

基于柔性压力传感器的帕金森病监测系统设计

陈志勇, 顾宏*, 张敏

天津工业大学物理科学与技术学院, 天津

收稿日期: 2023年11月19日; 录用日期: 2023年12月19日; 发布日期: 2023年12月27日

摘要

本文基于柔性压力传感器的传感机理, 为了探究柔性电容压力传感器在智能健康监测领域的应用, 开发出了一套用于采集人体手指压力信号的柔性压力传感器系统。传感器采用具有多孔结构的纳米复合材料PNC来制备; 而在信号采集电路设计部分, 主要采用交流电桥测电容的方法将电容信号转换为电压信号, 然后通过AD芯片读取模拟值, 交由主控单片机控制处理, 达到智能化数据采集的功能。最后为了验证系统工作的可靠性, 将传感器系统应用于测量人体手指压力信号, 从而建立压力信息与健康信息的关联。该系统能够实现在特定量程内高灵敏度测量手指压力与抖动频率, 一方面为新型高灵敏度柔性压力电容传感器的制备提供参考, 另一方面也为电容信号采集提供一定的设计思路, 同时为早期发现和治疗帕金森病提供参考。

关键词

柔性压力传感器, 高灵敏度, 单片机, 手指压力, 帕金森病

Design of Parkinson's Disease Monitoring System Based on Flexible Pressure Sensors

Zhiyong Chen, Hong Gu*, Min Zhang

School of Physical Science and Technology, Tiangong University, Tianjin

Received: Nov. 19th, 2023; accepted: Dec. 19th, 2023; published: Dec. 27th, 2023

Abstract

This article develops a flexible pressure sensor system for collecting pressure signals from human fingers based on the sensing mechanism of flexible pressure sensors, which aims to explore the application of flexible capacitive pressure sensors in the field of intelligent health monitoring. The sen-

*通讯作者。

sensor is made using a nano-composite material called PNC. In the signal acquisition circuit, the method of measuring capacitance using an AC bridge is mainly used to convert the capacitance signal into voltages, and then read the analog value through the AD chip, which is controlled and processed by the main microcontroller to achieve intelligently the function of data collection. Finally, in order to verify the reliability of the system's operation, the sensor system is applied to measure the signal on the fingers of the human body so that the correlation between pressure information and health information can be established. This system can achieve highly sensitive measurement of finger pressure and jitter frequency within a specific range. On the one hand, it provides reference for the preparation of a new type of highly sensitive flexible pressure capacitance sensors. On the other hand, it also provides a certain design idea for acquiring capacitance signal. At the same time, it provides reference for the early detection and treatment of Parkinson's disease.

Keywords

Flexible Pressure Sensors, High Sensitivity, Microcontroller Unit, Finger Pressure, Parkinson's Disease

Copyright © 2023 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

帕金森病,是一种多发生在60岁以上老年人群体的神经系统变性疾病,已成为危害老年人身体健康的“第三杀手”[1]。其中,静止性震颤是本病的典型症状,具体表现为人在安静状态下,手指会出现规律性手抖现象,即拇指与其他四指呈现搓丸子样,频率为每秒4~6次。

为了实现对该病早发现早治疗的目的,已有部分研究人员设计了用于监测手抖的智能穿戴设备,但是由于采用加速度计与陀螺仪结合等方式,使得整个系统变得笨拙,不具备良好的生物兼容性。而相比于硬质传感器来说,柔性传感器具有灵敏度高、柔韧性好的优点,在生物信号的监测领域具有更为广阔的应用前景[2][3]。柔性压力传感器作为柔性传感器中的重要成员,因其良好的可穿戴特性,受到越来越多的专家学者的关注,出现了许多利用柔性压力传感器来测量某些生命体征信号的成果,如脉搏、呼吸等[4][5]。然而柔性压力传感器应用于特定典型病症的案例较为稀缺,某些特殊人群对于智能健康监测设备的需求应该具有特殊性,充分利用灵敏度更高且生物兼容性更强的柔性传感器来监测某类疾病具有很好的现实意义。为此,本文设计了一种以帕金森病为具体应用场景,采用更贴合人体皮肤的柔性压力传感器来测量拇指与其他四指之间的压力,同时利用单片机达到智能信号采集与监测的目的[6]。通过测量拇指与其他四指摩擦时产生的压力变化来分析震颤特性,可以实现对帕金森病早期的监测。

2. 柔性压力传感器的传感机理

柔性压力传感器通常会在外力作用下产生形变,引起敏感材料相关的电学特性发生改变,从而实现了将压力信号转变成电学信号。其按照工作机理的不同,主要可分为压电传感器、压阻传感器和压容传感器[7][8]。

2.1. 压电传感器

压电传感器是指一类基于压电效应的传感器,压电效应具体来说就是在外力作用下导致传感材料正负电荷发生转移,从而导致材料上下电极之间产生电势差的一种现象。此类压力传感器具有超低功耗的

优势，但容易因机械性能的问题而导致其在可穿戴设备应用领域的发展受限[9]。

2.2. 压阻传感器

压阻传感器是指一类传感材料的电阻会随着外力变化而发生变化的传感器，其电阻可由以下公式来表征：

$$R = \rho \frac{L}{S} \tag{1}$$

其中 ρ 为材料的电阻率， L 为导电材料的长度， S 为横截面积。

通过以上公式可知，外力导致的电阻变化主要为两个方面，一个为几何效应，另一个为材料本身的电阻率效应[10]。压阻传感器具有结构简单，灵敏度高的特点，但其受外界环境影响较大，容易产生温漂效应，这将导致压力测量误差较大。

2.3. 压容传感器

压容传感器的工作机理为：传感器的结构可等效为一个电容器模型，受到外界压力时，电容器的板间距离 d 和介电常数 ϵ_r 将发生改变，从而引起电容值的改变[7]。电容值与其他各参数之间的关系式为：

$$C = \epsilon_r S / 4\pi kd \tag{2}$$

其中 ϵ_r 为相对介电常数， S 为极板的正对面积， d 为极板的距离， k 为静电常数。

为了衡量电容压力传感器的灵敏度，采用以下计算公式：

$$S = \frac{\Delta C / C_0}{\Delta P} \tag{3}$$

其中 ΔC 为施加压力后电容变化量， C_0 为未施加压力时的初始电容值， ΔP 为压力变化量。

压容传感器具有灵敏度高且稳定性好的特点，因此可考虑作为智能健康监测系统的理想器件[11]。为了探究柔性电容压力传感器在智能健康监测领域的应用，先从如何在特定量程内提高传感器灵敏度和稳定性出发，同时在传感器信号采集部分通过尽可能消除寄生电容和寄生电阻对测量电路的影响，从而提高传感器信号采集的精度，我们设计了一套基于柔性压力传感器的帕金森病监测系统。

3. 系统整体方案设计

结合公式(2)和公式(3)可知，要想实现在特定量程范围内提高传感器的灵敏度的目的，在有限的传感尺寸情况下可采用提高材料的相对介电常数 ϵ_r 的方法。于是我们可以想到在材料选择和结构设计上来尽可能改善柔性电容压力传感器的灵敏度，在前人的一些研究成果基础上[2] [5]，我们选择了采用具有多孔结构的纳米复合材料 PNC 来制备。PNC 制备过程简单来说就是使用泡沫镍作为模板，制备掺杂 0.5% 碳纳米管(CNT)的铂催化硅橡胶。采用泡沫镍作为模板的原因是泡沫镍具有均匀的孔隙结构，一方

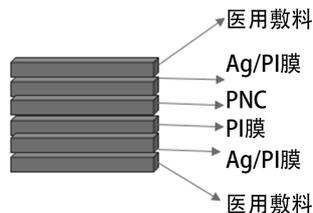


Figure 1. Structural schematic diagram of flexible pressure sensors

图 1. 柔性压力传感器的结构示意图

面孔隙结构可有效增大整个传感器的相对介电常数, 另一方面这种结构具备屏蔽电磁波的特性, 可以有效地降低外来噪声信号对所测传感信号的干扰。其结构示意图如图 1 所示。整个传感器共分成六个部分, 而 PNC、PI 膜、Ag/PI 膜是其主要功能结构, 三者可共同构成一个电容器结构。在压缩条件下, 传感器的电容值随压力变化而变化。

为了实现通过使用该柔性压力传感器达到设计帕金森病监测系统的目的, 需要事先得到该柔性压力传感器所受到的压力值与其电容值之间的对应关系。在验证制备的柔性压力传感器性能的实验中, 得到如下图 2 所示的压力 - 电容关系图。

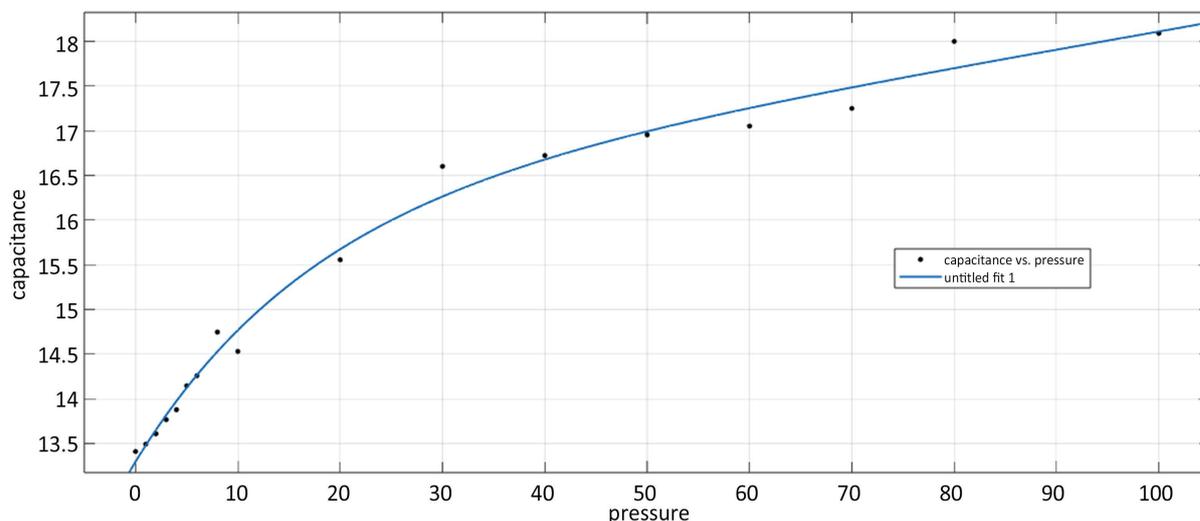


Figure 2. The relationship diagram between pressure and capacitance

图 2. 压力 - 电容关系图

从图中不难看出, 在压力值接近为 0 时, 传感器的电容值很小, 但是在给予一个较小的压力后电容值就有一个较大的变化, 也就是说该传感器在测量小压力场景下具有较高的灵敏度。通过进一步计算其值约等于 1.68 kPa^{-1} , 此性能优于某些纸基衬底的柔性电容压力传感器[4]。

另一方面, 相比与传统的电容式压力传感器, 我们传感器的灵敏度随压缩衰减的程度相当温和。在进行了长达半年时间的中度压缩测试后, 在 0~1 kPa 范围内仍保持着 1.63 kPa^{-1} 的高灵敏度。

整个系统利用帕金森病静止性震颤的典型症状特点, 即通过测量手抖的特定频率与幅度来区分静止性震颤和生理性震颤从而达到监测帕金森病的目的。系统设计的大致思路为采用以上制备的高灵敏度柔性压力传感器来检测压力信号, 将采集到的电容信号转换为电压信号, 再通过 AD 芯片读出数值, 最后在显示屏上显示; 同时将该数值与事先设定好的阈值条件进行比较, 当满足阈值条件时, 触发报警, 提示有患帕金森病的可能性[12]。

4. 硬件系统组成

4.1. 电容信号转换成电压信号模块

由于主要利用所制得的柔性压力传感器的电容特性, 即利用施加在传感器上的压力与传感器的电容值之间的关系来进行测量电路的设计, 故在整个系统设计时需要重点考虑消除寄生电容的影响。为了采集电容信号, 常用的方法主要分为两种: 一种是基于振荡器的 RC 电路, 但其一般适用于宽量程电容测量, 对于小量程电容测量需要高性能时钟; 另一种是基于惠斯通电桥的方法, 通过平衡电桥的两个支路来达到测量电容的目的, 对于小量程电容的测量较为友好[13]。为此, 我们采用交流电桥的方法将电容信

号转换为模拟电压信号，具体分为交流电桥测电容电路和信号提取电路这两部分，其设计电路分别见下图 3 和图 4 所示。

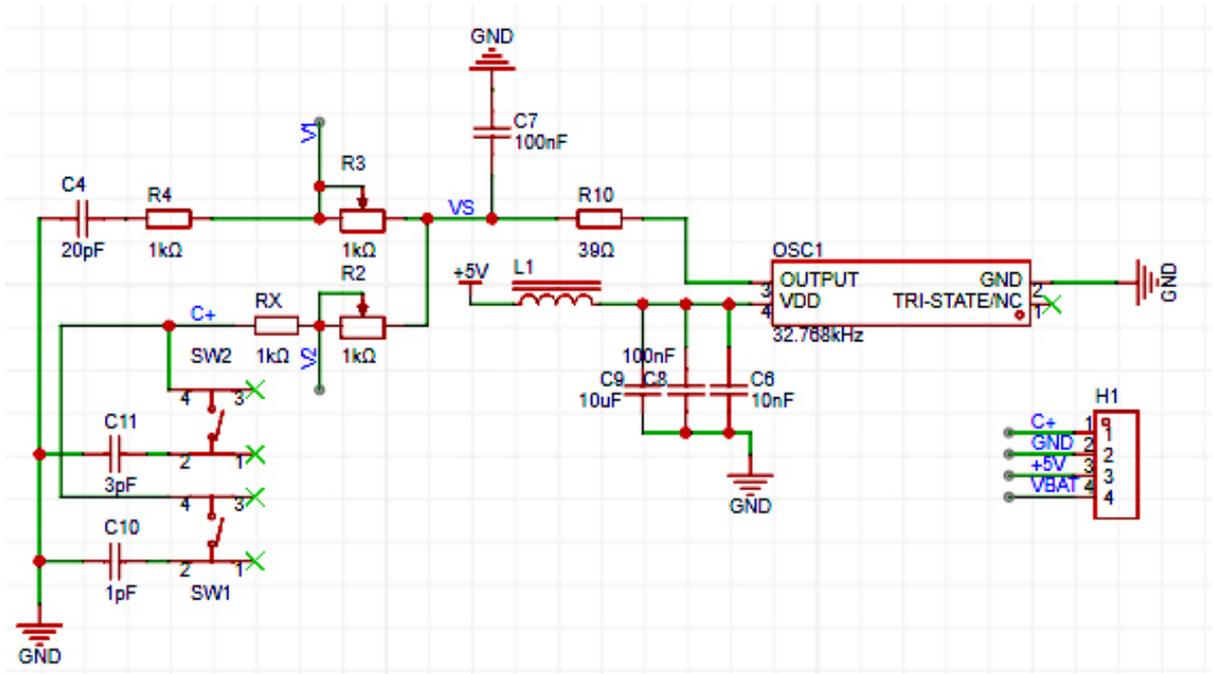


Figure 3. AC bridge capacitance measurement circuit
图 3. 交流电桥测电容电路

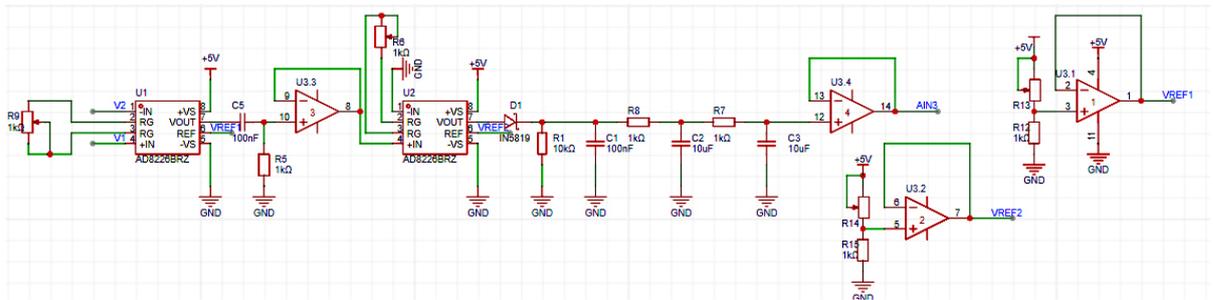


Figure 4. Signal extraction circuit
图 4. 信号提取电路

在交流电桥测电容电路部分，具有两个电容和四个电阻的交流惠斯通电桥，可以称为改进型的 De-Sauty 桥。电桥中的两个定值电阻的作用是为了消除传感器带来的寄生电阻效应，通过调节 R_2 和 R_3 可以使电桥达到平衡，以匹配电桥输出信号 V_1 和 V_2 。电桥的激励源选择频率为 32.768 Hz 的有源晶振，因为有源晶振具有更好的频率稳定性。同时为了得到传感器的绝对电容值，采用了两步并联校准的方法，其较传统的单步并联校准可以消除传感器引线带来的寄生电阻和寄生电容效应。如图 4 所示，初始状态下(当 SW1 和 SW2 都断开时)有：

$$V_{initial} = V_1 - V_2 = V_s \left(\frac{R_4 - j \frac{1}{\omega C_4}}{R_4 - j \frac{1}{\omega C_4} + R_3} - \frac{R_x - j \frac{1}{\omega C_x}}{R_x - j \frac{1}{\omega C_x} + R_3} \right) \quad (4)$$

校正状态下(当 SW1 闭合且 SW2 断开时有):

$$\Delta V_{C_{10}} = V_1 - (V_{C_{10}} + V_{wire}) \quad (5)$$

同理当 SW2 闭合且 SW1 断开时有:

$$\Delta V_{C_{11}} = V_1 - (V_{C_{11}} + V_{wire}) \quad (6)$$

于是得到校准系数 α :

$$\alpha = \frac{C_{10} - C_{11}}{V_{C_{10}} - V_{C_{11}}} \quad (7)$$

其中, V_{wire} 是传感器引线效应带来的导线电压, α 表征的是模拟电压变化转换为模拟电容变化时的变换因子。这样我们便可以得到传感器的绝对电容值。

信号提取电路部分设计框图如下图 5 所示。在整个信号提取电路中, 各部分元器件的参数是决定信号提取效果的关键因素, 因此它们都需要根据实际情况进行合理配置。



Figure 5. Design block diagram of signal extraction circuit

图 5. 信号提取电路设计框图

4.2. 电压采集模块

经上一步电路即可得到所需采集的电压信号, 但是由于该信号是模拟信号, 电子设备无法直接对模拟信号进行处理, 于是需要一个 A/D 转换模块。在该模块中, 采用 STC89C52RC 单片机和 XPT2046 芯片结合的方法对电压信号进行采集处理。

4.3. 电源转换电路和报警驱动电路

本设计中的单片机需使用 5 V 电源, 采用 AMS1117-5.0 稳压芯片设计输出 5 V 直流电源, 由该稳压芯片的手册可知输入电压需大于 6.5 V 且小于 12 V。在报警驱动电路部分采用 ULN2003 驱动芯片与蜂鸣器组合的方式构成系统的报警功能模块。

4.4. 显示模块

显示模块为系统输出提供了可视化界面, 提高了人机交互的实际体验, 同时对于测试和改善系统整体工作效果具有重要意义。采用以 SSD1306 芯片作为驱动的 0.96 英寸的 OLED 显示屏来提供可视化界面。

5. 软件系统设计

整个软件系统采用 C 语言来进行功能编程, 其中编程软件选择 Keil, 在程序编写和运行调试完毕后选择 STC 公司为其品牌单片机提供的烧录软件 STC-ISP 来烧录程序。软件系统设计流程图如下图 6 所示。其主要分为定时器和计数器程序, A/D 转换程序, 人机交互程序(OLED 显示屏显示)和阈值判定报警程序。

系统具体工作过程为首先启动单片机的定时器程序, 即通过单片机的定时器/计数器来实现定时功能, 此方式的优点是不占用 CPU 时间[14]; 在这同时启动 XPT2046 的 A/D 转换功能。再将转换后的数值根据事先建立的传感器压力 - 电容关系式与校准系数 α 计算出实测压力值, 接着开始判定实测压力值是否在阈值范围内, 当连续两次判定结果相反时记录出从判定结果为是到否的时间。帕金森病统一评分量表

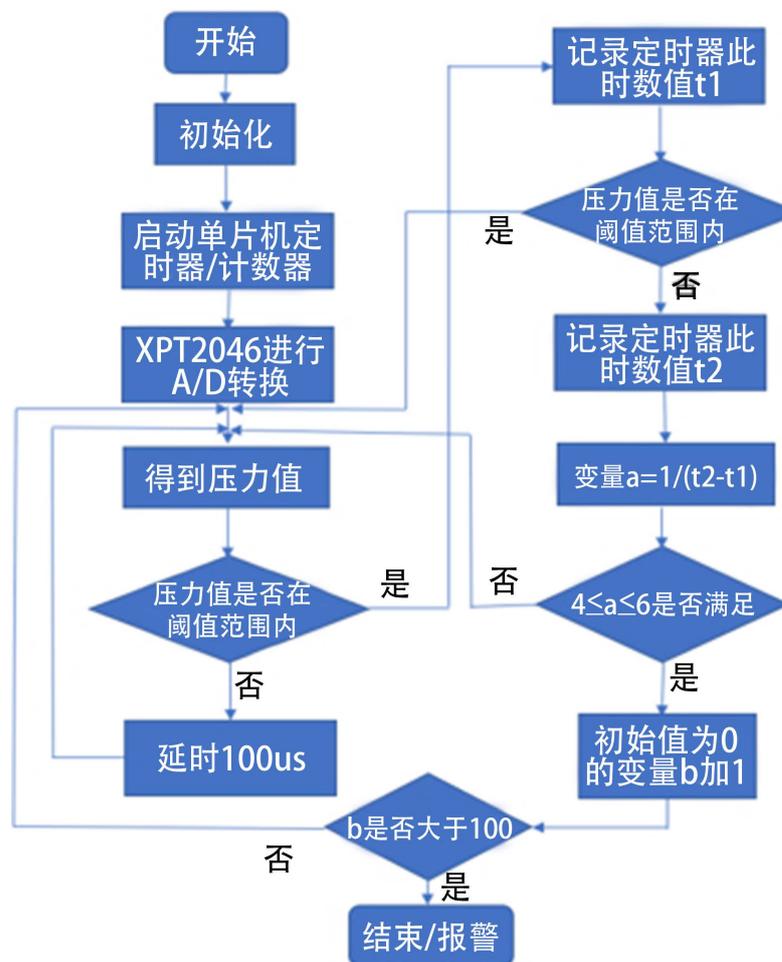


Figure 6. Parkinson's disease monitoring flowchart
图 6. 帕金森病监测流程图

可以用来评估帕金森病的严重程度，从表中选择其早期的震颤特点作为本系统的监测标准，具体量化后的标准为震颤频率 4~6 Hz，震颤次数在 100 次以上。于是可设定压力阈值为 0.02~0.08 N，判定震颤频率是否满足大于等于 4 小于等于 6 的条件，如果满足则计数器 b 加 1 (计数器 b 初始值为 0)，直到其值大于 100 则触发报警功能；当未触发报警功能时通过显示屏显示测量压力值。

6. 系统性能测试与分析

在进行测量实验前，需要对系统进行一些必要的调试。首先需要手动调节传感器板使得交流电桥达到平衡[15]，同时需要确定好校准电路中的校准系数和信号提取电路中的放大倍数和可调基准电压。在改进型的 De-Sauty 桥部分，传感器板在电桥平衡后，电桥两端电压最大值为 0.5 mV，而在未平衡前此值在 300~500 mV 之间。同时，通过两步并联校准得到的传感器初始电容值为 12.97 pF，这与利用高精度 LCR 表测量值 13.409 pF 误差仅不到 3.3%。调试完毕后，将柔性压力传感器贴附在被测者的右手拇指腹部上端。在整个实验过程中，被测者 1 静坐在凳子上且双手掌心向下搭放在双腿上模拟帕金森病人手指静止性震颤，被测者 2 静坐在凳子上且双手掌心向下搭放在双腿上模拟正常人手指生理性震颤。被测者 1 激活了系统的报警功能，而被测者 2 未激活系统的报警功能；同时分别记录了被测者 1 和 2 未触发报警功能时第 5 s、10 s、20 s 时从显示屏上读取的压力值，结果见下表 1 所示。

Table 1. Pressure values when the alarm system is not activated
表 1. 未激活报警系统时压力值

时间	被测者	
	压力	被测者 1
5 s		0.05 N
10 s		0.04 N
20 s		0.04 N

从表中分析可知, 被测者 1 所测时刻的压力值均在设定的压力阈值范围内, 而被测者 2 由于存在低于阈值范围的时刻, 且同时压力值较小, 也就是说被测者 2 的手抖幅度较被测者 1 要小, 这也与实际生理性震颤较静止性震颤的幅度更小一致。通过本次系统性能测试, 有效地验证了所制备的电容压力传感器的高灵敏度特性, 在特定量程范围内具有良好的响应。同时电路中所采用的改进型的 De-Sauty 桥和两步并联校准方法在测量电容信号方面具有独特优势, 能够实现传感器信号的高精度测量, 这也为电容传感器的广泛应用提供了一定的技术参考。

7. 结束语

本文基于柔性压力传感器的传感机理, 采用具有多孔结构的纳米复合材料 PNC 实现了对高灵敏度的柔性压力传感器的构筑。然后从柔性压力传感器的应用出发, 根据帕金森病早期静止性震颤的特点, 设计了配套的硬件和软件系统, 最后对整个系统进行了性能测试与分析, 进一步验证了柔性电容压力传感器可作为智能健康监测领域的理想器件。得出的结论一方面表明采用具有多孔结构的纳米复合材料 PNC 制备的柔性电容压力传感器确实具有灵敏度高和稳定性强的特点; 另一方面表明改进型的 De-Sauty 桥和两步并联校准方法可有效消除在电容信号采集过程中的寄生电容和寄生电阻效应, 从而提高传感器信号采集的精度。本文的研究为帕金森病的智能化监测提供了良好的测试方法与技术支持, 将进一步推动柔性压力传感器在疾病诊断领域的发展。

参考文献

- [1] Yang, H.X., et al. (2021) A Smart Wearable Ring Device for Sensing Hand Tremor of Parkinson's Patients. *Computer Modeling in Engineering & Sciences*, **126**, 1217-1238. <https://doi.org/10.32604/cmes.2021.014558>
- [2] 潘虹. 微结构柔性压力传感器的制备及性能研究[D]: [博士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2022. <https://doi.org/10.27005/d.cnki.gdzku.2022.000506>
- [3] 杨敏, 费飞, 冷莹, 吴常铖, 杨德华. 基于足底压力传感器的人体步态分析系统设计[J]. *传感器与微系统*, 2020, 39(7): 86-88+91. [https://doi.org/10.13873/J.1000-9787\(2020\)07-0086-03](https://doi.org/10.13873/J.1000-9787(2020)07-0086-03)
- [4] 林修竹. 面向人体生命体征信号监测的柔性压力传感器的研究[D]: [博士学位论文]. 长春: 吉林大学, 2022. <https://doi.org/10.27162/d.cnki.gjlin.2022.000334>
- [5] 丁青锋, 王丽姚. 基于复合传感器的人体健康监测系统设计[J]. *传感器与微系统*, 2019, 38(11): 82-84+88. [https://doi.org/10.13873/j.1000-9787\(2019\)11-0082-03](https://doi.org/10.13873/j.1000-9787(2019)11-0082-03)
- [6] Ha, K.H., et al. (2021) Highly Sensitive Capacitive Pressure Sensors over a Wide Pressure Range Enabled by the Hybrid Responses of a Highly Porous Nanocomposite. *Advanced Materials*, **33**, Article ID: 2103320. <https://doi.org/10.1002/adma.202103320>
- [7] 杨晓锋. 柔性电容传感器的压力传感特性及其传感机理研究[D]: [博士学位论文]. 厦门: 厦门大学, 2020. <https://doi.org/10.27424/d.cnki.gxmdu.2020.001266>
- [8] 肖瑶. 基于导电复合材料的柔性触觉传感器研究[D]: [博士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2021. <https://doi.org/10.27005/d.cnki.gdzku.2021.000127>
- [9] 李云霞. 基于三维多孔结构的柔性电阻式压力传感器研究[D]: [博士学位论文]. 兰州: 兰州大学, 2020.

-
- <https://doi.org/10.27204/d.cnki.glzhu.2020.000995>
- [10] 郭馨. 基于 Ecoflex/AgNWs/MWCNTs 的柔性可拉伸应变传感器的研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 天津工业大学, 2020. <https://doi.org/10.27357/d.cnki.gtgyu.2020.000522>
- [11] 王灿. 基于 PDMS 的柔性触觉传感器的制备和信号采集电路的设计[D]: [硕士学位论文]. 成都: 电子科技大学, 2021. <https://doi.org/10.27005/d.cnki.gdzku.2021.000962>
- [12] 林雄威. 基于压电复合材料的柔性压力传感器的设计、性能与应用研究[D]: [博士学位论文]. 广州: 广东工业大学, 2021. <https://doi.org/10.27029/d.cnki.ggdgu.2021.000019>
- [13] Jeong, J.H., *et al.* (2019) Development of Wireless Sensor Node Hardware for Large-Area Capacitive Strain Monitoring. *Smart Materials and Structures*, **28**, No. 1. <https://doi.org/10.1088/1361-665X/aaebc6>
- [14] 冯宴铭, 陆小龙, 赵世平. 基于 C8051F020 单片机的高精度测频计数和计时模块设计[J]. 电子测量技术, 2014, 37(4): 72-75. <https://doi.org/10.19651/j.cnki.emt.2014.04.018>
- [15] Jeong, J.H., *et al.* (2022) Automatic Control of AC Bridge-Based Capacitive Strain Sensor Interface for Wireless Structural Health Monitoring. *Measurement*, **202**, Article ID: 111789. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.111789>