

弹性呼吸监测传感器设计及其性能研究^{*}武传伟^{1,2} 王浣雨¹ 孙丹丹^{1,3} 秦 琴¹ 刘宜伟³

(1. 宁波韧和科技有限公司 宁波 315000; 2. 汉威科技集团股份有限公司 郑州 450000;

3. 中国科学院宁波材料技术与工程研究所 宁波 315000)

摘 要: 柔性电容应变传感器凭借高柔韧性、轻量化、低功耗和易于集成等特点,在健康监测、人机交互、机器人技术和智能纺织品等领域具有重要应用价值。现阶段柔性电容应变传感器在宽应变下电容信号难以实现线性响应,对于特定场景中的应用特性未受到重视,针对此,本研究提出一种以液态金属为电极层,生态柔性橡胶为介质层的电容式的弹性应变传感器用于呼吸监测,通过实验测试发现,该传感器在 0%~120% 的应变范围内灵敏度可达到 1.4,最小分辨率为 0.01 mm,经 100 万次的 3% 拉伸循环后仍能输出电容信号,可用于产生微小形变的呼吸信号长时间监测,且具有良好的水洗性和乙醇消毒性,能根据呼吸变化判断人体运动状态和呼吸状态,为智能医疗提供新的发展方向。

关键词: 弹性应变传感器;呼吸监测;灵敏度;拉伸疲劳;水洗性;消毒测试

中图分类号: TN99 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.10

Design and performance investigation of a flexible respiratory
monitoring sensorWu Chuanwei^{1,2} Wang Huanyu¹ Sun Dandan^{1,3} Qin Qin¹ Liu Yiwei³

(1. Ningbo Elastech Co., Ltd., Ningbo 315000, China; 2. Hanwei Electronics Group Corporation, Zhengzhou 450000, China;

3. Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315000, China)

Abstract: Flexible capacitive strain sensors, with the characteristics of high flexibility, light weight, low power consumption, and easy integration, have important application values in fields such as health monitoring, human-computer interaction, robotics, and smart textiles. At the present stage, it is difficult for flexible capacitive strain sensors to achieve a linear response of the capacitance signal under wide strain, and the application characteristics in specific scenarios have not received due attention. In response to this, this study proposes a capacitive elastic strain sensor using liquid metal as the electrode layer and ecological flexible rubber as the dielectric layer for respiratory monitoring. Through experimental tests, it is found that the gauge factor of this sensor can reach 1.4 within the strain range of 0%~120%, and the minimum resolution is 0.01 mm. After 1 million stretching cycles of 3%, it can still output the capacitance signal. It can be used for long-term monitoring of respiratory signals with tiny deformations, and it has good washability and ethanol disinfection resistance. It can judge the human body's movement state and respiratory state according to the changes in respiration, providing a new development direction for intelligent healthcare.

Keywords: elastomeric strain sensor; respiratory monitoring; sensitivity; stretching fatigue; washability; disinfection test

0 引 言

呼吸是人体的一项基本生命活动,可为身体提供充足的氧气,维持正常新陈代谢和运动^[1],在临床、职业环境和体育锻炼中,呼吸频率和状态可反应各种紧张性生理、心理和环境刺激^[2],是人体生命体征的重要指标^[3]。现有的呼

吸监测技术主要采用脉搏血氧饱和度监测和二氧化碳描记术,利用脉搏血氧仪可实现连续监测,但监测过程易受低灌注、运动伪影、皮肤色素等影响,准确性低;而借助呼吸监测设备获取呼吸指标时则需佩戴呼吸面罩或鼻腔插管等^[4],设备功能集成度低^[5],无法实现无感、舒适的家庭式或移动式监测,近年来使用毫米波雷达监测能够提供无感体验,但

易受到人体随机移动信号的干扰,对检测精度带来挑战^[6]。

智能穿戴的兴起与发展,使得作为重要部件的柔性传感器得到广泛关注。柔性应变式传感器相比传统的基于金属或半导体的刚性传感器,具有柔软、穿戴舒适、延展性好、响应快、灵敏度高、环境适应性强等优点^[7-12],是未来可穿戴传感领域发展的重要方向。根据其工作原理,可分为电阻式、电容式、压电式和摩擦电式四种类型,其他如光纤布拉格光栅、拉曼位移等柔性应变传感器,由于分辨率低、动态性差、测量系统复杂等原因难以推广应用^[13]。其中柔性电容式传感器因其低功耗、小迟滞、良好的柔韧性和出色的动态性能^[14],受到研究人员的重视,逐渐在智能可穿戴和机器人等领域应用。如中国科学技术大学的孙鸿研发了一款基于立体三浦折纸结构的对称式电容传感器^[15],避免了拉伸过程中形状的敏感性衰减,可用于检测收缩和拉伸应变。该传感器的灵敏度最大为 0.648 kPa^{-1} ,可经受 1 000 次压缩和拉伸循环,有望用于生理信号监测。

目前柔性电容应变式传感器主要通过纺丝^[16]、喷涂^[17]、浸渍^[18]和原位聚合^[19]等方法,在弹性体表面形成电极层,依靠介电层间距、面积或介电特性实现应变感知。这些方法制备的多数是多孔弹性传感器,当施加的拉伸应力超过电极与介电层之间的临界结合力,孔隙状裂纹就会迅速扩展^[20],导致在宽拉伸应变范围内,电信号无法线性响应。随着智能穿戴和机器人领域的快速发展,商业化应用加快进程,对于特定场景下应用的柔性应变传感器而言,应变灵敏度只是实现功能的一个指标,水洗、消毒、疲劳等性能在日常使用中也都非常重要,但目前的研究大多都只关注灵敏度,而忽视传感器的使用特性。

针对传感器在特定领域的使用性,文章提出了一种用于呼吸监测的弹性电容应变传感器的制备方法,通过模板印刷的方式将液态金属涂覆于 Ecoflex 上,经粘合固化封装,得到在 120% 拉伸范围内灵敏度大于 1.4,分辨率为 0.01 mm 的柔性应变传感器。对其进行持续拉伸疲劳破坏,在 3% 循环拉伸条件下,传感器可持续拉伸 100 万次而不影响信号输出,且用液态金属制备的电容传感器不仅可以经受百次水洗和酒精消毒,还能监测人体呼吸状态和运动状态,适合用于智能医疗器械。

1 弹性应变传感器的设计制备

电容传感器的响应时间短,能够及时监测动态变化,适合用于监测人体的实时呼吸。常见的电容传感器呈三明治结构,由上下电极板和中间介质层构成,若不考虑边缘效应,电容计算公式为:

$$C = \frac{\epsilon s}{d} \quad (1)$$

式中: ϵ 是中间介质层的介电常数, s 是两个电极板的相对面积, d 是两个电极板之间的距离。因此可通过改变中间介质层的介电常数、两个电极板的相对面积和距离来设计

制备电容应变传感器。

液态金属是一种在常温或特定条件下呈液态的金属或合金,具有良好的导电性、流动性和可变形性,能实现多种功能集成,并在使用后易于回收和再利用。硅橡胶是一种高性能弹性体,具有优异的拉伸特性,能承受较大的拉伸变形,且拉伸后能快速恢复原状,适用于需要长期稳定性的应用场景。为了更好地贴合人体,不对人体健康产生影响,选择液态金属作为上下电极板,硅橡胶为介质层,如图 1 所示,制备弹性电容应变传感器,应用于人体呼吸监测。

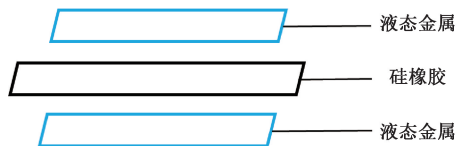


图1 弹性电容应变传感器结构

Fig. 1 Structure of elastic capacitive strain sensor

将生态柔性橡胶 Ecoflex 按质量比 1 : 1 的配比在 25 °C 的室温下固化 4 h,作为弹性应变传感器的介质层。金属镓的熔点为 29.76 °C,在常温环境中很容易从固态转变为液态,因此将金属镓和锡按质量比 10 : 1 的配比在 160 °C 的烘箱内放置 2 h 可熔化成液体,使用搅拌棒持续混合搅拌 4 h,以便形成均匀的液态金属合金。将混合后的液态金属均匀得涂覆在已固化的 Ecoflex 上下表面,形成电容应变传感器。为了使制备得到的电容应变传感器与人体更好得贴合,在传感器的表面用弹性面料包覆,并将数据采集单元、中央计算处理单元、无线发送单元和电池单元固定在控制盒内,如图 2(a) 所示。由于呼吸变化较为细微,采集到的电容数据量又非常大,为了简洁明了地显示呼吸状态,开发数据采集、分析软件 APP,下载到手机或平板上,便可实时查看呼吸波形图,并显示每个人的呼吸频率,如图 2(b) 所示。

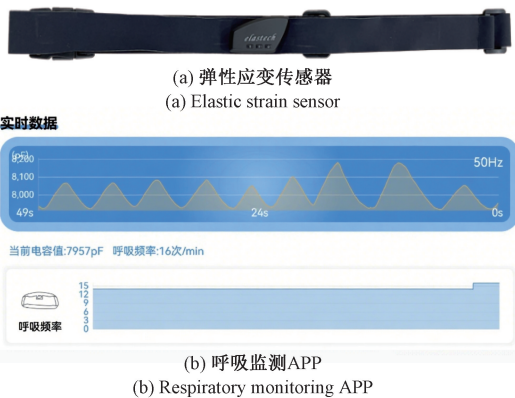


图2 用于呼吸监测的弹性应变传感器

Fig. 2 Elastic strain sensor for respiratory monitoring

2 性能测试与分析

2.1 灵敏度

使用微机控制电子万能试验机(RH2C2012-094,新三思(上海)企业发展有限公司)匀速拉伸电容应变传感器至最大拉伸距离为 385 mm,再匀速回复至初始长度,测试电容传感器的拉伸变化,拉伸速度为 100 mm/min,载荷 <70 N。为了同步获得电容应变传感器的电容变化,拉伸过程同时使用阻抗分析仪(IM 3536 LCR METER,日置(HIOKI))实时测试拉伸传感器的电容值,测试过程如图 3 所示。



图 3 传感器拉伸测试

Fig. 3 Tensile test of sensors

记录传感器随拉伸变化的电容值,根据传感器的长度和拉伸距离计算应变,电容变化量和初始电容计算电容变化率,并绘制对应传感器的应变与电容变化率关系,如图 4 所示,6 条传感器的电容变化率与应变呈现明显的线性关系(R^2 均大于 0.999)。

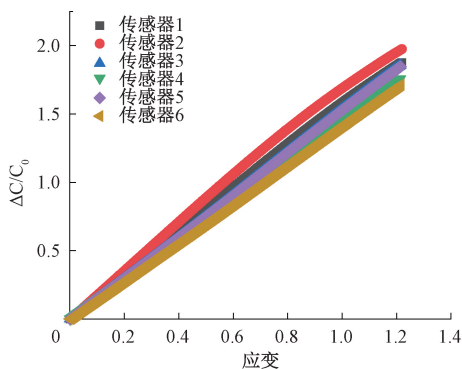


图 4 传感器电容变化率—应变关系

Fig. 4 The relationship between the rate of change of sensor capacitance and strain

应变灵敏度(gauge factor, GF)是电容式拉伸传感器的重要指标,灵敏度越大,说明传感器能检测的精度越高^[21-22],计算公式为:

$$GF = \frac{\Delta C}{C_0 \epsilon} \quad (2)$$

式中:ε 是传感器的应变,ΔC 是传感器的电容变化量,C₀ 是传感器的初始电容。根据式(2)可计算得到 6 条传感器

的 GF 如图 5 所示。

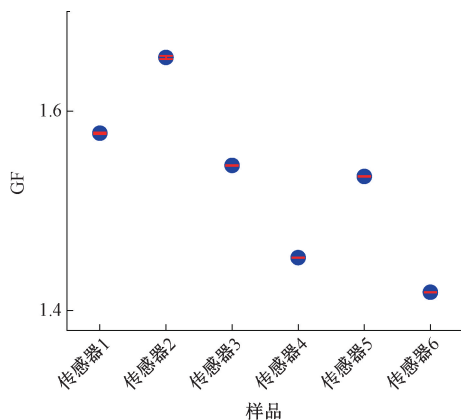


图 5 传感器在 120%应变内的灵敏度

Fig. 5 The gauge factor of the sensor within 120% strain

由图 5 可知 6 条传感器的 GF 均大于 1.4,虽然比电阻式应变传感器的 GF 小(5.25—88443)^[13],但标准差仅为 0.078,离散度小,说明将液态金属涂覆在 Ecoflex 上不仅能获得较好 GF 的应变传感器,且不同传感器之间的灵敏度均一性良好,适合批量制备。

2.2 分辨率

弹性应变传感器的分辨率也可以称为拉伸检测极限,是指传感器输出信号中可以检测到的最小位移或形变变化量,该参数反映了传感器对微小信号的捕捉能力,是衡量其性能的核心指标。弹性应变传感器的分辨率越小,说明对微小形变的感知能力越强。

将制备的 6 条弹性应变传感器夹持在微机控制电子万能试验机上,以最小 0.01 mm 的位移拉伸传感器,使用阻抗分析仪实时监测传感器电容变化,测试的电容相对变化率与应变关系如图 6 所示。当应变传感器被拉伸 0.01 mm,即应变为 0.005%时,6 条弹性应变传感器的电容均有明显提升且保持稳定的信号输出。随着拉伸位移的增加,每一次的电容均有明显提升并保持稳定输出,说明弹性应变传感器的拉伸检测极限为 0.01 mm,能对微小的拉伸形变做出相应的反应,适合用于类似呼吸变化这种小形变的应用场景。测试过程中,电容呈现一定的波动性(±0.002%),主要原因是周围噪声的影响。

2.3 拉伸疲劳

柔性应变传感器常用于可穿戴设备或运动监测,在日常使用中易受到频繁拉伸而导致传感器材料性能下降或损坏,从而影响传感器的可靠性和长期稳定性。为了探究弹性电容应变传感器用于呼吸监测的可靠性,使用自制拉伸疲劳机,在 20℃ 室温下,以 50 次/min 的拉伸速度循环拉伸 3% 的应变(对应人体呼吸变化幅度),同时通过阻抗分析仪测试传感器输出的电容信号值,如图 7 所示。

记录拉伸过程中对应的电容值,获得的电容—拉伸次数对应关系如图 8 所示。根据疲劳结果可知,在 3% 的循

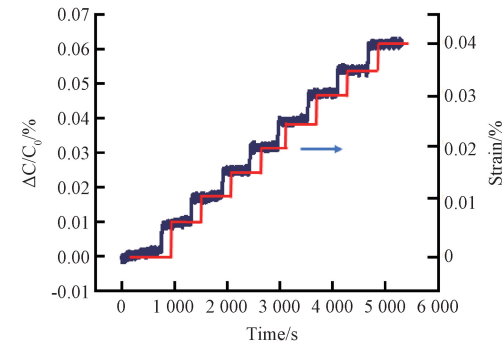


图6 弹性应变传感器的分辨率

Fig. 6 The resolution of the elastic strain sensor

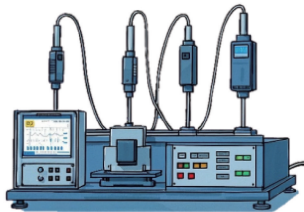
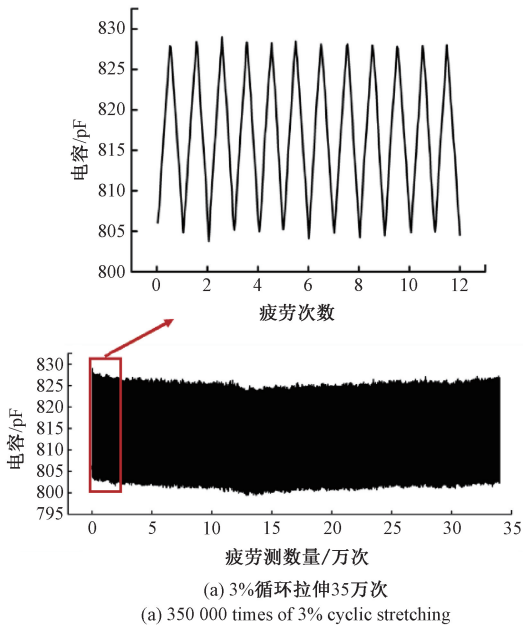


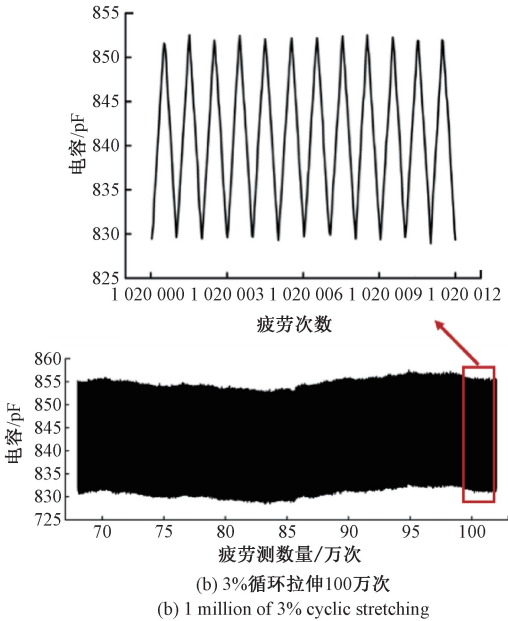
图7 传感器耐久性测试

Fig. 7 Durability test of sensors

环拉伸下,传感器能经受 100 万次的疲劳破坏而不影响信号输出,即每天 24 h 无间断佩戴监测至少可以使用 1 个月时间,相比现有研究拉伸几千次或几万次^[13]更耐疲劳,说明使用液态金属制备的弹性应变传感器可用于持续的呼吸监测。经 100 万次拉伸,传感器的电容变化量未出现明显变化,但初始电容由原先的 805 pF 上升至 830 pF,变化 3.1%,主要原因是随着持续拉伸,传感器的原始长度被拉长,电容随之增加。



(a) 350 000 times of 3% cyclic stretching



(b) 3%循环拉伸100万次
(b) 1 million of 3% cyclic stretching

图8 传感器电容—疲劳次数对应关系

Fig. 8 The corresponding relationship between sensor capacitance and fatigue times

结束疲劳测试时发现传感器的表面未出现明显裂纹,但经 100 万次拉伸后传感器出现一定程度的不可回复拉长,如图 9 所示。具体的拉伸尺寸变化如表 1 所示,6 条传感器的平均拉长率为 3.2%,即循环拉伸 100 万次后,传感器被拉长 1 cm,这主要是因为弹性面料在持续拉伸后无法快速回复至最初状态,经纬向纤维受到不同程度的拉长导致。

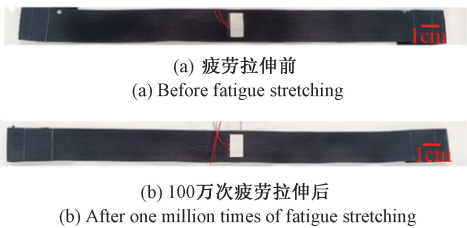


图9 应变传感器俯视图

Fig. 9 Top view of the strain sensor

表1 应变传感器拉伸前后尺寸表

Table 1 Dimension table of the strain sensor before and after stretching

样品编号	初始长度/cm	拉伸长度/cm	拉长率/%
1	32	32.9	2.8
2	32	33.1	3.4
3	32	32.8	2.5
4	32	33.2	3.8
5	32	33.0	3.1
6	32	33.1	3.4

2.4 应用性

弹性应变传感器由于其柔性和可拉伸性,理论上能够替代传统刚性传感器用于智能穿戴,但作为产品用于人体,功能安全性和商业可行性是必须考虑的点。人体穿着智能服装时,在运动过程会产生汗液,需要进行清洗,若传感器无法接触水或汗液,则会被腐蚀或短路,从而破坏拉伸功能。为了测试制备的弹性应变传感器的水洗特性,准备 3 批相同工艺制备的弹性应变传感器,进行 100 次洗衣机机洗测试,每次烘干后用阻抗分析仪测试传感器的电容值,获得的数据如图 10 所示。

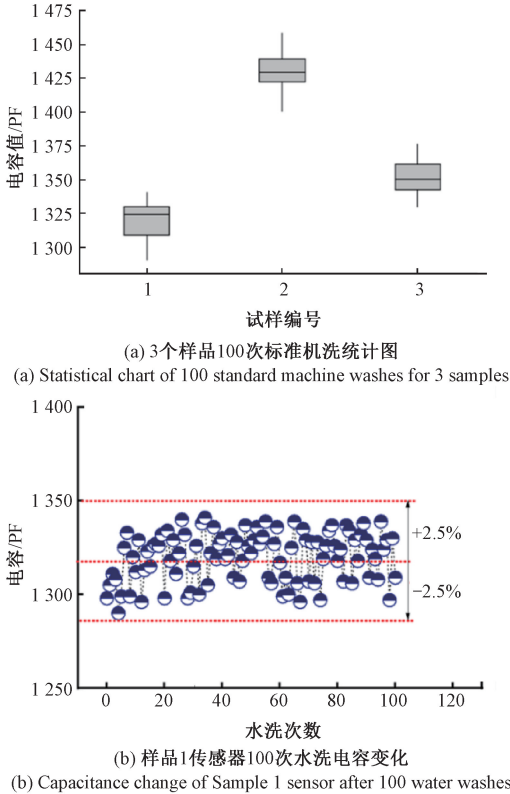


图 10 弹性应变传感器的水洗测试

Fig. 10 Water washing test of elastic strain sensors

3 个样品经 100 次标准机洗后,均能稳定输出电容信号,且同个样品在 100 次机洗过程中,电容值在 $\pm 2.5\%$ 以内波动,说明弹性应变传感器具有良好的可水洗性,且对于电容信号的输出影响较小,符合日常使用的水洗要求。

呼吸与人体的健康息息相关,常作为各种疾病的判断指标进行监测。在医院使用弹性应变传感器用于呼吸监测时,为了使用者和医生护士的安全着想,需对传感器进行消毒。将 3 条弹性应变传感器静态放置于测试平台上,使用医用消毒乙醇对其进行喷洒消毒,10 分钟后待乙醇挥发测试传感器的电容,经 150 次喷洒消毒后的数据如图 11 所示。

3 个样品经 150 次乙醇消毒后,均能稳定输出电容信号,且同个样品在 150 次的乙醇消毒过程中,电容值在 \pm

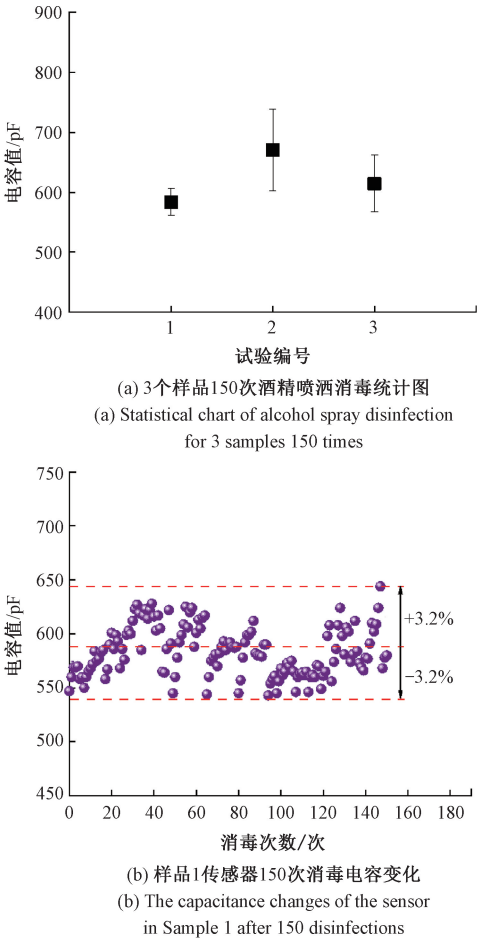


图 11 弹性应变传感器的消毒测试

Fig. 11 Disinfection test of elastic strain sensors

3.2%内波动,说明弹性应变传感器的拉伸测试功能在乙醇喷洒消毒后正常,乙醇对液态金属制备的弹性应变传感器的影响较小,能够作为传感器的消毒工具使用。

2.5 呼吸测试

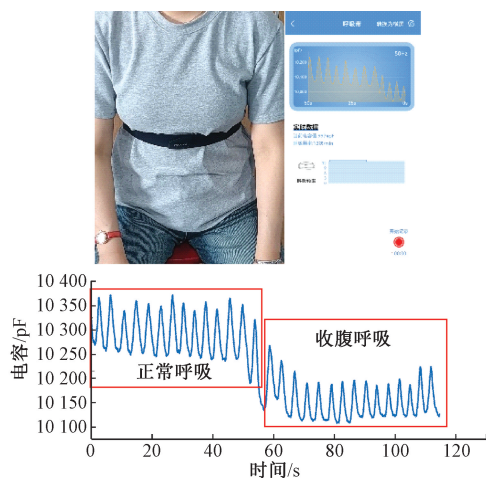
应变传感器用于监测人体呼吸时需要一直佩戴在身上,这就要求传感器具有柔软性和舒适性。使用游标卡尺测试传感器的厚度仅为 1.36 mm,如图 12 所示,相当于 4 张封装面料的厚度,比日常使用的毛毯(1~5 cm)厚度薄。为了满足不同体型人群使用,弹性应变传感器可以收缩,长度范围为 72~100 cm,适合大部分人佩戴。



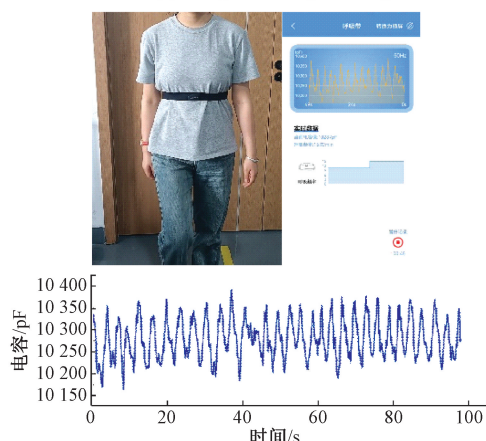
图 12 传感器厚度

Fig. 12 Sensor thickness

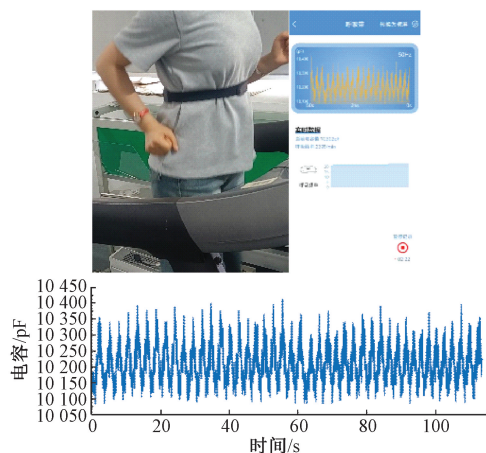
将液态金属制备的用于呼吸监测的弹性应变传感器佩戴于人体,打开传感器上的控制盒,通过蓝牙与手机端APP连接,测试在静坐、走路和跑步状态下人体呼吸变化,并实时接收数据,对应信号变化如图13所示。



(a) 静坐呼吸变化
(a) Changes in sitting breathing



(b) 走路呼吸变化
(b) Changes in breathing while walking



(c) 跑步呼吸变化
(c) Breathing changes during running

图13 不同状态呼吸变化

Fig. 13 Breathing changes in different states

由图可知,在不同活动状态下,人体的呼吸并不相同,随着运动强度增加,呼吸频率和呼吸深度均随之提高,且由图13(a)可知,正常呼吸和收腹呼吸对应的电容信号不同,说明呼吸监测传感器不仅能监测人体的运动状态,还能检测不同的呼吸状态。

3 结 论

本文基于应变传感器在特定领域的使用,设计了一种基于单电容模式的弹性应变传感器,以液态金属为上下电极层,Ecoflex为介电层,表面使用弹性面料封装,并将数据采集单元、中央计算处理单元、无线发送单元和电池单元集成到一个小控制盒内固定在传感器上,形成一条适合不同腰围、不同年龄段人群,可无线传输,柔软亲肤的呼吸监测传感器。对其进行性能分析,发现弹性应变传感器的GF在0~120%的应变范围内可达到1.4,最小分辨率为0.01 mm,经100万次3%循环拉伸而不影响电容信号输出,适合监测呼吸变化等微小的形变,且受水洗和乙醇消毒影响小,可用于判断人体状态而不借助视觉设备,从而促进智能医疗的发展。

本实验设计可监测人体呼吸状态,但在走路和跑步状态下信号输出不如静坐,为了更精确获取呼吸形态,未来可以使用滤波算法对采集信号进行处理,通过滤波将干扰信号平滑去除,获得清晰的呼吸波形,从而分析具体的呼吸功能。

参考文献

- [1] WANG X Q, YIN J. Application of machine learning in safety evaluation of athletes training based on physiological index monitoring [J]. Safety Science, 2019, 120: 833-837.
- [2] 许君, 鹿楠, 李婷, 等. 基于人体呼吸力学的柔性可穿戴呼吸监测技术研究进展[J]. 纺织学报, 2025, 46(1): 217-226.
XU J, LU N, LI T, et al. Research progress in flexible wearable respiratory monitoring technology based on human respiratory mechanics[J]. Journal of Textile Research, 2025, 46(1): 217-226.
- [3] MASSARONI C, NICOLO A, LO P D, et al. Contact-based methods for measuring respiratory rate [J]. Sensors, 2019, 19(4): 908.
- [4] DINH T, NGUYEN T, PHAN H P, et al. Stretchable respiration sensors: Advanced designs and multifunctional platforms for wearable physiological monitoring[J]. Biosensors & Bioelectronics, 2020, 166(9): 112460.
- [5] 周杨飞, 叶伟文, 王恋, 等. 呼吸气瓶内部可视化自动检测装置研究与开发[J]. 石油和化工设备, 2021, 24(1): 70-72, 75.
ZHOU Y F, YE W W, WANG L, et al. Research and

- development of automatic visual inspection device for breathing cylinder[J]. Petro & Chemical Equipment, 2021, 24(1): 70-72,75.
- [6] 曹杰, 温力, 唐敏, 等. 基于匹配滤波的非接触生命体征测量[J]. 电子测量技术, 2025, 48(1): 39-45.
CAO J, WEN L, TANG M, et al. Non-contact vital sign measurement based on matched filtering [J]. Electronic Measurement Technology, 2025, 48(1): 39-45.
- [7] YUAN W, QU X Y, LU Y, et al. MXene-composited highly stretchable, sensitive and durable hydrogel for flexible strain sensors[J]. Chinese Chemical Letters, 2021, 32(6): 2021-2026.
- [8] 韩利硕, 罗森, 吴少微, 等. 基于聚二甲基硅氧烷柔性传感器的研究进展[J]. 高分子材料科学与工程, 2023, 39(8): 182-190.
HAN L SH, LUO S, WU SH W, et al. Development of flexible sensors based on polydimethylsiloxane[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2023, 39(8): 182-190.
- [9] 张曼, 权英, 冯宇, 等. 纺织基可穿戴柔性应变传感器的研究进展[J]. 纺织学报, 2024, 45(12): 225-233.
ZHANG M, QUAN Y, FENG Y, et al. Advances in textile-based wearable flexible strain sensors [J]. Journal of Textile Research, 2024, 45(12): 225-233.
- [10] 段安, 林晓彤, 丁天磊, 等. 柔性应变传感器用材料及其应用研究进展[J]. 化工新型材料, 2024, 52(S2): 42-48.
DUAN AN, LIN X T, DING T L, et al. Advances in materials and application research for flexible strain sensors[J]. New Chemical Materials, 2024, 52(S2): 42-48.
- [11] 崔芳斌, 张周强, 李成, 等. 刮涂法制备 GR/CNTs/PDMS 柔性应变传感器[J]. 轻工机械, 2024, 42(6): 52-57.
CUI F B, ZHANG ZH Q, LI CH, et al. Preparation of GR/CNTs/PDMS flexible strain sensor by scraping and coating method [J]. Light Industry Machinery, 2024, 42(6): 52-57.
- [12] WU SH Y, PENG SH H, YU Y Y, et al. Strategies for designing stretchable strain sensors and conductors[J]. Advanced Materials Technologies, 2020, 5(2): 1900908.
- [13] 门海蛟, 宋健尧, 黄秉经, 等. 柔性可穿戴电子应变传感器的研究进展[J]. 材料导报, 2023, 37(21): 45-67.
MENG H J, SONG J Y, HUANG B J, et al. Recent advances in flexible and wearable strain sensors[J]. Materials Reports, 2023, 37(21): 45-67.
- [14] 马加海. 基于折纸机构的电容式柔性应变传感器设计[D]. 哈尔滨: 哈尔滨工业大学, 2024.
MA J H. Research on the design of capacitive flexible strain sensor based on origami[D]. Harbin: Harbin Institute of Technology, 2024.
- [15] SUN H, SUN Y, BURANABUNWONG C, et al. Flexible capacitive sensor based on Miuraori structure[J]. Chemical Engineering Journal, 2023, 468: 143514.
- [16] LU Y, JIANG J W, YOON S, et al. High-performance stretchable conductive composite fibers from surface-modified silver nanowires and thermoplastic polyurethane by wet spinning[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2018, 10(2): 2093-2104.
- [17] XIE X X, HUANG H, ZHU J, et al. A spirally layered carbon nanotube-graphene/polyurethane composite yarn for highly sensitive and stretchable strain sensor[J]. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 2020, 135: 105932.
- [18] ZHANG SH CH, XU J T. PDMS/Ag/Mxene/Polyurethane conductive yarn as a highly reliable and stretchable strain sensor for human motion monitoring[J]. Polymers, 2022, 14(24): 5401.
- [19] LI F, XUE H, LIN X ZH, et al. Wearable temperature sensor with high resolution for skin temperature monitoring[J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2022, 14(38): 43844-43852.
- [20] GONG T, GUO J X, SHAO H Q, et al. Linear strain sensors via a spatial heteromodulus tricontinuous structure design for high-resolution recording of snoring breath [J]. ACS Applied Materials & Interfaces, 2023, 15(48): 56337-56346.
- [21] 周国鹏, 赵冉, 刘腾子, 等. 基于导电织物的关节弯曲角度测量传感器[J]. 传感技术学报, 2022, 35(4): 440-446.
ZHOU G P, ZHAO R, LIU T Z, et al. Bending angle measurement for finger joint based on conductive fabric[J]. Chinese Journal of Sensors and Actuators, 2022, 35(4): 440-446.
- [22] 范梦晶, 吴玲娅, 周歆如, 等. 镀银聚酰胺 6/聚酰胺 6 纳米纤维包芯纱电容传感器的构筑[J]. 纺织学报, 2023, 44(11): 67-73.
FANG M J, WU L Y, ZHOU X R, et al. Construction of capacitive sensor based on silver coated polyamide 6/polyamide 6 nanofiber core-spun yarn[J]. Journal of Textile Research, 2023, 44(11): 67-73.

作者简介

武传伟, 高级工程师, 主要研究方向为传感器技术及仪器仪表技术。

E-mail: wucw@hanwei.cn

刘宜伟(通信作者), 研究员, 主要研究方向为柔性、弹性敏感材料与可穿戴器件等。

E-mail: liuyw@nimte.ac.cn