

集成柔性撑鼻器的双通路可穿戴 MEMS呼吸监测微系统

赵文浒^{1,2}, 王嘉祥^{1,2}, 胡致远^{1,2}, 苏开明³, 李铁⁴, 杨卓青^{1,2*}

(1. 上海交通大学微米纳米加工技术全国重点实验室, 上海 200240; 2. 上海交通大学集成电路学院, 上海 200240; 3. 上海交通大学医学院附属第六人民医院耳鼻咽喉头颈外科, 上海 200233; 4. 中国科学院上海微系统与信息技术研究所, 上海 200050)

摘要: 呼吸作为维持生命的关键生理过程, 与呼吸暂停、哮喘等多种呼吸系统疾病密切相关。为了满足日益增长的健康监测需求, 本文创新性地提出了一种集成柔性撑鼻器的双通路可穿戴MEMS(Micro-Electro-Mechanical Systems)呼吸监测微系统。该微系统集成了柔性撑鼻器、呼吸传感器和信号处理模块, 能够持续实时监测鼻腔内气流。传感器的敏感单元采用折叠式金属电阻结构, 通过平面MEMS技术沉积在玻璃基底上, 基于热阻效应, 实现信号测量。传感器嵌入柔性撑鼻器后, 可同时监测鼻腔内左右两侧的呼吸信号, 尤其适合长时间连续监测。通过信号模拟及性能测试, 结果表明该传感器在灵敏度、响应速度和抗干扰能力上表现出色, 并且在模拟呼吸暂停和哮喘等疾病的测试中, 传感器能够准确区分正常与异常的呼吸信号, 可用于进一步分析各种呼吸疾病。基于此, 本文开发了一种集成柔性撑鼻器的双通路可穿戴MEMS呼吸监测装置, 旨在实现连续、实时且长时间的呼吸监测, 特别适用于睡眠期间的异常呼吸筛查与健康监控。此外, 该系统还能捕捉人体鼻周期的变化信息, 为深入分析呼吸模式和生理节律提供了新的数据维度, 展现了在长期健康管理中的潜在应用价值。

关键词: 呼吸监测; 微机电系统; 可穿戴设备; 热阻效应; 呼吸疾病; 呼吸传感器

基金项目: 国家重点研发计划(No.2020YFB2008503); 国家自然科学基金(No.61974088)

中图分类号: TN98

文献标识码: A

文章编号: 0372-2112(2025)03-0790-10

电子学报URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.12263/DZXB.20240975

Dual-Channel Wearable MEMS Respiratory Monitoring Microsystem Integrated with Flexible Nasal Support Device

ZHAO Wen-xu^{1,2}, WANG Jia-xiang^{1,2}, HU Zhi-yuan^{1,2}, SU Kai-ming³, LI Tie⁴, YANG Zhuo-qing^{1,2*}

(1. National Key Laboratory of Advanced Micro and Nano Manufacture Technology, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;

2. School of Integrated Circuits, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China;

3. Department of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery, Shanghai Sixth People's Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200233, China;

4. Shanghai Institute of Microsystem and Information Technology, CAS, Shanghai 200050, China)

Abstract: Breathing, as a crucial physiological process for sustaining life, is closely related to various respiratory diseases such as sleep apnea and asthma. To meet the increasing demand for health monitoring, this paper innovatively proposes a dual-channel wearable MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) respiratory monitoring microsystem integrated with a flexible nasal expander. This microsystem incorporates a flexible nasal expander, a respiratory sensor, and a signal processing module, enabling continuous real-time monitoring of airflow within the nasal cavity. The sensor's sensitive element adopts a folded metal resistor structure, deposited on a glass substrate through planar MEMS technology, utilizing the thermoresistive effect to achieve signal measurement. When embedded in the flexible nasal expander, the sensor can simultaneously monitor breathing signals from both sides of the nasal cavity, making it especially suitable for long-term continuous monitoring. Signal simulation and performance testing results demonstrate that the sensor exhibits excellent sensitivity, response speed, and anti-interference capability. In tests simulating respiratory conditions such as sleep apnea and asthma,

the sensor accurately differentiates between normal and abnormal breathing patterns, supporting further analysis of various respiratory diseases. Based on this, the paper develops a dual-channel wearable MEMS respiratory monitoring device integrated with a flexible nasal expander, aimed at continuous, real-time, and long-term respiratory monitoring, particularly suitable for abnormal breathing screening and health monitoring during sleep. Additionally, this system captures changes in the nasal cycle, providing new data dimensions for in-depth analysis of breathing patterns and physiological rhythms, highlighting its potential application value in long-term health management.

Key words: respiratory monitoring; micro-electro-mechanical systems; wearable devices; thermoresistive effect; respiratory diseases; respiratory sensor

Foundation Item(s): National Key Research and Development Program of China (No.2020YFB2008503); National Natural Science Foundation of China (No.61974088)

1 引言

呼吸作为维持生命的基本生理功能,贯穿于生命的始终。呼吸问题与多种呼吸系统疾病密切相关,例如阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(OSAHS)、哮喘、慢性阻塞性肺疾病(COPD)等^[1-3]。这些疾病不仅影响患者的生活质量,还可能导致更为严重的并发症,如心血管疾病和代谢紊乱^[4,5]。因此,实时、精准地监测呼吸情况,特别是在睡眠期间的呼吸状况,对于疾病的早期筛查和健康监测具有重要意义^[6-9]。传统的呼吸监测方法通常依赖于医院中的复杂仪器,如多导睡眠仪(PolySomnography, PSG),虽然其精确性较高,但患者需佩戴多种传感器,操作复杂且不适合长期使用^[10-12]。此外,便携性差和舒适度低等问题也限制了其广泛应用^[13]。因此,开发一种舒适、便携且高效的可穿戴呼吸监测系统成为亟待解决的技术问题^[14,15]。

微机电系统(Micro-Electro-Mechanical System, MEMS)因其小型化、低功耗、高灵敏度,为呼吸监测提供了新思路^[16-18]。通过MEMS技术,可以设计出更加便携的传感器,实现实时、连续的呼吸监测,满足长期健康管理需求^[19]。目前的可穿戴呼吸传感器通常分为鼻部式和胸腹式两类^[20,21]。鼻部式传感器主要通过监测呼吸时鼻腔周围温度、湿度或压力的变化来记录呼吸信号^[22,23]。例如, Ren 等人^[24]开发了一种基于热阻效应的柔性双通道可穿戴传感系统,通过T形聚酰亚胺(PI)薄膜作为柔性基底,结合上下两层的金(Au)电阻丝来同时监测鼻腔和口腔的呼吸信号。另一类是胸腹式传感器,它通过监测呼吸时胸部或腹部的形变或体积变化来捕捉呼吸信号^[25,26]。例如, Cao 等人^[27]开发了一种基于光纤技术的呼吸传感器,通过将探头嵌入纺织带并固定在用户的腹部,捕捉腰部和腹部的微小运动,从而实现呼吸监测。尽管这些传感器在一定程度上实现了呼吸监测,但它们仍存在一些局限性:佩戴不适、无法长时间穿戴、受环境和身体运动干扰较大^[28-30]。此外,它们也无法捕捉鼻腔内的详细呼吸信息,这对全面的呼吸监测尤为重要。因此,开发一种灵敏度高、舒适性好、可持续监测鼻腔呼吸信号的可穿戴传感器系统,能够实现长时间的稳定监测,对于呼吸健康管理至关重要。

本文针对连续呼吸监测的需求,开发了一种集成柔性撑鼻器的双通路可穿戴 MEMS 呼吸监测微系统,专注于鼻腔内部的气流监测。该系统的核心为呼吸传感器,采用了折叠式金属电阻结构,并基于热阻效应精确捕捉鼻腔内的气流变化。传感器嵌入柔性撑鼻器后,能够稳定地监测鼻腔两侧的呼吸信号,适用于实时、长时间的双鼻孔呼吸监测。实验结果显示,传感器在灵敏度、响应速度和抗干扰性能方面表现出色,尤其在模拟呼吸暂停和哮喘等病理状态时,能够精确区分正常与异常的呼吸信号。此外,开发的微系统装置还适用于长时间的睡眠呼吸监测,展现了其在健康监测和呼吸疾病筛查中的重要应用前景。

2 柔性撑鼻器呼吸传感器的设计与仿真

2.1 器件设计

基于玻璃衬底表面 MEMS 器件制备技术,设计了一种可嵌入柔性撑鼻器内部的呼吸传感器,如图 1 所示。

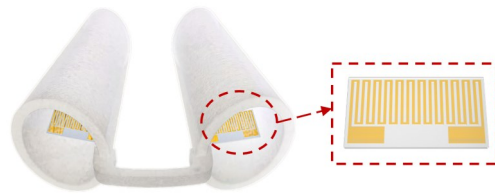
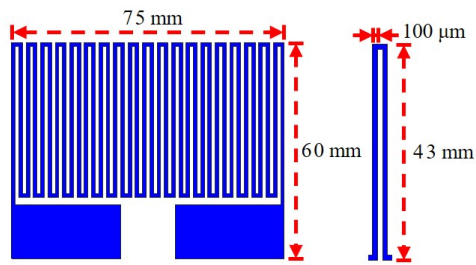


图1 呼吸传感器结构示意图

呼吸传感器由敏感单元、连接层及玻璃衬底构成,敏感单元的材料为金(Au),金具有良好的导电性、化学稳定性和高热导率,因此适合作为传感材料。而铬(Cr)则作为黏附层,能够有效提高金与玻璃衬底之间的附着力,从而增强传感器结构的工艺良品率和器件可靠性。呼吸传感器传感单元设计如图 2(a)所示,整体尺寸优化以适应人体鼻腔和柔性撑鼻器需求。传感器宽 75 mm,长 60 mm,传感单元采用高密度梳齿型金属电阻图案,位于传感器上方。单个折叠单元如图 2(b)所示,长 43 mm,线宽 100 μm ,共 19 个单元,总长约 160 mm。该设计能使传感器有效增加与呼吸气流的接触面积,从而更灵敏地捕捉呼吸信号,同时确保加工工艺可行性。



(a) 传感单元整体结构 (b) 单个传感单元结构
图2 呼吸传感器传感单元结构设计图

底部设计了大尺寸电极 pad, 便于焊接和信号传输, 增强传感器与外部电路的可靠性. 商用柔性撑鼻器采用生物相容性良好的硅胶材料, 其柔软且具弹性、易于固定于鼻腔内部, 适合长期佩戴, 能够确保舒适性和稳定性. 传感器嵌入柔性撑鼻器, 通过撑鼻器的柔性结构固定在鼻腔中, 能够精确测量左右鼻孔的呼吸信号. 鼻腔的封闭环境可以有效减少外界风速和温度变化的干扰, 确保了呼吸监测的稳定性和连续性.

呼吸传感器的工作原理基于热阻效应. 当呼吸气流流经传感器时, 气流会改变敏感单元的热平衡状态. 在吸气过程中, 由于外界空气温度低于敏感单元的温度, 空气带走热量, 导致敏感单元温度下降, 电阻值随之降低; 而在呼气过程中, 呼出的气体温度较高, 将热量传递给敏感单元, 导致其温度升高, 电阻值增大. 由于敏感单元采用了正温度系数的 Au 材料, 电阻值变化与温度呈正相关. 在恒定电流条件下, 吸气时敏感单元

电阻减小, 输出电压下降; 而在呼气时, 电阻增加, 输出电压升高. 基于这种呼吸气流与热阻效应相结合的机制, 传感器能够准确、实时地反映呼吸过程中的温度变化, 实现对呼吸信号的有效监测.

2.2 器件仿真

本文使用 COMSOL 软件建立了传感器的仿真模型, 旨在模拟其在呼吸应用中的信号输出和表面温度分布, 并深入分析其在不同呼吸温度和气流速度下的性能表现, 如图 3 所示. 仿真环境设为空气, 环境温度固定为 293.15 K. 在传感器电极上施加 5 mA 的直流电流, 以模拟其工作时的热响应特性. 气体的流动方向、温度和速度均根据传感器在实际应用中的安装位置进行设定, 综合模拟了人体呼吸过程中吸气和呼气的血流特征, 以确保仿真模型的准确和与实际应用的契合.

图 3(a) 展示了在无气流环境下的温度分布仿真结果. 在这种静止空气的环境中, 气流对传感器热量的影响较小, 可以清晰地看到传感器表面的热量分布较为均匀. 此时, 传感器主要通过自然对流和辐射散热, 温度场集中于器件周围, 表明传感器在静止空气中处于相对稳定的热平衡状态. 图 3(b) 展示了在施加 3 m/s 的气流速度、吸气方向条件下, 环境温度设为 293.15 K 时的温度分布. 图 3(c) 展示了在施加 3 m/s 的气流速度、呼气方向条件下, 环境温度设为 308.15 K 时的温度分布. 从图中可以看出, 随着气流速度的变化, 传感器表面的温度场明显受到了气流的影响, 表明传感器在不同动态气流条件下的热响应具有高灵敏度.

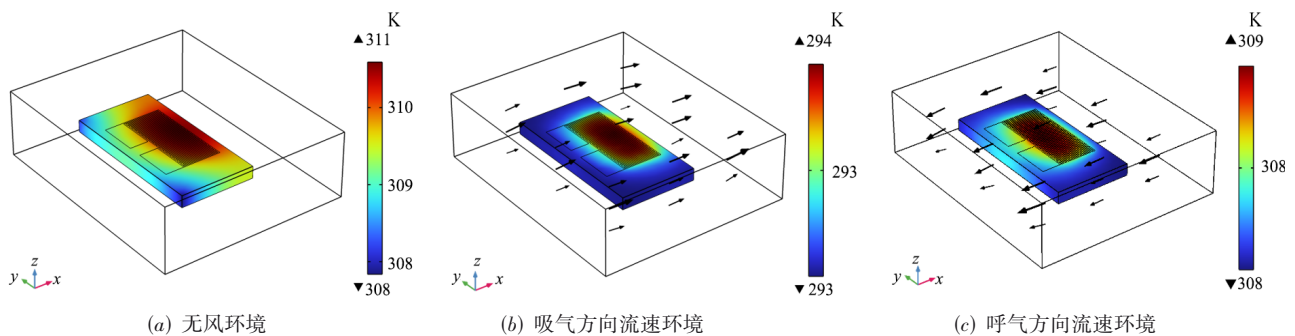


图3 呼吸传感器表面温度分布

图 4 展示了不同气流速度下吸气和呼气温度对应的传感器输出电压响应. 电压差定义为传感器在气流条件下的输出电压与无气流时参考电压的绝对值. 结果表明, 在相同温度条件下, 随着气流速度的增加, 传感器输出电压的幅值逐渐减小, 电压差则呈上升趋势, 随后趋于饱和. 这是因为气流速度的增加提高了传感器与周围空气之间的热交换效率, 更多热量被气流带走, 从而使传感器表面温度降低, 导致输出电压减小, 电压差增大. 进一步分析发现, 在不同温度条件下, 即使气流速度相同, 传感器的

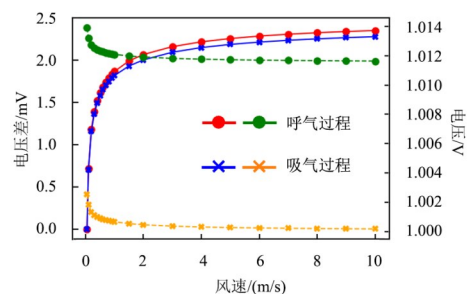


图4 不同风速下的输出电压

输出电压差仍无显著差异. 但这一结果表明, 传感器在相同温度下能够有效反映不同气流速度下的呼吸信号变化, 而在实际应用中, 由于呼气和吸气温度存在差异, 这种温度变化将会更加显著, 因此更容易检测到电压信号. 这进一步表明传感器能有效捕捉呼吸中的温度变化, 具有较高的实际应用价值.

为了深入了解呼吸速率和传感器表面温度分布之间的关系, 本文对传感器在热平衡状态下的热交换过程进行了详细分析与计算. 热平衡的总体公式可以表示为

$$Q = Q_1 + Q_2 \quad (1)$$

其中, Q 表示传感电阻因外加电流源产生的焦耳热; Q_1 表示传感电阻与空气的对流传热; Q_2 表示传感电阻与空气的热传导. 焦耳热 Q 可通过以下公式计算:

$$Q = I^2 R_0 [1 + \alpha(T_s - T_0)] \quad (2)$$

其中, I 表示传感单元上的恒定电流, R_0 为传感单元在环境温度 T_0 条件下的电阻值, α 是敏感材料金属 Au 的电阻温度系数, T_s 为传感单元表面温度. 此外, 强制对流传热 Q_1 和热传导 Q_2 可分别表示为

$$Q_1 = hS(T_s - T_f) \quad (3)$$

$$Q_2 = kS(T_s - T_0) \quad (4)$$

其中, h 为对流传热系数, S 为传感单元表面积, k 为传导传热系数, T_f 为呼吸气流温度. 对于对流传热式(3), 可以引入努塞尔系数 (N_u) 和雷诺德系数 (R_e) 进一步简化:

$$N_u = \frac{hL}{\lambda} \quad (5)$$

$$R_e = \frac{\rho v L}{\mu} \quad (6)$$

其中, L 为热传导表面的特征长度, λ 为气流的导热系数, ρ 为流体的密度, v 为流体的黏度系数, μ 为气体的黏度系数. 结合金氏定律:

$$N_u = a + b\sqrt{R_e} \quad (7)$$

其中, a 和 b 为常数, 式(3)可简化为

$$Q_1 = (A + B\sqrt{\rho v})(T_s - T_f) \quad (8)$$

其中, A 和 B 是常数. 因此, 传感单元表面温度 T_s 的表达式可以表示为

$$T_s = \frac{(A + B\sqrt{\rho v})T_f + I^2 R_0 + KST_0 - \alpha I^2 R_0 T_0}{A + B\sqrt{\rho v} + KS - \alpha I^2 R_0} \quad (9)$$

式(9)详细展示了传感单元表面温度与呼吸气流速度、电流之间的相互关系. 通过式(9)可以看出, 当人体进行呼气或吸气时, 不同温度和流速的气体经过传感单元, 影响其表面温度变化. 这种温度变化直接影响传感材料的电阻值, 从而导致输出电压的变化. 在恒定电流条件下, 通过监测和记录电压变化, 可以准确反映出人体呼吸的状态及特征. 因此, 式(9)证明了传感单

元在不同呼吸条件下的热响应特性, 验证了该呼吸传感器的可行性.

3 呼吸传感器的制备与测试

3.1 器件制备

为了实现高精度的呼吸监测, 本文制备了基于 MEMS 技术的呼吸传感器. 工艺步骤如图 5 所示.

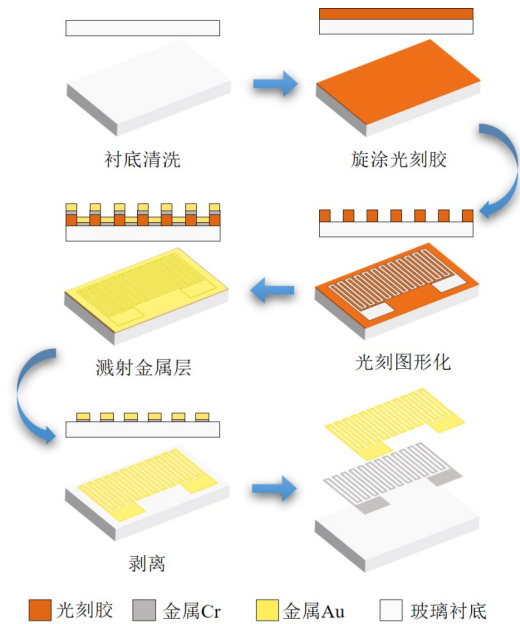


图5 呼吸传感器制备工艺流程示意图

(a) 玻璃清洗与匀胶. 选用 3 英寸、厚度为 1 mm 的玻璃片, 经过超声清洗和表面处理后, 旋涂正性光刻胶 AZ4330, 低速预旋, 高速主旋, 确保光刻胶均匀覆盖, 随后在烘箱中进行不同温度的烘烤处理.

(b) 光刻图形化. 将玻璃片置于紫外光刻机中曝光, 显影后去除曝光区域的光刻胶, 用去离子水清洗并烘干, 将图案转移至玻璃衬底.

(c) 溅射金属层. 通过磁控溅射依次沉积铬 (Cr) 和金 (Au) 双层金属, 铬为黏附层, 金为传感材料, 在玻璃片上形成 Cr/Au 结构.

(d) 去胶与剥离. 将玻璃片浸入丙酮中超声去胶, 去除光刻胶及其上金属层, 保留附着的金属图案, 最终清洗烘干, 获得完整金属电阻图案的传感器. 制备的呼吸传感器实物如图 6 所示, 通过观察可知, 传感器图形清晰、均匀, 金属电阻图案完整, 且附着力良好, 表明整个工艺过程控制稳定, 其器件能够有效应用于呼吸监测.

3.2 器件测试

设计并制备的 MEMS 柔性撑鼻器呼吸传感器能够实现鼻腔内呼吸信号的原位测量. 为全面分析其性能, 本文进行了包括温度测试、风速测试、呼吸测试和

稳定性测试等多个实验. 这些测试主要通过监测传感器的电阻变化、输出电压以及温度变化来评估其在不同条件下的响应能力和准确性. 实验装置如图7所示, 测试系统包括高精度源表(B2902A, Keysight)、红外热像仪(R300W2 R10, NEC Avio)、小型风洞(Mini wind tunnel 0554 0450, Testo)等设备.

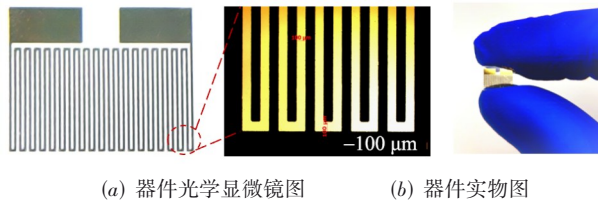


图6 呼吸传感器实物图

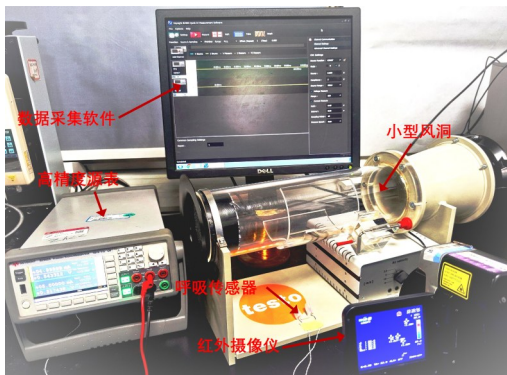


图7 实验测试系统实物图

3.2.1 温度流速测试

在温度与流速测试中, 首先对传感器的温度响应特性进行了评估. 实验在室温环境下进行, 传感器的初始电阻约为 101Ω . 通过施加不同的恒定电流, 利用红

外热像仪监测传感单元表面温度的变化. 图8(a)展示了在不同恒定电流条件下器件表面的温度变化情况. 随着电流的增加, 传感器表面温度逐渐上升, 传感器电阻值随温度变化呈现出明显的正相关趋势. 通过数据拟合, 得到了传感器电阻与温度的关系式:

$$R(T) = 96.853 + 0.1845T \quad (10)$$

其中, T 为温度, R 为电阻值. 式(10)是在 20°C 到 50°C 范围内测得, 展示了传感器在不同温度条件下的线性响应, 拟合结果如图8(b)所示, 表明传感器对温度变化的灵敏度和线性度良好, 能够准确反映呼吸过程中气流温度变化.

在风速测试中, 传感器被放置在小型风洞中, 模拟鼻腔内的气流环境, 如图8(c)所示. 通过调整风洞内的气流速度, 记录了不同风速条件下传感器的输出电压变化. 实验中, 传感器通入 5 mA 的直流电流, 环境温度保持恒定在 22°C . 实验结果表明, 随着气流速度的增加, 传感器的输出电压逐渐减小. 较高的气流速度加速了传感单元与空气之间的热量交换, 导致传感器表面温度下降, 进而降低了电阻值和输出电压.

实验结果表明, 传感器对不同风速下的气流变化具有较高灵敏度, 能够准确反映呼吸气流的变化情况. 温度和风速测试进一步验证了传感器的高精度性能. 综合考虑实验结果及应用需求, 最终选择 5 mA 作为传感器的最佳工作电流. 该电流既避免了较大电流导致的器件过热问题, 又能提供足够高的灵敏度, 可以适应不同温度气流的变化; 而低于 5 mA 时, 传感器表面温度变化较小, 灵敏度下降, 难以准确捕捉气流速度带来的热量交换, 降低流速检测精度. 同时, 传感器在 $100\sim 200 \Omega$ 电阻范围内输出电压不超过 1 V , 便于后续系统精准采集和处理.

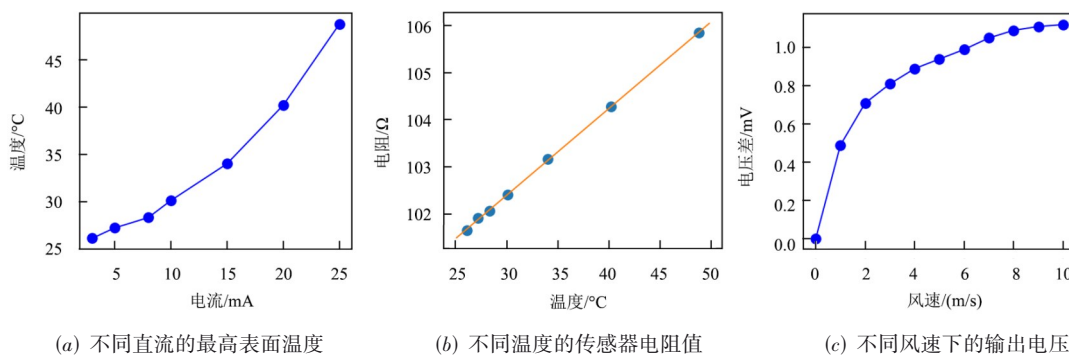


图8 呼吸传感器温度和风速的响应测试

3.2.2 呼吸模拟测试

为验证所设计的MEMS呼吸传感器在实际应用中的性能, 本文通过一系列呼吸模拟实验对其进行了测试. 实验过程中, 传感器被固定在柔性撑鼻器内部, 撑鼻器佩戴于受试者鼻腔内, 如图9(a)所示. 传感器通过 5 mA 的直流电流驱动, 记录其对不同呼吸模式的电压响应.

图9(b)展示了传感器在不同呼吸深度下的电压输出曲线, 包含浅呼吸、正常呼吸和深呼吸三种模式. 实验结果表明, 传感器能够灵敏地区分这三种呼吸状态, 在正常呼吸模式下, 传感器的电压差约为 1.6 mV . 此外, 图9(c)展示了单次正常呼吸的电压变化曲线, 呼气时电压上升, 吸气时电压下降. 呼气时由于呼出气体温

度较高,传感器感应到的温度上升,电阻增大,从而导致输出电压上升;吸气时则由于外部空气温度较低,传感器温度下降,电阻减小,电压相应下降. 这些电压波形清晰地反映了正常呼吸的真实过程,其中呼气曲线平滑上升,而吸气曲线则呈现出快速吸气后的停顿特征,充分展示了传感器对不同呼吸阶段的灵敏响应.

图9(d)展示了传感器在快速呼吸模式下的信号输出,呼吸频率达到42次/min,约为正常呼吸频率的两到三倍. 随着呼吸频率的增加,传感器输出信号的幅值有所降低,电压差值约为0.6 mV. 这是因为在高频呼吸时,每次吸气和呼气的气流量相对减少,导致传感器表

面温度变化幅度减小. 尽管如此,传感器依然能够快速响应高频呼吸模式,显示出其优越的动态响应性能.

为进一步评估传感器在呼吸疾病监测中的应用潜力,本文还模拟了呼吸暂停和哮喘两种典型的呼吸疾病状态. 图9(e)显示了呼吸暂停时的电压曲线,当呼吸暂停发生时,传感器输出信号呈现出缓慢上升的趋势. 其原因是,鼻腔内没有气流通过,传感器温度逐渐趋于与鼻腔内环境温度一致,导致电阻上升,输出电压增大. 图9(f)展示了哮喘发作时的呼吸曲线,哮喘引发的快速且浅表呼吸使得传感器信号的频率增加,幅值减小,表明该传感器对快速呼吸模式下的病理变化能够做出有效响应.

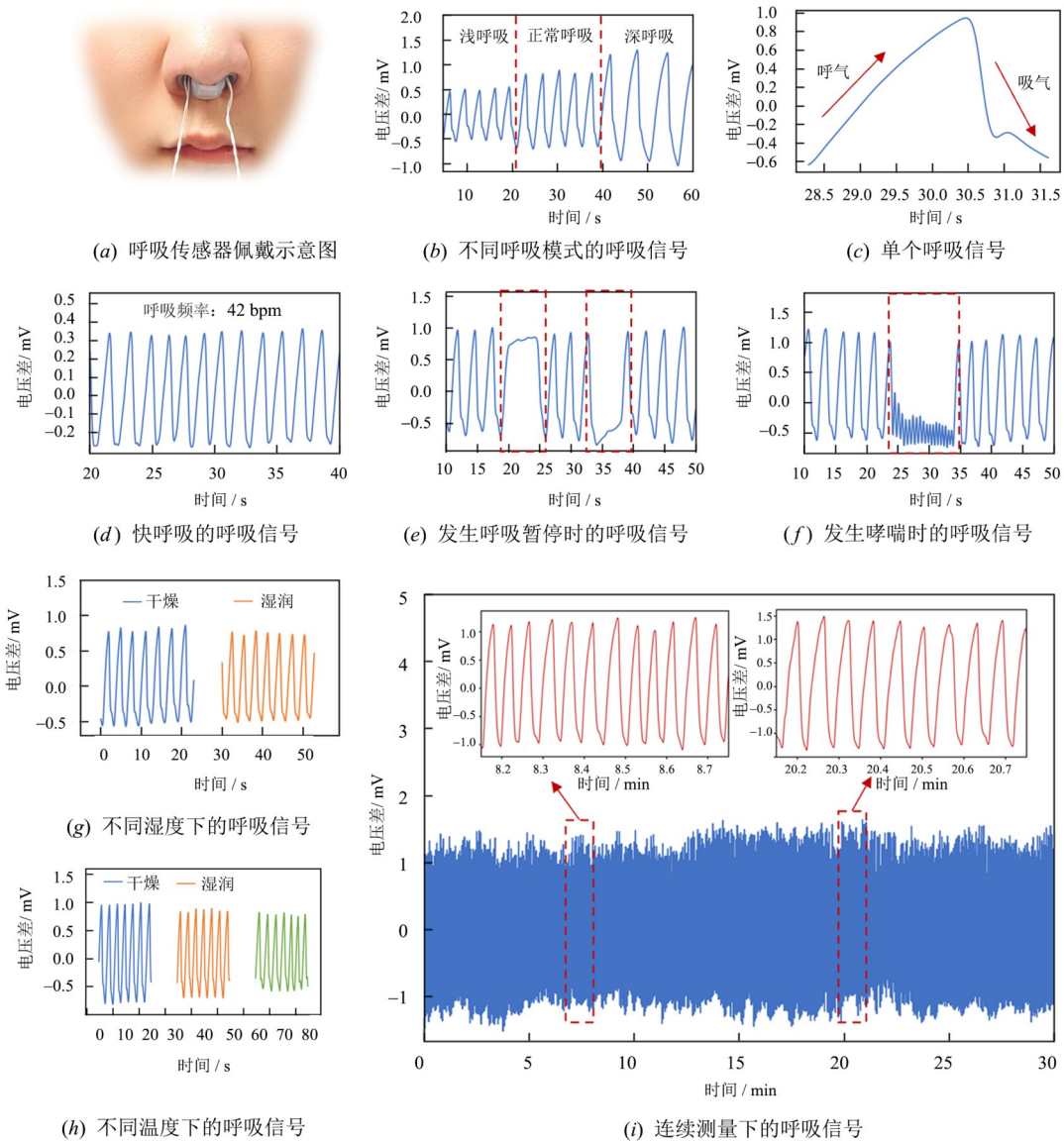


图9 呼吸传感器不同呼吸下的响应测试

此外,为评估传感器在复杂环境中的抗干扰能力,本文对其在不同环境湿度和温度下的性能进行了测

试. 图9(g)展示了在正常和潮湿环境下的呼吸信号,通过在传感器表面喷涂少量去离子水以模拟高湿环境.

实验结果表明,尽管高湿度导致传感器输出信号幅值略微下降(约0.05 mV),但整体波形无明显变化,表明传感器具有较强的湿度适应性. 同样,图9(h)展示了传感器在不同环境温度下的信号输出,温度分别为10 °C、23 °C、30 °C. 结果显示,环境温度升高会导致输出信号幅值逐渐减小,这与呼气气流与传感器表面温度差减小有关. 在通常的室温条件下,传感器的表现依然稳定,适合实际应用场景中的呼吸监测.

最后,图9(i)展示了传感器的长时间稳定性测试. 通过连续30 min的正常呼吸信号记录,结果表明传感器输出信号电压差约为2.3 mV,并且在整个测试过程中没有出现明显的漂移或失真现象. 展示了8 min和20 min左右的呼吸信号放大图,呼吸频率约为20次/min,各时间段的输出信号高度一致. 这表明传感器能够在长时间使用中保持良好的稳定性和精确度,具备持续监测人体呼吸状态的能力.

3.2.3 呼吸对比测试

为进一步验证MEMS呼吸传感器的准确性和优势,实验采用商用手腕式血氧饱和度仪(Prince-100H, 尼森仪器上海有限公司)作为参考,对传感器的呼吸监测能力进行了对比测试. 实验设计了10 min的呼吸监测,包括正常呼吸和模拟呼吸暂停的场景见图10.

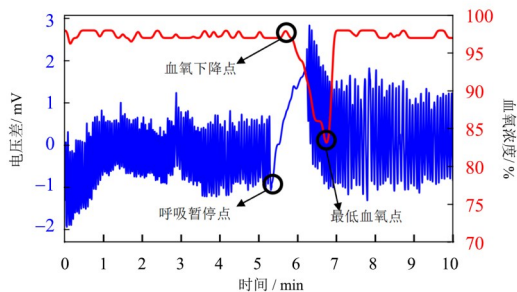


图10 呼吸监测对比测试

在呼吸暂停测试中,受试者于5.33 min开始憋气,模拟呼吸暂停状态,持续55 s. 结果如图10所示,呼吸传感器在憋气开始时迅速检测到呼吸停止,输出信号随后呈现出稳定上升趋势. 而血氧仪的血氧浓度监测则表现出明显滞后,血氧下降点出现在5.9 min,最低血氧点出现在6.82 min,其对应的最低血氧浓度为83.02%. 这表明血氧仪与呼吸传感器捕捉的呼吸暂停时间完全一致,同时因为存在约34 s的响应延迟,说明血氧仪需间接通过血氧变化反映呼吸暂停. 实验表明,MEMS呼吸传感器能够快速、准确地检测呼吸暂停行为,其实时响应能力明显优于血氧仪. 传感器的高灵敏度和即时检测性能为呼吸异常监测和早期干预提供了有力支持.

4 呼吸传感系统开发与基础应用

基于本文设计的集成于柔性撑鼻器的MEMS呼吸传感器,本文开发了一种完整的可穿戴呼吸传感监测系统,实现了信号采集、处理、传输和存储等功能. 系统能够在左右鼻腔分别监测呼吸信号,并通过无线通信实时传输数据,可实现呼吸健康监测. 图11展示了该系统的工作流程. 传感器固定于柔性撑鼻器内,通过5 mA恒流驱动检测鼻腔呼吸信号,信号经差分放大和滤波后,由单片机以40 Hz采样频率采集并通过WiFi模块传输至上位机进行实时接收和存储. 系统的设计充分考虑了低功耗、高精度以及长时间监测的需求,适合日常健康监测和医疗场景.



图11 可穿戴式呼吸传感系统的工作流程示意图

信号处理电路的核心模块如图12所示,包括差分放大器、加法器和低通滤波器. 差分放大模块采用AD620芯片,其高输入阻抗和低功耗特性确保低电平信号的精确放大;加法器和滤波器采用OPA333运放芯片,实现高精度和低漂移性能. V_{IN+} 为传感器接入的电压, V_{IN-} 为差分放大基准电压, V_x 为差分放大后的电压信号, V_y 为加法器所需的补偿电压. 这一创新设计的亮点在于, V_{IN-} 和 V_y 均由单片机的数模转换器(Digital-to-Analog Converter, DAC)提供,能够通过软件调节电压. 这使得系统能够适应不同阻值的呼吸传感器类型. 通过软硬件结合的方式,系统可以灵活调整输入电压,也使其能适应不同温阻特性的传感器,同时将差分放大后的信号拉到正值范围,便于后续单片机进行精确采集. AD620的增益使用以下公式计算得出:

$$G = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_2} + 1 \quad (11)$$

其中, R_2 设为500 Ω ,放大增益约为100倍. 经放大电路处理后,传感器信号变化幅值从2~3 mV放大至0.2~0.3 V,适合进一步处理. 滤波电路设计为二阶低通滤波,针对人体呼吸频率(0.1~1 Hz)的特点,其截止频率设为3.482 Hz,确保能有效滤除高频噪声,保留呼吸信号.

硬件电路设计紧凑,如图13所示,由两层电路板构成,上层包括单片机、USB接口及供电模块,底层集成电流源、放大器和滤波器模块. 尺寸为35 mm × 35 mm × 25 mm,配合轻便3D打印外壳,适合长期佩戴. 系统支持远程监测与数据传输,为患者呼吸状况的诊断和管理提供技术支持.

为验证完整呼吸监测系统实际应用效果,实验监

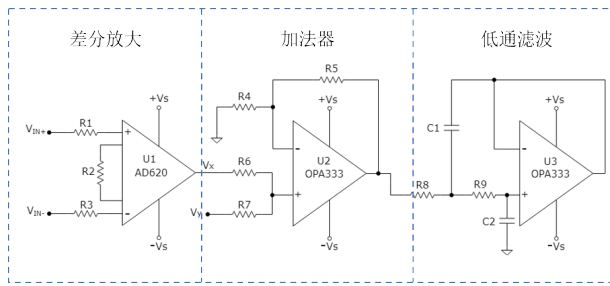
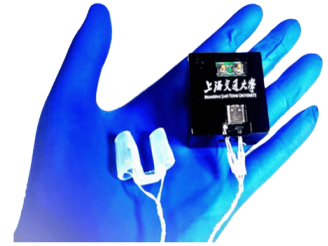


图 12 信号处理模块



(a) 硬件电路实物图



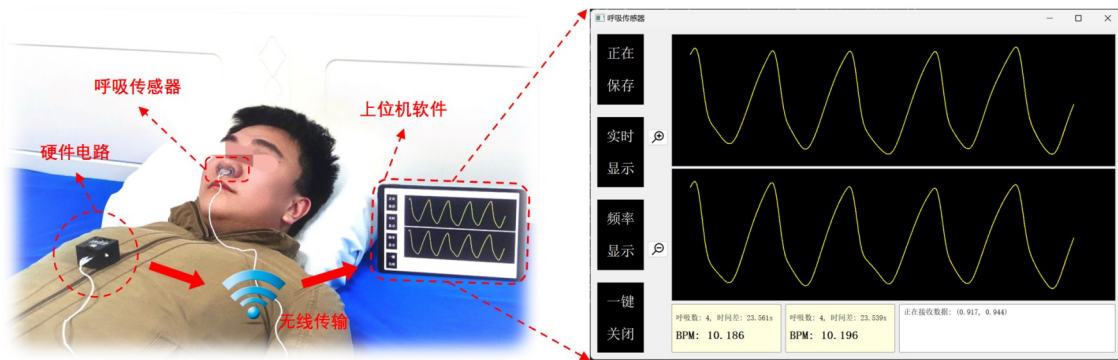
(b) 呼吸传感系统实物图

图 13 呼吸传感系统

测了受试者夜间睡眠的呼吸信号,如图 14(a)所示. 传感器将呼吸信号转换为电压信号,经处理后通过 WiFi 模块实时传输至上位机软件. 图 14(b)展示了上位机软件界面的截图,该软件能够实时显示呼吸波形、呼吸频率,并支持数据存储. 测试显示系统能清晰捕捉左右鼻腔呼吸信号,波形稳定且左右信号无显著差异,表明测试者呼吸状态正常,频率为 10.186 bpm.

受试者佩戴该设备连续睡眠 8 h,系统采集了其左右鼻腔的呼吸信号. 图 15(a)展示了受试者凌晨 1:30 到

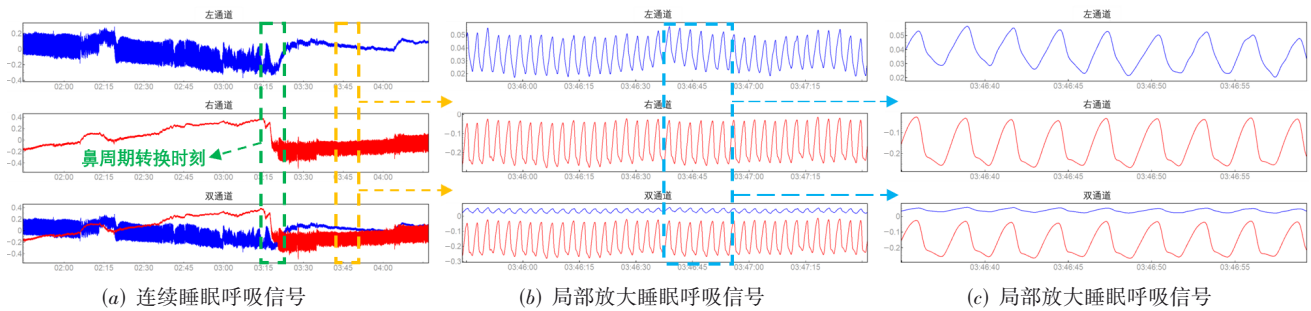
4:30 的呼吸信号,结果显示,在 3:18 之前,左鼻孔的呼吸信号强于右鼻孔,而在 3:18 之后,右鼻孔的信号强于左鼻孔. 这一现象符合鼻周期的特征. 鼻周期是一种人体鼻腔交替主导呼吸的生理现象,通常每隔数小时一侧鼻腔的通气量增大,而另一侧则减小^[31]. 气流带走的热量差异通过传感器反映为信号变化幅度的差异,通气较强的鼻孔传感器信号变化更大,而通气较弱的鼻孔变化较小.



(a) 呼吸传感系统佩戴图

(b) 上位机软件界面

图 14 测试人员在睡眠中佩戴的呼吸监测系统



(a) 连续睡眠呼吸信号

(b) 局部放大睡眠呼吸信号

(c) 局部放大睡眠呼吸信号

图 15 连续睡眠呼吸信号

进一步分析信号波形,可以发现,当呼吸顺畅时,信号的整体变化幅度较低,因为气流量大,热交换显著,传感器检测到的电压变化也更大. 然而,在鼻周期的阻塞阶段,信号幅度整体呈现上升趋势. 其原因是,传感器位于鼻孔内部,在阻塞时鼻孔内部的温度逐渐趋于恒定,导致电压幅值的整体逐渐上升. 此外,信号

幅度的变化反映了鼻腔呼吸道的通畅程度,顺畅呼吸时的幅值较低,电压变化较大,阻塞时的幅值则逐渐增大,电压变化较小.

图 15(b)局部放大了 3:45:45 至 3:47:45 的呼吸信号,而图 15(c)显示了 3:46:35 至 3:47:00 的更精细的呼吸信号波形. 从这两幅图可以看出,在鼻周期的阻塞

阶段,阻塞鼻孔的信号电压幅值变化约为 0.02 V,通畅鼻孔的电压幅值变化则约为 0.2 V. 值得注意的是,尽管阻塞的鼻孔呼吸气流减弱,但并未完全阻塞,仍然能够进行一定程度的通气,且其信号相对稳定.

本实验充分证明了该系统能够准确捕捉人体的呼吸节律,尤其是在鼻周期交替主导呼吸的过程中,表现出良好的灵敏度. 实验还验证了系统在长时间健康监测中的稳定性和可靠性. 这为进一步的睡眠呼吸研究提供了坚实的技术基础,尤其是在监测鼻周期与鼻腔呼吸道通畅性变化的关联方面.

5 结论

本文设计并开发了一种集成柔性撑鼻器的双通路可穿戴 MEMS 呼吸监测微系统,专用于连续监测鼻腔内呼吸气流. 该呼吸传感器基于热阻效应工作,具有灵敏度高、响应速度快、抗干扰能力强的特点. 实验测试结果表明,传感器能够准确区分正常呼吸、呼吸暂停和哮喘等不同类型的呼吸信号,性能稳定. 此外,集成柔性撑鼻器的呼吸监测系统还具备实时、长时间的睡眠呼吸监测能力,并能观察到鼻周期现象,展现了其在健康监测与呼吸疾病筛查方面的潜力. 该系统设计注重佩戴舒适性和便携性,适合长期使用,并支持无线数据传输功能,为远程健康监测提供了可能. 系统硬件电路可通过单片机输出可控电压,灵活适配不同阻值的传感器,进一步提升了系统的适应性和灵活性. 实验结果表明,该可穿戴呼吸监测系统不仅适用于日常健康监测,还可为术后呼吸抑制、睡眠呼吸暂停综合征等疾病的监控提供有效的技术支持,具有广泛的应用前景.

参考文献

- [1] LOCKE B W, LEE J J, SUNDAR K M. OSA and chronic respiratory disease: Mechanisms and epidemiology[J]. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 2022, 19(9): 5473.
- [2] PRASAD B, NYENHUIS S M, IMAYAMA I, et al. Asthma and obstructive sleep apnea overlap: What has the evidence taught us[J]. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 2020, 201(11): 1345-1357.
- [3] OLAITHE M, BUCKS R S, HILLMAN D R, et al. Cognitive deficits in obstructive sleep apnea: Insights from a meta-review and comparison with deficits observed in COPD, insomnia, and sleep deprivation[J]. *Sleep Medicine Reviews*, 2018, 38: 39-49.
- [4] CARTER P, LAGAN J, FORTUNE C, et al. Association of cardiovascular disease with respiratory disease[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2019, 73(17): 2166-2177.
- [5] MCNICHOLAS W T. Chronic obstructive pulmonary disease and obstructive sleep apnea: Overlaps in pathophysiology, systemic inflammation, and cardiovascular disease[J]. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 2009, 180(8): 692-700.
- [6] PENG X, DONG K, NING C, et al. All-nanofiber self-powered skin-interfaced real-time respiratory monitoring system for obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome diagnosing[J]. *Advanced Functional Materials*, 2021, 31(34): 2103559.
- [7] LIU J, CHEN Y Y, WANG Y, et al. Monitoring vital signs and postures during sleep using WiFi signals[J]. *IEEE Internet of Things Journal*, 2018, 5(3): 2071-2084.
- [8] JAKKAEP P, ONOYE T. Non-contact respiration monitoring and body movements detection for sleep using thermal imaging[J]. *Sensors*, 2020, 20(21): 6307.
- [9] ZHANG F, WU C S, WANG B B, et al. SMARS: Sleep monitoring via ambient radio signals[J]. *IEEE Transactions on Mobile Computing*, 2021, 20(1): 217-231.
- [10] ZANG C W, ZHANG C, ZHANG M, et al. An RFID-based method for multi-person respiratory monitoring[J]. *Sensors*, 2022, 22(16): 6166.
- [11] CHESSON A L Jr, FERBER R A, FRY J M, et al. The indications for polysomnography and related procedures[J]. *Sleep*, 1997, 20(6): 423-487.
- [12] HIRSHKOWITZ M. Polysomnography challenges[J]. *Sleep Medicine Clinics*, 2016, 11(4): 403-411.
- [13] VAN DE WATER A T M, HOLMES A, HURLEY D A. Objective measurements of sleep for non-laboratory settings as alternatives to polysomnography—a systematic review[J]. *Journal of Sleep Research*, 2011, 20(1pt2): 183-200.
- [14] COSTANZO I, SEN D, RHEIN L, et al. Respiratory monitoring: Current state of the art and future roads[J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2020, 15: 103-121.
- [15] GHARBI M EL, FERNÁNDEZ-GARCÍA R, GIL I. Wireless communication platform based on an embroidered antenna-sensor for real-time breathing detection[J]. *Sensors*, 2022, 22(22): 8667.
- [16] 张紫辰,董恺琛,张益源,等. 基于 MEMS 技术的智能传感器系统(“智能灰尘”)[J]. *电子学报*, 2015, 43(10): 2095-2109.
- [17] ZHANG Z C, DONG K C, ZHANG Y Y, et al. MEMS-based smart sensing system (“smart dust”)[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2015, 43(10): 2095-2109. (in Chinese)
- [18] 李宗伟,丛宁,熊兴崑,等. 新型电容式 MEMS 加速度计数字接口电路设计[J]. *电子学报*, 2016, 44(10): 2507-2513.
- [19] LI Z W, CONG N, XIONG X Y, et al. A new type capacitive MEMS accelerometer digital interface circuit design[J]. *Acta Electronica Sinica*, 2016, 44(10): 2507-2513. (in Chinese)
- [20] ZOUGAGH M, RÍOS Á. Micro-electromechanical sensors in the analytical field[J]. *Analyst*, 2009, 134(7): 1274-1290.
- [21] 张浩东,苏开明,殷善开,等. 柔性可穿戴式呼吸传感监测系统研究进展[J]. *功能材料与器件学报*, 2021, 27(4):

281-291.

ZHANG H D, SU K M, YIN S K, et al. Recent progress of flexible wearable respiratory sensing and monitoring system[J]. Journal of Functional Materials and Devices, 2021, 27(4): 281-291. (in Chinese)

- [20] ZHANG H D, ZHANG P L, LI Y H, et al. A wearable ultrathin flexible sensor inserted into nasal cavity for precise sleep respiratory monitoring[J]. IEEE Transactions on Electron Devices, 2021, 68(8): 4090-4097.
- [21] NAIK G R, BREEN P P, JAYARATHNA T, et al. Morphic sensors for respiratory parameters estimation: Validation against overnight polysomnography[J]. Biosensors, 2023, 13(7): 703.
- [22] ZHANG H D, FU B, SU K M, et al. Long-term sleep respiratory monitoring by dual-channel flexible wearable system and deep learning-aided analysis[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2023, 72: 4008409.
- [23] PANUNZIO N, FONTANA E, MONTECCHIA F, et al. Two-channel epidermal RFID sensor for the wireless bilateral analysis of nasal respiration[J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22(23): 23445-23455.
- [24] REN H, LI Y H, ZHANG H D, et al. A flexible and dual-channel sensing system for long-term nasal and oral respiration simultaneously monitoring[J]. IEEE Sensors Jour-

nal, 2023, 23(22): 28129-28140.

- [25] KREHEL M, SCHMID M, ROSSI R M, et al. An optical fibre-based sensor for respiratory monitoring[J]. Sensors, 2014, 14(7): 13088-13101.
- [26] DIEFFENDERFER J, GOODELL H, MILLS S, et al. Low-power wearable systems for continuous monitoring of environment and health for chronic respiratory disease[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2016, 20(5): 1251-1264.
- [27] CAO Z W, SHAO M, YUAN Y B, et al. In-fiber Mach-Zehnder interferometer for wearable respiration measurement[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2023, 364: 114806.
- [28] FRERICHS I, VOGT B, WACKER J, et al. Multimodal remote chest monitoring system with wearable sensors: A validation study in healthy subjects[J]. Physiological Measurement, 2020, 41(1): 015006.
- [29] KARITA M, KUMAGAI S, SASAKI M. Respiration monitoring during 6 min walk using wearable sensor measuring capacitance built across skin[J]. Japanese Journal of Applied Physics, 2022, 61: SA1010.
- [30] VANEGAS E, IGUAL R, PLAZA I. Sensing systems for respiration monitoring: A technical systematic review[J]. Sensors, 2020, 20(18): 5446.
- [31] HASEGAWA M, KERN E B. The human nasal cycle[J]. Plastic and Reconstructive Surgery, 1977, 60(2): 296.

作者简介



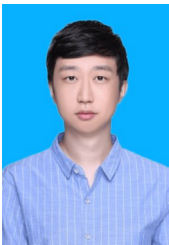
赵文浒 男,现为上海交通大学集成电路学院硕士研究生. 主要研究方向为 MEMS 呼吸传感器.

E-mail: zhaowenxu@sjtu.edu.cn



王嘉祥 男,现为上海交通大学集成电路学院博士研究生. 主要研究方向为 3D-MEMS 器件.

E-mail: wangjiexiang@sjtu.edu.cn



胡致远 男,现为上海交通大学电子信息与电气工程学院微纳电子学系博士研究生. 主要研究方向为 MEMS 无线传感器.

E-mail: hzy_sjtu@sjtu.edu.cn



苏开明 男,现为上海交通大学附属第六人民医院耳鼻咽喉头颈外科主任医师、博士生导师,同时担任鼻科教研组组长. 主要研究方向为鼻部疾病与儿童阻塞性睡眠呼吸暂停综合征(OSAS).

E-mail: 021china@sina.com



李铁 男,现为中国科学院上海微系统与信息技术研究所研究员,博士生导师,微系统技术重点实验室副主任. 主要研究方向为微纳传感器机理、器件及应用基础. 中国电子学会会员编号: E190029803M.

E-mail: tli@mail.sim.ac.cn



杨卓青 男,现为上海交通大学集成电路学院教授、博士生导师. 主要研究方向为微机电系统(MEMS), MEMS 惯性开关器件,超细基底三维(3D)曲面光刻技术,微纳柔性传感技术等.

E-mail: yzhuoqing@sjtu.edu.cn