

基于有机电化学晶体管的柔性可穿戴汗液 监测分析仪系统研究

王长清, 马雪茹, 陈静宇, 韩洋, 师均析

(河南师范大学 电子与电气工程学院, 河南 新乡 453007)

摘要: 柔性可穿戴传感器因其可与身体紧密贴合, 佩戴舒适等诸多特点成为研究的热点. 汗液作为身体主要代谢产物之一, 其成分的变化可以反映出身体的状态, 该设计的可穿戴汗液监测分析仪使用微流控汗液收集装置对人体皮肤的汗液进行收集, 并通过有机电化学晶体管(organic electrochemical transistor, OEET)对汗液中的生理标志物进行无创、实时、持续地监测. 选用 ESP32 作为主控制器, 实现低功耗蓝牙通信和系统工作模式相关参数的控制, 而且基于智能移动设备开发了与硬件电路双向通信的应用程序.

关键词: 汗液监测; ESP32; 电化学传感器; 有机电化学晶体管; 柔性; 低功耗蓝牙; 可穿戴

中图分类号: TP273

文献标志码: A

文章编号: 1000-2367(2025)05-0045-07

随着全民健身风潮的兴起, 健康成为人们关注的重点. 以往的检测技术需要通过采集人体血液来完成取样且设备笨重庞大不易携带, 还会对人体有创伤, 而汗液不仅是由汗腺分泌的生物流体, 还包含反映身体功能的代谢信息, 如葡萄糖、乳酸、无机盐离子、氨基酸、激素和蛋白质等^[1]. 汗液监测技术旨在通过监测汗液中的生物标志物来获取健康信息, 通过微信小程序界面提醒用户及时补充水分和葡萄糖^[2]. 相比血液和尿液分析, 汗液分析具备无创性和实时性的优势, 设备小巧方便携带, 通过皮肤表面的监测实现健康监测和疾病诊断^[3]. 国外对此技术研究较早, 技术较成熟; 国内起步较晚, 目前市场产品稀缺且价格较高, 尚无法满足需求. 基于有机电化学晶体管(organic electrochemical transistor, OEET)的柔性可穿戴传感设备可实时监测皮肤上的生物标志物, 提升健康监测的便利性与舒适性. 通过汗液分析, 可提示早期疾病风险, 如糖尿病和心血管疾病, 并支持运动健康管理. 实时监测汗液中的葡萄糖、乳酸、电解质及代谢产物, 能够评估运动水平、疲劳程度和脱水风险, 优化运动表现并预防伤害.

1 汗液监测分析仪结合 OEET 的技术

本设计在传统电子采集电路、放大电路、数模转换电路中加入电压控制算法, 精确控制激励电压. 利用汗液中离子浓度变化所带来的电流改变来驱动整个电路运作, 通过算法对电流数据进行处理, 实现汗液监测与分析功能. 选择葡萄糖作为检测指标是因为其在代谢监测和疾病风险评估中的重要性. 在此基础上还增加了微信小程序监视和记忆功能. 本设计特点如下: 首先, 采用具有高导电性、柔韧性和生物相容性的钴 mof 材料作为 OEET 传感器材料, 通过掺杂调控其导电性能, 使其更适合生物传感器的应用. 其次, 设备设计轻便、符

收稿日期: 2024-11-12; 修回日期: 2024-11-27.

基金项目: 国家自然科学基金(52177004).

作者简介(通信作者): 王长清(1973-), 男, 河南安阳人, 河南师范大学教授, 研究方向为机器视觉、嵌入式系统设计等.
E-mail: 021039@htu.edu.cn.

引用本文: 王长清, 马雪茹, 陈静宇, 等. 基于有机电化学晶体管的柔性可穿戴汗液监测分析仪系统研究[J]. 河南师范大学学报(自然科学版), 2025, 53(5): 45-51. (Wang Changqing, Ma Xueru, Cen Jingyu, et al. Study of a flexible wearable sweat monitoring analyser system based on OEET[J]. Journal of Henan Normal University(Natural Science Edition), 2025, 53(5): 45-51. DOI: 10.16366/j.cnki.1000-2367.2024.11.12.0001.)

合人体工学的可穿戴形式,使用户能够在日常生活和运动中方便佩戴,并实时监测汗液中的生物标志物,实现无干扰的便捷体验^[4].最后,设备采用无创检测技术^[5],本研究的重点在于评估系统在短时间内的灵敏度和响应特性.

2 OEET 的工作原理

OEET 源于有机场效应晶体管(OFET)技术,与需要高电场注入电子的传统 OFET 不同,OEET 通过液态电介质与导电聚合物的结合,在低电压下实现电子输运,适用于灵敏生物传感器、可穿戴设备及高性能电子器件的制备.

OEET 通常由源极、漏极和栅极组成.源极和漏极通过导电聚合物薄膜连接,栅极由电解质和有机半导体薄膜组成,调节源极和漏极间的电流,栅极可由金属电极、有机半导体和电解质构成,使用纳米结构以增加表面积和提高载流子扩散速度.关键部分包括导电聚合物、液态电介质和金属电极.

OEET 通过在栅极和源漏极之间施加电压来控制电流,其工作原理基于电解质门控晶体管的概念. OEET 的栅极是电解质,当施加电压时,栅极中的离子会与 OS 层中的载流子相互作用,从而调节载流子浓度和流动性,如图 1 所示.

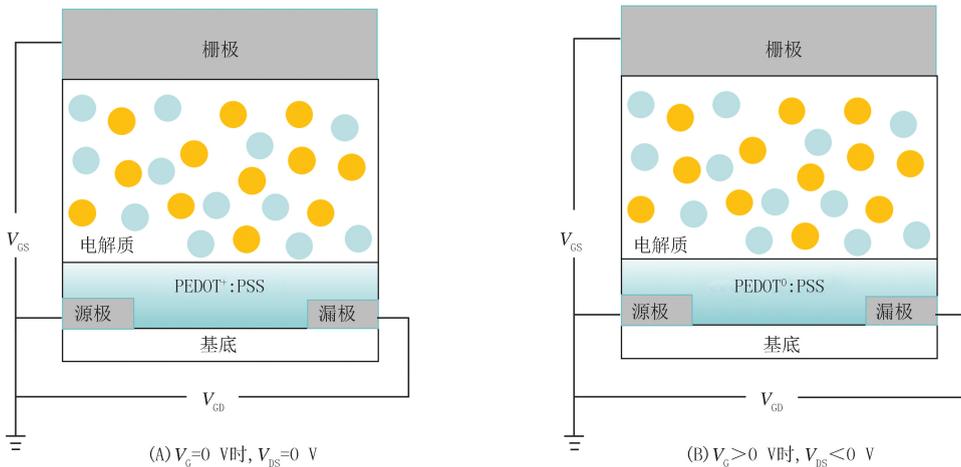


图1 OEET的工作原理图

Fig.1 Working principle diagram of OEET

OEET 的工作原理基于液态电介质与导电聚合物的相互作用,通过调节栅极电压实现对电流的精确控制.通常情况下,基于 PEDOT:PSS 薄膜的 OEET 在耗尽模式下工作.当未施加栅极电压时,空穴可自由通过通道,从而产生漏电流^[6].当施加正栅极电压时,阳离子注入通道减少空穴浓度,降低漏电流,逐渐关闭器件;施加负栅极电压则注入负离子,增加空穴浓度,使器件逐渐打开,这种特性使 OEET 能够灵敏调控电流,且广泛应用于传感器与电子器件.

在汗液葡萄糖检测中,OEET 电极表面的三氧化二钴催化葡萄糖发生氧化还原反应,产生的法拉第感应电流改变栅极电压,有效调控通道电流.由于电流信号强度与汗液葡萄糖水平成正比,可通过电流变化实现对葡萄糖浓度的实时监测,为健康管理和疾病检测提供重要支持.

3 硬软件原理分析及电路图

本文所设计的汗液监测仪具有测量 OEET 的特性曲线和汗液监测的功能.该监测仪通过电路复用,和预留接口的方式,通过调节监测仪内部程序的参数,实现兼容 OEET 类型与三电极类型传感器的测量.本文重点对 OEET 类型传感器的监测原理进行分析.ESP32 微控制器作为监测仪的核心模块,负责输出驱动信号^[7]、接收和处理采集数据,同时发送控制命令以调度系统功能模块.信号转换模块将 ESP32 的数字信号转为 OEET 驱动电压,并将 OEET 的工作电压和电流转换回数字信号供 ESP32 处理.状态指示电路则通过灯

光显示监测仪的充放电状态、连接状态和电量信息,结构如图 2 所示。



图2 汗液监测仪结构框图

Fig.2 Sweat monitor structure block diagram

根据晶体管的工作原理,设计了各模块的电路.OECT 测量部分通过 ESP32 微控制器提供栅极驱动电压^[8]和漏极控制电压,同时采集漏极电流以获得场效应管的输入、输出特性曲线及参数.汗液监测仪硬件包括 ESP32 微控制器、OECT 测量电路、DAC、ADC 和按键控制电路.模块化设计简化了硬件开发和调试.整个系统的硬件设计采用嘉立创 EDA 软件进行原理图绘制和 PCB 设计。

3.1 ESP32 微控制器介绍

ESP32 是一款集双核处理器、低功耗功能、无线通信和丰富外设于一体的高度集成低功耗系统级芯片 (SoC),广泛用于物联网应用.主核采用 Tensilica Xtensa LX6 架构,主频达 240 MHz,可执行大多数应用程序任务^[9];副处理器核心提供辅助计算和多任务能力.双核支持 FreeRTOS,具备出色的并行处理和任务管理性能,可灵活控制各功能模块。

3.2 OECT 测量电路

OECT 测量电路由栅极驱动电路、漏极电压控制电路和电流采集电路构成.采用 DAC 芯片即原理图 3~4 中的 U_1 与 U_3 ,其中 U_1 输出电压信号通过栅极驱动电路以驱动 OECT 栅极, U_3 输出稳定可控的电压信号通过漏极电压控制电路以驱动 OECT 漏极.漏极电流采集电路通过采样电阻将漏极微弱电流信号转化为电压信号送入 ADC 芯片的通道 1.ADC 芯片通过 I²C 协议将电压信息发送给 ESP32 微控制器。

3.2.1 栅极驱动电路

OECT 的栅极驱动电压较高, U_1 的驱动能力较弱,所以需要对 U_1 的驱动能力进行增强,因此采用运算放大器组成差分放大电路对其驱动能力进行增强.运算放大器采用 TL082 芯片,该芯片是一种双运算放大器,具有输出短路保护功能和低噪声特性,和宽电源电压工作范围^[10].在本系统中芯片采用的工作电压范围为 ± 3.3 V,其栅极驱动电路如图 3 所示。

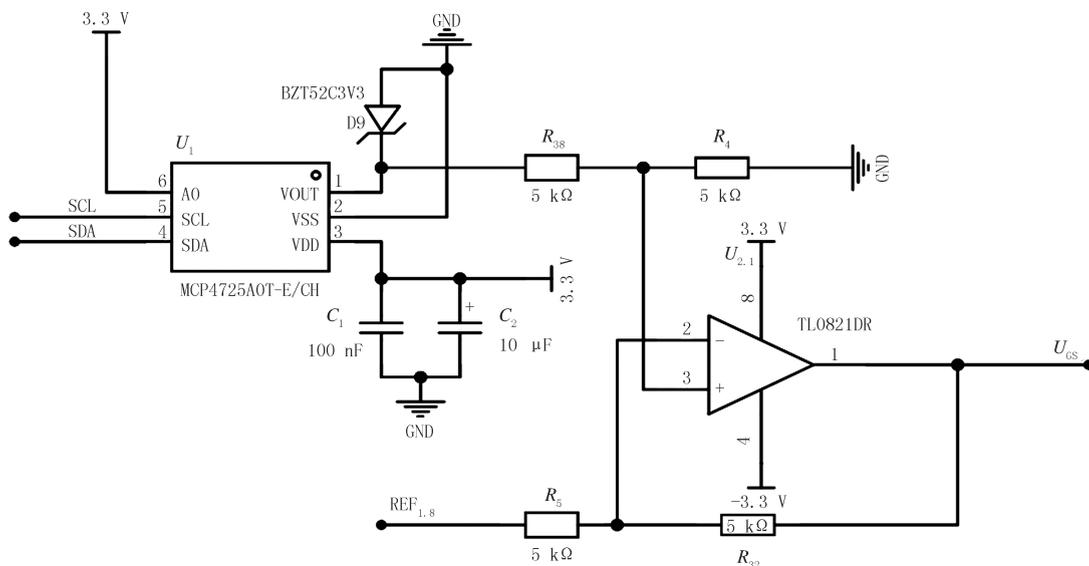


图3 OECT栅极驱动电路

Fig.3 OECT gate drive circuitry

3.2.2 漏极电压控制电路

漏极电压控制电路基本原理与栅极驱动电路基本相同,区别在于在运放输出电压对互补对称式乙类功率放大电路有增强功效,且能提高电路的带负载能力.OECT 漏极电压控制电路如图 4 所示。

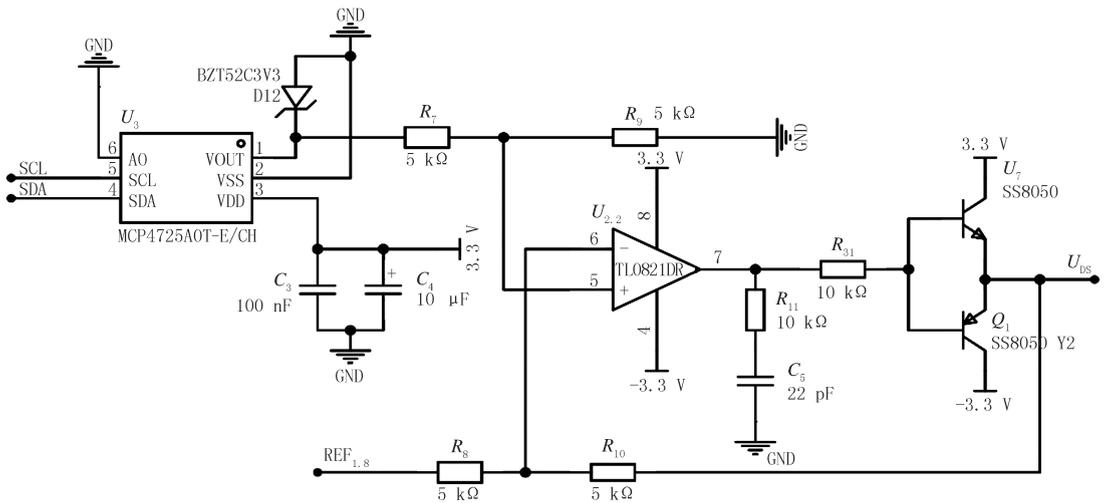


图4 OEET漏极电压控制电路

Fig.4 OEET drain voltage control circuitry

3.2.3 漏极电流采集电路

由于 OEET 的漏极电流变化范围大,无法直接通过 ADC 采集,需要将其转换为电压信号并经过电平平移和放大处理,再通过 ADC 转换为数字信号发送给 ESP32 微控制器.由于采集到的信号属于微弱信号,且该信号存在共模噪声,因此需要仪表放大器来用于抑制共模噪声,同时转换和放大电流信号,并保持采集电路与 OEET 工作电路的独立.具体设计是在 OEET 漏极电路中串联一个精度为 0.1% 的 10 Ω 采样电阻,因为仪表放大器 INA128 的共模抑制比最高可达到 120 dB^[11],所以采用该仪表放大器对采样电阻两端电压进行平移和放大,然后使用 ADC 芯片对仪表放大器的输出信号进行采集,最终发送给 ESP32(如图 5 所示),其中稳压二极管用于保护 ADC 通道,防止电压过高导致损坏.

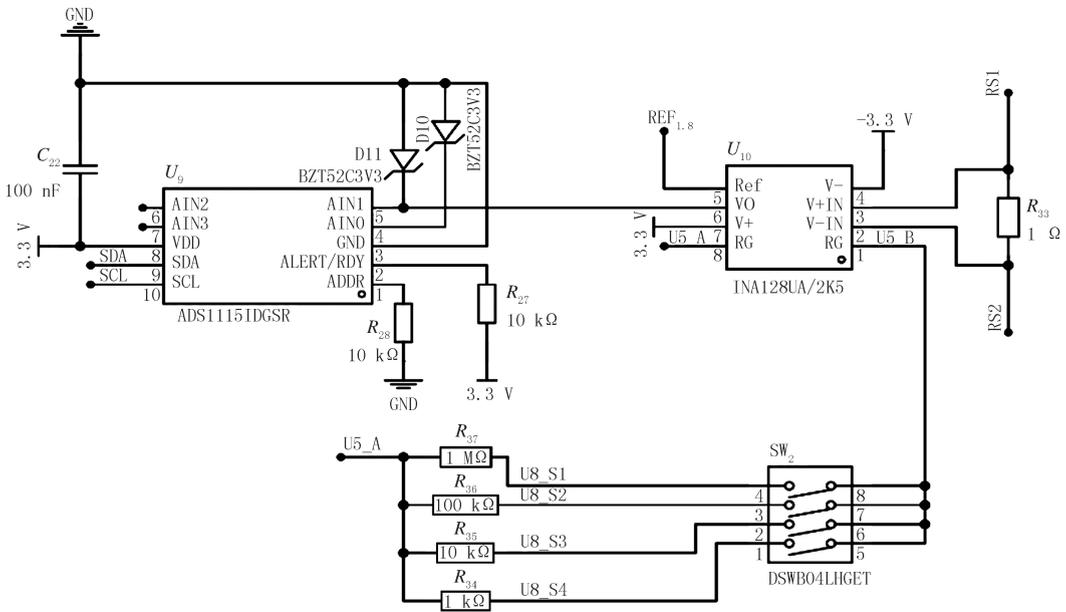


图5 OEET漏极电流采集电路

Fig.5 OEET drain current acquisition circuit

3.3 电路封装

在系统投入实际运行前,需要将调试阶段所有模块集成封装到一起,通过绘制 PCB 电路制作 PCB 电路板,这样不仅可以对电路起到保护作用,也防止产生元件虚接的风险,能延长设备寿命.主控电路的 PCB 电路和最终焊接实物见附录图 S1 所示.

4 软件设计与流程

4.1 软件设计总体方案

本章主要介绍了柔性可穿戴 OEECT 多参数汗液监测分析仪的软件功能设计,分为下位机(基于 ESP32 单片机构成的监测电路以及程序)部分和上位机部分(使用微信小程序设计蓝牙通信和控制界面)2 个部分。主要流程框图如附录图 S2 所示。主要实现功能如下:1)搜寻蓝牙设备并与其建立连接;2)实现上位机指令的发送与下位机数据的实时接收功能^[12];3)实现数据的跨页面传输。

上位机部分,主要是借用低功耗蓝牙通讯实现的微信小程序设计。相比于经典蓝牙,其最大特点是拥有超低的运行功耗和待机功耗功能^[13]。该程序可调用蓝牙服务,与监测装置进行蓝牙连接和数据传输。同时实时绘制监测数据曲线并提供数据保存功能。通过这些软件功能的设计,实现了监测装置与移动终端之间的数据采集、传输、实时监测和后续分析的有机结合。

下位机部分,OEECT 产生的电信号需要经过电信号采集电路和 AD 转换芯片处理。ESP32 通过 GPIO 模拟 I²C 配置 AD 芯片工作模式,并读取其输出的数字量最终通过计算得到模拟电压值^[14]。整个系统采用 I²C 总线连接,通过 GPIO 口模拟 I²C 总线对 ADS1115 的寄存器进行配置和读写控制。AD 转换模块流程图如附录图 S3 所示。

在 OEECT 测量过程中需要的驱动信号为稳定电压。为了实现这一操作,需要通过 DA 转换模块相关寄存器的读写函数编写来实现^[15],以根据 DA 转换芯片的相关寄存器配置 DA 转换芯片工作模式来生成激励信号。DA 转换模块流程图如附录图 S4 所示。

通过以上软件功能的设计与实现,可使得监测装置采集的数据能够及时、准确地传输至移动终端,为用户提供一个全面、高效的监测方案。同时,本系统还具有操作简单、数据显示直观等特点。

4.2 下位机软件算法

OEECT 栅源极电压的波动会严重影响电流检测结果,因此本设计引入了增量式 PID 算法对栅源极电压进行闭环控制。PID 控制器可以显著提高电路中源极和漏极电压的稳定性^[16]。这种算法通过计算控制输出的增量 $\Delta u(t) = K_p[e(t) - e(t-1)] + K_i e(t) + K_d[e(t) - 2e(t-1) + e(t-2)]$ 来避免累积误差引起的不稳定问题。

增量式 PID 算法根据当前误差和控制系数计算输出增量,更新控制输出。传感器测量电压误差,调整电源输出,使电压稳定^[17]。此过程在负载变化或干扰下保持高精度和稳定性。

4.3 数据平滑处理

数据平滑处理旨在减少数据中的噪声并提取重要的趋势和特征。Savitzky-Golay 滤波器通过局部多项式拟合来平滑数据,能减少噪声同时保留数据的趋势和特征。相比于滑动平均滤波器,它更能保持信号的原始形态,并有效减少随机噪声的影响。关键参数包括窗口大小和多项式阶数,窗口大小须为奇数且大于多项式阶数,决定拟合的数据点数,多项式阶数则决定拟合的复杂度。尽管在数据边界处可能产生边界效应,但通过适当处理可以减小这种影响。Savitzky-Golay 滤波器在数据平滑和特征保留之间取得良好平衡,广泛应用于各类信号和数据分析任务。

5 系统测试与分析

5.1 OEECT 有效性和灵敏度测试

主要测试在单片机电路是否正常工作,上位机与下位机连接是否无误,用户在使用过程中,客户端能否及时且准确检测出汗液中葡萄糖含量的变化,生成曲线图并与电化学工作站中检测出的含量进行对比验证。

为验证所使用 OEECT 对葡萄糖监测的有效性和灵敏度,使用电化学工作站对 OEECT 葡萄糖传感器进行有效性和灵敏度检测,设置其栅极电压 $U_g = 0.6$ V,源极电压 $U_s = -0.2$ V,将 OEECT 放入仿生汗液中,分别依次滴加汗液中的生物标志物,实验中采用的是 100 μ mol 钠离子、钾离子、尿素、尿酸、多巴胺、花生四烯酸、葡萄糖溶液观察溶液中电流值的变化,从图 6 可以看出,当加入钠离子、钾离子、尿素、尿酸、多巴胺、花生四烯

酸时,电流均无明显变化;当滴加葡萄糖溶液时,电流有了明显变化.由此可见 OECT 对葡萄糖检测的有效性.

为验证设备对葡萄糖检测的灵敏度,设置了对比试验,分别使用电化学工作站和该设备对葡萄糖进行灵敏度验证.OECT 葡萄糖传感器可通过源漏电流值的变化来反映溶液中葡萄糖浓度的改变,设置其栅极电压 $U_g = 0.6 \text{ V}$,源极电压 $U_s = -0.2 \text{ V}$,将 OECT 放入仿生汗液中,不断加入纯净水进行稀释,由图 7 可知,在 $0 \sim 300 \text{ s}$ 期间,随着稀释的不断进行,源漏电流值不断降低,在其运行 310 s 时加入 $100 \mu\text{mol}$ 的葡萄糖溶液,从图 7 中可以看到随着葡萄糖溶液的加入, I_d 逐渐增大.在运行 460 s 后再次加入 $100 \mu\text{mol}$ 的葡萄糖溶液,可以观察到 I_d 再次增大.在同等条件环境下,改用该设备进行检测,在 $08:04:59$,溶液中电流绝对值为 0.04 mA ,随着 310 s 时加入 $100 \mu\text{mol}$ 的葡萄糖溶液,电流值开始上升,同理,在 $08:08:04$,电流绝对值上升至 0.0786 mA ,符合运行 460 s 后再次加入 $100 \mu\text{mol}$ 的葡萄糖溶液这一情况.

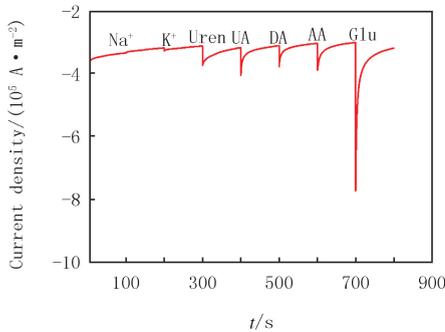


图6 电流选择性变化

Fig. 6 Changes of current density

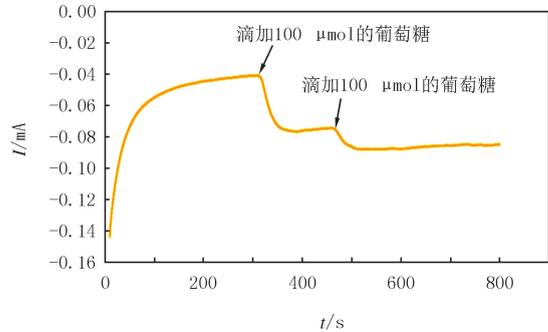


图7 源漏电流随葡萄糖质量浓度变化图

Fig. 7 Variation of source leakage current with glucose concentration

5.2 整体测试

将 OECT 传感器与本文设计的便携式汗液检测仪进行连接,并将其佩戴(附录图 S5).即可通过该仪器对汗液中的葡萄糖质量浓度进行监测.为使用户清晰得知汗液中葡萄糖的变化,在用户界面将电流值替换成葡萄糖质量浓度.在运动 10 min 后,汗液采集贴片收集到一定的汗液后,开启检测,小程序界面上的葡萄糖质量浓度随着运动的不断进行缓慢下降,在运动开始后的 15 min 补充葡萄糖,在运动开始后的 25 min 时汗液监测仪监测到葡萄糖含量有明显的上升,由此可以判断,该监测仪能够监测到汗液中的葡萄糖质量浓度的变化.

6 结论

本文设计了一款基于 OECT 的柔性可穿戴汗液监测分析仪,能够实时监测汗液中葡萄糖的含量变化,可以在用户进行体育活动时,实时记录和反馈汗液中的葡萄糖质量浓度,还能够通过无线传输技术,将这些数据即时发送到用户的手机端,提醒用户及时补充营养物质,以维持身体的最佳状态,避免因低血糖或营养不足引起的不适和健康问题.此产品可应用于运动健康管理、临床医学等方面.后续会让监测功能更加多元化.

附录见电子版(DOI:10.16366/j.cnki.1000-2367.2024.11.12.0001).

参 考 文 献

- [1] 肖靖吁.新型可穿戴式生物传感器的构建及其对汗液分析的研究[D].北京:北京科技大学,2022.
- [2] SVOBODA G.心电图仪设计综述[J].电子技术应用,2010,36(11):6-8.
SVOBODA G.Summary of ECG design[J].Application of Electronic Technique,2010,36(11):6-8.
- [3] 梁华润,马浩轩,段新荣,等.柔性电化学传感器及其在无创医学检测中的应用[J].化学学报,2023,81(10):1402-1419.
LIANG H R,MA H X,DUAN X R,et al.Flexible electrochemical sensors and their applications in noninvasive medical detection[J].Acta Chimica Sinica,2023,81(10):1402-1419.
- [4] 孙巍伟,梁毅玮,毛亦鹏,等.基于多传感信息融合的跌倒监测系统开发[J].电子测量技术,2024,47(22):94-103.
SUN W W,LIANG Y W,MAO Y P,et al.Development of a fall detection system based on multi-sensor information fusion[J].Electronic Measurement Technology,2024,47(22):94-103.
- [5] 吴海燕,季忠,李孟泽.基于脉搏波的无创连续血压监测模型簇研究[J].仪器仪表学报,2020,41(7):224-234.

- WU H Y,JI Z,LI M Z.Research on the non-invasive continuous blood pressure monitoring models cluster based on pulse wave[J].Chinese Journal of Scientific Instrument,2020,41(7):224-234.
- [6] LIU D Y,TIAN X Y,BAI J,et al.A wearable in-sensor computing platform based on stretchable organic electrochemical transistors[J].Nature Electronics,2024,7(12):1176-1185.
- [7] 王龙.基于STM32的晶体管图示仪研制[D].哈尔滨:黑龙江大学,2021.
- [8] 苏浩,朱学华,刘闯.高精度半导体激光器恒流恒温驱动电路设计[J].应用激光,2022,42(8):139-148.
- SU H,ZHU X H,LIU C C.Design of high precision constant current and constant temperature driving circuit for semiconductor laser[J].Applied Laser,2022,42(8):139-148.
- [9] 折波,王强,董凡,等.IP网络流量资源共享系统设计与实现[J].深圳大学学报(理工版),2020,37(S1):118-127.
- ZHE B,WANG Q,DONG F,et al.Design and implementation of IP network traffic resource sharing system[J].Journal of Shenzhen University(Science and Engineering),2020,37(S1):118-127.
- [10] 王侠,王进军.基于UC3842的三路输出小功率开关电源设计[J].电子器件,2015,38(4):785-789.
- WANG X,WANG J J.Design of a three output small-power switching power-supply based on UC3842[J].Chinese Journal of Electron Devices,2015,38(4):785-789.
- [11] 常雪晴,王子棋,鲁理平.便携式电化学传感平台灵敏检测偶氮类染料日落黄和柠檬黄[J].分析化学,2024,52(1):62-71.
- CHANG X Q,WANG Z Q,LU L P.Portable electrochemical sensor for sensitive detection of azo dyes sunset yellow and tartrazine[J].Chinese Journal of Analytical Chemistry,2024,52(1):62-71.
- [12] 杜冬平,王振翀,张宜弛,等.基于GPRS的交通量数据采集仪设计[J].工业仪表与自动化装置,2010(3):109-111.
- DU D P,WANG Z C,ZHANG Y C,et al.Design of traffic data collection device based on GPRS[J].Industrial Instrumentation & Automation,2010(3):109-111.
- [13] 欧阳骏,陈子龙,黄宁琳.蓝牙4.0 BLE开发完全手册:物联网开发技术实战[M].北京:化学工业出版社,2013.
- [14] LI Q F,CHEN X,WANG H,et al.Pt/MXene-based flexible wearable non-enzymatic electrochemical sensor for continuous glucose detection in sweat[J].ACS Applied Materials & Interfaces,2023,15(10):13290-13298.
- [15] LI P,LING Z Y,LIU X Q,et al.Nanocomposite hydrogels flexible sensors with functional cellulose nanocrystals for monitoring human motion and lactate in sweat[J].Chemical Engineering Journal,2023,466:143306.
- [16] SU T,MI Z Y,XIA Y Y,et al.A wearable sweat electrochemical aptasensor based on the Ni-Co MOF nanosheet-decorated CNTs/PU film for monitoring of stress biomarker[J].Talanta,2023,260:124620.
- [17] NING Y N,XIAO B L,NIU N N,et al.Glucose oxidase immobilized on a functional polymer modified glassy carbon electrode and its molecule recognition of glucose[J].Polymers,2019,11(1):115.

Study of a flexible wearable sweat monitoring analyser system based on OECT

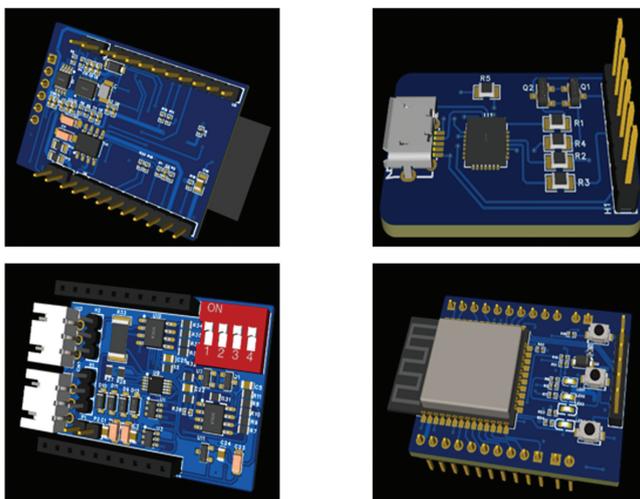
Wang Changqing, Ma Xueru, Chen Jingyu, Han Yang, Shi Junxi

(College of Electronic and Electrical Engineering, Henan Normal University, Xinxiang 453007, China)

Abstract: Flexible wearable sensor devices, due to their ability to closely conform to the body, comfortable wearing experience, and numerous other advantages, have become a focus of research. Sweat, as one of the body's primary metabolic products, reflects physical conditions through its compositional changes. The designed wearable sweat monitoring analyzer collects sweat from human skin using a microfluidic sweat collection device and utilizes an OECT to non-invasively, in real-time, and continuously monitor physiological biomarkers in sweat. This study employs the ESP32 as the main controller to achieve low-power Bluetooth communication and control of system operating parameters. Additionally, an application was developed for smart mobile devices to enable bidirectional communication with the hardware circuit.

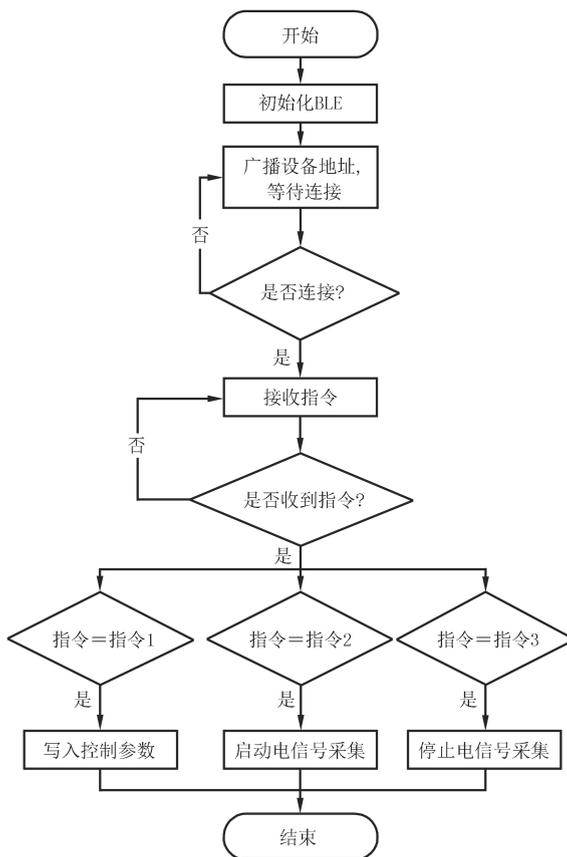
Keywords: sweat monitoring; ESP32; electrochemical sensor; OECT; flexible; low power bluetooth; wearable

[责任编辑 杨浦 刘洋]



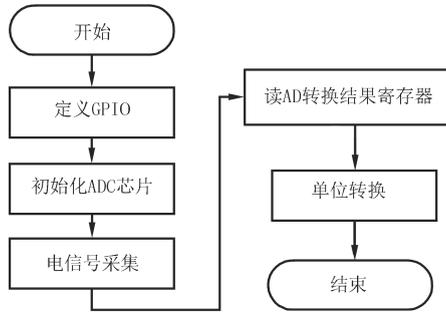
图S1 PCB封装图

Fig.S1 PCB package diagram



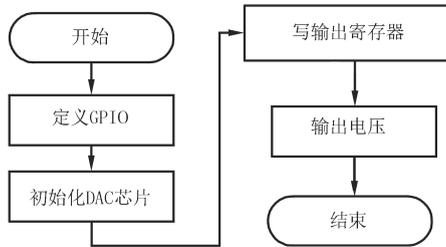
图S2 系统软件设计流程图

Fig.S2 System software design flowchart



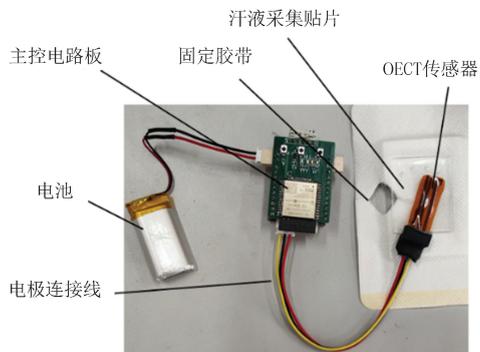
图S3 AD转换模块流程图

Fig. S3 AD conversion module flowchart

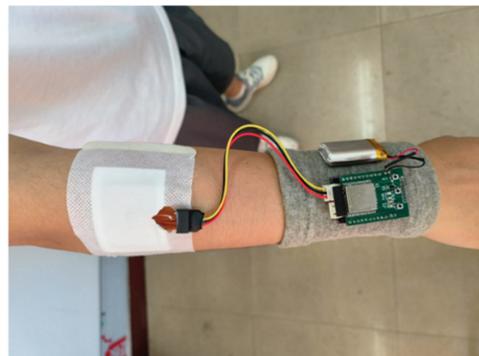


图S4 DA转换模块流程图

Fig. S4 DA conversion module flowchart



(a) 设备构成



(b) 设备佩戴示意图

图S5 设备展示图

Fig. S5 Equipment display