



柔性压力传感器的原理及应用

侯星宇 郭传飞

Sensing mechanisms and applications of flexible pressure sensors

Hou Xing-Yu Guo Chuan-Fei

引用信息 Citation: *Acta Physica Sinica*, 69, 178102 (2020) DOI: 10.7498/aps.69.20200987

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200987>

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

基于压电纳米发电机的柔性传感与能量存储器件

Flexible sensor and energy storage device based on piezoelectric nanogenerator

物理学报. 2020, 69(17): 170701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200784>

基于银纳米线电极-rGO敏感材料的柔性NO₂气体传感器

Flexible nitrogen dioxide gas sensor based on reduced graphene oxide sensing material using silver nanowire electrode

物理学报. 2020, 69(5): 058101 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20191390>

用于触觉感知的自供能可拉伸压电橡胶皮肤电子器件

Stretchable self-powered epidermal electronics from piezoelectric rubber for tactile sensing

物理学报. 2020, 69(17): 178701 <https://doi.org/10.7498/aps.69.20200664>

光纤超声传感器及应用研究进展

Fiber-optic ultrasonic sensors and applications

物理学报. 2017, 66(7): 074205 <https://doi.org/10.7498/aps.66.074205>

光纤法布里-珀罗干涉温度压力传感技术研究进展

Research progress of in-fiber Fabry-Perot interferometric temperature and pressure sensors

物理学报. 2017, 66(7): 070708 <https://doi.org/10.7498/aps.66.070708>

高性能石墨烯霍尔传感器

High performance graphene Hall sensors

物理学报. 2017, 66(21): 218501 <https://doi.org/10.7498/aps.66.218501>

专题: 柔性电子

柔性压力传感器的原理及应用*

侯星宇 郭传飞†

(南方科技大学材料科学与工程系, 深圳 518055)

(2020年6月26日收到; 2020年8月18日收到修改稿)

柔性压力传感器作为一种新型的电子器件, 它在人机交互、医疗健康、机器人触觉等应用领域具有比刚性传感器更大的优势, 但也对材料提出了更严格的要求. 例如, 它要求构成器件的材料很薄、较软, 在某些情况下可贴合于人体皮肤表面或者植入体内, 这进一步要求材料具有良好的生物相容性, 并能与生物组织实现良好的力学匹配. 在器件性能方面, 柔性压力传感器的设计主要关注于灵敏度、响应时间、检测限、稳定性等性能的提高. 最近, 研究者们又将目光拓展到了器件的压力响应范围、压力分辨率、空间分辨率及拉伸性能等, 使得传感器具有更广阔的应用前景. 本篇综述介绍了近年来柔性压力传感器研究的进展, 主要包括柔性压力传感器的传感原理、传感性能及应用前景, 并最后对该类器件的发展进行了展望.

关键词: 柔性压力传感器, 可穿戴电子设备, 触觉感知, 健康监测

PACS: 81.05.-t, 84.32.Ff, 84.32.Tt, 84.37.+q

DOI: 10.7498/aps.69.20200987

1 引言

传感器作为一种信息检测与传递的装置, 能够把被测量的信息按一定规律和方式转换成电信号或其他形式的信号输出, 从而实现信息的收集、传输、处理、分析、显示等. 压力传感器是将外界的压力信号转换成其他便于检测的物理信号(如电阻、电压、电容等), 以测试绝对压力值或压力变化. 压力传感器在触觉感知^[1,2]、指纹识别^[3]、医疗监护^[4,5]、人机界面^[6,7]、物联网^[8]等领域有着广泛的应用前景. 传统压力传感器以金属、半导体、压电晶体等为主, 这些材料大多属于刚性材料. 虽然采用这些材料制备压力传感器的技术已经十分成熟, 能够精确测量较大范围内的压力值, 但是随着科技的发展和人类需求的提高, 其缺点也越来越明显, 例如器件体积较大、较重, 不能承受较大的形变等. 这些缺点阻碍了它们在柔性人机交互、便携式检

测、智能机器人等场景下的应用.

柔性与刚性是相对的概念. 一般来说, 柔性材料具有可弯曲、可变形的特点. 其中, 一些软的柔性材料还具有弹性模量低、可拉伸性好、共形能力良好的特点. 在柔性压力传感器的主要性能指标中, 除了柔性, 之前研究者们普遍关注的是器件的灵敏度、响应速度、检测限、性能稳定性等. 但是随着柔性压力传感器研究的深入, 压力响应范围、可拉伸性能、压力分辨率和空间分辨率等也成为了近些年来大家评估性能的重要参数. 目前, 已经有很多综述对柔性压力传感器的原理、种类、制备材料、性能、应用领域等进行了十分详尽和系统的阐述^[9-12], 但是在性能方面, 大多数研究及综述论文主要关注器件的灵敏度、线性度、响应速度、稳定性、拉伸性能等, 而对压力响应范围、压力分辨率和空间分辨率较少提及. 在本篇综述中, 关于这些新的性能指标的研究将一一呈现.

柔性压力传感器在许多方面有广泛的应用. 例

* 深圳市基础研究学科布局项目(批准号: JCYJ20160613160524999, JCYJ20170817111714314)、广东省创新创业团队(批准号: 2016ZT06G587)和南方科技大学-麻省理工学院机械工程教育联合中心项目资助的课题.

† 通信作者. E-mail: guocf@sustech.edu.cn

如它可以用于可穿戴电子设备中, 监测人体的脉搏、心跳等生理信号^[13]. 同时, 它还是机器人具备触觉感知能力的重要元件^[14]. 在假肢表面贴附柔性压力传感器, 有望使肢体残疾人士恢复触觉^[15]. 还可以把传感器和衣物相结合, 既能够实时监测人体的健康和运动信号, 又简化了使用过程^[16,17]. 本文将从传感原理、传感性能及器件应用几个方面来阐述, 并重点关注器件传感性能及其与材料和结构之间的关联.

2 柔性压力传感器的传感机制和常用材料

柔性压力传感器按照传感原理主要分为 4 种:

1) 电容型, 2) 电阻型, 3) 压电型, 4) 摩擦电型 (图 1), 这些传感器通常由两层柔性电极和中间的功能软材料构成. 以下对这几种传感原理做详细介绍.

2.1 电容型压力传感器

电容型压力传感器一般由电极和介电层组成, 它属于一种平行板电容器, 其电容值 C 为

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r A / d, \quad (1)$$

其中, ϵ_0 为真空介电常数, ϵ_r 为相对介电常数, A 为电极有效面积, d 为极板间距. 对于由软材料构成的器件, 这 3 个变化量都容易受到压力的影响, 可根据电容信号的改变测得压力的大小.

电容型压力传感器能够检测静态力. 普通的柔性电容型压力传感器具有能量消耗小, 信号漂移

小, 响应重复性高^[18]等优点. 介电层是电容型压力传感器提升灵敏度和压力响应范围等的重要优化对象. 由于软材料具有不可压缩性, 因此如果不引入特殊结构, 器件的灵敏度非常低. 所以, 通过形成特殊的微结构, 如球状、柱状、锥状^[19–22], 引入第二相^[2], 使用高弹性材料^[23], 引入气隙^[24,25], 将介电材料制成多孔的泡沫状^[18,26–28]等方式, 都可以显著地改善电容型压力传感器的灵敏度. 例如 Luo 等^[29]用聚二甲基硅氧烷 (polydimethylsiloxane, PDMS) 制备了不含微结构和有竖直微柱结构的介电层, 在同样压力条件下灵敏度提升了近 3 个数量级 (0.626 MPa^{-1} — 0.033 kPa^{-1}). 此外, 采用软材料也能提高灵敏度, 但也容易导致响应速度的下降. 电容型传感器还存在易受外部电源和外场干扰的缺点^[30].

最近, 一类基于双电层 (electric double layer, EDL) 的电容型传感器表现出更为优异的性能 (图 2(a)). 这种传感器的电荷间距仅为 1 nm 左右, 其电容密度与普通电容型传感器相比可提升 6 个数量级, 灵敏度也得以大幅提升. Bai 等^[31]制备了一种具有多级非稳态自补偿结构的离电型压力传感器, 该传感器在极宽的压力响应范围 (0.08 Pa — 360 kPa) 内都具有极高的灵敏度 ($S_{\min} > 220 \text{ kPa}^{-1}$) (图 2(b)).

2.2 电阻型压力传感器

电阻型压力传感器将压力变化转换成电阻或者电流的变化. 根据电阻的定义

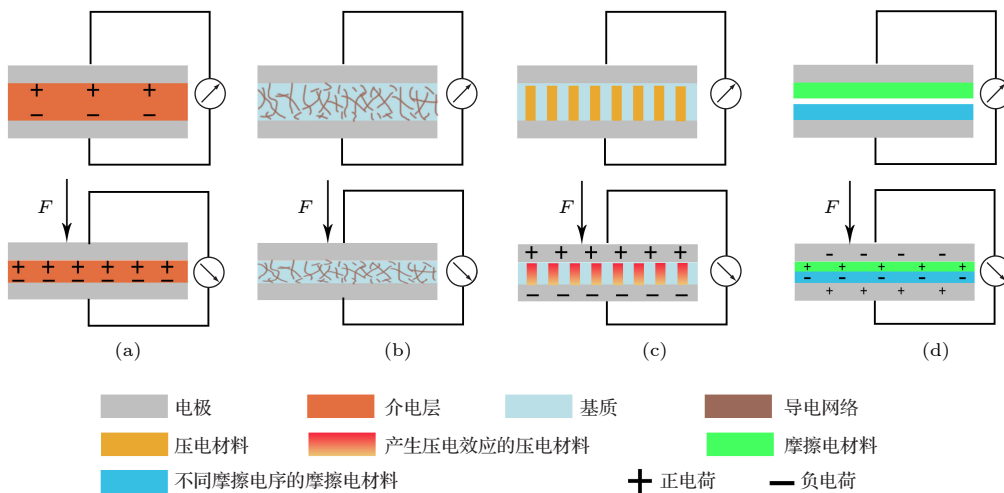


图 1 不同形式的压力传感器 (a) 电容型; (b) 电阻型; (c) 压电型; (d) 摩擦电型

Fig. 1. Different kinds of pressure sensors: (a) Capacitive pressure sensor; (b) resistive pressure sensor; (c) piezoelectric pressure sensor; (d) triboelectric pressure sensor.

$$R = \rho L/S, \quad (2)$$

其中, ρ 是电阻率, L 是长度, S 是横截面积. 它的传感机理简单, 结构和制备流程简单, 能量消耗小, 因此受到了研究者的广泛关注.

电阻型压力传感器一般由衬底和导电材料组成. 为了获得良好的柔性和可拉伸性, 衬底一般会采用弹性体, 如 PDMS, 聚对苯二甲酸乙二醇酯 (polyethylene terephthalate, PET). 导电材料除了具有一定导电能力外, 还需要对压力变化很敏感. 电阻的变化可以概括为以下几个因素. 1) 材料的形状结构变化. 结构变形会导致长度 L 和截面积 S 的变化. 2) 材料能带结构的变化. 比如石墨烯的拉伸程度超过 20% 时, 电子能带结构会发生改变, 从而引起导电性能发生变化^[32]. 在半导体硅基材料中也发现了这种现象^[33]. 3) 两种材料之间的接触电阻的变化 (R_c)^[34]. 例如利用静电纺丝方法制成的 ZnO/SiO₂ 纳米纤维薄膜, 在 1.25 cm⁻¹ 曲率下灵敏度 (I_{\max}/I_0) 达到 12.75. 它的传感机理是随着压力的增加, 纤维的接触变得更加紧密, 导致电阻变小^[35]. 这类传感器的缺点是容易出现信号漂移和滞后. 4) 复合材料内部导电相的间隔发生变化^[9]. 将导电填料作为第二相加入到导电能力相

对较差的高分子材料当中, 达到渗透阈值时, 导电相会形成导电网络, 表现为电阻明显减小. 导电网络的形成目前主要有两个理论: 一是渗透理论, 二是隧道电流效应^[36,37].

电阻型与电容型压力传感器在设计策略上有类似的地方. 例如, 为了获得较高的灵敏度, 会使用具有微结构的柔性衬底或导电层. 尖锥状阵列^[38]、球状阵列^[39]、柱状阵列^[40]、互锁结构^[41,42]等微结构的应用显著提升了传感器的灵敏度. Park 等^[43]将碳纳米管 (carbon nanotubes, CNTs) 混入到 PDMS 中, 通过模板法制造两层表面有微球结构的薄膜面对面叠放在一起 (图 2(c)), 形成上下互锁的结构. 受压时, 随着微球结构发生变形并且接触面积增大, 导电填料间电阻变小. 该柔性压力传感器相比于没有微结构和只有单侧微结构的传感器对压力变化的响应更加显著 (图 2(d)), 灵敏度可以在低压 (< 10 kPa) 下达到 15.1 kPa⁻¹. 还有研究者受到自然界中植物表面结构的启发, 利用植物的微结构来制作柔性衬底. 比如 Su 等^[44]将未固化的 PDMS 转移到植物叶片上, 成功得到具有叶片表面微结构的 PDMS 衬底. 相比于传统的光刻法, 该方法大大简化了制备过程.

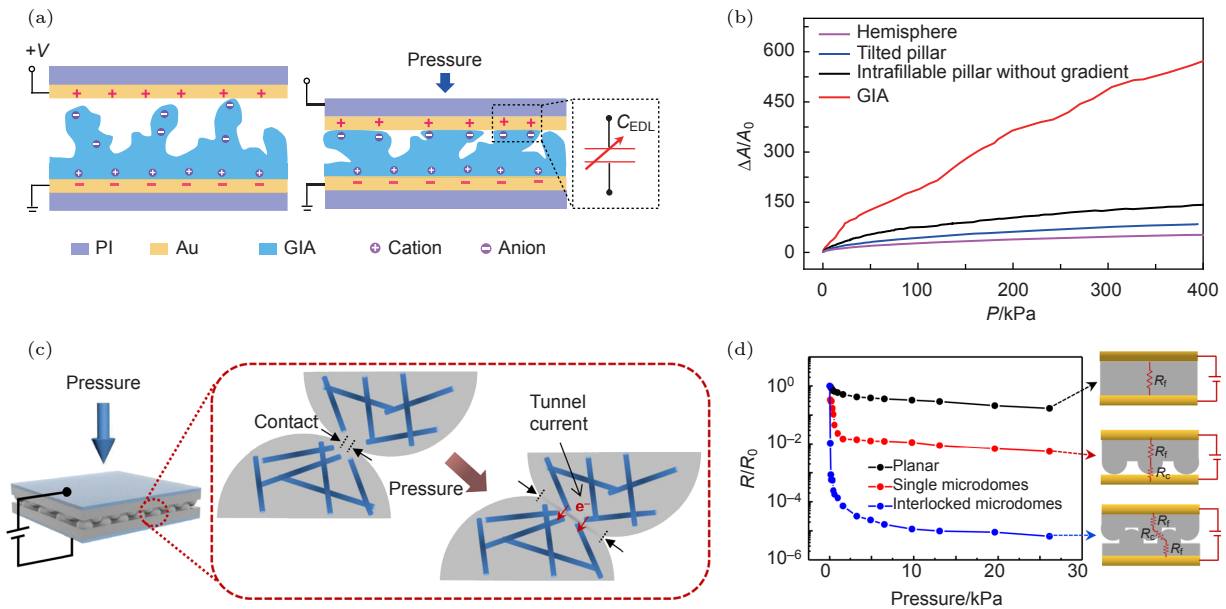


图 2 电容型压力传感器和电阻型压力传感器 (a) 基于电双层的电容型压力传感器, 含有多级非稳态自补偿结构^[31]; (b) 半球、倾斜微柱、没有高度梯度的自补偿结构、多级非稳态自补偿结构在压力下电极与微结构接触面积变化情况^[31]; (c) 基于互锁结构的电阻型压力传感器^[43]; (d) 无微结构、单侧球状微结构、互锁结构在压力下电阻变化情况^[43]

Fig. 2. Capacitive pressure sensor and resistive pressure sensor: (a) Graded intrafillable architecture (GIA)-based iontronic pressure sensor with ultra-broad-range high sensitivity^[31]; (b) comparison in contact area of electrode and microstructure among hemisphere, tilted pillar, intrafillable pillar without gradient and GIA^[31]; (c) resistive pressure sensor with interlocked microdome arrays^[43]; (d) the change in resistance among planar, single microdomes and interlocked microdomes^[43].

2.3 压电型压力传感器

压电型压力传感器是将压力信号转换为电压信号, 它的感应机理来源于压电材料的压电效应. 描述压电材料压电性能最重要的参数是 d_{33} , 称为压电常数, 体现压电材料将机械能转化为电能或者将电能转化为机械能的能力. 一般 d_{33} 越大, 压电体的压电性能越好. 这类传感器可以在压力下产生内部电压, 电压的大小与应变有关, 在无源压力传感器领域具有巨大的潜力. 压电型压力传感器在测量动态力上有出色的表现, 并且响应时间可达到微秒量级, 但是在静态力的测量上还存在一些困难. 压电效应可能发生在具有各向异性晶胞的晶体中, 或

者发生在驻极体内具有不同电荷的区域中^[9]. 常用的压电材料主要有聚合物和无机材料. 比如锆钛酸铅 (lead zirconate titanate, PZT)^[45–48]、ZnO^[49]、聚偏氟乙烯 (polyvinylidene fluoride, PVDF)^[50].

Rogers 等^[51] 将 PZT 引入场效应晶体管阵列的单元中, 得到了具有超低检测限 (0.005 Pa) 和超快响应时间 (0.1 ms) 的压力传感器. Kim 等^[52] 在 PVDF 基质当中引入 BaTiO₃, 得到的传感器有良好的抗疲劳性能, 可在大于 9 MPa 的应力下稳定循环 10⁶ 次; 最高输出电流相比于非原位生长的 PVDF 提升了 1033%. Yang 等^[53] 在此基础上, 加入聚多巴胺 (polydopamine, PDA) 作为表面改性剂修饰 BaTiO₃, 再与 PVDF 混合 (图 3(a)). 发现

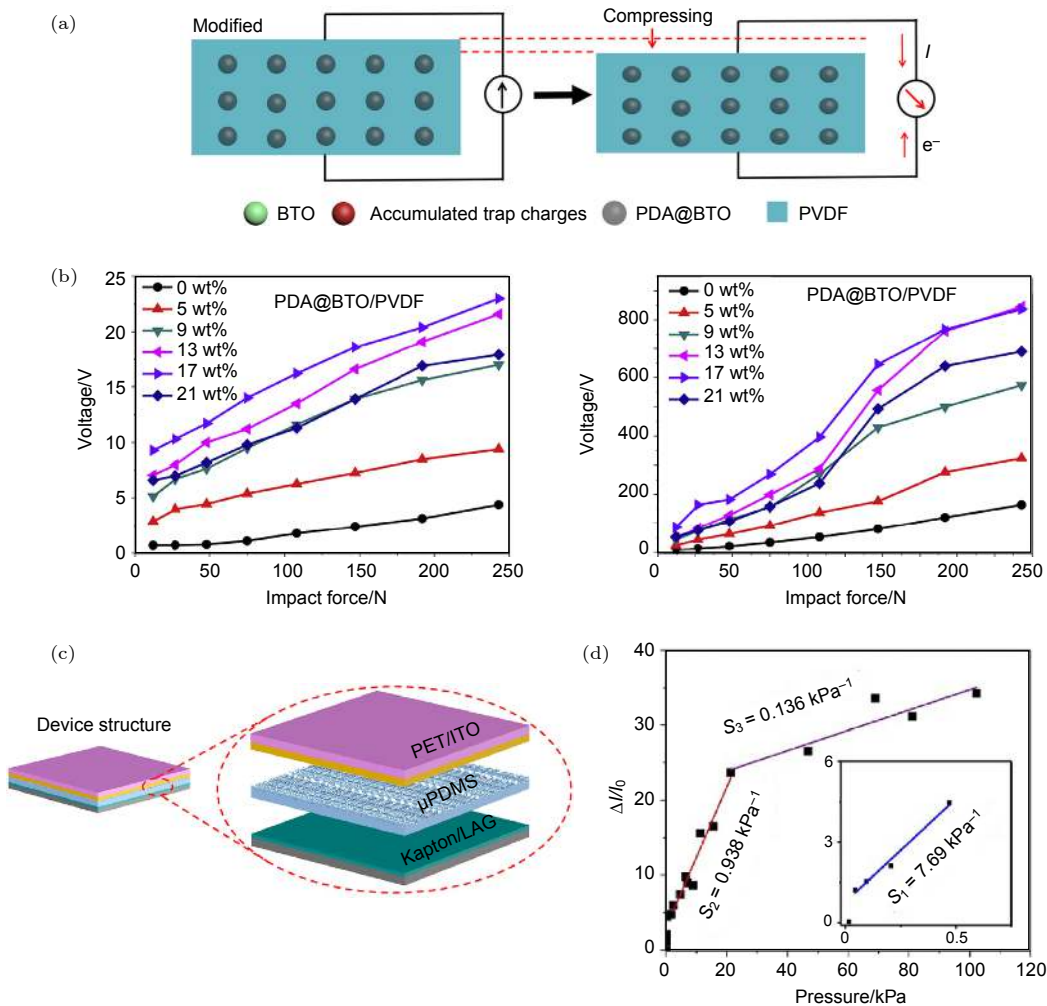


图 3 压电型压力传感器和摩擦电型压力传感器 (a) 基于 PDA 修饰 BaTiO₃ (BTO) 的压电型压力传感器原理示意图^[53]; (b) 不同质量分数的 PDA@BTO 纳米颗粒对压力作用下输出电压、电流能力的影响^[53]; (c) 在砂纸上固化 PDMS 作为摩擦材料制备的压力传感器^[57]; (d) 不同压力范围内该传感器的灵敏度^[57]

Fig. 3. Piezoelectric pressure sensor and triboelectric pressure sensor: (a) Flexible piezoelectric pressure sensor based on polydopamine-modified BaTiO₃/PVDF composite film^[53]; (b) the output voltages and currents of pressure sensors with different contents of PDA@BTO nanoparticles^[53]; (c) a flexible self-powered pressure sensor with coarse PDMS^[57]; (d) pressure sensitivity indicating different sensitivities at different pressure regimes^[57].

当 PDA 质量分数为 17% 时,产生的电压可达 9.3 V,比 PVDF 提升了 13 倍(图 3(b)). PDA 的修饰不仅有助于 BaTiO₃ 均匀分散在 PVDF 当中,而且减少了两种材料间的裂纹和缺陷.在对静态力的测量上,Chen 等^[54]制备了一种基于 PbTiO₃ 纳米线/石墨烯异质结构的压力传感器.他们报道了纳米线中应变产生的极化电荷作为带电杂质影响石墨烯载流子迁移率的机理,因此即使在静态压力下,应变也会对导电能力产生影响.器件的响应时间为 5—7 ms,对静态压力的灵敏度达 $9.4 \times 10^{-3} \text{ kPa}^{-1}$.

2.4 摩擦电型压力传感器

摩擦电型压力传感器比前 3 种传感器出现得晚.与电阻型和电容型传感器相比较,它不需要提供电源;与压电型传感器相比较,它可选择材料范围更广.摩擦电型压力传感器利用了摩擦起电的原理,具有成本低、制备流程简单和输出电压高的优点^[55].它一般由上下两个电极和中间负责摩擦生电的不同材料构成.两层材料之间有一层薄薄的空气.当外加压力时,两种不同带电序列的材料相互接触,摩擦起电现象发生,在接触界面两侧产生相反的电荷.当压力释放后,带等量相反电荷的两个表面被自动分离,由于静电感应现象分别在电极表面产生补偿电荷.材料之间的空气层使两个表面上的电荷不能完全中和,形成电位差.这种机制使摩擦电型压力传感器可以在压力作用并释放后产生电信号.摩擦电型压力传感器最早在 2012 年被 Fan 等^[56]报道,他们用两种不同的材料:PET 和 Kapton(卡普顿,主要成分聚酰亚胺)制成聚合物薄片叠加在一起,在结构的顶部和底部分别沉积金属薄膜.接通外电路后,输出电压高达 3.3 V,功率密度约为 10.4 mW/cm^3 .

影响摩擦电型压力传感器性能的关键在于材料的表面结构. Ashok 等^[57]通过在砂纸上固化 PDMS,以简单低成本的方式制备了微结构. PDMS 和 PET/ITO(铟锡氧化物)在压力下摩擦产生电荷(图 3(c)).该传感器具有较高的灵敏度 (7.697 kPa^{-1})(图 3(d)),可以检测到大约 1 Pa 的压力,响应时间小于 9.9 ms,并在 4000 次的压缩循环后保持性能稳定. Yang 等^[58]设计了一种可以检测风力的摩擦电型压力传感器.当有风力作用时,会引起尼龙薄膜的震动,根据摩擦起电现象和静电感应原理,顶部的聚酰亚胺 (polyimide, PI)

和氧化石墨烯泡沫层会根据尼龙薄膜的距离远近而带上数量不同的正电荷或者负电荷.传感器输出的电压和电流与施加压力大小存在线性关系,随着压力增大,电压和电流都明显增加 ($U = 85 \times P^{0.12}$, $I = 5.42 \times P^{0.1}$, P 表示压力),在小于 30 N 的压力范围内性能良好.

上述介绍的 4 种不同类型的压力传感器,电容型压力传感器结构简单,能够检测静态力和动态力,信号漂移小,但是容易被外场干扰,灵敏度受到介电层可压缩程度的限制^[18,30].电阻型压力传感器同样能够检测静态力和动态力,并且结构简单,缺点是信号漂移较大^[35],但是不容易受到外场的干扰.压电型压力传感器大部分只能检测动态力,响应时间快,相比于前两种具有可自供电的优势^[51].摩擦电型压力传感器一般也只能测动态力,具有制作成本低、结构简单、输出电压高、自驱动的优点^[55].在测量对象上,一般电容型和电阻型压力传感器的应用范围更广,但是也有例外,在一些恶劣的环境中,它们需要及时更换电源,比较耗费人力和物力,而压电型和摩擦电型的压力传感器由于可以自供电,能够长时间在野外检测信号,极大地节省了成本.

2.5 柔性压力传感器常用的材料

柔性压力传感器根据传感机制的不同对材料的需求也有差异.例如电容型压力传感器需要充当介电层的材料,其介电常数较大,可减少漏电流;压电型压力传感器需要材料具有压电效应,在压力作用下产生内部电压;电阻型压力传感器需要材料的电阻能够随着压力变化而变化;摩擦电型压力传感器需要两种不同摩擦电序的材料来实现电荷的转移.一般把这些材料称作传感器的功能材料.常见的功能材料一般有碳纳米管^[59–61]、石墨烯^[62,63]、纳米线^[64,65]、有机聚合物^[66–70]、离子凝胶^[71–73]等.其中,绝缘又有良好弹性的有机聚合物可以作为介电材料,例如 PDMS^[29,43,44]等;还可以作为压电材料,例如 PVDF^[52,53];导电聚合物可以用在电阻型压力传感器中充当导电层,例如聚苯胺 (polyaniline, PANI)^[66,67]、聚吡咯 (polypyrrole, PPy)^[68,69]、聚 3, 4-乙烯二氧噻吩/聚苯乙烯磺酸盐 (poly(3, 4-ethylenedioxythiophene) poly(styrene sulfonate), PEDOT:PSS)^[70]等.离子凝胶的空间网络结构具有比较好的拉伸性能,并且为离子的迁移运动提供了路径.它可以作为离子电容型压力传

传感器的中间层,与电极界面形成厚度在纳米级别的 EDL,对压力变化具有较高的灵敏度.除了功能材料以外,还有电极材料和柔性衬底.电极材料通常有 PET/ITO,金属薄膜或者金属纳米线^[74–77],离子导体^[78]等,其中离子导体已有锁志刚教授^[79]的综述作了十分详细的介绍.作为柔性衬底的材料需要具有柔性、弹性、化学惰性、在一定温度范围内的稳定性、适当的拉伸性及良好的共形能力,同时为材料提供支撑,减缓材料的应力集中,间接提升材料的可拉伸性.除了常见的 PDMS,PI 和 PET 之外,聚乙烯 (polyethylene, PE)、聚碳酸酯 (polycarbonate, PC)、聚乙烯醇 (polyvinyl alcohol, PVA) 等高分子薄膜材料也可以用作柔性衬底.

3 柔性压力传感器的性能

3.1 变形性能

柔性压力传感器在实际的使用过程中经常会面临各种不同的受力环境.例如在人体表皮电子的应用中,关节的运动会导致贴附在其表面的电子器件承受较大的拉伸应变,这对材料的柔韧性提出了较高的要求.而在弯曲、拉伸、挤压等不同类型的应变当中,可拉伸性是最考验器件性能的指标.要制备可拉伸的传感器,就需要电极和功能材料同时具有可拉伸性,这对材料的要求进一步提高.虽然有的材料可以拉伸,但是拉伸之后性能并不稳定,比如金属薄膜和柔性衬底组成的电极在被拉伸到一定程度之后电导率会急剧下降,用金属纳米网络来替换金属薄膜可以增加拉伸时导电性能的稳定性和拓宽可拉伸范围.水凝胶离子导体也具有较好的拉伸稳定性,尽管体电阻比金属高得多,但是在高度拉伸下电阻增量却较小^[77].

除此之外,也要关注器件的共形能力.传感器可能用在平面、曲面或者处于变化中的表面,例如人体关节附近的皮肤表面.如果不能和皮肤良好地贴合(即共形),即使有很好的拉伸性能也不能准确地搜集到想要的信息.为此,传感器应尽可能地薄,并且弹性模量和皮肤接近,这样才不会和皮肤脱离.

3.2 灵敏度

灵敏度是研究者们一直以来都十分关注的一个重要性能参数.压力传感器的灵敏度表示为

$$S = \delta(\Delta X/X_0)/\delta P, \quad (3)$$

其中: S 表示压力传感器的灵敏度; X_0 表示传感器初始电信号的值,例如电压、电阻、电容; ΔX 则表示电信号的相对变化量; P 表示传感器受到的压力.通常,提高灵敏度的方法包括降低初始电信号强度 X_0 (例如,在电阻型和电容型传感器中引入微结构,减小初始接触面积)、采用新型的传感材料(例如在电容型传感器中引入离子凝胶形成离子电容型传感器)、引入非稳态的细小裂纹(例如模拟蜘蛛网结构制备的有纳米级裂纹的薄膜^[80])等.

3.3 压力响应范围

压力响应范围是传感器性能评估的一个重要指标.下面将从极低压和高压两个角度进行简单阐述.

大多数传感器在正常压力范围内拥有出色的响应能力,但是在极低压下(低于压力检测限)却不响应.基于这个问题,很多研究者提出了相应的解决办法.例如 Dagdeviren 等^[51]在传感阵列单元中引入 PZT,设计了一种小巧轻薄并且可拉伸(30%)的压电型传感器,它可以和皮肤很好地贴合.由于场效应晶体管的放大效应,该传感器拥有超低的检测极限(可以感应到 0.005 Pa 的压力).图 4(a),(b) 展示了该传感阵列可以感受到很薄(1 mm)的 PDMS 薄膜与之接触带来的压力变化.

除了扩展低压区的检测限,压力传感器也需要在高压区具有良好的响应.前面已经提到,很多研究工作通过引入活性层或电极上的微结构来提高器件的灵敏度,包括金字塔、尖锥状、球状微结构等,这些结构都属于稳定结构.由于软材料的不可压缩性,以及这些结构受压时发生硬化的现象,采用微结构的传感器很容易在压力较大时信号达到饱和.最近,我们课题组^[31]制备了具有多级非稳态自补偿结构的离电型压力传感器有效地解决了上述问题.该工作采用一种易于失稳的结构,它在受压失稳后,将嵌入到微沟槽中,有效地提高结构的可压缩性.在该策略指导下传感器在极宽的压力响应范围内(0.08 Pa—360 kPa)的灵敏度均超过了 220 kPa⁻¹(图 4(c)),在高压区的灵敏度超过了之前结果达 4 个数量级.

3.4 空间分辨率和压力分辨率

人体皮肤中分布着大量的感受器,能够对环境

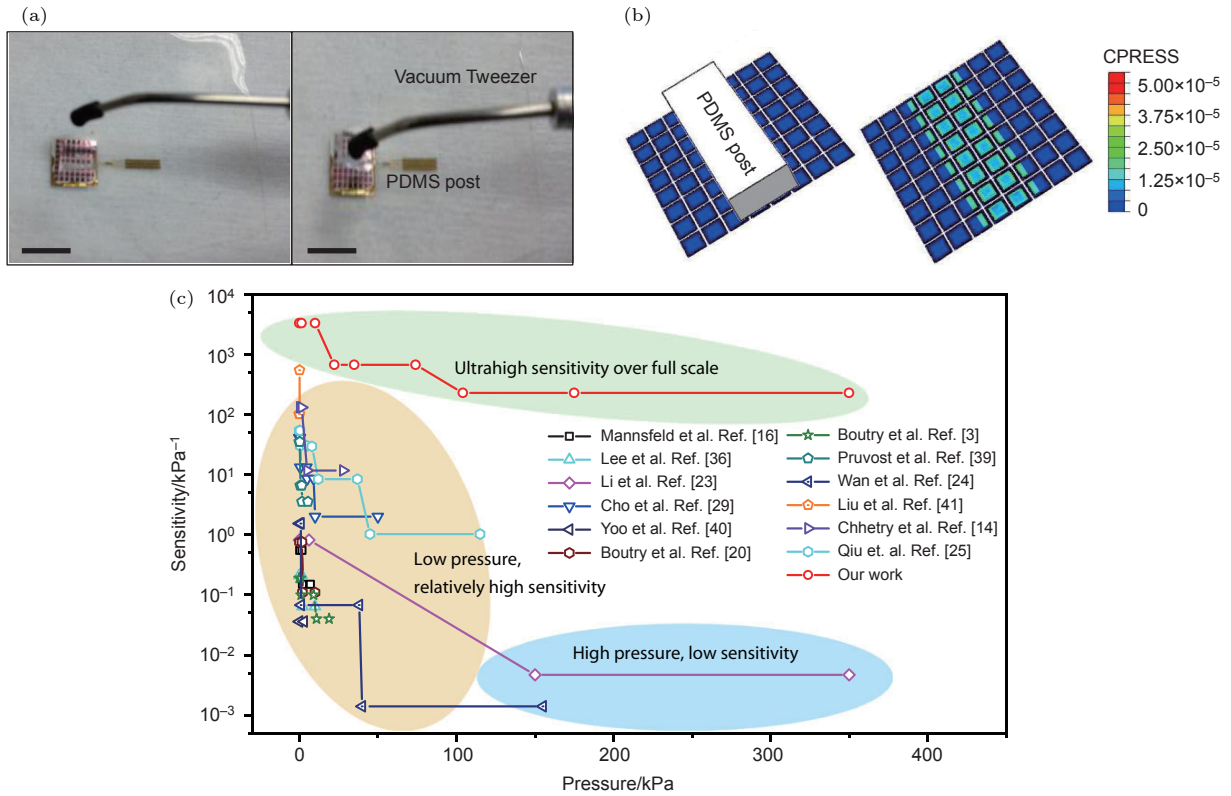


图 4 压力响应范围 (a) 利用 PZT 制作的阵列型压力传感器. PDMS 薄膜被真空镊子夹住轻置于传感器上^[51]; (b) 通过计算得到 PDMS 薄膜和传感器接触带来的压力分布示意图^[51]; (c) 基于多级非稳态自补偿结构的传感器与其他类型传感器相比具有极宽的压力响应范围和较高的灵敏度^[31]

Fig. 4. Response range: (a) Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response. PDMS film was held by a vacuum tweezer^[51]; (b) map of contact pressure. Calculated pressure associated with contact between a PDMS post (1 mm thick) and an array of PZT elements on silicone^[51]; (c) graded intrafillable architecture-based iontronic pressure sensor has ultrahigh pressure response range and sensitivity^[31].

的温度、湿度、压力等刺激做出灵敏且快速的响应, 并让人感受到刺激来自于身体的某个部位. 为了让电子皮肤也能够敏锐地感知外界刺激的准确位置, 需要提高器件的空间分辨率.

增加传感器数量和减小传感器尺寸是提高空间分辨率的基本方法. 但是当传感器阵列做得更大, 且每个单元的尺寸更小时, 意味着有更多的数据需要搜集和处理, 如何快速有效地处理如此多的数据是一个重要问题. Wang 等^[81]对于常规传感器阵列的 $m \times n$ 型线路 (类似于一个电极对应一条电路) 进行改进, 设计成一横排或者一竖排的所有电极对应一条电路, 将需要处理的信号数量降低到了 $m+n$ (图 5(a)). 这种方法基于交叉定位技术, 当一个物体接触到交点时, 可以从相应的行和列端口测量电压信号. 他们测试了传感阵列对手势的追踪响应, 得到的压力分布图和手势完全一致 (图 5(c)). Ma 等^[82]将 18 根垂直交叉分布的碳纤维分为两组, 得到 9×9 个像素点, 每根碳纤维都单独引出与

外部连接. 制备的压力传感器灵敏度为 0.055 nA/kPa , 响应时间为 68 ms , 分辨率可以达到 $127 \times 127 \text{ DPI}$, 相比皮肤中机械性感受器的分辨率提高了约 10 倍. 增加碳纤维的数量、减小碳纤维的直径, 并合理控制间距将能够进一步提升空间分辨率. Pan 等^[83]报道了一种基于纳米线发光二极管的压力传感器阵列. 该传感器阵列能够以高达 $2.7 \text{ }\mu\text{m}$ 的空间分辨率 (6350 DPI 的像素密度) 测量二维平面内压力分布情况. 每个像素点由单个 n-ZnO nanowires/p-GaN 发光二极管组成, 完成压力的测量只需 90 ms . 图 5(b) 和图 5(d) 展示了该传感阵列在用字母模板“ABC”和“PIEZO”进行按压时能产生准确的响应信号.

在某些压强比较大的应用场合, 例如飞机模型的风洞测试中, 如何在极高的环境压力下分辨出变化的低压 (即具有高压分辨率), 对于飞行器的设计具有重要意义. 然而, 由于柔性传感器中采用的很多软材料 (例如 PDMS) 的弹性模量在 MPa 量

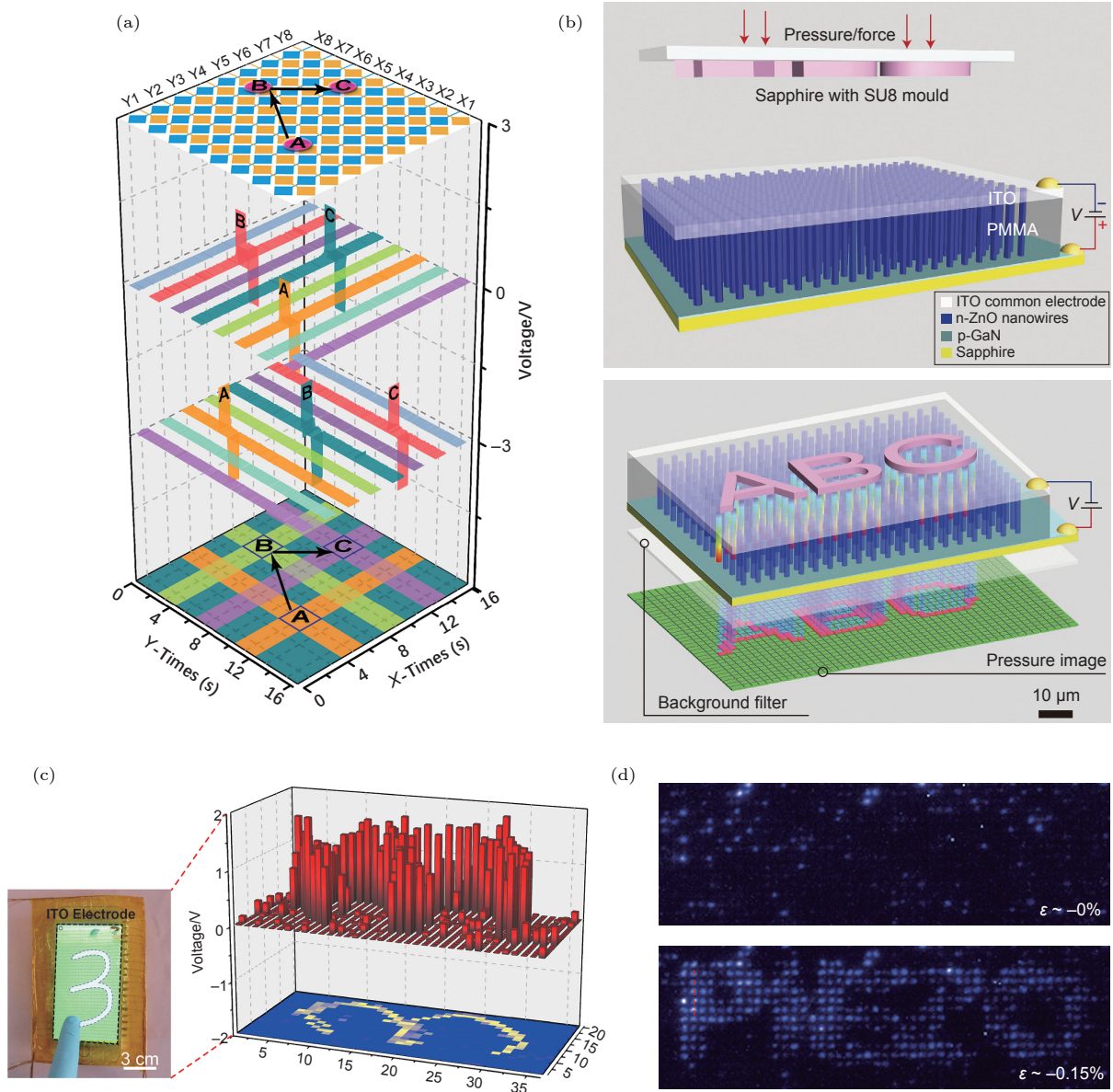


图 5 空间分辨率 (a) 基于交叉定位技术设计传感器阵列^[81]; (b) 基于纳米线发光二极管的传感器阵列, 可以准确地反映受压区域. 如这里用“ABC”字母模板施加压力^[83]; (c) 传感器阵列对手势的追踪响应^[81]; (d) 从没有应变到-0.15%的应变, 发光二极管的强度变化^[83]

Fig. 5. Space resolution: (a) Self-powered high-resolution and pressure-sensitive triboelectric sensor matrix based on cross location technique^[81]; (b) high-resolution electroluminescent imaging of pressure distribution using a piezoelectric nanowire LED array. A convex character pattern, such as ‘ABC’, is used to apply the pressure pattern on top of the ITO electrode^[83]; (c) sensor array tracks to gesture and gives pressure distribution map^[81]; (d) electroluminescence images of the device at strains of 0 and -0.15%, respectively^[83].

级, 引入微结构后, 很多器件在 100 kPa 之后的响应已达到饱和. 优化微结构的设计、引入更高模量的弹性体有益于提高传感器的压力响应范围.

前面我们已经提到过一种“非稳态自填充结构”能有效地提高压力响应范围^[31], 能够在 0.08 Pa—360 kPa 的压力范围内获得高于 220 kPa^{-1} 的灵敏度. 这也使得传感器在极宽的压力范围具有极高的压力分辨率, 即使在压强为 320 kPa 的情况

下, 传感器依然能够分辨 18 Pa (0.0056%) 的压强变化 (图 6(a)—(e)), 远高于其他的传感器和人体皮肤.

需要指出的是, 压力分辨率是比灵敏度更重要的参数, 但在柔性压力传感器的研究中却鲜有提及. 通常, 灵敏度是相对量, 其高低并不能直接反映出传感器的压力分辨能力; 相比之下, 压力分辨率则直接反映出器件在压力条件下对力刺激的响

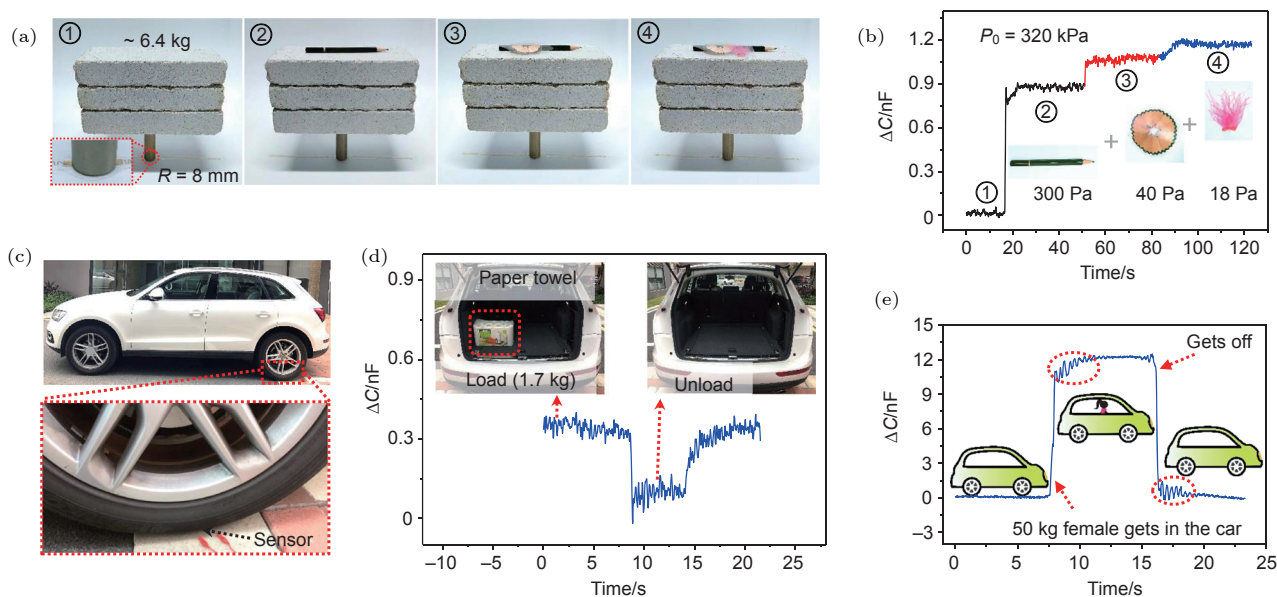


图 6 压力分辨率 (a) 把质量十分轻的不同物品放在 3 块砖 (320 kPa) 上^[31]; (b) 增加的压力为 300, 40, 18 Pa 时检测到的电容值变化^[31]; (c) 把传感器压在汽车轮胎下^[31]; (d) 在汽车上装上和卸下一箱纸巾, 检测对应的电容值变化^[31]; (e) 体重为 50 kg 的女性上车和下车, 检测对应的电容值变化^[31]

Fig. 6. Pressure sensor with high pressure resolution: (a) Detection of different micro pressure objects placed on three concrete bricks weighing 320 kPa^[31]; (b) capacitance signals corresponding to panel^[31]; (c) experimental set-up of a car with a GIA-based iontronic pressure sensor bonded under a rear tire, the test frequency is 10 kHz^[31]; (d) capacitance signals corresponding to a loaded, unloaded, and reloaded 1.7 kg bag of paper towels in the trunk of the car^[31]; (e) capacitance signals corresponding to a 50 kg female passenger getting into and out of the car^[31].

应能力, 这在实际应用中更有意义. 除了本文中详细讨论的一些性能, 传感器的抗干扰能力、线性度、点阵之间的串扰和一致性都需要在实际应用中予以考虑.

4 柔性压力传感器的应用

从 40 年前第一台触摸屏计算机 HP-150 诞生^[9], 到现在智能手机, 智能手表, 智能屏幕等各种电子产品琳琅满目, 我们见证了电子材料的飞速发展. 近些年来人工智能领域十分热门, 在实现机器人与环境交互、机器人与人类交互的过程中, 触觉感知是必须攻克的一个十分重要的课题. 此外, 在医疗领域里, 利用可穿戴的柔性压力传感器对人体脉搏、心跳、血压等生理信号进行检测, 将为病情的诊断和治疗提供更快速高效的途径. 尽管柔性压力传感器还未能大规模应用, 但是可以肯定的是, 这类器件未来将彻底颠覆人类的生活方式.

4.1 触觉感知

人的手指指尖分布着大量的触觉感受器, 我们可以通过手指感受到物体的形状、大小、软硬程

度、表面纹理、粗糙度等. 对于机器而言, 压力传感器是其触觉感知系统不可缺少的一部分, 柔性器件可以进一步增加其安全性及承受变形的能力, 并且适用于弯曲表面. 目前, 大多数关于触觉感知的研究集中于传感器对正向压应力的响应, 但是在实际环境中, 力的方向往往充满了随机性. 人类之所以能感受到来自不同方向的力 (例如压力和摩擦力), 能够对物体表面的纹理进行判断, 源于指尖有着复杂而精妙的结构. 受到指尖结构的启发, Chen 等^[84]采用 CNTs-PDMS 混合物模拟指尖的三层构造来设计传感器. 位于最外侧的双螺旋结构是电极同时也是摩擦纳米发电机. 当物体在设备表面滑动时, 电子会在界面之间传输, 产生交流电压, 峰出现的频率可以反映物体的粗糙程度. 位于最内侧的多孔 CNTs-PDMS 层状结构可以感应压力变化, 但是这种器件的灵敏度在压力超过 1 N 以后迅速下降. 这种传感器应用于机器人上, 能够感知物体表面粗糙度、纹理, 还可以完成握紧和松开物体等操作. Liang 等^[85]在机器人手指表面贴附 3×3 的触觉传感器阵列, 然后触摸表面纹理不同的平板, 产生一系列波峰信号. 对这些波峰信号进行分析, 并和标准值对比, 识别的准确率达到了 99%.

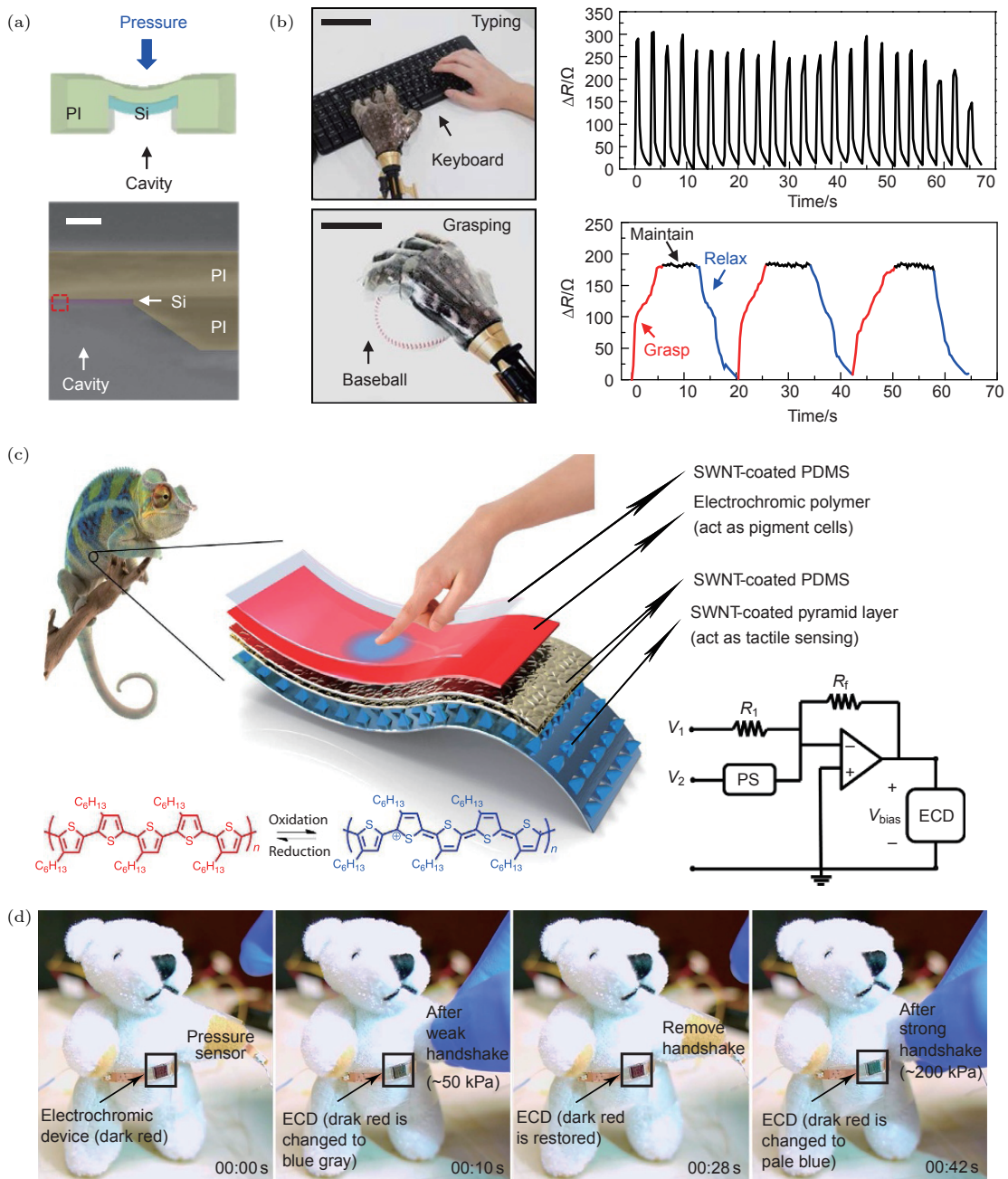


图 7 压力传感器用于触觉感知 (a) 超薄单晶硅纳米带制作的电子皮肤中压力传感模块示意图和扫描电镜图^[86]; (b) 贴附电子皮肤的假肢在敲键盘和抓球时电阻的变化^[86]; (c) 能够像变色龙一样随着环境变化的传感器, 颜色变化主要由电致变色高分子来提供^[94]; (d) 对该传感器间歇性施加不同的压力, 有明显的颜色变化^[94]

Fig. 7. Pressure sensor used for tactile sensing: (a) Schematic and scanning electron microscope image showing the working principle of the Si nanoribbon pressure sensor with a cavity^[86]; (b) resistance change when prosthetic limb taps a keyboard and catches a baseball^[86]; (c) a chameleon-inspired stretchable electronic skin with interactive color changing controlled by tactile sensing^[94]; (d) the change of colors under different pressures^[94].

Kim 等^[86]展示了用超薄单晶硅纳米带制作的电子皮肤, 它由多层结构堆叠而成, 集成了湿度、压力和温度传感器阵列。其中, 压力传感器模块如图 7(a) 所示。通过在 PI 层形成凹洞, 压力传感器的灵敏度提升了约 10 倍。使用的单晶硅纳米带被制作成弯曲的蛇形结构, 这种特殊的几何设计让纳

米带拉伸性能得到提升。将电子皮肤贴附在假肢上, 检测假肢敲击键盘和抓球时的电阻变化, 证明了压力传感器对外界刺激有快速且稳定的信号响应 (图 7(b))。所有的电刺激可以经纳米线电极传输到身体特定的神经元。为预防炎症, 在纳米线电极上还修饰了二氧化铈纳米粒子。这种设计为新兴

的假肢和周围神经系统接口技术提供了有益的参考. Sim 等^[87]报道了溶胶-凝胶聚合物处理的铜锌氧化物半导体纳米膜制作的超薄可拉伸电子皮肤. 该电子皮肤具有多功能性, 制造简单, 不易磨损的优势, 包含用于数据存储的电阻随机存取存储器、用于接合和转换电路的场效应晶体管、用于健康监测和运动传感的各种传感器, 以及用于温度传递的微加热器. 他们将这种电子皮肤贴在人体上捕捉人体的运动信号, 利用这种信号可以控制机械手的运动, 实现了人远程精确操纵机械的目标.

目前大多数触觉传感器利用的是电子来将物理信号转化为相应的电信号, 并用电信号数值的大小来表示触觉感知的强弱. 而人体是通过体内离子的迁移和一系列生物化学反应来将皮肤的变形转化为机械感受器的电信号, 实现触觉感知. 这两种不同的方式引起了人们的关注和思考. Kim 等^[88]制备了一种离子型的触觉传感器, 由三层结构组成, 包括两层石墨烯电极及中间的离子液体. 受压时, 顶层的石墨烯电极向下运动并和离子液体接触形成 EDL, 随着压力增加, 接触面积增大, 电容值增大. 由于初始接触面积很小, 该触觉传感器的灵敏度十分高 (31.1 kPa^{-1}). 近几年来, 基于水凝胶的触觉传感器已经具备了高灵敏度、高弹性、良好的可拉伸性、自愈合能力和黏附性等^[89–91]优点. 这种类型的传感器大多用离子作为传输电信号的介质. Liu 等^[92]将 Ag 离子引入具有非对称粗糙表面的聚丙烯酸水凝胶中, 水凝胶中带负电荷的羧基团会促进带正电荷的 Ag 离子分散, 并在电极之间建立非对称的电动势. 这种离子型的触觉传感器只需要 20 mV 的外部电压, 就可以检测到 0.075 Pa 的压力, 并且拥有优于大部分触觉传感器的灵敏度 ($57\text{—}171 \text{ kPa}^{-1}$).

还有研究者设计了一种对磁场敏感的触觉传感器, 它由聚合物磁体颗粒、磁性传感器和气隙组成. 当微小外力作用引起聚合物磁体变形时, 磁性传感器能够检测到磁场变化. 通过和 LC 振荡电路集成, 能够在低压环境 (0—1 kPa) 下将数字信号与频率信号进行转换, 频率随外力的增加而升高. 显示出高灵敏度 (4.4 kPa^{-1}) 和超过人体感知能力极限的检测能力 (0.3 Pa)^[93]. 常见的传感器大多通过数值或者图表来反映压力变化, 而 Chou 等^[94]成功开发了一种可视化的触觉传感器, 这种传感器会随着压力的变化呈现不同的颜色. 它由涂覆单壁

碳纳米管的尖锥状 PDMS 阵列和电致变色的高分子薄膜 (不同压力下颜色不同) 组成 (图 7(c)). 通过改变压力的大小, 传感器会发生不同的颜色变化 (图 7(d)). 该系统具有广泛的应用, 例如交互式可穿戴设备, 柔性显示屏和智能机器人等.

4.2 健康监测

心血管疾病威胁着世界各地人们的健康, 也是导致死亡最主要的原因之一. 因此, 对心率、脉搏、血压等关乎心血管健康的参数进行监测, 可以及时发现心血管疾病并采取治疗措施. 人的心跳和脉搏信息作为评估健康状况的关键数据, 一般可以通过在手腕处把脉、在胸部贴附电极绘制心电图等方式获得. 除此以外, 人的指尖脉冲波形也可以反应脉搏信息.

Meng 等^[95]制备了一种基于互锁结构的摩擦电型压力传感器, 用于收集指尖脉搏信号. 带有纳米微球结构的 PDMS 和聚乙烯 (polyethylene, PE) 薄膜互锁在一起, 提升灵敏度的同时也使传感器可以自供电. 这种压力传感器只需要手指按压就可以准确地绘制出脉搏波形并得到心率. 将得到的信息和商用医疗设备的进行对比, 几乎完全一致 (图 8(a)). 他们还用该传感器搜集了 35 岁和 65 岁的两名志愿者的脉搏信号, 显示出了明显的差异 (图 8(b)). 这个工作在简化测试环节和降低设备成本方面拥有极大潜力.

Li 等^[96]采用银纳米线、石墨烯和聚酰胺纳米纤维组成了纳米网络结构. 银纳米线均匀地分散在聚酰胺纳米纤维网络中, 形成导电路径. 石墨烯充当银纳米线之间的桥梁. 该压力传感器具有超高的灵敏度 (134 kPa^{-1} , 0—1.5 kPa), 可以检测到 3.7 Pa 的压力并在 75 kPa 的压力范围正常运行. 它可以被用来检测人体的脉搏和说话时声带的振动等信息. Chen 等^[97]把具有两种不同高度锥形微结构 (900 和 450 μm) 的 PDMS 薄膜和膨体聚四氟乙烯薄膜结合起来, 不同高度的微结构在确保一定灵敏度的同时增加了压力响应范围, 多孔、低密度且高韧性的膨体聚四氟乙烯膜让复合材料的机械强度和韧性得以提升. 以此为基础制备的摩擦电型压力传感器的灵敏度为 7.989 V/kPa , 在 0.1—60.0 kPa 的范围内有信号响应, 同时具有高稳定性和高信噪比 (38 dB). 这些优势使其能够满足脉搏、心跳和血压监测方面的各种要求.

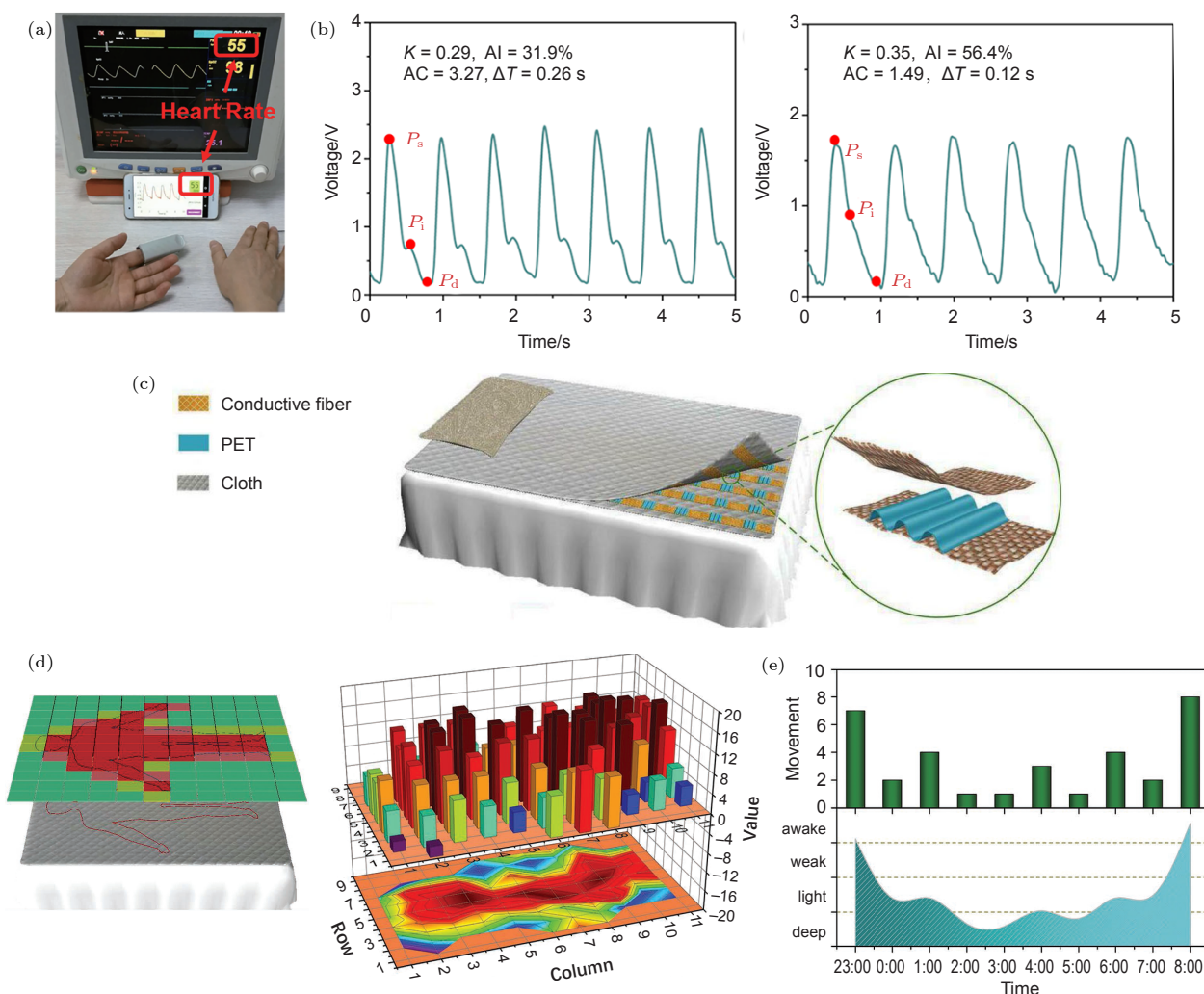


图 8 压力传感器用于健康监测 (a) 同时用商用检测设备和基于该压力传感器搭建的检测系统对指尖脉搏进行检测^[95]; (b) 使用该压力传感器检测 35 岁(左)和 65 岁(右)受试者得到的指尖脉搏波形^[95]; (c) 基于摩擦电型压力传感器阵列制备的床单, 小图展示了它由导电纤维和中间的 PET 薄膜构成^[98]; (d) 人的身体姿势和位置与对应的压力分布示意图(左), 受试者睡觉时不同区域压力指数分布直方图(右)^[98]; (e) 晚上 23:00—早上 08:00 睡眠期间活动次数的分时直方图和相应的睡眠质量报告^[98]

Fig. 8. Health monitoring: (a) Simultaneous fingertip-pulse wave monitoring using the intelligent arteriosclerosis monitoring system based on fingertip-contact pressure sensor and a commercial medical monitor^[95]; (b) fingertip-pulse waveforms of a 35-year-old participant (left) and a 65-year-old participant (right)^[95]; (c) illustration of TENG-array-based smart textile. Inset is an enlarged view of one TENG unit of the smart textile^[98]; (d) graphical user interface of the human body's posture, position, and pressure distribution (left). Diagrams showing the press number distribution of a sleeper over an entire night (right)^[98]; (e) time-sharing histogram of active number during the sleeping period of 23:00 PM to 08:00 AM and the correspondingly generated sleep quality report^[98].

人的一生中大概有三分之一的时间都是在睡眠中度过, 睡眠质量直接关系到人的身体和精神健康. 睡眠质量较差容易导致睡眠失调、肥胖等疾病, 它们是快节奏生活背景下威胁人们健康的潜在风险. 对睡眠行为进行监测, 可以判断睡眠质量并给疾病诊断提供参考. Lin 等^[98]设计了一种可检测使用者睡觉姿势变化的床单. 它分为两层, 分别贴附了垂直交叉的导电纤维阵列. 波浪形的 PET 薄膜被夹在两层导电纤维之间, 使其可以通过摩擦起电来实现实时的压力信号采集(图 8(c)). 此外, 这种

床单在用自来水清洗后, 依然能够产生稳定的压力响应信号, 具有制备简单、适合家用、性能稳定等优点. 测试者身体姿势变化的程度和次数可以在一定程度上反映睡眠质量. 通过建立高度集成的数据采集、处理和无线传输系统, 对收集到的电信号进行分析, 可评估睡眠质量和健康状态(图 8(d)和图 8(e)).

考虑到实时监测生理信号的设备要长期佩戴, 因此实现传感器和人体良好的相容性, 让人们能够更加舒适安全地穿戴是十分重要的. 基于此, 一些

研究提出了在织物当中放置传感器来实现生理信号监测, 这些功能性纺织品在下一代可穿戴电子和生物医学领域具有广泛的应用前景. 例如 Min 等^[99]设计了一种电容型的传感织物, 可以用于呼吸监测系统. 这种织物由导电纺织品和聚酯材料制成, 将它放置在测试者的腹部, 得到的模拟信号经 MP150 ADC 模数转换器转换为数字信号, 对使用者的呼吸次数进行记录. 该工作为测量呼吸频率提供了一种简单易行的方式. Liu 等^[100]设计了一种大面积的基于织物的压力传感器阵列, 每一个阵列单元有 14.4 kPa^{-1} 的高灵敏度、 2 Pa 的检测极限及 24 ms 的响应速度. 能够实现对手指弯曲、身体运动及脉搏波的检测. 此外, 这种基于织物的传感器可以实现个性化的图案设计, 提升了美感. 人的步态模式可以在一定程度上反应人体健康状况, 组织是否受到损伤等, 通过设计具有足底压力传感功能的鞋垫, 可以实时监测人体的运动信息和步态模式. 这种智能鞋垫从嵌入的压力传感器阵列中获取步态信息, 并无线传输到外部显示系统. 通过与存储的参考数据比较, 可以确定使用者的步态模式^[101].

5 展 望

虽然柔性压力传感器的发展历史不是很长, 但是这个领域迄今已经展现出极大的活力, 一大批杰出的科研工作者不断地探索传感器设计的思路 and 理念, 并推动传感器件和传感系统的未来产业化进程. 几十年前, 硅材料让半导体技术得以蓬勃发展, 促进了信息产业的腾飞. 如今柔性电子材料正把我们逐渐推向柔性电子时代. 近些年来, 新材料的使用为柔性压力传感器的未来描绘了一幅更广阔的蓝图. 例如应用含有动态可逆键的材料可以实现断裂处的多次愈合, 相比于添加愈合剂和催化剂的方式更具有优势^[102]. 这让压力传感器的使用寿命和性能的稳定性大大提升. 某些材料具有良好的生物相容性并且可在生物体内降解, 促进了柔性压力传感器向人体内部植入的研究. 例如鲍哲南团队^[103]用聚癸二酸丙三醇酯作为介电层, 金属镁作为电极制备电容式传感器, 可以在人体内降解, 可有效减少手术的次数. Li 等^[104]在聚 L-丙交酯-乙交酯 (poly(L-lactide-co-glycolide), PLGA) 薄膜中掺杂金纳米棒, 使降解过程变得可以调控, 材料暴露在近红外辐射下即可开始降解; 除此以外, 一些在压

力变化下呈现不同颜色的高分子, 能更直观地反应压力的大小, 让数据的显示方式从图表化变为色彩化. 例如 Chou 等^[94]受到变色龙的启发, 将电致变色高分子应用于柔性压力传感器, 仅通过视觉就能感知到压力的变化; 柔性压力传感器还向着自驱动的方向在不断发展, 这得益于摩擦电材料和压电材料的应用^[105–107]; 水凝胶和离子凝胶近些年的研究热度不断升高, 以离子作为传输电信号的介质将突破传统的电子传导信号的模式, 并实现器件和人体或其他生命更友好的相容^[108]. 未来, 柔性压力传感器将在人工智能、健康监测、人机交互、物联网等应用上拥有巨大的潜力. 然而, 目前柔性压力传感器的发展依然面临着许多问题. 如在人体表皮电子或者体内植入电子方面, 电子器件如何进一步提高和人体的生物相容性, 如何具有更好的透气性、亲肤性, 以及自愈合能力; 在机器人的应用上, 如何进行大面积传感器阵列的低成本制备, 减少信号串扰, 提高空间分辨率和压力分辨率; 在假肢的应用上, 如何将电子器件与人体神经接口相连, 向使用者传输来自环境的刺激信号等. 此外, 如何让传感器在不同压力下对力的响应具有更好的线性度; 压力分辨率、空间分辨率、压力响应范围如何进一步提升; 各种性能之间如何更好地协调等都是需要关注的问题. 由于篇幅所限, 上述问题未能一一阐述, 有兴趣的读者可以查阅近年来国内外研究进行了解. 最后, 真挚地希望本篇综述能够给予读者对柔性压力传感器更多的了解.

参考文献

- [1] Wang Y, Wu X, Mei D, Zhu L, Chen J 2019 *Sens. Actuators, A.* **297** 111512
- [2] Xu M, Gao Y, Yu G, Lu C, Tan J, Xuan F 2018 *Sens. Actuators, A.* **284** 260
- [3] Wang Y, Chen J, Mei D 2020 *Sens. Actuators, A.* **307** 111972
- [4] Mao R, Yao W, Qadir A, Chen W, Gao W, Xu Y, Hu H 2020 *Sens. Actuators, A.* **312** 112144
- [5] Wang Y, Chao M, Wan P, Zhang L 2020 *Nano Energy* **70** 104560
- [6] Wu Y, Karakurt I, Beker L, Kubota Y, Xu R, Ho K Y, Zhao S, Zhong J, Zhang M, Wang X, Lin L 2018 *Sens. Actuators, A.* **279** 46
- [7] Shi Q, Zhang Z, Chen T, Lee C 2019 *Nano Energy* **62** 355
- [8] Kumar A 2018 *Manuf. Lett.* **15** 122
- [9] Hammock M L, Chortos A, Tee B C, Tok J B, Bao Z 2013 *Adv. Mater.* **25** 5997
- [10] Yang T, Xie D, Li Z, Zhu H 2017 *Mat. Sci. Eng. R.* **115** 1
- [11] Wan Y, Wang Y, Guo C F 2017 *Mater. Today Phys.* **1** 61

- [12] Chen W, Yan X 2020 *J. Mater. Sci. Technol.* **43** 175
- [13] Niu S, Matsuhisa N, Beker L, Li J, Wang S, Wang J, Jiang Y, Yan X, Yun Y, Burnett W J N E 2019 *Nat. Electron.* **2** 361
- [14] Sankar S, Brown A, Balamurugan D, Nguyen H, Iskarous M, Simcox T, Kumar D, Nakagawa A, Thakor N 2019 *IEEE Sensors* Montreal, Canada, October 27–30, 2019 p1
- [15] Tee B C K, Chortos A, Berndt A, Nguyen A K, Tom A, McGuire A, Lin Z C, Tien K, Bae W G, Wang H, Mei P, Chou H H, Cui B, Deisseroth K, Ng T N, Bao Z 2015 *Science* **350** 313
- [16] Zhao Z, Huang Q, Yan C, Liu Y, Zeng X, Wei X, Hu Y, Zheng Z 2020 *Nano Energy* **70** 104528
- [17] Qi K, Wang H, You X, Tao X, Li M, Zhou Y, Zhang Y, He J, Shao W, Cui S 2020 *J. Colloid Interface Sci.* **561** 93
- [18] Lee B Y, Kim J, Kim H, Kim C, Lee S D 2016 *Sens. Actuators, A* **240** 103
- [19] Ma L Q, Shuai X T, Hu Y G, Liang X W, Zhu P, Sun R, Wong C P 2018 *J. Mater. Chem. C* **6** 13232
- [20] Zhang X, Hu Y, Gu H, Zhu P, Jiang W, Zhang G, Sun R, Wong C P 2019 *Adv. Mater. Technol.* **4** 1900367
- [21] Zhang Y, Hu Y, Zhu P, Han F, Zhu Y, Sun R, Wong C P 2017 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **9** 35968
- [22] Li H, Wu K, Xu Z, Wang Z, Meng Y, Li L 2018 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **10** 20826
- [23] Chen Y M, He S M, Huang C H, Huang C C, Shih W P, Chu C L, Kong J, Li J, Su C Y 2016 *Nanoscale* **8** 3555
- [24] Narducci M, Yu Chia L, Fang W, Tsai J 2013 *J. Micromech. Microeng.* **23** 055007
- [25] Shi H, Al Rubaia M, Holbrook C M, Miao J, Pinto T, Wang C, Tan X 2019 *Adv. Funct. Mater.* **29** 1903020
- [26] Tolvanen J, Hannu J, Jantunen H 2017 *IEEE Sens. J.* **17** 4735
- [27] Pruvost M, Smit W, Monteux C, Poulin P, Colin A 2019 *npj Flexible Electron.* **3** 1
- [28] Wan S, Bi H, Zhou Y, Xie X, Su S, Yin K, Sun L 2017 *Carbon* **114** 209
- [29] Luo Y, Shao J, Chen S, Chen X, Tian H, Li X, Wang L, Wang D, Lu B 2019 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **11** 17796
- [30] Cheng M Y, Lin C L, Lai Y T, Yang Y J 2010 *Sensors (Basel)* **10** 10211
- [31] Bai N, Wang L, Wang Q, Deng J, Wang Y, Lu P, Huang J, Li G, Zhang Y, Yang J, Xie K, Zhao X, Guo C F 2020 *Nat. Commun.* **11** 209
- [32] Pereira V, Castro Neto A, Peres N M R 2009 *Phys. Rev. B* **80** 045401
- [33] Toriyama T, Sugiyama S 2002 *J. Microelectromech. Syst.* **11** 598
- [34] Timsit R 1999 *IEEE Trans. Compon. Packaging Technol.* **22** 85
- [35] Zhang H D, Liu Y J, Zhang J, Zhu J W, Qin Q H, Zhao C Z, Li X, Zhang J C, Long Y Z 2018 *J. Phys. D: Appl. Phys.* **51** 085102
- [36] He Z, Byun J H, Zhou G, Park B J, Kim T H, Lee S B, Yi J W, Um M K, Chou T W 2019 *Carbon* **146** 701
- [37] Tee B C, Wang C, Allen R, Bao Z 2012 *Nat. Nanotechnol.* **7** 825
- [38] Choong C L, Shim M B, Lee B S, Jeon S, Ko D S, Kang T H, Bae J, Lee S H, Byun K E, Im J, Jeong Y J, Park C E, Park J J, Chung U I 2014 *Adv. Mater.* **26** 3451
- [39] Pan L, Chortos A, Yu G, Wang Y, Isaacson S, Allen R, Shi Y, Dauskardt R, Bao Z 2014 *Nat. Commun.* **5** 3002
- [40] Li Q, Jia Y, Yang X, et al. 2019 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **11** 31
- [41] Pang C, Lee G Y, Kim T I, Kim S M, Kim H N, Ahn S H, Suh K Y 2012 *Nat. Mater.* **11** 795
- [42] Park J, Lee Y, Hong J, Lee Y, Ha M, Jung Y, Lim H, Kim S Y, Ko H 2014 *ACS Nano* **8** 12020
- [43] Park J, Lee Y, Hong J, Ha M, Jung Y D, Lim H, Kim S Y, Ko H 2014 *ACS Nano* **8** 4689
- [44] Su B, Gong S, Ma Z, Yap L W, Cheng W 2015 *Small* **11** 1886
- [45] Tian G, Deng W L, Gao Y Y, Xiong D, Yan C, He X B, Yang T, Jin L, Chu X, Zhang H T, Yan W, Yang W Q 2019 *Nano Energy* **59** 574
- [46] Noh M S, Kim S, Hwang D K, Kang C Y 2017 *Sens. Actuators A* **261** 288
- [47] Tolvanen J, Hannu J, Juuti J, Jantunen H 2018 *Electron. Mater. Lett.* **14** 113
- [48] Min Gyu K, Woo Suk J, Chong Yun K, Seok Jin Y 2016 *Actuators* **5** 5
- [49] Cherumannil Karumuthil S, Singh K, Valiyaneerilakkal U, Akhtar J, Varghese S 2020 *Sens. Actuators, A* **303** 111677
- [50] Kim H, Torres F, Wu Y Y, Villagran D, Lin Y R, Tseng T L 2017 *Smart Mater. Struct.* **26** 085027
- [51] Dagdeviren C, Su Y, Joe P, Yona R, Liu Y, Kim Y S, Huang Y, Damadoran A R, Xia J, Martin L W, Huang Y, Rogers J A 2014 *Nat. Commun.* **5** 4496
- [52] Kim H, Torres F, Villagran D, Stewart C, Lin Y R, Tseng T L B 2017 *Macromol. Mater. Eng.* **302** 1700229
- [53] Yang Y, Pan H, Xie G Z, Jiang Y D, Chen C X, Su Y J, Wang Y, Tai H L 2020 *Sens. Actuators A* **301** 111789
- [54] Chen Z F, Wang Z, Li X M, Lin Y X, Luo N Q, Long M Z, Zhao N, Xu J B 2017 *ACS Nano* **11** 4507
- [55] Garcia C, Trendafilova I, Guzman de Villoria R, Sanchez del Rio J 2018 *Nano Energy* **50** 401
- [56] Fan F R, Tian Z Q, Wang Z L 2012 *Nano Energy* **1** 328
- [57] Das P S, Chhetry A, Maharjan P, Rasel M S, Park J Y 2019 *Nano Res.* **12** 1789
- [58] Zhao X, Chen B, Wei G, Wu J M, Han W, Yang Y 2019 *Adv. Mater. Technol.* **4** 1800723
- [59] Ryu S, Lee P, Chou J B, Xu R, Zhao R, Hart A J, Kim S G 2015 *ACS Nano* **9** 5929
- [60] Lipomi D J, Vosgueritchian M, Tee B C K, Hellstrom S L, Lee J A, Fox C H, Bao Z 2011 *Nat. Nanotechnol.* **6** 788
- [61] Wang Z, Jiang R, Li G, Chen Y, Tang Z, Wang Y, Liu Z, Jiang H, Zhi C 2017 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **9** 22685
- [62] Gao J F, Li B, Huang X W, Wang L, Lin L W, Wang H, Xue H G 2019 *Chem. Eng. J.* **373** 298
- [63] Tung T T, Karunakaran R, Tran D N H, Gao B S, Nag Chowdhury S, Pillin I, Castro M, Feller J F, Losic D 2016 *J. Mater. Chem. C* **4** 3422
- [64] Xu F, Zhu Y 2012 *Adv. Mater.* **24** 5117
- [65] Zhou J, Gu Y, Fei P, Mai W, Gao Y, Yang R, Bao G, Wang Z L 2008 *Nano Lett.* **8** 3035
- [66] Muthukumar N, Thilagavathi G, Kannaian T 2016 *High Perform. Polym.* **28** 368
- [67] Park H, Jeong Y R, Yun J, Hong S Y, Jin S, Lee S J, Zi G, Ha J S 2015 *ACS Nano* **9** 9974
- [68] Luo M Y, Li M F, Li Y Q, Chang K Q, Liu K, Liu Q Z, Wang Y D, Lu Z T, Liu X, Wang D 2017 *Compos. Commun.* **6** 68
- [69] Luo C, Liu N S, Zhang H, Liu W J, Yue Y, Wang S L, Rao J Y, Yang C X, Su J, Jiang X L, Gao Y H 2017 *Nano Energy* **41** 527
- [70] Jang H H, Park J S, Choi B 2019 *Sens. Actuators A* **286** 107

- [71] Cho S H, Lee S W, Yu S, Kim H, Chang S, Kang D, Hwang I, Kang H S, Jeong B, Kim E H, Cho S M, Kim K L, Lee H, Shim W, Park C 2017 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **9** 10128
- [72] Zhang S, Wang F, Peng H, Yan J, Pan G 2018 *ACS Omega* **3** 3014
- [73] Yoon S G, Park B J, Chang S T 2017 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **9** 36206
- [74] Lee P, Lee J, Lee H, Yeo J, Hong S, Nam K H, Lee D, Lee S S, Ko S H 2012 *Adv. Mater.* **24** 3326
- [75] Liang J, Li L, Tong K, Ren Z, Hu W, Niu X, Chen Y, Pei Q 2014 *ACS Nano* **8** 1590
- [76] Graz I M, Cotton D P J, Lacour S P 2009 *Appl. Phys. Lett.* **94** 071902
- [77] Huang S, Liu Y, Zhao Y, Ren Z, Guo C F 2018 *Adv. Funct. Mater.* **29** 1805924
- [78] Keplinger C, Sun J Y, Foo C C, Rothemund P, Whitesides G M, Suo Z 2013 *Science* **341** 984
- [79] Yang C H, Suo Z G 2018 *Nat. Rev. Mater.* **3** 125
- [80] Kang D, Pikhitsa P V, Choi Y W, Lee C, Shin S S, Piao L, Park B, Suh K Y, Kim T, Choi M 2014 *Nature* **516** 222
- [81] Wang X, Zhang H, Dong L, Han X, Du W, Zhai J, Pan C, Wang Z L 2016 *Adv. Mater.* **28** 2896
- [82] Ma M Y, Zhang Z, Liao Q L, Yi F, Han L H, Zhang G J, Liu S, Liao X Q, Zhang Y 2017 *Nano Energy* **32** 389
- [83] Pan C F, Dong L, Zhu G, Niu S M, Yu R M, Yang Q, Liu Y, Wang Z L 2013 *Nat. Photonics* **7** 752
- [84] Chen H, Miao L, Su Z, Song Y, Han M, Chen X, Cheng X, Chen D, Zhang H 2017 *Nano Energy* **40** 65
- [85] Liang Z, Cheng J, Zhao Q, Zhao X, Han Z, Chen Y, Ma Y, Feng X 2019 *Adv. Mater. Technol.* **4** 1900317
- [86] Kim J, Lee M, Shim H J, Ghaffari R, Cho H R, Son D, Jung Y H, Soh M, Choi C, Jung S, Chu K, Jeon D, Lee S T, Kim J H, Choi S H, Hyeon T, Kim D H 2014 *Nat. Commun.* **5** 5747
- [87] Sim K, Rao Z, Zou Z, Ershad F, Lei J, Thukral A, Chen J, Huang Q A, Xiao J, Yu C 2019 *Sci. Adv.* **5** eaav9653
- [88] Kim J S, Lee S C, Hwang J, Lee E, Cho K, Kim S J, Kim D H, Lee W H 2020 *Adv. Funct. Mater.* **30** 2070089
- [89] Liu H, Li M, Ouyang C, Lu T J, Li F, Xu F 2018 *Small* **14** 1801711
- [90] Lei Z, Wu P 2018 *Nat. Commun.* **9** 1134
- [91] Liao M, Wan P, Wen J, Gong M, Wu X, Wang Y, Shi R, Zhang L 2017 *Adv. Funct. Mater.* **27** 1703852
- [92] Ding H, Xin Z, Yang Y, Luo Y, Xia K, Wang B, Sun Y, Wang J, Zhang Y, Wu H, Fan S, Zhang L, Liu K 2020 *Adv. Funct. Mater.* **30** 1909616
- [93] Wu Y Z, Liu Y W, Zhou Y L, Man Q K, Hu C, Asghar W, Li F L, Yu Z, Shang J, Liu G, Liao M Y, Li R W 2018 *Sci. Robot.* **3** eaat0429
- [94] Chou H H, Nguyen A, Chortos A, To J W F, Lu C, Mei J, Kurosawa T, Bae W G, Tok J B H, Bao Z 2015 *Nat. Commun.* **6** 8011
- [95] Meng K, Wu Y, He Q, Zhou Z, Wang X, Zhang G, Fan W, Liu J, Yang J 2019 *ACS Appl. Mater. Interfaces* **11** 46399
- [96] Li X, Fan Y J, Li H Y, Cao J W, Xiao Y C, Wang Y, Liang F, Wang H L, Jiang Y, Wang Z L, Zhu G 2020 *ACS Nano*
- [97] Chen S, Wu N, Lin S, Duan J, Xu Z, Pan Y, Zhang H, Xu Z, Huang L, Hu B, Zhou J 2020 *Nano Energy* **70** 104460
- [98] Lin Z, Yang J, Li X, Wu Y, Wei W, Liu J, Chen J, Yang J 2018 *Adv. Funct. Mater.* **28** 1704112.1
- [99] Min S D, Yun Y, Shin H 2014 *IEEE Sens. J.* **14** 3245
- [100] Liu M, Pu X, Jiang C, Liu T, Huang X, Chen L, Du C, Sun J, Hu W, Wang Z L 2017 *Adv. Mater.* **29** 1703700
- [101] Deng C, Tang W, Liu L, Chen B, Li M, Wang Z L 2018 *Adv. Funct. Mater.* **28** 1801606
- [102] Ying H, Zhang Y, Cheng J 2014 *Nat. Commun.* **5** 3218
- [103] Boutry C M, Nguyen A, Lawal Q O, Chortos A, Rondeau Gagné S, Bao Z 2015 *Adv. Mater.* **27** 6954
- [104] Li Z, Feng H, Zheng Q, Li H, Zhao C, Ouyang H, Noreen S, Yu M, Su F, Liu R, Li L, Wang Z L, Li Z 2018 *Nano Energy* **54** 390
- [105] Jiang D, Shi B, Ouyang H, Fan Y, Wang Z L, Li Z 2020 *ACS Nano* **14** 6436
- [106] Zhang P, Chen Y, Guo Z H, Guo W, Pu X, Wang Z L 2020 *Adv. Funct. Mater.* **30** 1909252
- [107] Wang F, Jiang J, Liu Q, Zhang Y, Wang J, Wang S, Han L, Liu H, Sang Y 2020 *Nano Energy* **70** 104457
- [108] Xiao K, Wan C, Jiang L, Chen X, Antonietti M 2020 *Adv. Mater.* **32** e2000218

SPECIAL TOPIC—Flexible electronics

Sensing mechanisms and applications of flexible pressure sensors^{*}

Hou Xing-Yu Guo Chuan-Fei[†]

(*Department of Material Science and Engineering, Southern University of Science and Technology, Shenzhen 518055, China*)

(Received 26 June 2020; revised manuscript received 18 August 2020)

Abstract

As an emerging type of electronic devices, flexible pressure sensors have more advantages than rigid sensors in human-computer interaction, healthcare, and tactile sensing in robots. These advantages, however, require the materials to be thin and soft. For applications in human bodies, the sensor needs to be biocompatible and mechanically match the biotissue such that they can be conformable to the skin textures, or be implanted in the body. Sensitivity, response time, limitation of detection, and stability are basic properties to evaluate a pressure sensor. Recently, some other parameters of flexible pressure sensors including pressure response range, pressure resolution, space resolution, and stretchability have also been studied, enabling such devices to have a wider application prospect. This review introduces about the state of the arts of flexible pressure sensors in recent years, and is intended to discuss the sensing mechanisms, properties, and potential applications of flexible tactile sensors. At last, we talk about the future of flexible tactile sensors.

Keywords: flexible pressure sensor, wearable electronic device, tactile sensing, health monitoring

PACS: 81.05.-t, 84.32.Ff, 84.32.Tt, 84.37.+q

DOI: [10.7498/aps.69.20200987](https://doi.org/10.7498/aps.69.20200987)

^{*} Project supported by the Science Technology and Innovation Committee of Shenzhen Municipality, China (Grant Nos. JCYJ20160613160524999, JCYJ20170817111714314), the Guangdong Province Innovative and Entrepreneurial Research Team Program, China (Grant No. 2016ZT06G587), and the Centers for Mechanical Engineering Research and Education at MIT and SUSTech.

[†] Corresponding author. E-mail: guocf@sustech.edu.cn