

专题: 柔性电子与智能可穿戴

# 基于 CTS/CNTs-OH 的高性能织物压力传感器及其人体动作的深度学习识别\*

胡熙<sup>1) #</sup> 赵彬喆<sup>1) #</sup> 唐子渊<sup>1) #</sup> 王磊<sup>2)</sup> 杨春雷<sup>1)</sup> 陈明<sup>1) †</sup>

1) (中国科学院深圳先进技术研究院, 先进材料科学与工程研究所, 深圳 518055)

2) (中国科学院深圳先进技术研究院, 先进集成技术研究所, 深圳 518055)

(2025 年 12 月 29 日收到; 2026 年 2 月 2 日收到修改稿)

兼具高灵敏度、宽线性检测范围与优异稳定性的柔性压阻式压力传感器, 在可穿戴电子设备与人机交互界面中具有重要的应用价值. 然而, 如何协同提升上述性能指标, 仍是当前研究面临的挑战. 为此, 本文提出并制备了一种基于壳聚糖/羟基化碳纳米管 (CTS/CNTs-OH) 复合纤维织物的高性能柔性压力传感器. 得益于壳聚糖固有的抗菌特性与羟基化碳纳米管的协同作用, 该复合纤维织物及传感器具有优异的抗菌性能, 可有效避免可穿戴场景下微生物滋生导致的传感器性能衰减与人体皮肤不适. 通过优化电泳沉积工艺与织物叠层结构, 该传感器表现出卓越的综合性能: 其检测范围宽达 100 kPa, 最高灵敏度为  $0.151 \text{ kPa}^{-1}$ , 且在宽压力范围内保持出色的线性度 ( $R^2 > 0.999$ ). 在动态压力测试中, 传感器展现出快速的响应时间 (6 ms) 与恢复时间 (46 ms), 并能够检测低至 0.98 Pa 的微小压力. 经过在 100 kPa 压力下超过 8000 次的加载-卸载循环测试, 其输出信号仍保持高度稳定, 体现了良好的机械耐久性. 在应用验证中, 该传感器凭借优异的抗菌性能与传感性能, 成功实现了对多种人体动作 (如手腕弯曲、手指按压、呼吸监测等) 的实时监测, 有效适配长期可穿戴场景; 同时结合卷积神经网络 (CNN) 深度学习模型, 实现了对 8 类人体动作的高精度分类, 整体识别准确率超过 99%. 本研究为开发高性能、可穿戴的柔性传感系统提供了一种有效的材料与结构设计策略, 尤其适用于对生物相容性与抗菌性有要求的可穿戴电子领域.

**关键词:** 柔性压阻式压力传感器, 壳聚糖/羟基化碳纳米管, 织物传感器, 人体动作识别, 卷积神经网络**DOI:** 10.7498/aps.75.20251798**CSTR:** 32037.14.aps.75.20251798

## 1 引言

柔性压力传感器在电子皮肤、人体健康监测、运动识别和人机交互等领域具有广泛的应用前景, 受到了学术界与工业界的持续关注<sup>[1-4]</sup>. 当前, 传感机制主要包括电容型<sup>[5]</sup>、压电型<sup>[6]</sup>、摩擦电型<sup>[7]</sup>和压阻型<sup>[8]</sup>. 其中, 压阻型柔性压力传感器结构简单,

制备工艺相对成熟, 信号读取便捷且成本较低, 已成为目前应用最为广泛的类型之一<sup>[9-11]</sup>. 对于高性能压力传感器而言, 高灵敏度与宽线性范围是其关键指标<sup>[12]</sup>, 但二者往往相互制约, 难以在同一器件中同时实现.

为提升灵敏度和线性度, 研究者们已提出多种策略. 一类常见方法是在弹性基体表面构建微纳米结构. 例如 Chen 等<sup>[13]</sup>通过构筑圆台状 PDMS/Ag

\* 国家自然科学基金 (批准号: 52573287)、深圳市科技计划 (批准号: GJHZ20240218112501002, RCYX20231211090209016, JCYJ20241202125007009)、广东省青年英才计划 (批准号: 2023TQ07A142)、中国科学院青年创新促进会 (批准号: 2023375) 和中国科学院国际伙伴计划 (批准号: 321GJHZ2024091FN) 资助的课题.

# 同等贡献作者.

† 通信作者. E-mail: ming.chen2@siat.ac.cn

微结构, 在 0—2.5 kPa 范围内实现了  $259.32 \text{ kPa}^{-1}$  的高灵敏度; Zhao 等<sup>[14]</sup> 利用天然叶片与糖作为模板制备了仿生 PDMS/CNT 传感器, 在低压区灵敏度达  $83.9 \text{ kPa}^{-1}$ ; Yang 等<sup>[15]</sup> 通过在 PDMS 表面引入梯度微金字塔结构, 获得了优异的压敏性能; Li 等<sup>[16]</sup> 报道的花状  $\text{SnSe}_2$  纳米片结构亦将灵敏度提升至  $433.22 \text{ kPa}^{-1}$  (0—2.4 kPa). 然而, 这些方法往往需要复杂的工艺 (如分子束外延、紫外光刻、感应耦合等离子体刻蚀等), 不仅成本高, 而且在压力进一步增大时容易出现灵敏度迅速衰减甚至饱和的问题<sup>[17-19]</sup>.

优化基体材料是另一重要途径. 基体模量直接影响传感器的“灵敏度-线性范围”权衡关系. 以 PDMS 为代表的低模量弹性体 (模量可调范围为数十 kPa 至数 MPa), 在小载荷下更易形变并产生显著接触面积变化, 因而对微小压力更敏感; 但随着压力升高, 其微结构或接触点容易趋于饱和, 导致响应非线性甚至出现平台效应<sup>[20]</sup>. 相比之下, 高模量基体虽可扩展检测范围, 但往往以牺牲灵敏度为代价. 例如, Jeong 等<sup>[21]</sup> 基于 PI/CNT 的微结构器件将检测上限拓展至 3000 kPa, 但灵敏度仅处于  $10^{-3} \text{ kPa}^{-1}$  量级, 典型地反映了这一矛盾.

与此同时, 导电活性材料的选取与复合方式对器件性能具有决定性的影响. 羟基化碳纳米管 (CNTs-OH, FCNT, 改性碳纳米管) 表面富含—OH 官能团, 不仅具备碳纳米管固有的高导电性和高长径比, 而且因极性基团的存在而表现出更优的分散性与界面相容性, 在柔性传感复合材料中展现出显著优势<sup>[22,23]</sup>. 研究表明, 功能化 CNT 与高分子基体复合后能够形成稳定、连续的导电网络, 从而有效改善传感器的灵敏度、线性度和耐久性<sup>[24,25]</sup>. 例如, Yue 等<sup>[22]</sup> 通过在 Ecoflex 中引入羟基化多壁碳纳米管, 证实—OH 基团可改善分散性并形成稳健的导电网络, 使传感器在宽应变范围内保持稳定输出. Parvin 等<sup>[26]</sup> 进一步指出, 表面羟基、羧基等官能团有助于增强 CNT 与聚合物基体间的界面作用力, 从而提升器件的机械稳定性与信号可重复性. 这些结果均表明, CNTs-OH 的表面化学特性及其与基体的相互作用对最终器件的传感性能至关重要.

针对当前柔性压力传感器在兼顾高灵敏度、宽检测范围及良好线性度方面所面临的挑战, 本文提出一种基于壳聚糖 (CTS)/羟基化碳纳米管 (CNTs-OH) 纤维织物的高性能压阻式压力传感器. CTS

作为一种天然阳离子多糖, 具备良好的机械柔韧性, 力学稳定性, 生物相容性与可降解性<sup>[27,28]</sup>. 更兼具优异的天然抗菌活性<sup>[29,30]</sup>, 其分子链中的氨基可通过破坏细菌细胞膜完整性、抑制细菌代谢繁殖<sup>[31,32]</sup>, 这一特性可有效解决长期穿戴过程中微生物滋生导致的传感器性能劣化、器件污染及人体皮肤刺激等关键问题, 显著提升传感器的生物安全性与长期服役可靠性. 其三维多孔结构不仅赋予基底优异的透气性与柔韧性, 也为活性纳米材料的负载提供了理想载体. 本研究通过电泳沉积 (EPD) 技术将 CNTs-OH 均匀负载于 CTS 织物表面, 构建稳固的导电网络, 并系统探究了 CTS 层数、沉积时间等参数对传感器性能的影响. 得益于 CTS 纤维的多级结构、CNTs-OH 与 CTS 之间的强界面结合 (如氢键作用) 以及多层织物在受压时持续而显著的接触面积变化, 所制备的传感器在无需复杂微结构加工的前提下, 实现了高灵敏度 (最高  $0.151 \text{ kPa}^{-1}$ )、宽线性范围 (0—100 kPa,  $R^2 = 0.999$ )、快速响应 (6 ms) 与极低检测限 (0.98 Pa). 同时, CTS 与 CNTs-OH 的协同作用进一步强化了抗菌性能, 经测试, 实现了传感性能与抗菌性能的协同提升. 此外, 器件在 100 kPa 下经历超过 8000 次加载-卸载循环后仍保持稳定输出, 显示出优异的机械耐久性. 在应用层面, 本研究将该传感器凭借其优异的抗菌性能与生物相容性, 可直接贴合人体皮肤长期穿戴, 无需额外抗菌防护处理, 有效适配手腕、手指、胸部等多部位的长期监测场景; 并结合卷积神经网络 (CNN) 深度学习模型, 成功实现了对 8 类人体动作的高精度分类, 总体识别准确率超过 99%, 展现了其在智能可穿戴设备与人机交互领域的巨大应用潜力.

## 2 实验

### 2.1 CTS/CNTs-OH 功能层的制备

首先, 将 0.036 g 羟基化碳纳米管 (CNTs-OH) 分散于 300 mL 无水乙醇 ( $\text{C}_2\text{H}_6\text{O}$ ) 中, 超声处理 10 min, 制得浓度为  $0.12 \text{ mg/mL}$  的 CNTs-OH 分散液. 采用尺寸为  $20 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$  的壳聚糖 (CTS) 织物作为沉积基底, 将其平整贴合于一片不锈钢片上作为阳极. 另一片不锈钢片平行放置作为阴极, 两极间距固定. 在直流电压 15 V 下, 分别进行 30 min 和 1 h 的电泳沉积 (EPD) 过程 (示意图见

附录图 A1), 使带负电的 CNTs-OH 在电场驱动下均匀沉积于带正电的 CTS 纤维表面. 沉积完成后, 将试样置于 70 °C 烘箱中干燥 5 min, 获得 CTS/CNTs-OH 复合功能层. 该工艺利用 CTS 纤维表面的正电性与 CNTs-OH 在乙醇中的稳定分散, 实现了 CNTs-OH 在三维纤维网络上的均匀、高效负载.

## 2.2 CTS/CNTs-OH 压阻式压力传感器的封装

为构建可工作的传感器件, 在制得的 CTS/CNTs-OH 功能层上下两面分别贴合裁剪好的铝箔作为柔性电极. 随后, 采用聚酰亚胺胶带作为封装材料, 分别裁剪成适当尺寸, 覆盖并黏合于电极外侧, 实现对传感单元的全包覆封装. 该封装方式在确保良好电接触的同时, 有效隔绝外界环境干扰, 并赋予器件一定的机械保护与使用稳定性.

## 2.3 表征与测试

利用 VEGA3 TESCAN 扫描电子显微镜观察 CTS/CNTs-OH 功能层的表面形貌与微观结构. 采用 LabRAM HR 型拉曼光谱仪对 CTS 及 CTS/CNTs-OH 复合材料进行化学结构分析, 表征 CNTs-OH 的成功负载及二者间的界面相互作用. 压缩性能测试在 JISC MAX-1 kN-P-2 型自动加载试验机上进行. 为系统评估传感性能, 自主搭建了一套集成化测试与数据采集平台 (示意图见附录图 A2). 压力加载由东莞智取精密仪器有限公司提供的精密压力计控制, 施加压力过程中的电流信号通过 Keithley 2400 系列半导体参数分析仪实时采集. 响应时间与恢复时间通过 LUCK-3 型数字存储示波器 (成都荣特仪器有限公司) 测量. 为评估传感器的检测下限, 在其表面垂直轻放质量为 0.98 g 的玻璃片 (产生约 0.98 Pa 的压力), 并记录相应的电流响应.

## 2.4 有限元仿真

为从力学与接触机理角度深入理解传感器性能, 本研究采用 Abaqus 2022 软件建立了 CTS/CNTs-OH 纤维网络的三维压缩模型, 进行有限元仿真分析. 模型中, CTS 织物被简化为均质各向同性线弹性材料, 其杨氏模量设定为 2.06 GPa, 泊松比为 0.4. 分别构建了单层、双层、三层以及四层 CTS/CNTs-OH 随机分布纤维的压缩模型. 纤维

模型采用直径 15  $\mu\text{m}$ 、长度 500  $\mu\text{m}$  的圆柱体近似, 以模拟织物中 10—20 根纤维的束状形态. 每层首先生成 6 根随机弯曲的纤维, 随后通过平移与旋转操作复制, 最终形成包含 100—200 根纤维、具有随机取向特征的三维网络. 模型上下边界设置为刚性壳, 上壳仅允许沿垂直方向 ( $Z$  向) 位移以施加压力, 下壳完全固定. 接触属性设置如下: 刚性壳与相邻纤维层之间, 以及各纤维层之间均定义为面-面接触, 采用有限滑移公式, 并启用表面平滑技术以更真实地模拟纤维间复杂接触行为. 模拟中, 对上壳施加 0—100 kPa 的均布压力, 通过提取不同压力下纤维间的总接触面积, 定量分析层数对接触演化行为的影响, 从而关联并解释实验观测到的电学响应特性.

## 3 结果与讨论

### 3.1 CTS/CNTs-OH 复合织物的结构与表征

对于织物基柔性压力传感器而言, 活性层的结构均匀性与导电稳定性是决定其性能的关键. 本研究选用壳聚糖 (CTS) 无纺布作为柔性基底, 其自身具备的高比表面积、多级纤维网络与良好机械韧性, 为导电材料的负载提供了理想载体. 通过电泳沉积 (EPD) 工艺, 将羟基化碳纳米管 (CNTs-OH) 均匀引入 CTS 纤维表面, 构建了 CTS/CNTs-OH 复合导电织物. 图 1(a) 为 EPD 制备过程. 在直流电场作用下, 带负电荷的 CNTs-OH 颗粒向作为阳极的 CTS 织物表面迁移并均匀沉积. 图 1(b) 的 SEM 图像显示, 沉积后的 CTS 纤维表面成功包覆了一层交织缠结的 CNTs-OH 网络, 形成了稳固的导电通路, 未出现明显的团聚或覆盖不均现象. 这种三维导电网络的形成为压力作用下接触电阻的连续变化奠定了基础.

为进一步探究 CTS 与 CNTs-OH 之间的界面相互作用, 我们对原始 CTS 织物及 CTS/CNTs-OH 复合材料进行了拉曼光谱分析 (图 1(c)). 原始 CTS 在 3302  $\text{cm}^{-1}$  和 2881  $\text{cm}^{-1}$  附近分别出现了 O—H/N—H 和 C—H 键的特征伸缩振动峰. 而在 CTS/CNTs-OH 复合材料的谱线中, 除了清晰可见的碳材料 D 带 ( $\sim 1346 \text{ cm}^{-1}$ ) 和 G 带 ( $\sim 1593 \text{ cm}^{-1}$ ) 外, 值得注意的是, 位于 3302  $\text{cm}^{-1}$  处的 O—H/N—H 特征峰强度显著减弱. 该现象表明, CNTs-OH 表面的羟基与 CTS 分子链上的羟基或氨基

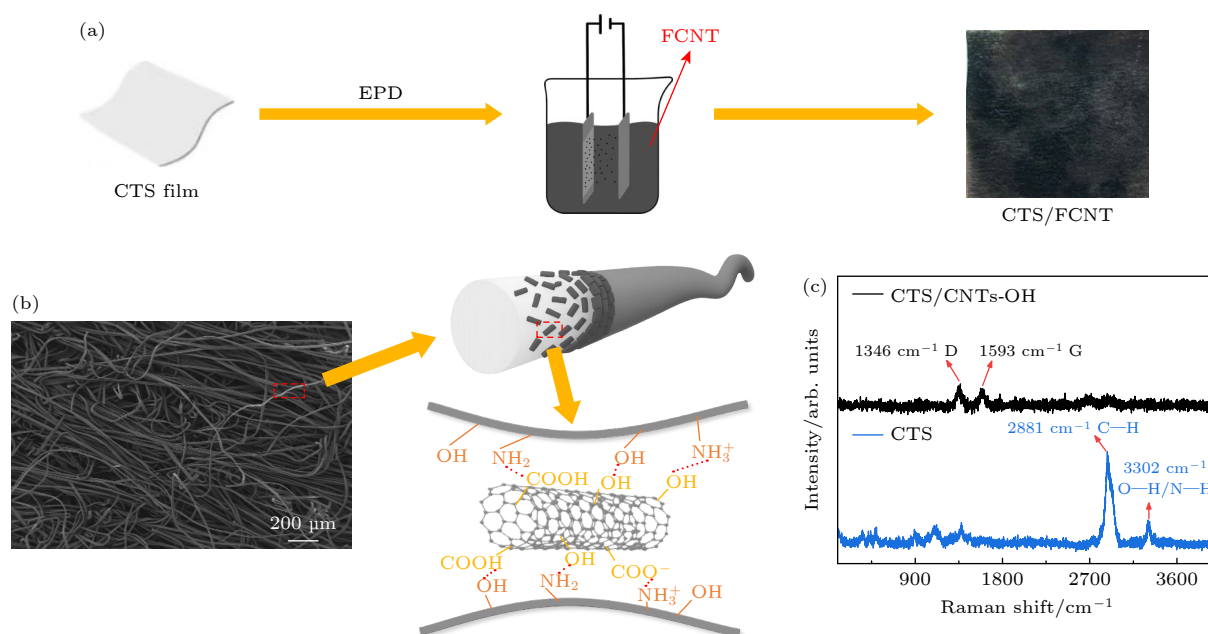


图1 CTS/CNTs-OH (CTS/FCNT) 压力传感器的制备、工作原理与结构表征 (a) CTS/CNTs-OH 织物的电沉积 (EPD) 制备过程示意图; (b) CTS/CNTs-OH 的俯视 SEM 图像及传感器工作机制示意图; (c) CTS 与 CTS/CNTs-OH(EPD) 的拉曼光谱对比

Fig. 1. Preparation, working mechanism, and structural characterization of the CTS/CNTs-OH pressure sensor: (a) Schematic of the electrophoretic deposition (EPD) process for fabricating the CTS/CNTs-OH fabric; (b) top-view SEM image of the CTS/CNTs-OH composite and schematic illustration of the sensor's working mechanism; (c) Raman spectra of pristine CTS and the CTS/CNTs-OH (EPD) composite.

之间形成了较强的氢键相互作用, 从而部分抑制了 CTS 分子中 O—H/N—H 键的自由振动. 这种界面化学作用不仅增强了 CNTs-OH 在 CTS 纤维上的附着稳定性, 防止其在循环受力过程中脱落, 也有利于应力在复合材料中的有效传递, 从而提升器件的机械耐久性与信号稳定性.

### 3.2 压力传感性能分析

为了系统评估传感器性能, 我们搭建了智能测试与数据采集平台, 对加载压力下的电流变化进行了采集. 图 2(a), (b) 分别展示了电沉积时间为 30 min 和 1 h 条件下, 具有不同 CTS 层数 (单层、双层、三层) 的传感器的压阻响应曲线, 其中纵坐标为相对电流变化 ( $\Delta I/I_0$ ).

在 30 min 沉积条件下 (图 2(a)), 所有传感器均表现出两段式线性响应特征. 其中, 三层结构展现出最优的综合性能: 在 0—70 kPa 范围内灵敏度为  $0.082 \text{ kPa}^{-1}$  ( $R^2 = 0.991$ ), 在 70—100 kPa 高压区灵敏度进一步提升至  $0.151 \text{ kPa}^{-1}$  ( $R^2 = 0.997$ ). 而单层和双层结构在较低压力区间 (分别为 0—50 kPa 和 0—40 kPa) 即出现明显的响应饱和趋势, 其灵敏度也较低 (分别为  $0.027 \text{ kPa}^{-1}$  和  $0.013 \text{ kPa}^{-1}$ ).

这表明, 在沉积时间较短、CNTs-OH 负载量相对有限的情况下, 增加织物层数能有效构建更为复杂的三维导电网络, 在受压时产生更多新的纤维间接触点, 从而拓宽线性范围并延缓响应饱和.

当沉积时间延长至 1 h (图 2(b)), CNTs-OH 的负载量增大, 导电网络更为致密和连续. 此时, 所有传感器在整个 0—100 kPa 范围内均表现出优异的单段线性响应. 其中, 三层结构的灵敏度达到  $0.065 \text{ kPa}^{-1}$ , 且线性度极高 ( $R^2 = 0.999$ ), 显著优于单层 ( $0.045 \text{ kPa}^{-1}$ ) 和双层 ( $0.038 \text{ kPa}^{-1}$ ) 以及四层 ( $0.050 \text{ kPa}^{-1}$ ). 这一结果证实, 充分的 CNTs-OH 覆盖与三层纤维结构相结合, 是实现宽范围、高线性度响应的关键. 较长的沉积时间确保了纤维表面形成稳固且连续的导电通路, 提供了较低的初始电阻和更稳定的压阻变化基础; 而三层结构则通过引入更多的中间接触界面, 使得在压力增大过程中, 导电通道能够以更渐进、更可控的方式增加, 从而避免了灵敏度的突变或饱和.

我们所制备的 CTS/CNTs-OH 器件同样具备优异的动态性能与稳定性. 如图 2(d) 所示, 传感器在阶跃压力下表现出快速的响应 (6 ms) 与恢复 (46 ms) 特性, 满足实时信号监测的需求. 在

0—95 kPa 范围内的多次加载-卸载循环中, 电流-压力曲线重合度高, 迟滞效应微小 (图 2(c)), 表明其具有良好的可逆性与重复性. 更值得注意的是, 在 100 kPa 的高压力下进行超过 8000 次的疲劳循环测试后, 传感器的响应信号未见明显衰减 (图 2(g)), 展现了卓越的机械耐久性与结构稳定性. 这主要得

益于 CTS 纤维本身的柔韧性、CNTs-OH 与 CTS 之间的强界面结合、以及多层织物结构在反复压缩中的有效回弹. 此外, 在不同压力下测量的电流-电压 ( $I$ - $V$ ) 曲线均呈良好的线性关系 (图 2(e)), 证实了电极与 CTS/CNTs-OH 活性层之间为欧姆接触, 保证了信号输出的可靠性.

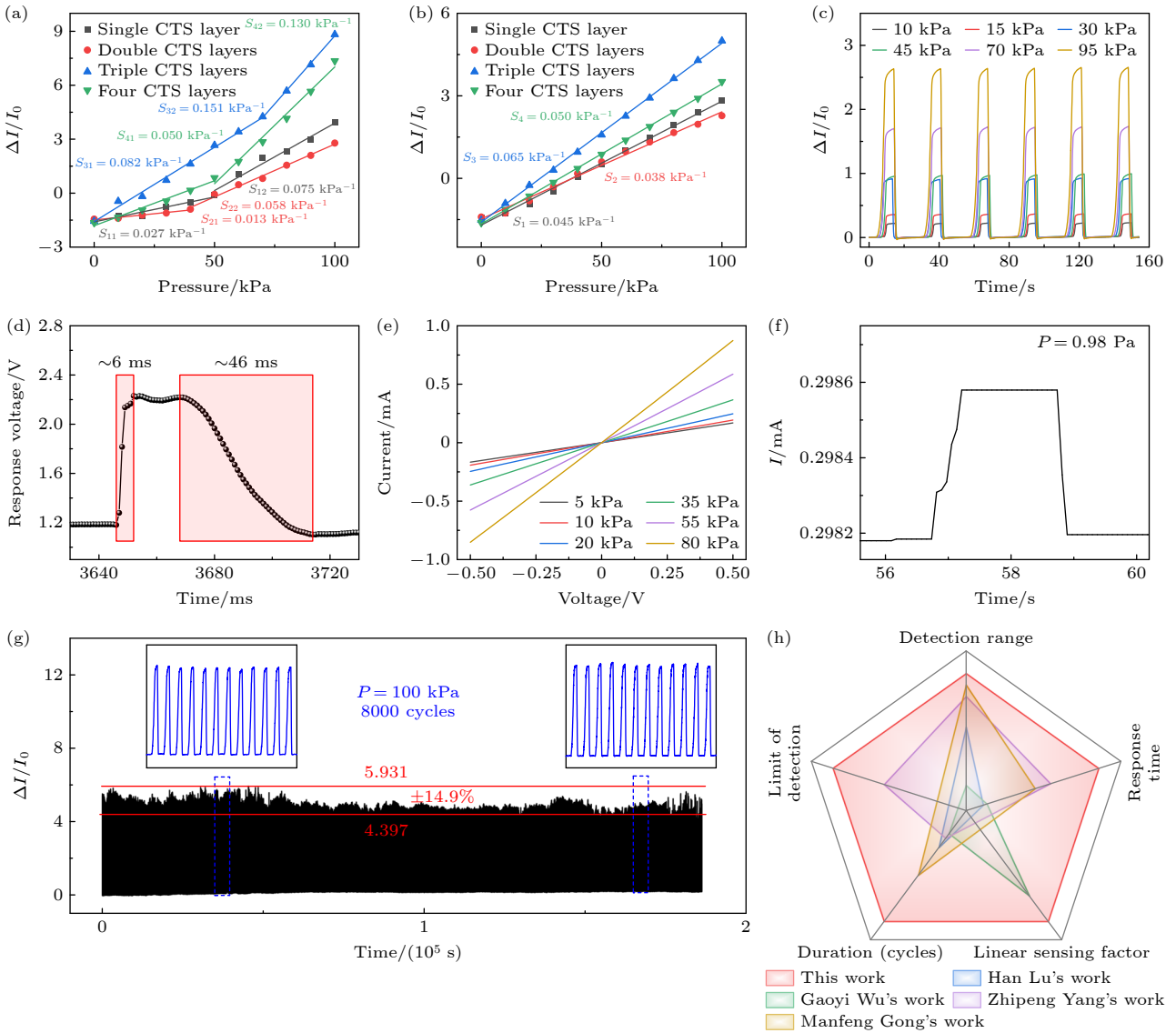


图 2 CTS/CNTs-OH 压力传感器的传感性能 (a) EPD 时间为 30 min 时, 不同层数传感器对应的相对电流变化 ( $\Delta I/I_0$ ) 与压力的关系曲线; (b) EPD 时间为 1 h 时, 不同层数传感器对应的相对电流变化与压力的关系曲线; (c) 传感器在 0—95 kPa 范围内的加载-卸载迟滞回线; (d) 传感器的响应时间与恢复时间; (e) 在 0—80 kPa 不同压力下的电流-电压 ( $I$ - $V$ ) 曲线; (f) 传感器在 0.98 Pa 压力下的响应与恢复行为; (g) 在 100 kPa 压力下进行 8000 次循环加载-卸载的耐久性测试; (h) 与近期代表性传感器的灵敏度与检测范围的性能对比

Fig. 2. Sensing performance of the CTS/CNTs-OH pressure sensor: (a) Relationship between relative current change ( $\Delta I/I_0$ ) and applied pressure for sensors with different layer numbers prepared by EPD for 30 min; (b) relationship between relative current change ( $\Delta I/I_0$ ) and applied pressure for sensors with different layer numbers prepared by EPD for 1 h; (c) electrical hysteresis loops of the sensor during loading and unloading in the range of 0–95 kPa; (d) response and recovery times of the sensor; (e) current-voltage ( $I$ - $V$ ) curves measured under different pressures from 0 to 80 kPa; (f) response and recovery behavior of the sensor under a pressure of 0.98 Pa; (g) durability test over 8000 loading-unloading cycles at 100 kPa; (h) comparison of sensitivity and detection range with other representative pressure sensors reported recently.

表 1 不同制备技术的压阻式传感器性能参数比较

Table 1. Comparison of performance parameters of piezoresistive sensors with different fabrication techniques.

材料	制备方法	灵敏/ $\text{kPa}^{-1}$	检测范围/ $\text{kPa}$	响应时间 (ms) /恢复时间(ms)	检测极限/ $\text{Pa}$	文献
石墨烯	真空抽滤	0.009	<150	13/25	N.R.	[37]
聚氨酯海绵/多壁碳纳米管	浸涂	0.00125	<350	401/473	150	[38]
p 型硅	微机电系统微加工	$1.19 \times 10^{-5}$	100—1100	N.R.	N.R.	[39]
p 型硅	微机电系统微加工	$2.26 \times 10^{-3}$	0—30	N.R.	<100	[40]
石墨烯	激光刻写	0.96	0—50	72/0.4	N.R.	[41]
碳纳米管/炭黑/热塑性聚氨酯 @聚氨酯海绵	浸渍	0.10	0—23.3	119/59	N.R.	[42]
壳聚糖 / 羟基化碳纳米管	电泳沉积法	0.151	0—100	6/46	0.98	本工作

对于柔性压力传感器, 检测下限是一项重要指标. 如图 2(f) 所示, 本传感器能够清晰分辨出仅由 0.98 g 玻璃片产生的约 0.98 Pa 的微小压力, 响应时间约为 497 ms. 这证明了其具备检测极微弱生理信号 (如脉搏波、细微关节活动) 的潜力. 图 2(h) 将本传感器与文献 [33–36] 报道的其他代表性柔性压力传感器在灵敏度与检测范围方面进行对比. 可以看出, 本研究器件在实现高达 100 kPa 宽线性范围的同时, 仍保持了较高的灵敏度, 在性能平衡方面展现出显著优势. 此外, 本研究采用的电泳沉积工艺, 相较于现有制备技术, 在材料成本控制、工艺复杂度简化及环境友好性方面均具有更为突出的优势 (表 1), 更适合规模化生产与实际可穿戴场景的应用需求 [37–42].

### 3.3 压力传感机制

从电路层面而言, 该压阻式传感器可等效为一个由多层 CTS/CNTs-OH 复合织物导电单元构成的可变电阻网络, 如图 3(a) 所示, 层间电阻的动态变化是整个传感电路电学信号调控的核心. 未施加外力时, 层间导电网络中接触位点稀少、CNTs-OH 间距较大, 电路中存在较多高阻支路, 整体等效电阻处于较高水平, 电路中电流维持在低幅值稳定状态; 当外部压力作用于器件时, 层间间距减小、导电单元接触位点增多, 电路中高阻支路数量显著减少, 低阻导通支路占比提升, 等效电阻随压力增大呈指数级下降, 根据欧姆定律, 在固定偏置电压下, 电路输出电流随之显著增大; 压力卸载后, 层间结构复位, 高阻支路恢复, 等效电阻回升至初始值, 电路电流同步回归基线, 实现电学信号与机械压力信号的可逆转换.

从微观物理角度进一步分析, 层间电阻的指数级变化特性主要源于 CNTs-OH 导电单元间的量子隧穿效应, 这也是器件实现高灵敏度压阻响应的核心微观机制 (图 3(b)). 未施加外力时, 多层 CTS/CNTs-OH 复合织物层间存在微小间隙, 相邻织物表面的 CNTs-OH 大多未形成直接物理接触, 而是被 CTS 分子链、表面吸附层及空气构成的微薄绝缘介质隔开, 形成有限高度、有限宽度的隧穿势垒, 此时电子需克服该势垒才能从一层织物的 CNTs-OH 跃迁至另一层, 隧穿概率极低, 对应的隧穿电阻处于较高水平, 成为层间等效高阻支路的主要来源. 当外部压力作用导致层间间距减小, 相邻 CNTs-OH 之间的隧穿势垒宽度随之显著缩减, 根据 Simmons 隧穿模型, 电子隧穿概率与势垒宽度呈指数负相关, 势垒宽度的微小减小会使隧穿概率呈指数级提升, 隧穿电阻随之急剧下降; 同时, 压力驱动下 CNTs-OH 的团聚现象得到缓解, 更多分散的 CNTs-OH 形成近邻分布, 增加了层间隧穿导通位点数量, 进一步降低了层间整体隧穿电阻. 此外, CTS 与 CNTs-OH 之间的氢键作用可固定 CNTs-OH 的空间分布, 避免外力作用下隧穿位点的无序迁移, 确保隧穿电阻的变化具有良好的可逆性与重复性.

为从微观力学角度深入理解多层结构对性能的增强机制, 我们利用 Abaqus 软件建立了不同层数 CTS/CNTs-OH 纤维网络的有限元模型, 模拟其在压缩过程中的接触演化行为. 图 3(c) 直观展示了器件结构在压力加载下的变形过程. 可以观察到, 对于两层结构, 随着压力增大, 纤维间发生弯曲、滑移并逐渐形成新的接触点. 对于三层结构, 中间层在上下层的协同压缩下, 起到了关键的“桥

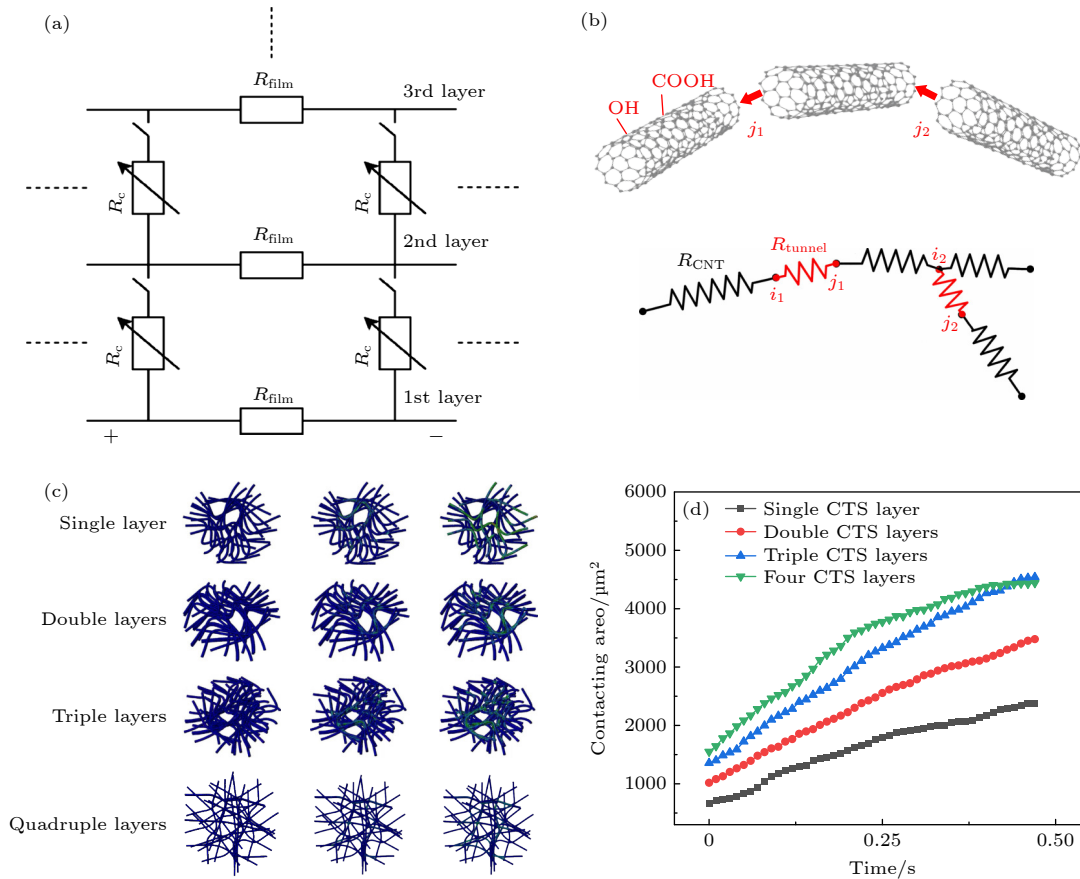


图 3 CTS/CNTs-OH 压力传感器的传感机制 (a) CTS/CNTs-OH 压力传感器的等效电路模型; (b) CNTs-OH 隧穿效应示意图; (c) 不同层数 CTS/CNTs-OH 模型在压力加载过程中的微观变形演化; (d) 不同层数传感器在 0—100 kPa 范围内, 接触面积随施加压力的变化关系

Fig. 3. The sensing mechanism of the CTS/CNTs-OH pressure sensor: (a) The equivalent circuit model of the CTS/CNTs-OH pressure sensor; (b) schematic diagram of the CNTs-OH tunneling effect; (c) microscopic deformation evolution of different layer-count CTS/CNTs-OH models during the pressure loading process; (d) the relationship between the contact area and the applied pressure of the sensors with different layer counts within the range of 0–100 kPa.

接”与“应力再分布”作用,有效提升了应力在厚度方向的传递效率,显著增大了整体网络中的有效接触数量与接触面积.而当层数进一步增至四层时,纤维堆积密度显著提高,有限元模拟显示整体结构刚度明显增大,层间接触趋于饱和,应力难以有效驱动纤维间的相对滑移与形变,低压区结构形变被抑制,接触面积的增长速率显著降低.图 3(d) 定量描绘了接触总面积随压力变化的曲线.显然,在整个 0—100 kPa 压力范围内,三层结构的接触面积始终高于单层、双层,并且其增长速率更快.四层结构因结构刚度过大,接触面积增长受限,无法实现持续、显著的电阻调制,因此灵敏度低于三层结构.根据接触电阻理论,接触电阻与有效接触面积呈反比关系 ( $R \propto 1/A$ ),接触面积的持续、快速增长直接对应于电阻的稳步下降,从而

在宏观上表现为更宽的线性响应范围和更高的灵敏度.模拟结果与实验数据高度吻合,从机理上证实了多层纤维结构通过调控应力传递路径与接触演化动力学,是实现“灵敏度-线性范围”权衡关系的有效路径.

### 3.4 人体动作监测与识别应用演示

为探究 CTS/CNTs-OH 传感器的抗菌性能,将大肠杆菌接种于含 CTS/CNTs-OH 及聚酯织物的试管中,置于 37 °C 细菌摇床培养箱中进行培养.在 12 h 的培养过程中,采用平板菌落计数法对菌液进行实时菌落数 (cfu/mL) 测定,通过菌落数定量表征菌浓度变化,结果如图 4(b) 所示.菌落数 (cfu/mL) 直接反映菌液中存活细菌的数量,其值越大,表明菌浓度越高,可精准表征织物的抑

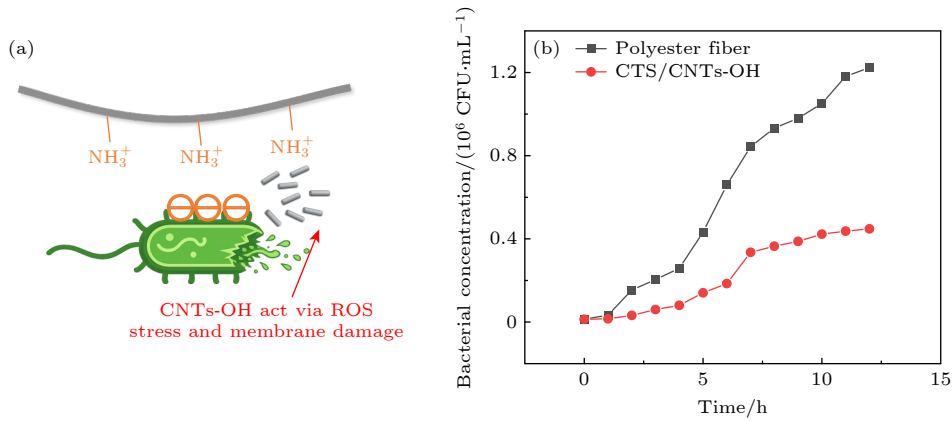


图 4 CTS/CNTs-OH 传感器的抗菌性能 (a) CTS 和 CNTs-OH 的抗菌机制示意图; (b) CTS/CNTs-OH 传感器和聚酯织物对大肠杆菌的抗菌实验结果

Fig. 4. Antibacterial performance of CTS/CNTs-OH sensors: (a) Schematic diagram of the antibacterial mechanisms of CTS and CNTs-OH; (b) antibacterial test results of CTS/CNTs-OH sensors and polyester fabric against *Escherichia coli*.

菌效果. 显然, 含聚酯织物的菌液菌落数最高, 在第 12 h 时大肠杆菌对应的菌落数达到峰值, 表明该组细菌未受到任何抑制, 菌浓度达到最大值. 相比之下, CTS/CNTs-OH 织物在培养初期 (前 3 h) 均表现出强烈的抑菌效果, 菌浓度增长被显著抑制, 菌落数增长缓慢, 这归因于 CTS 分子中的阳离子基团对细菌的破坏作用. 如图 4(a) 所示, CTS 的聚阳离子结构与细菌表面主要的阴离子组分发生相互作用, 导致细菌细胞膜通透性改变、细胞内组分泄漏, 最终致使细菌死亡, 从而降低菌液浓度 (菌落数减少). 同时, CNTs-OH 自身也具备优异的抗菌性能, 其表面羟基官能团可与细菌细胞膜发生相互作用, 进一步破坏细菌代谢过程、抑制细菌繁殖, 协同 CTS 增强整体抑菌效果, 维持较低的菌浓度. 然而, 从第 5 h 开始, CTS/CNTs-OH 对应的菌液菌落数均开始明显上升, 表明抗菌活性出现一定程度的下降, 至第 9 h 后, 菌浓度趋于稳定. 这一结果进一步证实了 CTS/CNTs-OH 传感器具有优异的抗菌性能, 可有效抑制菌浓度增长, 为其可穿戴应用的生物安全性提供了有力支撑.

为验证传感器在实际可穿戴场景中的应用价值, 我们将其贴附于人体多个关节部位 (如指关节、手腕、手肘、膝盖、脚踝等), 用于实时监测不同动作产生的动态压力信号. 图 5(a)–(h) 展示了传感器在手腕弯曲、手指按压、膝盖弯曲、踏步等多种动作下的稳定信号输出, 响应清晰且重复性好.

进一步地, 我们采集了包含 8 种常见人体动作的大量信号数据, 构建了一个数据集. 并设计了一

个融合多尺度卷积与残差连接的深度学习模型 (结构见附录图 A3) 进行分类识别. 该模型能自适应地提取信号中不同时间尺度的特征. 经过训练, 模型在测试集上达到了 99.87% 的整体分类准确率, 其混淆矩阵如图 5(i) 所示, 显示各类动作均能被极高精度地区分. 图 5(j) 统计了各动作的具体识别准确率, 均保持在 99% 以上. 这项工作不仅证明了 CTS/CNTs-OH 传感器在输出稳定、可区分生理信号方面的能力, 也展示了“柔性传感器+人工智能”模式在智能人机交互、远程健康监测等领域的巨大应用潜力.

## 4 结 论

本研究成功通过电泳沉积 (EPD) 技术, 在 CTS 无纺布表面均匀负载 CNTs-OH, 制备出一种兼具高灵敏度、宽线性范围、快速响应及优异稳定性和突出抗菌性能的柔性压阻式压力传感器. 该传感器的性能优势主要体现在以下几个方面: 首先, 得益于 CTS 天然三维纤维网络的结构特性、CNTs-OH 与 CTS 基体间通过氢键等作用形成的稳固界面、以及特别优化的多层织物叠层设计, 传感器在未引入复杂微结构的前提下, 有效协调了灵敏度与线性范围之间的传统矛盾. 器件在 0–100 kPa 的宽压力范围内表现出高度线性的响应 ( $R^2 = 0.999$ ), 最高灵敏度可达  $0.151 \text{ kPa}^{-1}$ , 并具备极低的检测下限 (0.98 Pa) 与快速的动态响应能力 (响应时间 6 ms, 恢复时间 46 ms). 其次, 传感器兼具优异的

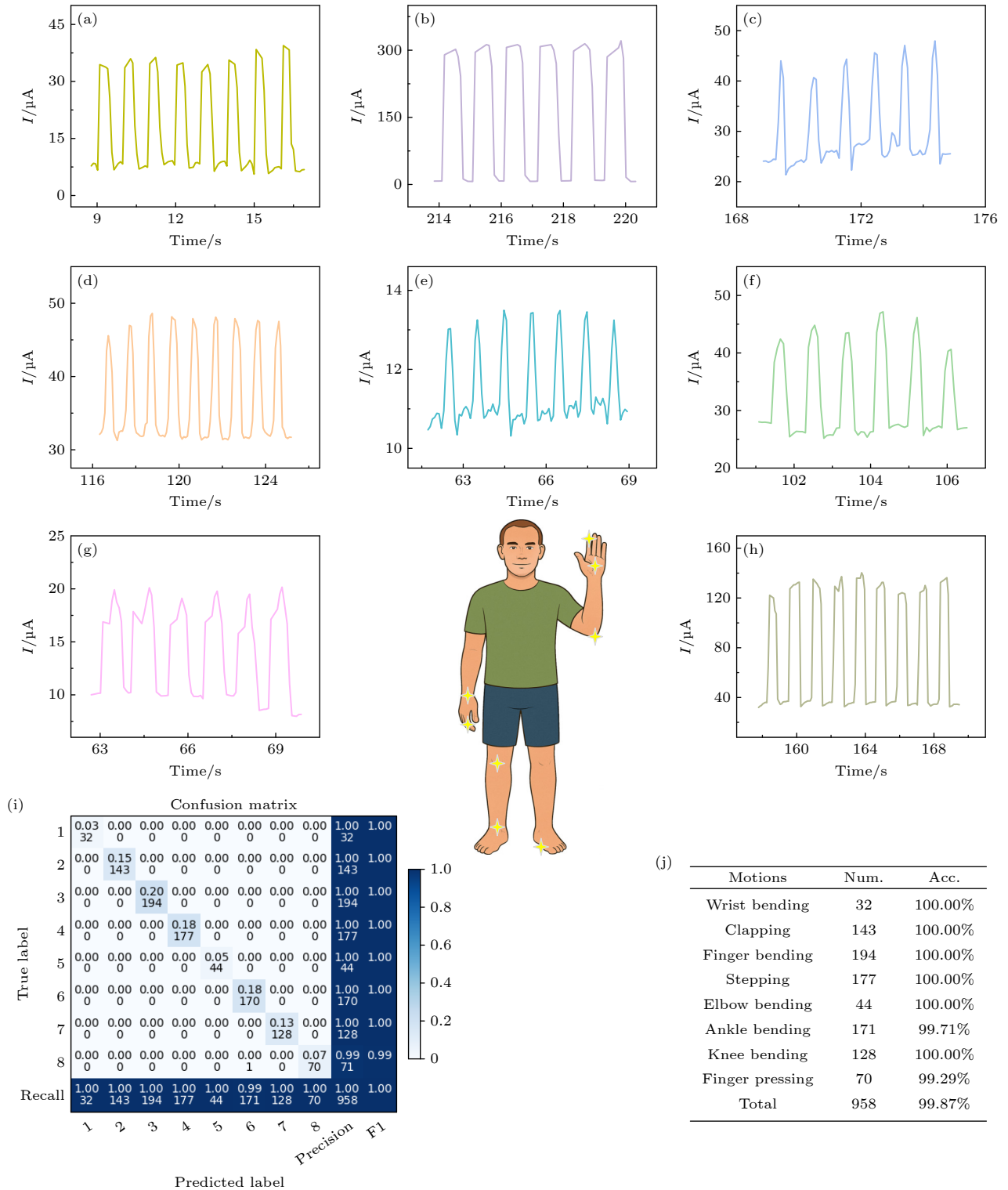


图 5 基于 CTS/CNTs-OH 压力传感器的人体动作检测与识别 (a)–(h) 传感器贴附于人体不同部位, 实时检测手腕弯曲、手指弯曲、膝盖弯曲、脚踝弯曲、手指按压、鼓掌、手肘弯曲及踏步动作; (i) 基于卷积神经网络 (CNN) 对人体动作进行分类的混淆矩阵; (j) 各人体动作的统计数据及对应识别准确率, 总体识别准确率达 99.87%

Fig. 5. Detection and recognition of human motions using the CTS/CNTs-OH pressure sensor: (a)–(h) Real-time detection of various human motions, including wrist bending, finger bending, knee bending, ankle bending, finger pressing, clapping, elbow bending, and stepping, with the sensor attached to corresponding body parts; (i) confusion matrix of the convolutional neural network (CNN) for classifying the eight human motions; (j) statistical data and recognition accuracy for each motion, with an overall accuracy of 99.87%.

抗菌性能与生物安全性, 采用平板菌落计数法 (cfu) 测试证实, 其对可穿戴场景中常见的大肠杆菌具有显著抑制作用, 可有效解决长期穿戴过程中微生物滋生导致的器件性能劣化与人体皮肤刺激问题, 适配可穿戴设备长期贴肤使用需求. 再次, 传感器展现了卓越的机械耐久性与环境稳定性. 在 100 kPa 高压下历经超过 8000 次加载-卸载循环后, 其电学响应未出现明显衰减, 证实了材料界面结合的牢固性与结构设计的可靠性, 完全满足可穿戴设备长期、动态监测的使用需求. 最后, 通过将传感器与卷积神经网络 (CNN) 相结合, 本研究成功实现了对 8 种人体动作的高精度实时识别, 整体分类准确率超过 99%. 这充分验证了该传感器在输出稳定、可区分生理信号方面的实用潜力, 为其在智能健康监测、人机交互、运动姿态分析等领域的实际应用奠定了坚实的技术基础. 综上所述, 本研究不仅提供了一种高性能、低成本的柔性压力传感器创新制备方案, 其“多层纤维结构设计”与“材料界面强化”的核心策略, 也为解决柔性电子器件中灵敏度与量程的平衡难题提供了新的思路, 同时抗菌性能的集成也为可穿戴柔性电子的生物安全性设计提供了有效参考, 具有重要的科学意义与广阔的应用前景.

附录

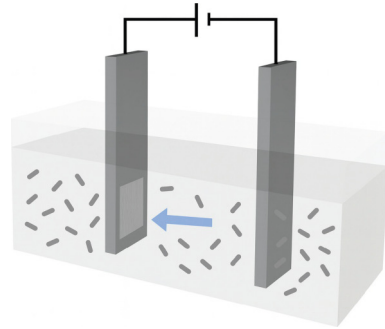


图 A1 电泳沉积 (EPD) 过程示意图  
Fig. A1. Schematic diagram of the EPD process.

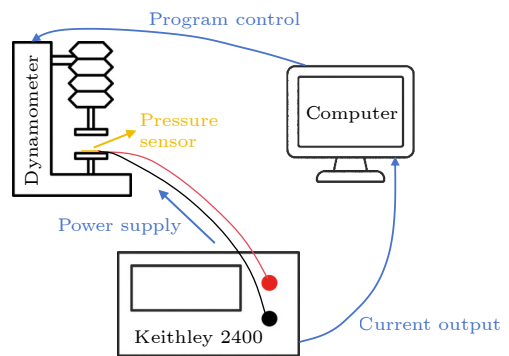


图 A2 测试与数据采集平台示意图  
Fig. A2. The testing and data-acquisition platform.

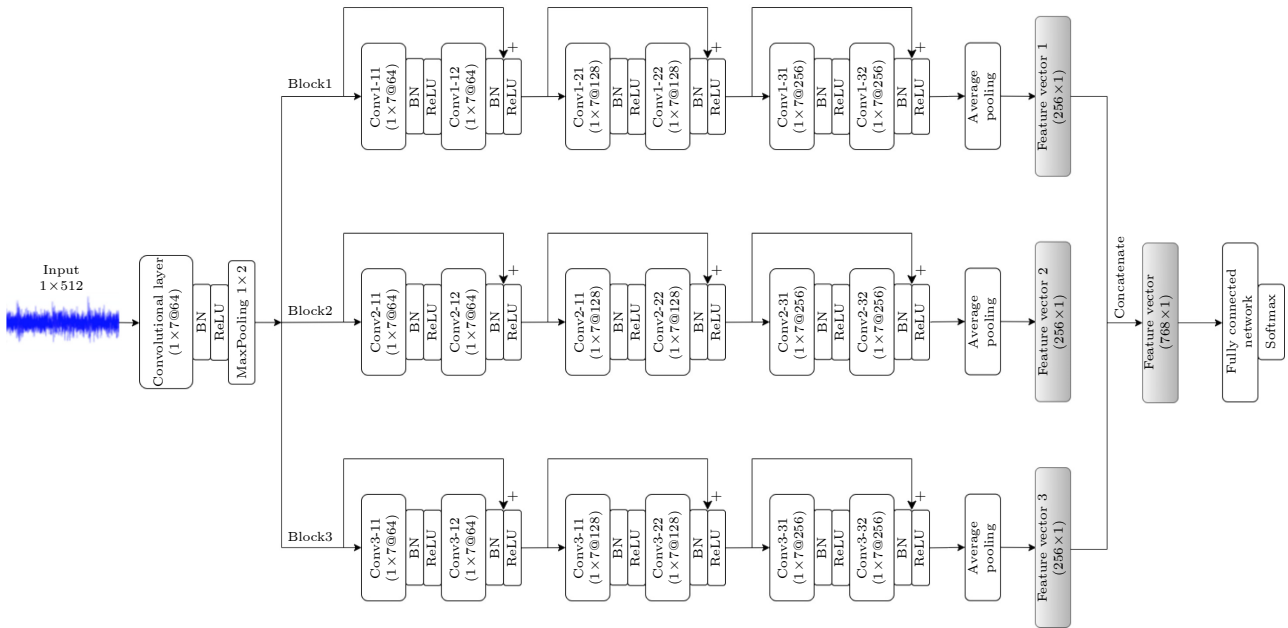


图 A3 卷积神经网络 (CNN) 结构示意图 (对应图 5)  
Fig. A3. Structural construction of the CNN (related to Fig. 5).

## 参考文献

- [1] Qin R Z, Nong J, Wang K Q, Liu Y S, Zhou S B, Hu M J, Zhao H B, Shan G C 2024 *Adv. Mater.* **36** 2312761
- [2] Hu J G, Dun G H, Geng X S, Chen J, Wu X M, Ren T L 2023 *Nanoscale Adv.* **5** 3131
- [3] Seesaard T, Wongchoosuk C 2023 *Micromachines* **14** 1638
- [4] Hou X Y, Guo C F 2020 *Acta Phys. Sin.* **69** 178102 (in Chinese) [侯星宇, 郭传飞 2020 物理学报 **69** 178102]
- [5] Jiang T H, Wang C N, Ling T Y, Sun S Q, Yang L 2024 *Mater. Today Phys.* **48** 101576
- [6] Guo L N, Wu G T, Wang Q Y, Li T, Yao B H, Zou Y J, Xu M Y 2023 *Sens. Actuators A Phys.* **355** 114331
- [7] Wang Y M, Wang X K, Nie S J, Meng K Y, Lin Z M 2024 *Sensors* **24** 36
- [8] Wei C X, Zhang Q G, Wang Z, Yang W J, Lu H D, Huang Z H, Yang W, Zhu J X 2023 *Adv. Funct. Mater.* **33** 2211889
- [9] Yuan H, Zhang Q R, Zhou T, Wu W B, Li H R, Yin Z P, Ma J M, Jiao T F 2024 *Chem. Eng. J.* **485** 149926
- [10] Ma Y, Shi L, Chen M, Li Z, Wu L M 2022 *Chem. Eng. J.* **441** 136028
- [11] Li F C, Kong Z, Wu J H, Ji X Y, Liang J J 2021 *Acta Phys. Sin.* **70** 100703 (in Chinese) [李凤超, 孔振, 吴锦华, 纪欣宜, 梁嘉杰 2021 物理学报 **70** 100703]
- [12] Wang M, Wang G D, Zheng M Y, Liu L, Xu C Y, Liu Z D, He L 2024 *J. Mater. Chem. A* **12** 22931
- [13] Chen M, Li K, Cheng G M, He K, Li W W, Zhang D S, Li W M, Feng Y, Wei L, Li W J, Zhong G H, Yang C L 2019 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **11** 2551
- [14] Zhao T T, Li T K, Chen L L, Yuan L, Li X F, Zhang J H 2019 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **11** 29466
- [15] Yang R X, Dutta A, Li B W, Tiwari N, Zhang W Q, Niu Z Y, Gao Y Y, Erdely D, Xin X, Li T J, Cheng H Y 2023 *Nat. Commun.* **14** 2907
- [16] Li W W, He K, Zhang D S, Li N C, Hou Y X, Cheng G M, Li W M, Sui F, Dai Y, Luo H L, Feng Y, Wei L, Li W J, Zhong G H, Chen M, Yang C L 2019 *ACS Appl. Energy Mater.* **2** 2803
- [17] Qu C K, Lu M L, Zhang Z Y, Chen S B, Liu D W, Zhang D W, Wang J, Sheng B 2023 *Molecules* **28** 5339
- [18] Zhao T C, Zhu H C, Zhang H Y 2023 *Biosensors* **13** 546
- [19] Wu L J, Gao C, Wang J C, Zhang C, Ke Y Z 2024 *Micromachines* **15** 1441
- [20] Masterton S, Ahearne M 2019 *R. Soc. Open Sci.* **6** 191796
- [21] Jeong Y R, Gu J M, Byun J Y, Ahn J S, Byun J B, Kim K Y, Park J H, Ko J W, Jeong J H, Amjadi M, Park I K 2021 *Adv. Healthc. Mater.* **10** 2001461
- [22] Yue X Q, Yang J Q, Gao J W, Xu X D, Jing Y H, Wang X W, Li W Q, Li X J 2022 *Compos. Sci. Technol.* **226** 109537
- [23] Cai Z C, Kim H J 2025 *npj 2D Mater. Appl.* **9** 66
- [24] Bai H, Li C, Shi G Q 2011 *Adv. Mater.* **23** 1089
- [25] Liu Y, Chang Q H, Huang L 2013 *J. Mater. Chem. C* **1** 2970
- [26] Parvin N, Joo S W, Jung J H, Mandal T K 2025 *Chemosensors* **13** 225
- [27] Wu S P, Xu C, Zhao Y R, Shi W J, Li H, Cai J W, Ding F Y, Qu P 2023 *Chemosensors* **11** 39
- [28] de Marzo G, Mastronardi V M, Algieri L, Vergari F, Pisano F, Fachechi L, Marras S, Natta L, Spagnolo B, Brunetti V, Rizzi F, Pisanello F, De Vittorio M 2023 *Adv. Electron. Mater.* **9** 2200069
- [29] Lu J J, Feng M, Zhan H B 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 014204 (in Chinese) [陆晶晶, 冯苗, 詹红兵 2013 物理学报 **62** 014204]
- [30] Rinaudo M 2006 *Prog. Polym. Sci.* **31** 603
- [31] Zhu J Y, Ma Z Y, Xiao M, Wang S S, Jiang X Z 2023 *Prog. Biochem. Biophys.* **50** 1995 (in Chinese) [朱景一, 马振宇, 肖敏, 王淑山, 蒋绪增 2023 生物化学与生物物理进展 **50** 1995]
- [32] Li X, Zhang L, Yang M S, Chu X X, Xu C, Chen L, Wang Y Y 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 076102 (in Chinese) [李鑫, 张梁, 羊梦诗, 储修祥, 徐灿, 陈亮, 王悦悦 2014 物理学报 **63** 076102]
- [33] Gong M F, Tu C L, Lin X T, Wang F, Lian H S, Cui Z F, Chen X J 2025 *Mater. Des.* **252** 113811
- [34] Yang Z P, Li H Q, Zhang S F, Lai X J, Zeng X R 2021 *Chem. Eng. J.* **425** 130462
- [35] Wu G Y, Shi W, Liu M R, Liang L X, Wang T, Zhang J Y, Chen J, Liang Y S, Tang W, Li H 2025 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **17** 9879
- [36] Lu H, Zhu H T, Xu J H, Lai X J, Zeng X R, Li H Q 2024 *Chem. Eng. J.* **497** 154868
- [37] Jia J M, Yang Y, Cai B, Lü W 2022 *J. Mater. Sci. : Mater. Electron.* **33** 2003
- [38] Cai Y Y, Liu L P, Meng X C, Wang J X, Zhang C C, Li J H, Lu Z L, Duan J A 2022 *RSC Adv.* **12** 34117
- [39] Zhou M, Zhou S W, Zhou Z Z, Jiang S W, Zhang W L 2025 *Sens. Actuators A Phys.* **382** 116151
- [40] Xu Z B, Yan J H, Ji M L, Zhou Y X, Wang D D, Wang Y Z, Mai Z H, Zhao X F, Nan T X, Xing G Z, Zhang S F 2022 *Micromachines* **13** 2250
- [41] Tian H, Shu Y, Wang X F, Mohammad M A, Bie Z, Xie Q Y, Li C, Mi W T, Yang Y, Ren T L 2015 *Sci. Rep.* **5** 8603
- [42] Wang Y, Luo W B, Wen Y D, Zhao J F, Chen C, Chen Z, Zhang X S 2025 *Mater. Today Phys.* **52** 101681

SPECIAL TOPIC—Flexible electronics and smart wearables

**A high-performance CTS/CNTs-OH fabric pressure sensor and its deep learning-based recognition of human motions\***HU Xi<sup>1) #</sup> ZHAO Binzhe<sup>1) #</sup> TANG Ziyuan<sup>1) #</sup> WANG Lei<sup>2)</sup>  
YANG Chunlei<sup>1)</sup> CHEN Ming<sup>1) †</sup><sup>1)</sup> (*Shenzhen Institute of Advanced Technology Chinese Academy of Sciences, Institute of Advanced Materials Science and Engineering, Shenzhen 518055, China*)<sup>2)</sup> (*Shenzhen Institute of Advanced Technology Chinese Academy of Sciences, Institute of Advanced Integration Technology, Shenzhen 518055, China*)

(Received 29 December 2025; revised manuscript received 2 February 2026)

**Abstract**

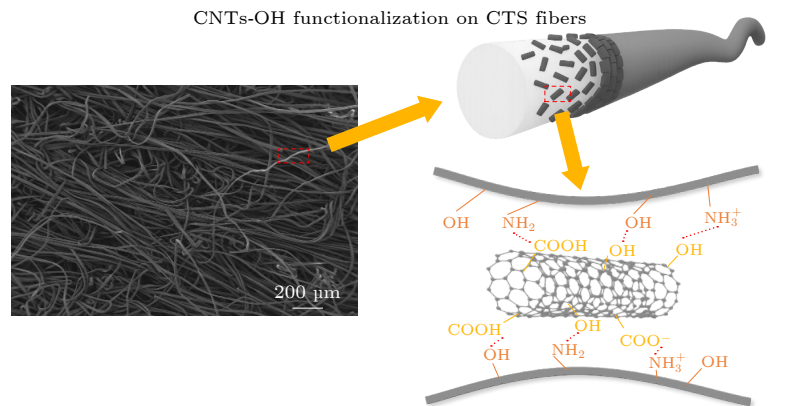
Flexible piezoresistive pressure sensors integrating high sensitivity, broad linear detection range, and excellent stability are crucial for wearable electronics and human-machine interfaces. However, achieving a balanced improvement in these performance metrics remains a challenge. Herein, we propose and fabricate a high-performance flexible pressure sensor based on a chitosan/hydroxylated carbon nanotubes (CTS/CNTs-OH) composite fabric. Benefiting from the inherent antibacterial properties of chitosan and the synergistic effect with hydroxylated carbon nanotubes, the composite fabric and the sensor exhibit excellent antibacterial performance, which can effectively avoid sensor performance degradation and human skin discomfort caused by microbial growth in wearable scenarios. In addition, the chitosan-based fibrous network endows the sensor with good biocompatibility, breathability, and mechanical compliance, making it suitable for long-term skin-contact wearable applications. By optimizing the electrophoretic deposition process and the fabric layering structure, the sensor demonstrates outstanding overall performance: a broad detection range of up to 100 kPa, a maximum sensitivity of 0.151 kPa<sup>-1</sup>, and excellent linearity ( $R^2 > 0.999$ ) across a wide pressure range. Notably, the multilayer fabric architecture enables a continuous evolution of interfacial contact under external pressure, which contributes to the simultaneous achievement of high sensitivity and a wide linear sensing range. Under dynamic pressure testing, the sensor exhibits fast response (6 ms) and recovery (46 ms) times, and it is capable of detecting subtle pressures as low as 0.98 Pa. Such rapid response characteristics allow the sensor to accurately capture both static and dynamic mechanical stimuli associated with human motions. The sensor maintains highly stable electrical output after more than 8000 loading-unloading cycles at 100 kPa, confirming its remarkable mechanical durability. For practical demonstrations, relying on its excellent antibacterial and sensing properties, the sensor was successfully employed for real-time monitoring of various human motions. Combined with a deep learning model based on a convolutional neural network (CNN), it achieved high-accuracy classification of eight types of human activities, with an overall recognition accuracy exceeding 99%. These results highlight the strong compatibility between the proposed sensor and data-driven intelligent

\* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 52573287), the Science and Technology Program of Shenzhen, China (Grant Nos. GJHZ20240218112501002, RCYX20231211090209016, JCYJ20241202125007009), the Youth Talent Program of Guangdong Province, China (Grant No. 2023TQ07A142), the Youth Innovation Promotion Association of Chinese Academy of Sciences (Grant No. 2023375), and the International Partnership Program of the Chinese Academy of Sciences (Grant No. 321GJHZ2024091FN).

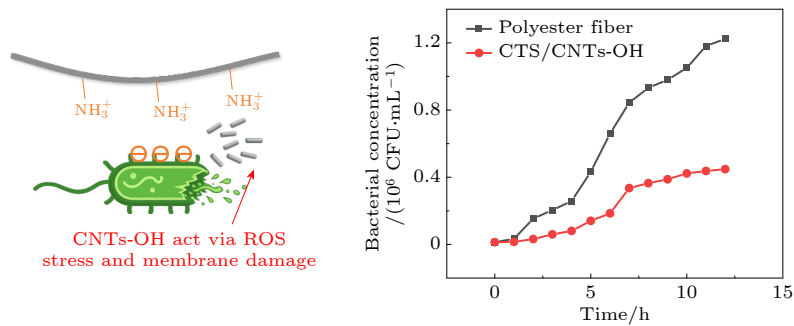
# These authors contributed equally.

† Corresponding author. E-mail: [ming.chen2@siat.ac.cn](mailto:ming.chen2@siat.ac.cn)

recognition algorithms. This work provides an effective material and structural design strategy for developing high-performance, wearable flexible sensing systems, especially suitable for the wearable electronics field requiring biocompatibility and antibacterial properties.



Antibacterial mechanism



**Keywords:** flexible piezoresistive pressure sensor, chitosan/hydroxylated carbon nanotubes, textile sensor, human motion recognition, convolutional neural network

DOI: [10.7498/aps.75.20251798](https://doi.org/10.7498/aps.75.20251798)

CSTR: [32037.14.aps.75.20251798](https://cstr.cn/32037.14.aps.75.20251798)



## 基于CTS/CNTs-OH的高性能织物压力传感器及其人体动作的深度学习识别

胡熙 赵彬喆 唐子渊 王磊 杨春雷 陈明

### A high-performance CTS/CNTs-OH fabric pressure sensor and its deep learning-based recognition of human motions

HU Xi ZHAO Binzhe TANG Ziyuan WANG Lei YANG Chunlei CHEN Ming

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 75, 100806 (2026) DOI: 10.7498/aps.75.20251798

CSTR: 32037.14.aps.75.20251798

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.75.20251798>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn>

#### 您可能感兴趣的其他文章

##### Articles you may be interested in

基于卷积神经网络与改进视觉变换器的涡旋光束叠加态轨道角动量模式识别方法

Orbital angular momentum pattern recognition method for vortex beam superposition states based on convolutional neural network and improved vision transformer

物理学报. 2026, 75(1): 100806 <https://doi.org/10.7498/aps.75.20251048>

耦合谐振系统中基于Fano共振的光学压力传感器

Optical pressure sensor based on Fano resonance in a coupled resonator system

物理学报. 2024, 73(8): 084205 <https://doi.org/10.7498/aps.73.20232025>

基于信息熵赋权的多通道卷积神经网络节点重要性评估方法

Entropy-based weighted multi-channel convolutional neural network method for node importance assessment

物理学报. 2025, 74(12): 126401 <https://doi.org/10.7498/aps.74.20250329>

基于PVDF-EtP纳米纤维膜的压电性能及其在压力传感器中的应用

Piezoelectric properties of PVDF-EtP nanofiber membrane and its application in pressure sensors

物理学报. 2025, 74(7): 075201 <https://doi.org/10.7498/aps.74.20241680>

温度弱敏感光纤高温压力传感器

Optical fiber high-temperature pressure sensor with weak temperature sensitivity

物理学报. 2024, 73(1): 014208 <https://doi.org/10.7498/aps.73.20231155>

基于卷积神经网络的双站雷达散射截面减缩超表面设计

Design of bistatic radar cross section reduction metasurface based on convolutional neural networks

物理学报. 2025, 74(10): 107802 <https://doi.org/10.7498/aps.74.20250109>