5(4): 1296-1304.
- [14] 尹彤,韩学杰,王丽颖,等. 中医脉诊关键技术要素的研究与思辨[J]. 中华中医药杂志, 2023, 38(10): 4795-4798.
YIN T, HAN X J, WANG L Y, et al. Research and reflection on key technical elements of traditional chinese pulse diagnosis [J]. Chinese Journal of Traditional Chinese Medicine, 2023, 38(10): 4795-4798.
- [15] ZHANG K, ZHANG Y M, CHEN J S, et al. Welding pool oscillation behaviors for pulsed GTA welding based on laser dot matrix sensing [C]. 2017 IEEE 7th Annual International Conference on CYBER Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER). IEEE, 2017: 355-358.
- [16] 罗静静,左晶晶,季仲致,等. 面向脉诊客观化的脉搏传感器研究综述[J]. 仪器仪表学报, 2021, 41(8): 1-14.
LUO J J, ZUO J J, JI ZH ZH, et al. A Review of Pulse Sensor Research for Objective Pulse Diagnosis [J]. Journal of Instrumentation and Measurement, 2021, 41(8): 1-14.
- [17] AMBAYE A D, KEFENI K K, MISHRA S B, et al. Recent developments in nanotechnology-based printing electrode systems for electrochemical sensors [J]. Talanta, 2021, 225: 121951.
- [18] 潘云霄,李艳,王云燕,等. 基于分子动力学的丝网印

刷柔性传感器电极导电性机理研究 [J]. 包装工程, 2024, 45(1): 54-61.

PAN Y X, LI Y, WANG Y Y, et al. Research on conductivity mechanism of electrodes for flexible sensors based on molecular dynamics simulation [J]. Packaging Engineering, 2024, 45(1): 54-61.

- [19] 姜韵慧, 唐健, 施文娟, 等. 基于云端的口袋式人体脉搏诊断仪 [J]. 电子测量技术, 2017, 40(7): 188-193.

JIANG Y H, TANG J, SHI W J, et al. Pocket type human pulse diagnostic instrument based on cloud [J]. Electronic Measurement Technology, 2017, 40(7): 188-193.

- [20] ZHANG X S, ZHANG H X, GUO J SH, et al. Research on mud pulse signal detection based on adaptive stochastic resonance [J]. Journal of Petroleum Science and Engineering, 2017, 157: 643-650.

- [21] ZHOU B, WANG X AN, LI Q P, et al. Human pulse signal acquisition system based on PVDF Piezoelectric film [C]. Journal of Physics: Conference Series. IOP Publishing, 2021, 1924(1): 012019.

- [22] 马壮, 于兆磊, 朱智林, 等. 脉搏波信号中存在的噪声干扰分析及降噪方式研究 [J]. 物联网技术, 2021, (4): 42-44, 50.
MA ZH, YU ZH L, ZHU ZH L, et al. Analysis of noise interference in pulse wave signals and research on noise reduction methods [J]. Internet of Things Technology, 2021, (4): 42-44, 50.

- [23] YI ZH R, LIU ZH X, LI W B, et al. Piezoelectric dynamics of arterial pulse for wearable continuous blood pressure monitoring [J]. Advanced Materials, 2022, 34(16): 2110291.

- [24] SON J Y, CHA H K. An implantable neural stimulator IC with anodic current pulse modulation based active charge balancing [J]. IEEE Access, 2020, 8: 136449-136458.

作者简介



曹从军, 1992 年于陕西机械学院获得学士学位, 1998 年于西安理工大学获得硕士学位, 2008 年于西北大学获得博士学位, 现为西安理工大学教授及硕士生导师, 主要研究方向为智能传感器技术、图像信息再现、色彩管理及印刷技术创新应用等。

E-mail: caocongjun@xaut.edu.cn

Cao Congjun received her B. Sc. degree from Shaanxi Mechanical University in 1992, M. Sc. degree from Xi'an University of Technology in 1998 and Ph. D. degree from Northwest University in 2008, respectively. Now she is a professor and master's supervisor at Xi'an University of

Technology. Her main research interests include intelligent sensor technology, reproduction of image information, color management and innovative application of printing technology, etc.



赖凯旋, 2022 年于西安理工大学获得学士学位, 现为西安理工大学硕士研究生, 主要研究方向为柔性传感器、集成电路技术、深度学习及印刷技术创新应用。

E-mail: 1757931776@qq.com

Lai Kaixuan received his B. Sc. degree from Xi'an University of Technology in 2022. Now he is a M. Sc. candidate at Xi'an University of Technology. His main research interests include flexible sensors, integrated circuit technology, deep learning, and innovative applications of printing technology.



王旭升 (通信作者), 2009 年于北京交通大学获得学士学位, 2012 年于北京交通大学获得硕士学位, 2016 年于巴黎萨克雷大学获得博士学位, 现为西安理工大学副教授及硕士生导师, 主要研究方向为印刷电子传感器建模及电路设计、基于深度学习的信号及图像处理。

E-mail: xswang@xaut.edu.cn

Wang Xusheng (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Beijing Jiaotong University in 2009, M. Sc. degree from Beijing Jiaotong University in 2012 and Ph. D. degree from Paris-Saclay University in 2016, respectively. Now he is an associate professor and master's supervisor at Xi'an University of Technology. His main research interests include printed electronic sensor modeling and circuit design, and signal and image processing based on deep learning.



夏卫民, 2013 年于西安交通大学获得博士学位。现为西安理工大学教授、博士生导师, 主要研究方向为高分子化学和物理, 柔性印刷电子与传感技术。

E-mail: xiaweimin@xaut.edu.cn

Xia Weimin received Ph. D. degree from Xi'an Jiaotong University in 2013. Now he is a professor, doctoral supervisor at Xi'an University of Technology. His main research interests include polymer chemistry and physics and flexible printing electronics and sensing technology.



时金祥, 2022 年于内蒙古工业大学获得学士学位, 现为西安理工大学硕士研究生, 主要研究方向为压电复合材料和柔性传感器。

E-mail: shijinxiang@stu.xaut.edu.cn

Shi Jinxiang received his B. Sc. degree from Inner Mongolia University of Technology in 2022. Now he is a M. Sc. candidate at Xi'an University of Technology. His main research interests include piezoelectric composite and flexible sensors.