

一种用于液栅石墨烯场效应晶体管生化传感器中的差分型检测系统

郝天天, 胡世会, 张 蓉, 贾芸芳*

南开大学电子信息与光学工程学院, 天津
Email: feedback@hanspub.org

收稿日期: 2021年7月23日; 录用日期: 2021年9月23日; 发布日期: 2021年9月30日

摘 要

基于微控制器的传感器检测系统具有多通道输出与输入、良好的人机交互性、可现场检测等优点, 能够最大限度提升传感器的应用空间, 因此成为传感器检测系统的主要发展方向之一。本文研制了基于STM32的差分型检测系统, 可实现激励电压控制、量程选择、信号差分采集、数据实时显示与存储等功能。以pH敏感型液栅石墨烯场效应晶体管生化传感器为例, 对检测结果进行线性拟合, 拟合直线的斜率为-1.8, 即被测溶液pH每变化1, 该检测系统输出电流变化1.8 μA , 线性相关系数 $R^2 = 0.94$ 。实验结果表明, 该检测系统能够有效检测溶液pH, 验证了系统的可行性。

关键词

差分型检测系统, STM32, 液栅石墨烯场效应晶体管, 生化传感器

Differential Detection System for Liquid Gate_Graphene Field Effect Transistor Biochemical Sensor

Tiantian Hao, Shihui Hu, Rong Zhang, Yunfang Jia*

College of Electronic Information and Optical Engineering, Nankai University, Tianjin

Received: Jul. 23rd, 2021; accepted: Sep. 23rd, 2021; published: Sep. 30th, 2021

Abstract

The sensor detection systems based on the micro-controller have the advantages of multi-channel output and input, friendly human-machine interaction and field detection. They can expand the

*通讯作者。

文章引用: 郝天天, 胡世会, 张蓉, 贾芸芳. 一种用于液栅石墨烯场效应晶体管生化传感器中的差分型检测系统[J]. 传感器技术与应用, 2021, 9(4): 241-246. DOI: 10.12677/jsta.2021.94029

application space of the sensor to the maximum. Thus, they have become one of the main development direction of the sensor detection systems. In this work, a differential detection system based on STM32 is developed, which can realize the control of driving voltage, selection of range measure, acquisition of signal differential detection, real-time data display and storage. We take the pH sensitive liquid gate_graphene field effect transistor biochemical sensor as an example to verify the feasibility of the system. The results of differential detection were linearly fitted, with an slope of -1.8 and a linear correlation coefficient of $R^2 = 0.94$. The pH of solution change of 1 can induce $1.8 \mu\text{A}$ in the output current of detection system. The experimental results show that the detection system is able to effectively detect the pH of solution.

Keywords

Differential Detection System, STM32, Liquid Gate_Graphene Field Effect Transistor, Biochemical Sensor

Copyright © 2021 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

检测系统是传感器领域研究的重要内容之一,利用电子技术对传感器产生的电压或电流信号进行采集、调理、A/D 转换、存储和显示,通常由稳压电源、人机交互模块、传感器激励模块、信号调理、数据采集、存储和显示等模块组成。检测系统的应用非常广泛,例如,以 89C51 单片机为核心处理单元的环境检测系统,通过连接多种传感器将粉尘、温湿度、烟雾和光照检测于一体,可以实现生活和工作场景中 PM2.5 的远程监测和报警[1];基于 LPC1752 微控制器的水质检测系统,利用单片机多通道检测的优势,将基于离子敏选择电极的电位分析法和阳极溶出伏安法相结合,构建了组合式电化学检测系统,成功实现了对水环境中多种重金属离子的在线检测[2];基于 STM32 的人体脉搏远程医疗监测系统,通过单片机外接串口转 WIFI 模块,将脉搏传感器的信号远程传递给社区医疗平台,实现了对用户脉搏信息的远程监测,为扩展体温、心电等生理信号的远程监测提供了一定的技术支持[3]。由此可见,微控制器为核心的检测系统极大的提升了传感器的应用空间,使其能够满足信息化社会对多通道、高通量、现场快速检测的需求。

液栅石墨烯场效应晶体管(Liquid gate_Graphene Field Effect Transistor, Lg_GFET)是近年来发展起来的一种生化传感器,与传统的硅基离子敏场效应晶体管相比,以石墨烯作为导电沟道,借助石墨烯具有极高载流子迁移率的优势,能够将沟道表面微弱的电荷变化转化为可测的源漏电流变化,具有较高的灵敏度[4]。它的检测机理在于石墨烯表面修饰不同的生化识别原件能够特异性结合被测生化分子,导电沟道的电流或电导率变化可以反映被测生化分子浓度。例如,将癌胚抗原的抗体通过非共价修饰固定到石墨烯表面,可以检测肿瘤标志物癌胚抗原,源漏电流变化大小可以反应癌胚抗原的浓度[5];将探针 DNA 静电吸附在石墨烯表面,可以捕获溶液中与探针互补的 DNA 链,溶液中互补 DNA 链浓度越高,源漏电流越小[6];在石墨烯表面修饰大肠杆菌抗体,加入大肠杆菌浓度越大,导电沟道电导率变化越大,而加入另一种高浓度菌株不会触发这种响应[7]。

本文针对 Lg_GFET 的电流响应特点设计了差分型检测系统,其中, PDC300 为电源管理模块, STM32F103 内置双通道高精度 A/D 和 D/A 模块,既为核心控制单元又进行模拟电压输出和采集, LM358 运放、电阻、电容组成外围电路。检测时采用双通道对两个相同的 Lg_GFET 进行差分检测,一个作为参

比通道，另一个作为被测通道，两者相比较得出检测结果可以减小检测过程带来的误差。传感器所需激励电压设计了滤波和校准电路，使激励电压稳定、准确。针对相同激励下的两个传感器输出信号不一致的问题，加入了补偿电阻。本文设计的差分型检测系统能够满足 Lg_GFET 激励电压设置、量程选择、信号转换、数据采集与实时显示等诸多方面的要求。

2. 系统设计

2.1. 设计框架

检测系统框架如图 1 所示，通道 1 和通道 2 为两个相同的 Lg_GFET。Lg_GFET 为三端器件，分别为栅极、漏极和源极，差分检测时通道 1 和通道 2 的 Lg_GFET 需要接相同的栅压(V_g)和漏源电压(V_{ds})，在源极端对输出电流(I_{d1} 和 I_{d2})进行采集。图中左下角的 STM32F104ZET6 为控制单元，TFTLCD 电容屏为人机交互界面，可以设置传感器所需的激励电压以及查看检测结果。电容屏中输入的传感器所需激励电压数据经过 STM32 及双通道 D/A 转换、七阶巴特沃斯低通滤波器、电压校准电路产生 V_g 和 V_{ds} ，施加在通道 1 和通道 2 的 Lg_GFET 上，它们的输出电流 I_{d1} 和 I_{d2} 经过 I/V 转换电路、二阶有源低通滤波器、双通道 A/D 转换进入 STM32，经过运算在 TFTLCD 显示电流检测结果。

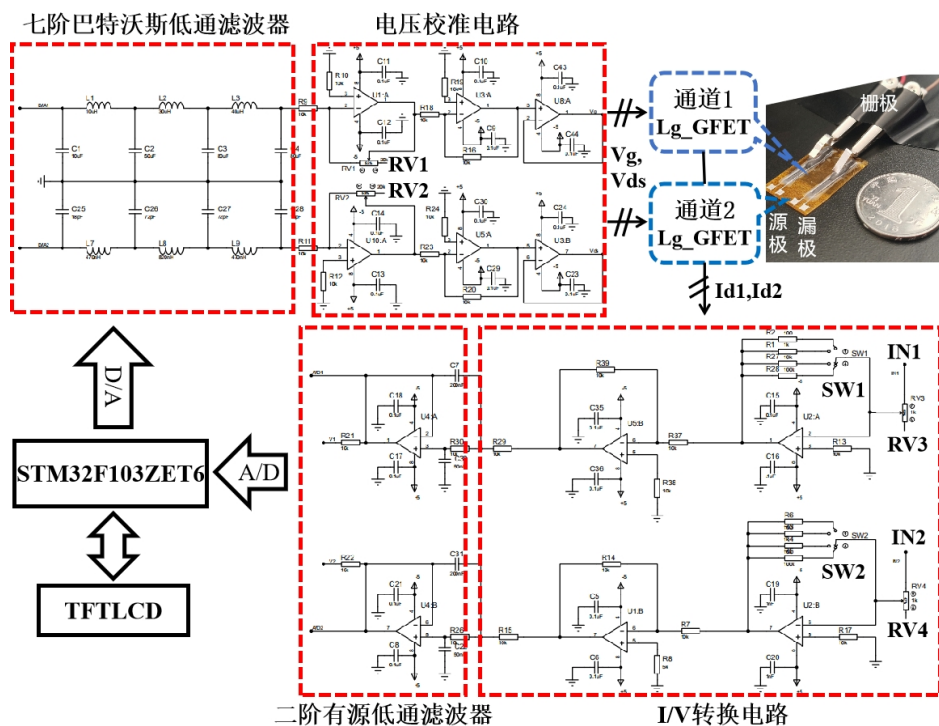


Figure 1. Diagram of the framework of the proposed detection system

图 1. 检测系统框架图

2.2. 七阶巴特沃斯低通滤波器

由于 STM32 的 D/A 转换输出电压存在噪声，影响传感器激励电压的稳定，本文选用七阶巴特沃斯低通滤波器作为 D/A 转换输出电压的滤波电路，利用 Filter Solution 软件进行设计，如图 1 中“七阶巴特沃斯低通滤波器”所示，其中包含两个通道，分别用于 STM32 双通道 D/A 转换后 V_g 、 V_{ds} 信号的滤波，通频带为 1 KHz，通频带增益 0 dB，带内纹波 0 dB。

2.3. 电压校准电路

Lg_GFET 生化传感器需要准确的激励电压(V_g 、 V_{ds})，由于 STM32 的 D/A 转换输出端口存在一定的阻抗，如果将滤波后的电压直接施加给 Lg_GFET 生化传感器会产生误差，因此需要进行电压校准。图 1 中“电压校准电路”由两个并行通道构成，分别用于校准滤波器的两路输出信号(V_g 、 V_{ds})；每个通道的电路结构相同，均由增益可调运放与电压跟随器组成，电压跟随器的输出电压作为 Lg_GFET 的激励信号。其中，增益可调运放中滑动变阻器(RV1, RV2)的阻值在 0~20 K Ω 范围内可调，从而使得放大器的电压增益范围为 0~2 倍，电压跟随器起到缓冲作用，使输出电压不受 Lg_GFET 的影响。以本文中使用的 Lg_GFET 为例，需要设定 V_g 、 V_{ds} 电压数值分别为 0.5、0.8 V，分别调整电压校准电路中两个通道的滑动变阻器阻值，使其输出值与设定值相同。

2.4. I/V 转换电路

不同用途 Lg_GFET 生化传感器的输出电流数量级不同，为了扩大检测系统的应用范围，需要设计可选择量程的 I/V 转换电路。图 1 中“I/V 转换电路”由两个并行的通道构成，分别用于采集通道 1 和通道 2 的 Lg_GFET 输出电流 I_{d1} 和 I_{d2} ，电流由右侧 IN1、IN2 端进入，经过传感器补偿电阻 RV3 和 RV4、I/V 转换从 V_{out1} 和 V_{out2} 输出。补偿电阻为两个 1 K Ω 的滑动变阻器，开始检测前调整其阻值，使 TFTLCD 显示两个通道电流相同。I/V 转换电路中开关(SW1, SW2)分别接入电阻 100、10、1 K Ω 和 100 Ω 时，可将输入电流转化为放大 10^5 、 10^4 、 10^3 、和 10^2 倍的电压，从而实现量程 1~10 μ A、10~100 μ A、0.1~1 mA 和 1~10 mA 电流的检测。

2.5. 二阶有源低通滤波器

Lg_GFET 生化传感器输出电流存在噪声，并且电流经过 I/V 转换电路噪声被放大，影响电流采集的准确性，所以信号在 A/D 转换之前需要进行滤波，本文采用二阶有源低通滤波器，滤除高频噪声的同时对滤波器前后级起到缓冲作用，能够使 A/D 转换采集到的电压信号更加准确[8]。图 1 中“二阶有源低通滤波器”输入端接 I/V 转换电路，输出端接 STM32 的 A/D 转换接口。利用 Filter Solution 软件进行设计，电阻选用 10 K Ω ，滤波器通频带频率设为 1 KHz，通频带增益 0 dB，带内纹波 1 dB。

3. 结果与讨论

3.1. 电压校准结果

在 TFTLCD 界面设定电压值分别为 0.2、0.4、0.6、0.8、1.0 V 时，用万用表分别测试接入 Lg_GFET 前后电压校准模块的输出电压值，测试结果如图 2 所示，接入 Lg_GFET 前后输出电压相同，表明电压校准模块的输出电压不受 Lg_GFET 的影响，并且电压在 0~1 V 范围内，实测值与设定值的电压绝对误差小于 1 mV，结合实际应用，电压校准模块输出电压稳定、准确。

3.2. 检测系统的应用测试

以 pH 敏感型 Lg_GFET 生化传感器为例，测试了本文检测系统的应用效果，实验设定 $V_g = 0.5$ V、 $V_{ds} = 0.8$ V，使用 pH = 7 的溶液滴加在通道 1 的 Lg_GFET 栅极，pH 分别为 1、3、5、7、9、11、13 的七种溶液依次滴加通道 2 的 Lg_GFET 栅极，实验结果如图 3 所示，通道 1 输出电流始终保持为 15 μ A 左右，通道 2 输出电流随被测溶液 pH 增大而减小，差分结果为通道 2 输出电流减去通道 1 输出电流，对差分结果进行线性拟合，方程斜率为-1.8，即被测溶液 pH 每变化 1，该检测系统输出电流变化 1.8 μ A，线性相关系数 $R^2 = 0.94$ ，说明本文设计的检测系统能有效检测溶液 pH。

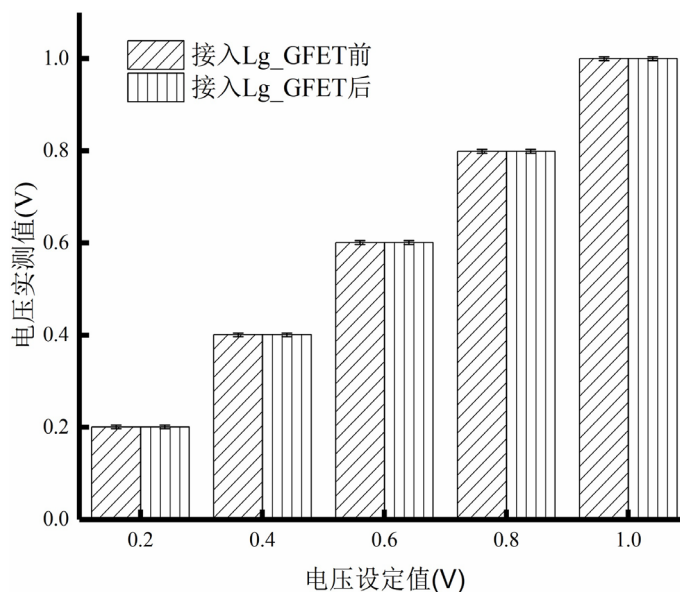


Figure 2. The output of the voltage calibration block

图2. 电压校准结果

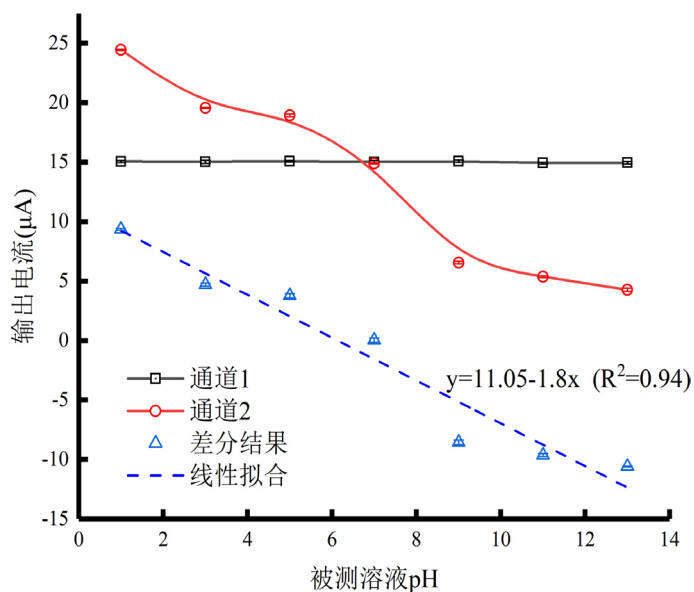


Figure 3. The experimental result of applications for pH sensitive Lg_GFET

图3. 应用于 pH 敏感 Lg_GFET 的实验结果

4. 结论

本文以 STM32 为核心控制单元, TFTLCD 为人机交互界面, 运放、电阻、电容组成外围电路, 构建了多量程差分型检测系统, 实现了传感器激励电压的设定、产生、滤波、电压校准, 以及传感器输出信号的 I/V 转换、量程选择、滤波、差分采集、数据显示与存储等功能。对电压校准结果进行了测试, 并以 pH 敏感型 Lg_GFET 生化传感器为例, 对检测结果进行线性拟合, 方程斜率为 -1.8 , 即被测溶液 pH 每增加 1, 该检测系统输出电流降低 $1.8 \mu\text{A}$, 线性相关系数 $R^2 = 0.94$ 。实验证明该系统能够满足 Lg_GFET 生化传感器的检测需求, 有助于传感器的实际应用。

基金项目

本文为国家自然科学基金(编号: 61771260)资助项目。

参考文献

- [1] 杜永峰. 基于 PM2.5 智能环境检测系统设计与实现[J]. 电子测试, 2020(13): 39-40.
- [2] 岳超, 宛西原, 何航, 李达学. 基于电化学检测方法的水质检测系统设计研究[J]. 自动化与仪器仪表, 2015(1): 4-7.
- [3] 孙松丽, 周军, 瞿志俊, 倪文彬, 闵晨阳. 一种人体脉搏远程医疗监测系统设计与实现[J]. 计算机测量与控制, 2018, 26(3): 18-20.
- [4] 郑超, 卢忠心. 石墨烯场效应晶体管生物传感器在医学检测中的研究进展[J]. 国际检验医学杂志, 2019, 40(3): 364-367.
- [5] Zhou, L., Mao, H.J, Wu, C.Y., Tang, L., Wu, Z.H., Sun, H., Zhang, H.L., Zhou, H.B., Jia, C.P., Jin, Q.H., Chen, X.F. and Zhao, J.L. (2017) Label-Free Graphene Biosensor Targeting Cancer Molecules Based on Non-Covalent Modification. *Biosensors & Bioelectronics*, **87**, 701-707. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2016.09.025>
- [6] Chen, T.-Y., Loan, P.T.K., Hsu, C.-L., Lee, Y.-H., Wang, J.T.-W., Wei, K.-H., Lin, C.-T. and Li, L.-J. (2013) Label-Free Detection of DNA Hybridization Using Transistors Based on CVD Grown Graphene. *Biosensors and Bioelectronics*, **41**, 103-109. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2012.07.059>
- [7] Huang, Y.X., Dong, X.C., Liu, Y.X., *et al.* (2011) Graphene-Based Biosensors for Detection of Bacteria and Their Metabolic Activities. *Journal of Materials Chemistry*, **21**, 12358-12362. <https://doi.org/10.1039/c1jm11436k>
- [8] 桂静宜. 二阶有源低通滤波电路的设计与分析[J]. 电子科技, 2010, 23(10): 15-17.