仿生触觉传感器研究进展

张景, 马仲, 李晟, 潘力佳*, 施毅*

南京大学电子科学与工程学院, 人工微结构科学与技术协同创新中心, 南京 210093

* E-mail: ljpan@nju.edu.cn; yshi@nju.edu.cn

收稿日期: 2019-06-12; 接受日期: 2019-07-20; 网络版发表日期: 2019-12-16

国家自然科学基金(批准号: 61825403, 61674078)、国家重大研发计划(编号: 2017YFA0206302, 2018YFA0209100)和江苏省高校优势学科建设工程(PAPD)资助项目

摘要 触觉传感器是仿生皮肤丰富感知能力特点的柔性电子器件和系统, 在机器人触觉系统和人体健康检测两大领域有重要应用前景. 前者赋予机器人触觉等通过非视觉方式感知环境的能力, 后者通过柔性器件贴附在皮肤上实现对脉搏、血压、心电、肌电等生理健康参数检测. 从柔性、自愈合电子材料的研究, 到器件结构设计, 再到多功能系统集成等几个方面, 仿生触觉传感器器件和系统不断迭代发展, 凭借其柔软、可拉伸的特性, 赋予人机交互器件的穿戴舒适感, 也让许多传统的监测或佩戴设备更便携、更日常化, 在医疗检测设备、可穿戴式电子设备、健康大数据等领域都展示出巨大的潜力和应用前景. 本文回顾了近年来仿生触觉传感器领域的研究进展, 并展望其未来发展和应用方向.

关键词 柔性, 仿生, 触觉, 传感器, 医疗健康, 可穿戴式设备

1 引言

皮肤是人体最大的器官, 是人体与外界交互作用的界面, 可将压力、温度、纹理等物理信号转换为电学信号, 实现触觉、体感等功能, 具有柔性、创伤自愈合、多模传感、高密度集成、综合信息处理等特点, 有待传感器领域进一步开展仿生研究. 仿生触觉传感器, 是仿生皮肤“触觉”功能的电子器件与系统, 能够感应到外界的机械压力、温度、化学等刺激^[1], 既融合了传统电子传感器的功能属性, 又具备与皮肤相似的柔性与可拉伸性, 并发展自愈合、多功能传感等新型功能, 作为柔性信息获取终端在人工智能和万物互

联时代具有广泛而重要的应用前景^[2]. 早在1974年, Clippinger等人演示了仿生触觉传感器的雏形器件——能够获取传感器碰触反馈的手型假肢. 早期这一领域发展的主要障碍是传统电子材料都是基于无机单质或化合物的硬材料, 进入21世纪后随着有机、聚合物和纳米结构等具备机械柔性的新型电子材料的迅速发展, 仿生触觉传感器在模仿人体皮肤的柔性和灵敏度等方面取得了重大进展, 并逐步被应用于以下几个领域^[3]: (1) 赋予机器人更精确的感知, 并使其能够适应不同的环境来执行高度复杂的任务, 例如医学护理、特殊环境探测等; (2) 柔软的传感系统应用于假肢具有重要意义, 它们能重塑病人的触觉, 减弱使用

引用格式: 张景, 马仲, 李晟, 等. 仿生触觉传感器研究进展. 中国科学: 技术科学, 2020, 50: 1–16

Zhang J, Ma Z, Li S, et al. Recent research progress in biomimetic tactile sensors (in Chinese). Sci Sin Tech, 2020, 50: 1–16, doi: 10.1360/SST-2019-0204

者对于假肢的隔离感, 并灵活自如地驱使仿生肢体; (3) 独特的生物相容性和可穿戴舒适性还使得仿生触觉传感器可应用于生物医学工程、汗液传感分析等领域^[4,5]; (4) 另外, 借助轻薄柔软的仿生触觉传感器制造的电子设备可以做到便携、佩戴舒适, 在人机交互等领域具有极大的应用优势。

仿生触觉传感器的工作原理, 是将外界刺激收集并转换为电信号的形式。以压力传感功能为例, 主要可以采用电容式^[6]、压阻式^[7,8]、压电式^[9]以及光电式^[10]等传感机制。不同机制的传感器在灵敏度、压力感知范围、响应时间、工作频率、阵列化集成等方面各有优劣, 适用于不同的应用场景。例如大应变的测量可选择压阻式传感器, 通过电容式传感器测量的法向力灵敏度较高。此外, 仿生触觉传感器的发展, 一定程度上依赖于柔性电子材料的研究与进步。例如, 可拉伸的仿生触觉传感器早期通过开发新的柔性材料实现, 后来发现也可以通过传统材料的纳米尺度化来实现^[11,12]。本征柔性材料需要满足弹性模量低、轻薄等要求, 例如, 目前聚二甲基硅氧烷(polydimethylsiloxane, PDMS)、石墨烯等柔性材料在仿生触觉传感器领域得到了广泛的应用。

触觉传感器还在逐步仿生拓展皮肤的其他功能, 这对触觉传感器的应用极具意义。例如发展自愈合功能可以延长器件的使用寿命, 增强器件工作稳定性^[13]; 自供电功能有助于设备便携或机器人远程使用^[14]; 透明、生物相容性等性能也能拓宽仿生触觉传感器在生物医学领域的应用场景。

图1展示了仿生触觉传感器的研究方向与应用领域。近年来, 仿生触觉传感器在器件结构设计^[15]、集成阵列^[16]等方面的研究取得众多进展, 未来也将朝着功能多样化集成、适用于大规模生产的工艺路线等方向发展。可以预见的是, 它和其他领域的学科交叉融合, 与其他柔性电子器件如柔性电路、柔性太阳能电池、柔性磁器件等结合^[17,18], 在医疗健康^[19]、软机器人^[20]、可穿戴式设备^[21]和假肢^[22]等方面展示出巨大的应用潜力。

2 研究进展和方向

2.1 柔性材料

材料是实现器件的柔韧性和可拉伸性的首要因

图1 仿生触觉传感器的研究方向与应用领域

Figure 1 The research and application fields of biomimetic tactile sensors.

素, 是仿生触觉传感器研究中要考虑的重要因素。柔性材料制成的柔性传感器具有良好的延展性、灵活性和柔韧性, 可以自由折叠或弯曲, 对受测对象进行表面适形的检测(图2)^[23]。聚合物材料具有优异的拉伸性和稳定性, 而在柔性聚合物链间引入动态非共价交联可以进一步提升聚合物材料的拉伸性。Bao团队^[24]提出了设计可拉伸半导体聚合物的策略, 设计引入化学组分促进共轭聚合物的动态非共价交联(图2(a)), 这些非共价交联的部分在受到压力时可通过键的断裂耗散能量, 同时保持高导电性, 用该聚合物材料制造的场效应晶体管在承受剧烈的机械应变时仍具有稳定的电性能, 利于可穿戴式设备的开发与制造。橡胶材料的化学惰性、温度稳定性等特性符合器件衬底的要求, 因此成为了仿生触觉传感器领域的热门研究材料^[25,26]。Zhang等人^[27]基于微结构的PDMS设计了柔性电阻式压力传感器, 微结构的PDMS作为传感层, Ag纳米薄膜作为导电层, 该传感器稳定性高、响应快速(响应时间小于100 ms)、灵敏度高(-13 kPa^{-1})、工作压力范围大(0~4 kPa)。水凝胶材料具有优异的生物相容性, 刺激响应性和出色的机械性能, 可以扮演重要的材料角色。Qin等人^[28]设计了一种水凝胶干涉仪, 水凝胶层响应外部刺激而改变厚度, 从而产生实时的颜色变化; 基于此干涉仪, 他们制造了挥发性蒸汽传感器, 材料单一、制造简单且稳定性高。对于饱和乙醇蒸汽, 该传感器的响应时间和恢复时间分别只有140和210 ms。

纳米材料是指三维空间尺度至少有一维处于纳米

图 2 适用于仿生触觉传感器应用的柔性电子材料. (a) 可拉伸半导体聚合物的结构示意图, 通过岛状的结晶主链和动态的氢键键合连接提升其拉伸性^[24]; (b) 柔性可拉伸, 且电导率受拉伸应变小的 Ag-Au 纳米结构复合材料^[30]

Figure 2 Flexible electronic materials for biomimetic tactile sensor. (a) Schematic illustration of the structure of a stretchable semiconducting polymer, which enhances the stretchability by island-shaped crystal backbone and dynamic hydrogen bonding^[24]; (b) flexible and stretchable Ag-Au nanostructure composite, in which the conductivity is less affected by tensile strain with small strain^[30].

量级材料, 在仿生触觉传感器领域, 纳米化的设计可以将刚性转换为“柔性”, 为材料的使用提供更多的选择, 纳米级微图案也为灵敏度、滞后性等各种性能的改善提供了可能^[29]. Choi 等人^[30]报道了一种柔软的 Ag-Au 纳米复合材料(如图 2(b)), 具有生物相容性和高导电性, 超长的纳米线保证了高导电性, 其优化的电导率达 41850 S/cm, 在应用中它能够顺应附着物的轮廓曲线, 从而更准确地监测电生理信号. 他们示范应用该材料制造了可穿戴电子贴片和植入式心脏包络网, 分别顺应手腕以及猪跳动的心脏轮廓, 可用于测量肌电图和心电图. 碳材料因其常见、低成本并且性质稳定的优点, 受到很多学者的关注. Lipomi 等人^[31]在预应变 PDMS 衬底上通过喷涂沉积透明的单壁碳纳米管薄膜, 在拉伸过程中, 预应变涂覆的碳纳米管产生的类弹簧结构可以很好地承受高达 150% 的大应变, 拉伸状态的电导率则达到 2200 S/cm, 该材料可作为电容式传感器的电极, 制造的电容阵列透明且可拉伸, 能够检测到 50 kPa 的压力. 石墨烯材料与任何粗糙的表面实现适形接触时, 其透明度和导电性都不会有太多损失^[32], 对于仿生触觉传感器来说是一种具有巨大应用潜力的材料选择, 可用于制造热声器件、热整流器、压力和应变传感器等柔性电子器件^[33]. 硅是当今微电子业最重要的半导体, 具有成熟的工艺和产业链, 硅可以设

计成弯曲的纳米带形状而具备弹簧的特性^[34], 从而适应大的应变. 仿生触觉传感器的开发还需要研究者们寻求更适合、性能更优异的材料, 以更贴合真正皮肤的特性.

2.2 自愈合

人体皮肤具备能够自行愈合的能力, 将自愈合技术应用于仿生触觉传感器领域, 既是人工智能、机器人应用的需求, 也可以在一定程度上控制和延长电子设备的使用寿命(图 3), 在设备和器件的使用过程中, 不可避免的破损和老化无疑会加重设备和器件的成本, 甚至会影响它们的使用, 尤其是结构化聚合物, 由热或机械疲劳产生的微小裂纹都容易让材料受损^[35], 导致器件或设备的故障. 若传感器具有自愈合的能力, 将会很大程度上延长设施的使用寿命, 提高其工作稳定性, 随之成本也会有所降低. 近年来, 化学、聚合物材料科学等学科都研究了能够高效自愈合的材料^[36].

自愈合既可以通过器件或材料本征特性实现, 即凭借分子间作用力或可逆的化学反应, 也可以通过外援实现自愈合^[37], 如添加含有修复剂的胶囊使其愈合. Markvicka 等人^[38]开发了一种外援型自愈合的材料, 其自愈合机制如图 3(a)左图所示, 该材料是在柔软的硅氧烷弹性体中嵌入镓金属液滴, 液滴受损后即可与

周围形成新的连接,持续修复电学接触,其愈合过程是自发完成的,工作稳定可靠.自愈合后的材料承受循环应力时,电阻只有小幅增加(如图3(a)右图所示),该材料可以为仿生触觉传感器提供稳定的电传导和数据传输. Cui等人^[39]则模仿生物组织系统,开发了一种自我调节的聚合物系统,将有效液体作为无壳液滴存储于由动态聚合物组成的凝胶基质中,通过无壳液滴、基质和表面间的动态液体交换实现材料的自愈合,这种精细的调节可使材料适用于各种不同的环境和形状. Tee等人^[40]报道了一种由超分子有机聚合物和嵌入的镍纳米结构微粒组成的复合材料,镍材料的加入和纳米结构表面使聚合物的玻璃转化温度由 -20°C 提高到 10°C ,具有自愈合功能,并且可以通过镍纳米颗粒的数量改变而调节材料的电导率,该材料对压力较为敏感,可作为仿生触觉传感器的选用材料. Wang等人^[41]基于聚苯胺(PANI)、聚丙烯酸和植酸开发了一种复合材料,能够通过氢键和经典作用力实现自愈合的功能,同时具有高度的拉伸性(应变高达460%)和灵敏度(制造的压力传感器在 $0\sim 0.8\text{ kPa}$ 压力下灵敏度可达 37.6 kPa^{-1}),机械性能和电性能在24 h内均可恢复99%,

他们还演示了用该材料制成传感器,并集成组装为管状压力传感器阵列,可以反复精确地测量空气压力.

另外,若器件有所损伤,尤其是微观损伤,及时找到问题所在并做出相应的修复措施,从而不会影响整个系统的正常运行,也可以降低维护的成本,因此能够检测损伤所在也是非常有帮助的. 将指示剂封装成微胶囊嵌于材料内,受损时微胶囊破裂使损伤部位发生颜色变化,由此指示材料或器件的受损情况^[42]. Li等人^[43]报道了一种稳定的基于微胶囊的指示机制,如图3(b)左图所示,材料受到机械损伤后胶囊破裂,胶囊内芯材料2',7'-二氯荧光素(DCF)与基质接触从浅黄色变为鲜红色,起到指示损伤的作用,经过系列固化处理后仍能稳定地指示损伤,指示损伤的宽度能达到 $10\text{ }\mu\text{m}$,且随着DCF微胶囊的浓度增加,颜色指示强度增大(如图3(b)右图). Robb等人^[44]展示了一种基于荧光的指示方法,通过聚集诱导发射(aggregation-induced emission, AIE)显示材料的损伤,即损伤会立刻触发局部荧光信号,该信号可在紫外光下观察到,能够提供清晰的损伤对比,这种方法简单灵敏,检测宽度可至 $2\text{ }\mu\text{m}$.

图3 使用寿命可延长材料. (a) 材料受损后,液态金属轨迹重新配置以保持其导电性(左),可以看到自修复后的材料施加循环应力时归一化电阻只有小幅增加(右)^[38]; (b) 含有视觉指示剂的微胶囊,在材料受损时释放内芯与涂层反应,改变局部颜色(左),增加DCF微胶囊的浓度,指示颜色强度增大(右)^[43]

Figure 3 Materials with extended lifespan. (a) The liquid metal track is reconfigured to maintain its conductivity after the material is damaged (left), and it can be seen that the normalized resistance only increases slightly when the cyclic stress is applied to the self-repaired material (right) [38]; (b) when damaged, the material will change the local color with the help of microcapsules containing visual indicators, which release the inner core to react with the coating if damaged (left), there will be increase an increase in indication color intensity when increase the concentration of DCF microcapsules (right) [43].

自愈合的能力将赋予设备更长的使用寿命, 若仿生触觉传感器在具备自愈合的能力的同时, 还可以自动显示出难以修复的永久损伤, 即可以将设备设施的自愈合和有效的人工维护相结合, 这样它们的使用寿命会有进一步的保障, 使用成本可以极大的降低. 能够对材料或器件的自愈合条件参数进行模拟, 由此得到相应可能的设计方案再付诸实施也是研究者们追求的方向之一^[45].

2.3 阵列集成

制备柔软的仿生触觉传感器, 在于将尺寸很小的器件集成为较大的阵列, 既可以实现压力分布等参数的图形化测试功能, 还可以将不同组件都集成到仿生触觉传感器上, 实现仿生触觉传感器的多功能化. 实现集成的可拉伸仿生触觉传感器, 既可以将有源器件和金属电极嵌入柔性衬底, 也可以直接在塑料薄膜上

加工以形成集成电路^[46], 得到的电子系统可以做到轻薄适形^[47], 可应用于人体的佩戴. 图4介绍了若干阵列集成的仿生触觉传感器. Wang等人^[48]制造了每平方厘米347个晶体管的可拉伸阵列, 该晶体管阵列便可构成本征可拉伸的仿生触觉传感器, 他们还提供了一个通用的制造工艺平台(图4(a)), 可以灵活地将先进材料应用到柔性仿生触觉传感器系统中. Wang等人^[18]将三种薄膜晶体管、压力传感器和有机发光二极管大面积集成在单片衬底上, 实现了人机交互的仿生触觉传感器, 其阵列示意图如图4(b)上图所示, 既可以感应压力, 也可以显示受到的压力空间分布(图4(b)下图), 可以在交互式输入或控制设备中发挥作用. Webb等人^[49]建立了柔软的温度传感器阵列和基于PIN二极管的多路传感器阵列, 既是微型温度传感器, 也是微型加热器, 可以精确地检测皮肤的热特性, 评估血液流动对热传递的影响, 具有重要临床意义. 利用纳米线的阵列设计和

图4 阵列集成的仿生触觉传感器. (a) 可拉伸晶体管阵列的仿生触觉传感器制造工艺^[48]; (b) 交互式仿生触觉传感器的阵列(16×16)示意图(上), 能够可视地显示所受压力分布(下)^[18]; (c) 在超柔软的聚对二甲苯-C薄膜上制作的10 cm×10 cm全印刷20×20阵列的顶视图照片, 器件总厚度小于2 mm^[52]

Figure 4 Biomimetic tactile sensors with integrated arrays. (a) A fabrication process of a bionic tactile sensor of a stretchable transistor array^[48]; (b) schematic array (16×16) of interactive bionic tactile sensors (top) is capable of visually displaying the pressure distribution (bottom)^[18]; (c) top view photo of a 10 cm×10 cm fully printed 20×20 array fabricated on parylene-C substrate with a total thickness of less than 2 mm^[52].

制造也是研究的一大热点^[9,50], 纳米线的运用使得器件能够既灵活又稳定可靠。

成本和产量一直都是新兴事物会面临的挑战和问题, 电子电路的集成能使成本和产量得到极大的优化, 在大面积薄膜上印刷, 可以大量地制造集成电子电路。有机电路具有固有的灵活性, 大面积的集成也有很低的成本, 因此, 通过印刷技术加工集成有机晶体管和橡胶传感器是仿生触觉传感器未来发展的方向之一^[51]。Fukuda等人^[52]在1 mm厚的有机材料聚对二甲苯-C上完全用印刷工艺制造了10 cm×10 cm的20×20薄膜晶体管(thin-film transistor, TFT)阵列器件(图4(c)), 该器件很薄且十分灵活, 机械性能稳定, 在50%的压缩

应变下, 其电学性能没有显著变化。

2.4 器件微结构设计

器件的性能很大程度上受其结构的影响, 因此通过设计仿生触觉传感器的结构也可以很好地改善其性能(图5)。纳米结构器件凭借面积大、体积小、功耗低等优势, 受研究仿生触觉传感器的学者们所关注。自然界中的昆虫、头足类生物等生物体的结构给以研究者很多启发^[53-55]。Kang等人^[56]受蜘蛛腿关节附近的裂纹状狭缝器官启发, 设计了纳米级裂纹连接的传感器, 其结构如图5(a)所示。他们在弹性聚合物聚氨酯丙烯酸上沉积了一层硬质的金属铂薄膜, 弯曲该薄膜以形成

图 5 结构设计的传感器器件。(a) 蜘蛛腿关节狭缝器官图和基于裂缝的传感器示意图(左), 裂缝结构赋予样品更明显的电阻变化(右)^[56]; (b) 沿着两个网格方向分别施加10%的应变以引导形成直线裂纹结构(左), 及电阻变化对压力的曲线图(右)^[57]; (c) 微金字塔结构设计, 微金字塔大小错落, 间距可调, 该结构提高了柔性传感器灵敏度、滞后性等性能^[58]

Figure 5 Microstructure design of sensors. (a) Figures of spider-leg joint slit organ and the crack-based sensor (left), the crack structure gives the sample a more pronounced resistance change (right) ^[56]; (b) guide the formation of a linear crack structure by applying 10% strain along each of the two grid directions (left), and a graph of resistance change versus pressure (right) ^[57]; (c) the design of hierarchically micro-pyramid structured pressure sensor, which improves on the sensitivity and hysteresis of the flexible sensor ^[58].

裂缝结构, 通过控制机械弯曲的曲率半径, 则可控制形成裂缝的密度与方向. 具有裂缝结构的柔性压力传感器具有耐用性和高灵敏度, 具有裂缝的样品经过5000次应变测试仍可正常工作, 在0.5%的应变下, 其电阻变化比无裂缝样品高450倍(如图5(a)右图), 并且能够检测大约10 nm的振幅. Choi等人^[57]则通过在一定方向上施加应力来引导直线裂纹的产生而设计传感器(结构如图5(b)左图), 进一步提高了灵敏度和可控性(如图5(b)右图). Cheng等人^[58]设计了微金字塔结构, 其传感器结构如图5(c)左图所示, 微金字塔结构设计改进了柔性压力传感器的静态和动态传感性能, 其灵敏度高达约 3.73 kPa^{-1} , 回滞降低至约4.42%, 检测压力下限可达0.1 Pa(如图5(c)右图). 微结构化的有机薄膜传感器在保证灵敏度的同时, 还能大面积、低成本的生产制造. 结构的灵活多变既改善了柔性传感器如灵敏度、滞后性等的性能, 同时也能够赋予仿生触觉传感器全新不同的功能, 在仿生触觉传感器以后的发展中, 这样的设计将继续扮演重要的角色.

表1展示了相关仿生触觉传感器的拉伸性、灵敏度等参数, 近年来通过对材料、结构设计等方面的研究, 仿生触觉传感器的性能不断得到提升, 为它们多样的实际应用打下基础.

3 应用

3.1 医学与健康

仿生触觉传感器的柔性、可拉伸的特性使其能较

好地与人体皮肤表面兼容贴合, 利于医疗健康的应用(图6). 传统的医用检测设备以刚性为主, 很多都需要在指定的诊疗室由训练有素的医护人员连接, 缺乏便捷性, 也容易使人佩戴不适, 并且正在做检查的心理状态会一定程度上影响检测结果. 若使用柔性的仿生触觉传感器, 将会极大地减弱不适感, 更准确、人性化地进行人体的信息采集. 柔性电子不仅可以作为检测身体信号的工具, 还可以帮助治疗疾病. 仿生触觉传感器医疗健康领域的应用还面临很多挑战^[59], 如高效传感、治疗药物的定向递送等, 与生物组织的紧密接触是仿生触觉传感器的一大优势, 也是需要不断研究改进的方面, 可通过结构设计、运用共轭聚合物材料等方法实现柔性医疗设备和生物组织之间长期且稳定的电连接^[60].

人体信号往往包含着很多信息, 通过检测和分析这些信号, 便能够推断人体的健康或生理状况. 已有很多生物传感器可以针对人体汗液或其他体液的信息进行监测和采集^[61~63], 根据其中的电解质或代谢产物含量诊断患者的生理健康状况; 仿生触觉传感器则可以测量人体组织压力、动作、温度和湿度等生理指标^[64]. 仿生触觉传感器能够和人体很好地贴合, 高效地采集心脏、骨骼肌、大脑等活动信号^[65,66], 对于研究神智活动的神经学, 仿生触觉传感器可以作为良好的人机接口, 以检测采集神经信号^[67,68]. 网状的结构可以很好地和人体或人体组织整合, 并保证受检测部位透气、无刺激和束缚感, 因此对受测部位不会造成损伤, 对检测信号也不会产生干扰^[69,70]. 对于临床应

表1 部分相关仿生触觉器件(材料)性能特性

Table 1 The performance characteristics of related biomimetic sensor devices (materials)

器件	拉伸性	电导率	灵敏度	响应	工作范围
基于微结构PDMS的高灵敏度柔性压力传感器 ^[27]	—	—	-13 kPa^{-1}	<100 ms	0~4 kPa
基于分层微结构的电极 ^[58]	—	—	3.73 kPa^{-1}	回滞约为4.42%	检测下限达0.1 Pa
Ag-Au纳米线复合材料 ^[30]	266%(最大为840%)	41850 S/cm(最大为72600 S/cm)	—	—	—
基于碳纳米管的仿生触觉传感器 ^[31]	150%	高达2200 S/cm(拉伸时)	—	—	可检测到50 kPa的压力
基于导电聚合物复合材料的电阻式压力传感器 ^[41]	~500%	0.12 S/cm	37.6 kPa^{-1} (0~0.8 kPa) 7.1 kPa^{-1} (0.8~4.5 kPa) 1.9 kPa^{-1} (>5 kPa)	—	检测下限约为3 Pa

用, 研究者们针对不同的病症, 开发了相应的仿生触觉传感器. Lee等人^[71]报道了基于掺杂金的石墨烯的仿生触觉传感器, 可进行基于汗液的糖尿病的检测和反馈治疗. 该贴片将电化学传感与触觉传感结合, 图6(a)展示了其中的湿度和振动传感器及其测量数据图. 该贴片通过对相对湿度的测量确保皮肤上有足够的汗液进行葡萄糖、pH的检测, 震颤传感则可以确定患者是否处于低血糖状态, 从而确定药物的使用量. 这样的设计增强了人体皮肤与设备的整合, 提高了传感器工作和药物输送的效率. Dagdeviren等人^[72]针对皮肤病研发了一种生物电子绷带, 由锆钛酸盐(lead zirconate titanate, PZT)纳米材料制造的传感器和致动器组成, 可以和器官组织表面适形接触, 对皮肤的僵硬、局部变化等做出检测, 有助于更精确地通过皮肤模量了解

和研究受试者的年龄、皮肤特性、皮肤健康等情况, 从而有助于对皮肤癌变进行精确的治疗. Yokota等人^[19]开发了一种灵活适形的反射脉冲血氧仪, 将该装置层压在手指上, 利用高效聚合物发光二极管(polymer light-emitting diode, PLED)发射光, 有机光电探测器(organic photodetector, OPD)检测反射光, 以此可测量脉搏和血液的氧浓度, 可用于监测手术前后的血氧水平.

柔性仿生触觉传感器除了作用于皮肤表面进行检测和辅助治疗, 还可以附着于生物组织表面进行监测或治疗等工作, 柔性电子具有良好生物相容性, 不会使生物体产生感染问题^[73], Liu等人^[74]报道了可用注射器注射的柔性电子器件, 其工作原理如图6(b)左图所示. 电子元件通过厘米级大孔网状设备与生物内部组织结构形成3D互穿, 即可以用注射器精确地将电子设备运输到3D结构中, 使它们在人造和生物内部空间中穿透附着, 并成功地借助注入柔性电子检测了小鼠的脑部活动和神经记录(如图6(b)右图). Mineev等人^[75]设计和制造了柔软的大脑与脊髓的保护薄膜, 可长期实时监测神经系统, 也可用于药物的输送, 电子和神经同时进行传递工作, 也可缓解神经功能的缺损. 未来将体内组织监测与治疗运用到医学领域, 可以有针对性地进行诊断和治疗, 更可以扩大无创无痛的治疗范围, 具有重大意义.

3.2 可穿戴式设备

当今社会, 生活水平和科技水平进一步提高, 人们对日常生活的质量与多样性的需求也日益增多, 健身与健康也成为人们愈发关注的话题, 各种智能手环、智能项链等应运而生, 这些设备在日常生活中可以监测心率、统计步数及定位等. 柔性传感器既可以附着在长袜等衣物内^[76], 也可以直接集成于皮肤表面监测人的活动信号^[77]. 如图7所示, 柔性仿生触觉传感器作为可穿戴式设备, 可以实现人机界面的无缝化^[78], 和人体受测部位适形贴合. 仿生触觉传感器设备占用体积小、便携且穿戴舒适, 生物相容, 有望占据可穿戴式电子设备的未来市场. Sun等人^[79]证明了改进加工技术可以进一步降低器件的最小特征尺寸, 制造的高速柔性薄膜晶体管最大频率达到了12 GHz, 能够在高频下工作, 适应和符合如今很多电子设备的高频工作要求. 表面肌电图(surface electromyography, sEMG)电

图6 可应用于医疗健康的仿生触觉传感器. (a) 糖尿病检测和治疗的贴片中湿度传感器及其测量曲线(上), 该贴片需要至少20 μL 的汗液进行测量工作. 及贴片中的振动传感器及其感测曲线(下), 低血糖状况下, 会发生超过1 Hz的生理震颤^[71]; (b) 可注射电子的原理示意图(左), 检测并处理后得到的小鼠单个神经元记录(右)^[74]

Figure 6 Biomimetic tactile sensors for medical health. (a) The humidity sensor in the patch for diabetes detection and treatment and its measurement curve (top), which requires at least 20 μL of sweat for measurement. And the vibration sensor in the patch and its sensing curve (bottom), under hypoglycemia, physiological tremors exceed 1 Hz ^[71]. (b) Schematic diagram of injectable electrons (left), single neuron recordings of mice obtained after detection and processing (right) ^[74].

极可用于记录来自身体不同部位的具有尖锐曲率的电生理信号, Dong等人^[80]由此设计了一种具有自相似蛇形结构的人机界面(如图7(a)上图), sEMG容性电极通过范德华力与皮肤适形接触, 测量它们相应的动作(如图7(a)下图), 并降低了皮肤动作引起的运动伪影. Dagdeviren等人^[81]设计了增强压电效应的传感器, 其示意图如图7(b)上图, 他们将弹性衬底上的PZT与基于硅纳米线的场效应晶体管耦合, 可监测皮肤表面微小的运动, 如动脉压变化、语言相关的喉咙振动(如图7(b)下图), 并且不产生副作用.

对于可穿戴仿生触觉传感器来说, 需要考虑的因素之一是设备供能方面. Xu等人^[82]研发了一种可拉伸的充电式锂电池(如图8(a)左图), 以低模量的有机硅弹性体作为基底, 采用“自相似”的互连结构, 所得器件最高应变可达300%, 容量密度约为1.1 mAh/cm², 经20次充电循环容量损失较小, 并且可以通过无线的方式充电而无须外部物理连接, 无线充电时电流电压随时间的变化如图8(a)右图所示. 除了采用充电供电的方式, 研究者们也在探索以自供电的方式为仿生触觉传感器供能. Park等人^[83]制造了一种基于有机光伏效应的柔性自供电电子设备, 其结构如图8(b)左图所示, 其性能

曲线如图8(b)右图所示. 图案化层的有效组合可以最大化光学增益, 该器件功率转换效率高达10.5%, 单位重量的功率可达11.46 W/g, 可实现设备稳定、精确、连续地进行数据采集.

仿生触觉传感器在可穿戴式电子设备方面的应用前景乐观, 能够满足当代消费者日益增长的应用需求, 包括大型跨国公司在内的一些公司的市场已进入可穿戴传感设备领域^[84], 仿生触觉传感器将面临许多机遇, 未来大有发展的空间.

3.3 具有触觉功能的假肢

传统假肢相对僵硬, 缺乏触觉, 难以让拥有者自如使用而无隔阂感. 与皮肤具有相同特性的仿生触觉传感器有望替代受损的人体皮肤, 能让截肢者重获完整的自我形象和自我认同感^[85]. Cabibihan等人^[86]利用橡胶设计加工制造了一只具有骨骼结构的假肢手, 与人的手具有相同的温度和触感, 能够做到以假乱真. 柔性电子若要能够替代皮肤, 让使用者灵活地控制运动, 感受周围的刺激, 要求仿生触觉传感器柔软、可拉伸, 具有自愈合功能, 能够适形覆盖人造肢体. 人体皮肤十分精细, 我们的手指通过触摸就可以感知到物

图 7 可应用于可穿戴式设备的仿生触觉传感器. (a) 上: 自相似蛇形结构的容性sEMG电极光学图像; 下: sEMG电极可适形地印接在皮肤表面, 记录具有尖锐曲率的来自身体不同部位的电生理信号, 并分辨相应的动作, 如前额处的皱眉与眨眼、手指的弯曲与否、面部的微笑和咬牙、通过颈部测量的点头与左偏^[80]. (b) 上: 增强压电效应的压力传感器示意图, Au层连接到场效应晶体管的栅极, 硅纳米薄膜的源、漏极为输出; 下: 传感器附着在喉部, 及其监测佩戴者说话时的喉部震动图像^[81]

Figure 7 Biomimetic tactile sensors for wearable devices. (a) Upper: Optical image of a capacitive sEMG electrode with a self-similar serpentine structure. Bottom: The sEMG electrode can be conformally printed on the surface of the skin, recording electrophysiological signals from different parts of the body with sharp curvature, and distinguishing corresponding actions, such as frowning and blinking at the forehead, bending of the fingers, facial Smile and grit, nod and left bias of the neck [80]. (b) Upper: The schematic diagram of a pressure sensor that enhances the piezoelectric effect. The Au layer is connected to the gate of the field effect transistor, and the source and the drain of the silicon nano film are outputs. Bottom: The sensor is attached to the throat and detects the throat vibration when the wearer is speaking [81].

图 8 仿生触觉传感器的供能. (a) 左: 可拉伸锂电池设备示意图; 右: 该系统通过 3 V 电压进行无线充电的电压(橙色)与电流(蓝色)随时间的变化图^[82]. (b) 左: 一维纳米光栅图案有机光电设备结构示意图, 光活性层和 ZnO NP 层的纳米光栅深度分别为 50 和 10 nm; 右: 光照下电流密度-电压(红)与单位重量功率-电压(蓝)曲线^[83]

Figure 8 Energy supply of biomimetic tactile sensor. (a) Left: Schematic diagram of a stretchable lithium battery device. Right: The voltage (orange) and current (blue) of the wireless charging of the system through 3 V voltage as a function of time ^[82]. (b) Left: Schematic diagram of the structure of the one-dimensional nano-grating pattern organic photoelectric device. The nano-grating depths of the photoactive layer and the ZnO NP layer are 50 and 10 nm, respectively. Right: current density-voltage (red) and unit weight power-voltage (blue) curve under illumination ^[83].

体的纹理、软硬等特性^[87], 因此用于假肢的仿生触觉传感器需要具有很高的精度和灵敏度, 来感应不同的软硬、粗糙、力度大小等触觉因素.

假肢和人体神经系统充分接触并且相互作用才能够发挥其替代作用. 有机半导体和生物结构具有类似的碳框架, 他们的无缝整合具有很大的可能性^[88,89]. 神经接口可以作为损失的神经系统功能的人工延伸^[90], 能够记录和刺激神经活动, 将外部假肢与内部神经联系起来, 有机材料、导电聚合物和复合材料都是神经接口应用的重要材料. Tian 等人^[91]研发了一种大面积的表皮电子生理传感器, 可大面积覆盖, 他们将该电生理设备成功地覆盖在整个头皮和小臂的位置, 并演示了用这样的电子接口多功能地控制患者的假肢.

假肢的成功运用不仅要有感知能力, 更要有生成处理信号的功能^[92]. 人体皮肤受到外界刺激后, 皮肤深层的神经细胞感受到压迫而产生信号, 该信号将随着神经纤维传达到大脑, 然后对此次的刺激做出识别

判断及相应的反应. 因此, 将仿生触觉传感器运用到假肢领域, 信号的传递和处理也是需要考虑的一方面. 感觉反馈有不同的方法, 如靶向神经再支配、感觉替代法等^[93]. Tee 等人^[94]报道了一种数字触觉系统(digital tactile system, DiTact), 如图9所示, DiTact由压敏触觉元件和有机环形振荡器组成, 这个系统利用有机晶体管电路采集压力并转换为数字信号, 模拟了生物神经系统工作的过程, 为大面积使用仿生触觉传感器、应用神经假体做了准备.

3.4 软体机器人

最初, 仿生触觉传感器的概念就是为了机器人技术而提出的. 如今, 人工智能已是一大热潮. 传统的机器人都是刚性的, 难以处理轻质、脆弱的物体, 另外在复杂的环境中, 没有触觉的机器人光从视觉图形中得到接触信息需要复杂的算法建立场景^[95], 所以不规则或是变化的环境会让刚性的机器人难以适应并执行任务. 在软体机器人开发过程中, 柔软的生物给予了学者

图 9 DiTact示意图, 该系统模仿了人类的触觉感知, 可用于基于光遗传学的假肢界面的仿生触觉传感器^[94]

Figure 9 The schematic diagram of DiTact, which mimics human tactile perception and can be used for bionic tactile sensors based on optogenetic prosthetic interfaces ^[94].

们很多启发, 如章鱼、象鼻等^[96], 希望通过类似生物组织的结构或运动方式来开发软体机器人. 材料科学的发展则使软弹性材料纳入了软体机器人开发的考虑之内^[97]. Deimel和Brock^[98]几乎完全通过本征柔性的材料构建了一只机器手, 很好地实现了灵巧的抓握能力, 能够承受不同形状、不同重量的物体, 并且可以抵抗冲击和钝性碰撞, 不受灰尘、污垢等的影响. Roche等人^[99]实现了一种柔性的致动器, 由弹性体材料组成, 模拟了生物柔软的肌肉组织的机械特性, 可用于匹配生理和病理运动, 他们还创建了基于这种材料的建模方法, 并模仿了心脏左心室的生物形貌与功能的关系. Gladman等人^[100]受植物可变形系统的启发, 利用纤维素原纤维的各向异性, 示范了以水凝胶复合材料为油墨的4D打印方法, 通过编程控制材料和几何结构, 给软体机器人的开发与发展提供了思路, 也有利于机器人对水下的特殊环境进行定向探测.

随着智能化进一步发展, 人机交互越来越值得重点关注. Wang等人^[18]制造的仿生触觉传感器能够将压力分布可视化, 这可以作为人机互动良好的媒介, 推动着智能化的发展. 很多有机软材料具有出色的光电特性, 可以作为柔性显示器件的选择^[101], OLED现已实现了一定的商业化, 而基于柔性氧化物的TFT对于未来可弯曲显示器的竞争也十分有力^[102].

拥有仿生触觉传感器的机器人可以更准确地感知周围, 以适应复杂多变的环境. Su等人^[103]开发了一种基于金纳米颗粒和氧化石墨烯的湿度传感器, 湿度感应对于软体机器人感知环境有很大的帮助. 环境的复

杂性和灵活性会使机器更易受到损伤, 此时前面介绍的自愈合的功能就显得很有意义.

实现软体机器人需要仿生触觉传感器覆盖于机器人的表面, 这就对仿生触觉传感器的面积规模有很高的要求, 不仅要适形地覆盖于机器人表面, 也需要尽可能地减少信号串扰, 且成本可控^[104], 而如今这仍是领域内的一大难点, 也是一大重点. Zou等人^[105]研发出一种具有动态共价热固性的仿生触觉传感器, 具备自愈合功能, 并是一种可回收材料, 环境友好, 且其延展性可以使其能够永久地适应复杂的表面而不会引入过多的界面应力, 适合大面积地覆盖于机器人的表面. Lee等人^[106]使用碳纳米管(carbon nanotube, CNT)和石墨烯的复合纳米纤维, 可以降低传感器的弯曲敏感性, 该材料的横截面用HRTEM观察结果如图10(a)所示. 它可以实现不同复杂弯曲条件下对压力进行大面积的实时常规检测, 即器件自身的弯曲不影响对压力检测的结果. 该材料可以成功地运用到人工心脏系统的传感, 实验测量人工血管压力的装置如图10(b)所示.

4 总结与展望

本文介绍了仿生触觉传感器近年来的一些研究进展, 并介绍了仿生触觉传感器的应用领域及相对优势. 仿生触觉传感器与皮肤特征相似, 柔性、可拉伸, 具有很好的生物相容性. 在医学和日常生活中, 都可以极大地提升人机交互的舒适感、协调感; 可穿戴仿生触觉传感器的舒适性、便携性和实时性为以后的社会生活

图 10 单个纳米纤维的HRTEM图像(a): 这些纤维可以适应弯曲变形, 所制造的传感器对器件本身的弯曲无响应, 只对所受压力有所响应, 从而可以精确地测量压力刺激; 测量人工血管压力的模拟实验装置(b): 在间距为6 cm的容器上, 用3个传感器检测压力传播的速度^[106]

Figure 10 HRTEM images of individual nanofibers (a): These fibers can accommodate bending deformation, and the fabricated sensor responds only to the pressure being applied and is unresponsive to the bending of the device itself, so that pressure stimulation can be accurately measured; and simulated experimental device for measuring artificial blood vessel pressure (b): Three sensors were used to detect the velocity of pressure propagation on a 6 cm container ^[106].

方式提供了一种更加人性化、个性化的思路; 仿生触觉传感器保障了医疗健康监测的及时性和连续性, 大大降低了监测设备使用空间和时间的局限性; 它能使肢体受损或感觉缺失的患者重获知觉, 也使机器人更加逼真、智能。从20世纪至今, 仿生触觉传感器的性能得到了不断的提升, 拉伸性、灵敏度等通过新材料的发掘或新结构的设计等方式不断改善进步, 但是拉伸性、灵敏度、滞后性等参数难以同时达到最优, 在

这些参数之间如何均衡, 要根据具体的应用进行选择 and 权衡。目前, 仿生触觉传感器仍有一些瓶颈, 柔性传感器的制造工艺要求较高, 大规模生产较为困难, 生产成本较高, 集成度上也有所欠缺, 因此需要通过开发新的材料, 设计和改善制造工艺等途径, 来降低生产成本, 扩大面积, 扩展或增强仿生触觉传感器的应用, 重要的是找到仿生触觉传感器在其中不可替代的应用, 吸引市场关注, 在应用市场中占有稳健的一席之地。

参考文献

- Jeon J, Lee H B R, Bao Z. Flexible wireless temperature sensors based on Ni microparticle-filled binary polymer composites. *Adv Mater*, 2013, 25: 850–855
- Harris K D, Elias A L, Chung H J. Flexible electronics under strain: A review of mechanical characterization and durability enhancement strategies. *J Mater Sci*, 2016, 51: 2771–2805
- Hammock M L, Chortos A, Tee B C K, et al. 25th Anniversary article: The evolution of electronic skin (e-skin): A brief history, design considerations, and recent progress. *Adv Mater*, 2013, 25: 5997–6038
- Park S I, Brenner D S, Shin G, et al. Soft, stretchable, fully implantable miniaturized optoelectronic systems for wireless optogenetics. *Nat Biotechnol*, 2015, 33: 1280–1286
- Park D W, Schendel A A, Mikael S, et al. Graphene-based carbon-layered electrode array technology for neural imaging and optogenetic applications. *Nat Commun*, 2011, 5: 5258
- Cheng W, Yu L, Kong D, et al. Fast-response and low-hysteresis flexible pressure sensor based on silicon nanowires. *IEEE Electron Device Lett*, 2018, 39: 1069–1072
- Zhao H, Bai J. Highly sensitive piezo-resistive graphite nanoplatelet-carbon nanotubes hybrids/polydimethylsilicone composites with improved conductive network construction. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2015, 7: 9652–9659
- Luo S, Liu T. SWCNT/graphite nanoplatelet hybrid thin films for self-temperature-compensated, highly sensitive, and extensible piezoresistive sensors. *Adv Mater*, 2013, 25: 5650–5657
- Wu W, Wen X, Wang Z L. Taxel-addressable matrix of vertical-nanowire piezotronic transistors for active and adaptive tactile imaging. *Science*,

- 2013, 340: 952–957
- 10 Ramuz M, Tee B C K, Tok J B H, et al. Transparent, optical, pressure-sensitive artificial skin for large-area stretchable electronics. *Adv Mater*, 2012, 24: 3223–3227
 - 11 Rogers J A, Someya T, Huang Y. Materials and mechanics for stretchable electronics. *Science*, 2010, 327: 1603–1607
 - 12 Benight S J, Wang C, Tok J B H, et al. Stretchable and self-healing polymers and devices for electronic skin. *Prog Polymer Sci*, 2013, 38: 1961–1977
 - 13 Son D, Kang J, Vardoulis O, et al. An integrated self-healable electronic skin system fabricated via dynamic reconstruction of a nanostructured conducting network. *Nat Nanotech*, 2018, 13: 1057–1065
 - 14 Pu X, Liu M, Chen X, et al. Ultrastretchable, transparent triboelectric nanogenerator as electronic skin for biomechanical energy harvesting and tactile sensing. *Sci Adv*, 2017, 3: e1700015
 - 15 Mannsfeld S C B, Tee B C K, Stoltenberg R M, et al. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. *Nat Mater*, 2010, 9: 859–864
 - 16 Wang C, Hwang D, Yu Z, et al. User-interactive electronic skin for instantaneous pressure visualization. *Nat Mater*, 2013, 12: 899–904
 - 17 Sheng P, Wang B, Li R. Flexible magnetic thin films and devices. *J Semicond*, 2018, 39: 011006
 - 18 Wang D, Mei Y, Huang G. Printable inorganic nanomaterials for flexible transparent electrodes: From synthesis to application. *J Semicond*, 2018, 39: 011002
 - 19 Yokota T, Zalar P, Kaltenbrunner M, et al. Ultraflexible organic photonic skin. *Sci Adv*, 2016, 2: e1501856
 - 20 Kõiva R, Zenker M, Schürmann C, et al. A highly sensitive 3D-shaped tactile sensor. In: 2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Wollongong, NSW, 2013. 1084–1089
 - 21 Gao W, Emaminejad S, Nyein H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature*, 2016, 529: 509–514
 - 22 Kim J, Lee M, Shim H J, et al. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis. *Nat Commun*, 2014, 5: 5747
 - 23 Rus D, Tolley M T. Design, fabrication and control of soft robots. *Nature*, 2015, 521: 467–475
 - 24 Oh J Y, Rondeau-Gagné S, Chiu Y C, et al. Intrinsically stretchable and healable semiconducting polymer for organic transistors. *Nature*, 2016, 539: 411–415
 - 25 Ko E H, Kim H J, Lee S M, et al. Stretchable Ag electrodes with mechanically tunable optical transmittance on wavy-patterned PDMS substrates. *Sci Rep*, 2017, 7: 46739
 - 26 Das A, Sallat A, Böhme F, et al. Ionic modification turns commercial rubber into a self-healing material. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2015, 7: 20623–20630
 - 27 Zhang Y, Hu Y, Zhao T, et al. Highly sensitive flexible pressure sensor based on microstructured PDMS for wearable electronics application. In: 2017 18th International Conference on Electronic Packaging Technology (ICEPT). Harbin, 2017. 853–856
 - 28 Qin M, Sun M, Bai R, et al. Bioinspired hydrogel interferometer for adaptive coloration and chemical sensing. *Adv Mater*, 2018, 30: 1800468
 - 29 Oh J Y, Kim S, Baik H K, et al. Conducting polymer dough for deformable electronics. *Adv Mater*, 2016, 28: 4455–4461
 - 30 Choi S, Han S I, Jung D, et al. Highly conductive, stretchable and biocompatible Ag-Au core-sheath nanowire composite for wearable and implantable bioelectronics. *Nat Nanotech*, 2018, 13: 1048–1056
 - 31 Lipomi D J, Vosgueritchian M, Tee B C K, et al. Skin-like pressure and strain sensors based on transparent elastic films of carbon nanotubes. *Nat Nanotech*, 2011, 6: 788–792
 - 32 Das T, Sharma B K, Katiyar A K, et al. Graphene-based flexible and wearable electronics. *J Semicond*, 2018, 39: 011007
 - 33 Tao L Q, Wang D Y, Jiang S, et al. Fabrication techniques and applications of flexible graphene-based electronic devices. *J Semicond*, 2016, 37: 041001
 - 34 Xue Z, Dong T, Zhu Z, et al. Engineering in-plane silicon nanowire springs for highly stretchable electronics. *J Semicond*, 2018, 39: 011001
 - 35 White S R, Sottos N R, Geubelle P H, et al. Autonomic healing of polymer composites. *Nature*, 2001, 409: 794–797
 - 36 Patrick J F, Robb M J, Sottos N R, et al. Polymers with autonomous life-cycle control. *Nature*, 2016, 540: 363–370
 - 37 Li P, Liu G Z, Huang J Y. Research progress of self-healing intelligent composite materials. *IOP Conf Ser-Mater Sci Eng*, 2018, 292: 012081
 - 38 Markvicka E J, Bartlett M D, Huang X, et al. An autonomously electrically self-healing liquid metal-elastomer composite for robust soft-matter robotics and electronics. *Nat Mater*, 2018, 17: 618–624

- 39 Cui J, Daniel D, Grinthal A, et al. Dynamic polymer systems with self-regulated secretion for the control of surface properties and material healing. *Nat Mater*, 2015, 14: 790–795
- 40 Tee B C K, Wang C, Allen R, et al. An electrically and mechanically self-healing composite with pressure- and flexion-sensitive properties for electronic skin applications. *Nat Nanotech*, 2012, 7: 825–832
- 41 Wang T, Zhang Y, Liu Q, et al. A self-healable, highly stretchable, and solution processable conductive polymer composite for ultrasensitive strain and pressure sensing. *Adv Funct Mater*, 2017, 28: 1705551
- 42 Lavrenova A, Farkas J, Weder C, et al. Visualization of polymer deformation using microcapsules filled with charge-transfer complex precursors. *ACS Appl Mater Interfaces*, 2015, 7: 21828–21834
- 43 Li W, Matthews C C, Yang K, et al. Damage detection: Autonomous indication of mechanical damage in polymeric coatings (Adv. Mater. 11/2016). *Adv Mater*, 2016, 28: 2275
- 44 Robb M J, Li W, Gergely R C R, et al. A robust damage-reporting strategy for polymeric materials enabled by aggregation-induced emission. *ACS Cent Sci*, 2016, 2: 598–603
- 45 Bluhm J, Specht S, Schröder J. Modeling of self-healing effects in polymeric composites. *Arch Appl Mech*, 2015, 85: 1469–1481
- 46 Sekitani T, Noguchi Y, Hata K, et al. A rubberlike stretchable active matrix using elastic conductors. *Science*, 2008, 321: 1468–1472
- 47 Kaltenbrunner M, Sekitani T, Reeder J, et al. An ultra-lightweight design for imperceptible plastic electronics. *Nature*, 2013, 499: 458–463
- 48 Wang S, Xu J, Wang W, et al. Skin electronics from scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555: 83–88
- 49 Webb R C, Bonifas A P, Behnaz A, et al. Erratum: Ultrathin conformal devices for precise and continuous thermal characterization of human skin. *Nat Mater*, 2013, 12: 1078
- 50 Takei K, Takahashi T, Ho J C, et al. Nanowire active-matrix circuitry for low-voltage macroscale artificial skin. *Nat Mater*, 2010, 9: 821–826
- 51 Someya T, Sekitani T, Iba S, et al. A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2004, 101: 9966–9970
- 52 Fukuda K, Takeda Y, Yoshimura Y, et al. Fully-printed high-performance organic thin-film transistors and circuitry on one-micron-thick polymer films. *Nat Commun*, 2014, 5: 4147
- 53 Yin B, Liu X, Gao H, et al. Bioinspired and bristled microparticles for ultrasensitive pressure and strain sensors. *Nat Commun*, 2018, 9: 5161
- 54 Yu C, Li Y, Zhang X, et al. Adaptive optoelectronic camouflage systems with designs inspired by cephalopod skins. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2014, 111: 12998–13003
- 55 Park J, Kim M, Lee Y, et al. Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli. *Sci Adv*, 2015, 1: e1500661
- 56 Kang D, Pikhitsa P V, Choi Y W, et al. Ultrasensitive mechanical crack-based sensor inspired by the spider sensory system. *Nature*, 2014, 516: 222–226
- 57 Choi Y W, Kang D, Pikhitsa P V, et al. Ultra-sensitive pressure sensor based on guided straight mechanical cracks. *Sci Rep*, 2017, 7: 40116
- 58 Cheng W, Wang J, Ma Z, et al. Flexible pressure sensor with high sensitivity and low hysteresis based on a hierarchically microstructured electrode. *IEEE Electron Device Lett*, 2018, 39: 288–291
- 59 Son D, Lee J, Qiao S, et al. Multifunctional wearable devices for diagnosis and therapy of movement disorders. *Nat Nanotech*, 2014, 9: 397–404
- 60 Martin D C, Malliaras G G. Interfacing electronic and ionic charge transport in bioelectronics. *ChemElectroChem*, 2016, 3: 686–688
- 61 Sonner Z, Wilder E, Heikenfeld J, et al. The microfluidics of the eccrine sweat gland, including biomarker partitioning, transport, and biosensing implications. *Biomicrofluidics*, 2015, 9: 031301
- 62 Huang X, Liu Y, Chen K, et al. Stretchable, wireless sensors and functional substrates for epidermal characterization of sweat. *Small*, 2014, 10: 3083–3090
- 63 Rose D P, Ratterman M E, Griffin D K, et al. Adhesive RFID sensor patch for monitoring of sweat electrolytes. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2015, 62: 1457–1465
- 64 Ma Z, Li S, Wang H, et al. Advanced electronic skin devices for healthcare applications. *J Mater Chem B*, 2019, 7: 173–197
- 65 Kim D H, Lu N, Ma R, et al. Epidermal electronics. *Science*, 2011, 333: 838–843
- 66 Khodagholy D, Doublet T, Quilichini P, et al. *In vivo* recordings of brain activity using organic transistors. *Nat Commun*, 2013, 4: 1575
- 67 Jeong J W, Shin G, Park S I, et al. Soft materials in neuroengineering for hard problems in neuroscience. *Neuron*, 2015, 86: 175–186
- 68 Khodagholy D, Gelin J N, Thesen T, et al. NeuroGrid: Recording action potentials from the surface of the brain. *Nat Neurosci*, 2014, 18: 310–

- 69 Miyamoto A, Lee S, Cooray N F, et al. Inflammation-free, gas-permeable, lightweight, stretchable on-skin electronics with nanomeshes. *Nat Nanotech*, 2017, 12: 907–913
- 70 Lee S, Sasaki D, Kim D, et al. Ultrasoft electronics to monitor dynamically pulsing cardiomyocytes. *Nat Nanotech*, 2019, 14: 156–160
- 71 Lee H, Choi T K, Lee Y B, et al. A graphene-based electrochemical device with thermoresponsive microneedles for diabetes monitoring and therapy. *Nat Nanotech*, 2016, 11: 566–572
- 72 Dagdeviren C, Shi Y, Joe P, et al. Conformal piezoelectric systems for clinical and experimental characterization of soft tissue biomechanics. *Nat Mater*, 2015, 14: 728–736
- 73 Kang S K, Murphy R K J, Hwang S W, et al. Bioresorbable silicon electronic sensors for the brain. *Nature*, 2016, 530: 71–76
- 74 Liu J, Fu T M, Cheng Z, et al. Syringe-injectable electronics. *Nat Nanotech*, 2015, 10: 629–636
- 75 Minev I R, Musienko P, Hirsch A, et al. Electronic dura mater for long-term multimodal neural interfaces. *Science*, 2015, 347: 159–163
- 76 Yamada T, Hayamizu Y, Yamamoto Y, et al. A stretchable carbon nanotube strain sensor for human-motion detection. *Nat Nanotech*, 2011, 6: 296–301
- 77 Yeo W H, Kim Y S, Lee J, et al. Multifunctional epidermal electronics printed directly onto the skin. *Adv Mater*, 2013, 25: 2773–2778
- 78 Someya T, Bao Z, Malliaras G G. The rise of plastic bioelectronics. *Nature*, 2016, 540: 379–385
- 79 Sun L, Qin G, Seo J H, et al. 12-GHz thin-film transistors on transferrable silicon nanomembranes for high-performance flexible electronics. *Small*, 2010, 6: 2553–2557
- 80 Dong W, Zhu C, Hu W, et al. Stretchable human-machine interface based on skin-conformal sEMG electrodes with self-similar geometry. *J Semicond*, 2018, 39: 014001
- 81 Dagdeviren C, Su Y, Joe P, et al. Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring. *Nat Commun*, 2014, 5: 4496
- 82 Xu S, Zhang Y, Cho J, et al. Stretchable batteries with self-similar serpentine interconnects and integrated wireless recharging systems. *Nat Commun*, 2013, 4: 1543
- 83 Park S, Heo S W, Lee W, et al. Self-powered ultra-flexible electronics via nano-grating-patterned organic photovoltaics. *Nature*, 2018, 561: 516–521
- 84 Bandonkar A J, Wang J. Non-invasive wearable electrochemical sensors: A review. *Trends Biotech*, 2014, 32: 363–371
- 85 Marasco P D, Kim K, Colgate J E, et al. Robotic touch shifts perception of embodiment to a prosthesis in targeted reinnervation amputees. *Brain*, 2011, 134: 747–758
- 86 Cabibihan J J, Joshi D, Srinivasa Y M, et al. Illusory sense of human touch from a warm and soft artificial hand. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2014, 23: 517–527
- 87 Weber A I, Saal H P, Lieber J D, et al. Spatial and temporal codes mediate the tactile perception of natural textures. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2013, 110: 17107–17112
- 88 O'Connor T F, Rajan K M, Printz A D, et al. Toward organic electronics with properties inspired by biological tissue. *J Mater Chem B*, 2015, 3: 4947–4952
- 89 Ghezzi D, Antognazza M R, Maccarone R, et al. A polymer optoelectronic interface restores light sensitivity in blind rat retinas. *Nat Photon*, 2013, 7: 400–406
- 90 Green R, Abidian M R. Conducting polymers for neural prosthetic and neural interface applications. *Adv Mater*, 2015, 27: 7620–7637
- 91 Tian L, Zimmerman B, Akhtar A, et al. Large-area MRI-compatible epidermal electronic interfaces for prosthetic control and cognitive monitoring. *Nat Biomed Eng*, 2019, 3: 194–205
- 92 Chortos A, Liu J, Bao Z. Pursuing prosthetic electronic skin. *Nat Mater*, 2016, 15: 937–950
- 93 Hsiao S S, Fettiplace M, Darbandi B. Sensory feedback for upper limb prostheses. *Prog Brain Res*, 2011, 192: 69–81
- 94 Tee B C K, Chortos A, Berndt A, et al. A skin-inspired organic digital mechanoreceptor. *Science*, 2015, 350: 313–316
- 95 Bartolozzi C, Natale L, Nori F, et al. Robots with a sense of touch. *Nat Mater*, 2016, 15: 921–925
- 96 Martinez R V, Branch J L, Fish C R, et al. Robotic tentacles with three-dimensional mobility based on flexible elastomers. *Adv Mater*, 2013, 25: 205–212
- 97 Ilievski F, Mazzeo A D, Shepherd R F, et al. Soft robotics for chemists. *Angew Chem*, 2015, 123: 1930–1935

- 98 Deimel R, Brock O. A novel type of compliant and underactuated robotic hand for dexterous grasping. [Int J Robot Res](#), 2015, 35: 161–185
- 99 Roche E T, Wohlfarth R, Overvelde J T B, et al. A bioinspired soft actuated material. [Adv Mater](#), 2014, 26: 1200–1206
- 100 Gladman A S, Matsumoto E A, Nuzzo R G, et al. Biomimetic 4D printing. [Nat Mater](#), 2016, 15: 413–418
- 101 Zou M, Ma Y, Yuan X, et al. Flexible devices: From materials, architectures to applications. [J Semicond](#), 2018, 39: 011010
- 102 He Y, Wang X, Gao Y, et al. Oxide-based thin film transistors for flexible electronics. [J Semicond](#), 2018, 39: 011005
- 103 Su P G, Shiu W L, Tsai M S. Flexible humidity sensor based on Au nanoparticles/graphene oxide/thiolated silica sol-gel film. [Sens Actuatur B-Chem](#), 2015, 216: 467–475
- 104 Chen S, Li S, Peng S, et al. Silver nanowire/polymer composite soft conductive film fabricated by large-area compatible coating for flexible pressure sensor array. [J Semicond](#), 2018, 39: 013001
- 105 Zou Z, Zhu C, Li Y, et al. Rehealable, fully recyclable, and malleable electronic skin enabled by dynamic covalent thermoset nanocomposite. [Sci Adv](#), 2018, 4: eaaq0508
- 106 Lee S, Reuveny A, Reeder J, et al. A transparent bending-insensitive pressure sensor. [Nat Nanotech](#), 2016, 11: 472–478

Recent research progress in biomimetic tactile sensors

ZHANG Jing, MA Zhong, LI Sheng, PAN LiJia & SHI Yi

Collaborative Innovation Center of Advanced Microstructures, School of Electronic Science and Engineering, Nanjing University, Nanjing 210093, China

The tactile sensors are flexible electronic devices and systems with the characteristics of bionic-skin sensing ability, and thus have important application potential in the fields of robotic tactile systems and human health detection. The former one endows robots with the ability to sense the environment through the non-visual senses such as touch, while the latter attaches a flexible device to the skin to detect physiological health parameters such as pulse, blood pressure, electrocardiogram, and myoelectricity. From the research aspects of flexible and self-healing electronic materials to the structural design of devices and integration of multi-functional systems, the biomimetic tactile sensor devices and systems have been constantly and iteratively developing. Due to the sensors with advanced soft and stretchable features, the human feels comfortable when contact or wear these interactive devices. Accordingly, due to the mentioned sensors development, many of the traditional monitoring or wearing devices have become more portable and convenient for daily use, showing great potential and applications in the fields of medical testing equipment, wearable electronic equipment, and healthcare big data. This paper reviews recent research progress in the field of biomimetic tactile sensors and provide prospects for future development and application direction in this field.

flexible, biomimetic, tactile, sensors, health care, wearable devices

doi: [10.1360/SST-2019-0204](https://doi.org/10.1360/SST-2019-0204)