



电子皮肤的研究进展

刘广玉, 徐开凯*, 于奇, 刘洋*

电子科技大学电子科学与工程学院电子薄膜与集成器件国家重点实验室, 成都 610054

* 通信作者. E-mail: kaikaix@uestc.edu.cn, yliu1975@uestc.edu.cn

收稿日期: 2018-03-22; 接受日期: 2018-04-25; 网络出版日期: 2018-06-07

国家自然科学基金 (批准号: 61704019) 资助项目

摘要 皮肤是人体最大的器官, 能够感受温度、湿度、压力以及外界复杂的刺激. 通过电子系统 (电子皮肤) 重塑人体皮肤的属性是一个研究热点, 在人工智能、机器人和人机界面等方面具有广泛的应用. 为了模仿人体皮肤的触感, 研究者采用不同传导机制和结构设计研发出具有柔性、可拉伸、高灵敏度和高分辨率等要求的传感阵列. 高密度柔性电路集成技术、无线技术和自供电技术使得电子皮肤具有便携和可移动等特点. 自愈合技术使得电子皮肤对于意外的划伤产生自愈合效果以弥补器件的功能. 本文综述了近期国内外用于模仿皮肤感知和生成仿生信号能力的材料、设备, 以及改善电子皮肤性能所采用的先进技术.

关键词 电子皮肤, 柔性电路, 无线技术, 自供电技术, 自愈合技术

1 引言

皮肤对于生存而言至关重要, 是我们感知外部环境的高度灵敏的多功能型传感器. 电子皮肤是人机交互技术和人工智能的主要研究领域, 电子皮肤在医疗健康领域也有重要的作用, 比如健康检测或作为假肢. 相对于听觉和视觉的模仿而言, 研发具有高灵敏度、高分辨率和快速响应等特性的电子皮肤触觉传感器是一项挑战^[1~4]. 早在 90 年代之前, 许多的研究者致力于研究具有触感的传感器, 但是所研发的器件分辨率低, 材料的柔性差^[5~7]. 直到 90 年代, 柔性材料的发现和应用使得触觉传感器在柔性和可拉伸性这两方面取得了重大的突破^[8~10]. 近年来, Wang 等^[11] 研制出了可拉伸聚合物晶体管阵列, 晶体管的密度为 $347/\text{cm}^2$, 在拉伸至 200% 的条件下, 电荷载流子迁移率仍保持在 $0.98 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$. Zhou 等^[12] 用涂有 3, 4- 乙烯二氧噻吩单体的聚偏二氟乙烯功能材料研制出了纳米纤维织物传感器, 该传感器展示出了高的灵敏度 (约 100 Pa 时, 压力灵敏度为 18.376 kPa^{-1}), 宽的压力范围 (0.002~10 kPa), 以及快的响应时间 (15 ms). Hua 等^[13] 研制出了多功能型传感器, 该传感器能够感知温度、面内应变、湿度、光、磁场、压力和接近度等参数. 此外还可以检测和区分 3 个或更

引用格式: 刘广玉, 徐开凯, 于奇, 等. 电子皮肤的研究进展. 中国科学: 信息科学, 2018, 48: 626-634, doi: 10.1360/N112018-00058
Liu G Y, Xu K K, Yu Q, et al. Advances in electronic skin research (in Chinese). Sci Sin Inform, 2018, 48: 626-634, doi: 10.1360/N112018-00058

多的刺激,极大地扩展了传感器的功能.但是在目前的研究中也存在着一些问题. Kim 等^[14]研制出 polydimethylsiloxane (PDMS) 和碳纳米管的复合薄膜,虽然可以获得高的导电率,但是高的导电率因需要加入碳纳米管而造成不透明.现有的触觉传感器阵列多数集中在压力的检测,少数可同时检测温度、湿度、拉力和压力等参数^[13].高弹性、高灵敏度的电子皮肤触觉传感器的制备涉及到电子束蒸发、磁控溅射、微细加工等复杂工序,相应的设备比较昂贵.另外研制电子皮肤所需的材料普遍比较昂贵,考虑到成本,这都在一定程度上限制了研究人员的数量和电子皮肤的量产.

从所报道的触觉传感器的传输原理来看,电子皮肤主要应用了电容式^[15]、电阻式^[16]、压电式^[17]等传感技术.无线传感、高密度柔性电路、自供电技术和自愈合技术发挥各自的优势逐步展露于电子皮肤的制造过程.着眼于实际的应用前景,触感传感器的柔性、可拉伸性、压力灵敏度、规模尺寸和空间分辨率等性能在近10年以来取得了快速的发展和突破.

2 触觉传感器的传输机制

采用不同的传导方法将外部的刺激(压力、应变力、剪切力、温度、湿度和扭曲变形等)转化为电信号是研发电子皮肤系统重要的一步.常见的传导方法有电阻式、电容式和压电式传感技术.

2.1 电阻式传感

电阻式压觉传感器主要是通过所加载的力来改变导电材料之间的接触电阻和导电弹性复合材料中的导电路径来达到检测力的目的.柔性的电阻式压觉传感器单元通常选用硅橡胶作为柔性基体.硅橡胶无毒无味、抵御严寒、不怕高温,具有好的柔性、优良的脱模性和拒水性.通常选用炭黑和碳纳米管作为填充材料.

斯坦福大学 Ho-Hsiu 课题组^[18](2015)在 *Nature Communications* 上报道了一种新型的可拉伸、透明和高度可调的电阻式压力传感器.压力传感器的底层是喷涂单壁碳纳米管(single-wall nanotubes, SWNT)层的弹性金字塔形微结构 PDMS,顶层是喷涂有单壁碳纳米管的 PDMS.通过调整微结构金字塔上的 SWNT 的高度制造出了3种不同的压力传感器,分别是 PS-1, PS-10 和 PS-30.参考文献[18]中的图 3-d 展示了这3种压力传感器的电阻值随压力的增大而减小的特性.参考文献[18]中的图 3-e 展示了 PS-10 这种压力传感器在不同拉伸状态下的电阻值随压力的增大而减小.该项工作证明了通过调整微结构金字塔上的 SWNT 的高度可以调节电阻切换范围的阈值.清华大学 Tian 课题组^[19](2015)报道了一种基于石墨烯的电阻式压力传感器.参考文献[19]中的图 1-a 展示出了石墨烯压力传感器的器件结构,压力传感器的传感单元是一个十字形结构,即两个 V 型状石墨烯薄膜堆砌组成.触觉传感器在小于 50 kPa 的低压区灵敏度为 0.96 kPa^{-1} ,在 50~113 kPa 的高压区灵敏度是 0.005 kPa^{-1} (请参考文献[19]中的图 2-a).参考文献[19]中的图 2-b 反映了第一次施加 0~80 kPa 的力和第 100 次施加 0~80 kPa 压力于传感器,传感器都表现出稳定的电导率.而且动态压力测试表明,在高压下响应时间可以高达 0.4 ms.中国科学院 Lou 课题组^[20](2016)报道了一种超灵敏、响应速度快的石墨烯压力传感器(请参考文献[20]中的图 1-d).该压阻式压力传感器采用一种三明治结构,即两层 500 μm 厚的 PDMS 膜夹着 PVDF@rGO 膜.器件的高度、宽度和长度分别是 1.3 mm, 0.7 cm 和 1.4 cm.该压阻式压力传感器具有高的压力灵敏度 (15.6 kPa^{-1})、低的检测下限 (1.2 Pa)、低的工作电压 (1 V) 和快速的响应特性 (5 ms).

2.2 电容式传感

平行板电容器的电容 (C) 的数学表达式为 $C = \varepsilon A/d$. 其中 ε 是介电常数, d 和 A 分别是两个极板间的距离和有效的极板面积. 新型平板电容式压力传感器采用的是传统的三层结构, 顶层、中间层和底层. 在顶层耦合的是驱动电极, 底层耦合的是感应电极, 中间层采用的是超弹塑性材料. 当在平行板电容的表层加载力时, 会引起感应电极和驱动电极之间的极板面积和距离发生变化, 通过电容的变化, 达到检测所加载的力的目的. 传感器的主要特点是柔性好、易弯曲和灵敏度高. 中国科学院 Cai 课题组^[21] (2013) 报道了一种新型的基于碳纳米管 (CNT) 的电容式应变传感器 (请参考文献 [21] 中的图 1-a). 该电容式传感器的结构类似于平行板电容器, 即两层碳纳米管薄膜 (CNT) 之间夹着有机硅弹性体的薄层. 参考文献 [21] 中的图 3-a 反应了电容的变化量随着应力的增加而增加, 且能够定量地检测出应力为 300% 条件下的电容变化量. 意大利理工学院的 Viry 课题组^[22] (2014) 在 *Advance Materials* 报道了一种全柔性电容式三轴力触觉传感器. 传感器顶层的电极条与底层 4 个电极条形成 4 个电容, 通过检测 4 个电容的变化可实现对多维力的高灵敏度的探测, 传感器可检测到的最小质量是 0.01 g. 在 0.5~2.0 kPa (32~130 mN) 的压力范围, 压力的灵敏度为 0.53 kPa^{-1} ; 在 2.0~4.0 kPa 的压力范围, 压力的灵敏度为 0.30 kPa^{-1} ; 在 4.0~10.0 kPa 的压力范围, 压力的灵敏度为 0.20 kPa^{-1} . 韩国首尔大学 Joo 课题组^[23] (2015) 报道了一种电容式电子皮肤触觉传感器, 该传感器的表层和底层电极是银纳米线, 介质层是 PDMS, 最小可检测到物体的质量是 0.04 g. 压力的灵敏度高: 在 45~100 Pa 的低压区为 3.80 kPa^{-1} .

2.3 压电式传感

压电式传感器是基于正的压电效应的传感器. 正的压电效应指的是: 当晶体受到某个固定方向的外力作用时, 在晶体的内部就会产生电极化现象, 晶体的表面和底面产生符号相反的电荷. 当撤去外力之后, 晶体又恢复至不带电的状态. 当外力的方向改变时, 电荷的极性也会随之发生改变. 压电式传感器是一种机电转换式和自发电式传感器. 它的核心元件是由压电材料构成, 该电荷在经过电荷放大器和测量电路放大之后就成为正比于加载力的电量 (电压、电流) 输出. 压电材料^[24] (包括锆钛酸铅 (PZT)、钛酸钡和氧化锌 (ZnO)) 已经在压电纳米发电机应用中得到了广泛的研究, 这为压电势能系统的开发提供了一种方法. Georgia Institute of Technology 的 Sheng 课题组^[25] (2010) 在 *Nature Communications* 报道了一种基于压电纳米线的纳米发生器. 使用单个阵列 $\text{PbZr}_x\text{Ti}_{1-x}\text{O}_3$ (PZT) 纳米线制造的纳米发生器产生 $\sim 0.7 \text{ V}$ 的峰值输出电压, 电流密度为 $4 \mu\text{Acm}^{-2}$ 和平均功率密度为 2.8 mWcm^{-3} . 这项工作证明了使用纳米发电机为微电子器件供电的可行性. Georgia Institute of Technology 的 Hu 课题组^[26] (2011) 报道了一种纳米发电机驱动的自供电系统传感器. 纳米发生器依靠纳米线中产生的压电势, 在 $3.56\% \text{ S}^{-1}$ 应变率下, 纳米发生器被拉伸至 120%, 测得的输出电压达到 10 V, 输出电流超过 $0.6 \mu\text{A}$ (相应的功率密度 10 mW/cm^3). 纳米发电机驱动的自供电系统由纳米发生器、整流电路、储能电容器、传感器和射频数据发生器组成. 这项研究证明了使用氧化锌纳米线纳米发生器构建自供电系统的可行性, 以及其在无线生物传感、基础设施监测、传感器网络、个人电子甚至国家安全方面的潜在应用. Georgia Institute of Technology 的 Minbaek 课题组^[27] (2011) 报道了一种由纳米发电机驱动的自供电型传感器系统. 这种系统由基于 ZnO 纳米线的纳米发生器、整流电路、用于电荷存储的电容、LED 光源和碳纳米管组成. ZnO 纳米线 (NW) 不仅具有压电性能, 而且还具有环境友好性和生物相容性. 这项工作证明了使用基于纳米材料的自供电传感器系统用于检测有毒污染物的可行性. Sungkyunkwan University 的 Sun 课题组^[28] (2015) 报道了一种使用压电纳米发电

机 (NG) 和共面栅极石墨烯晶体管 (GT) 组合的压电势应变传感器阵列 (请参考文献 [28] 中的图 1-a). 该器件的电子迁移率和空穴迁移率分别是 $178 \text{ cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$ 和 $498 \text{ cm}^2 \cdot \text{V}^{-1} \cdot \text{s}^{-1}$. 所得到的应变传感器表现出优异的性能特性, 包括高灵敏度 (标准因子 = 389) 和最低可检测的应变低至 0.008%.

3 电子皮肤的最新发展

电子皮肤的发展得益于功能材料的发展、传感器的结构设计以及新型技术的应用. 新型的技术主要有电路集成技术、无线技术和自供电技术等. 从材料和结构入手, 可以提高传感器的性能 (高的灵敏度、空间分辨率和快的响应时间). 新型技术的出现赋予了电子皮肤多功能和便于携带等特点.

3.1 功能材料的应用

Ulsan National Institute of Science and Technology 的 Park 课题组 [29] (2015) 报道了一种能够区分静态和温度刺激的电子皮肤 (请参考文献 [29] 中的图 1-A). Park 教授和同事通过显微放大人体指尖的凹槽结构设计出了铁电薄膜. 铁电复合膜 (聚偏二氟乙烯和去氧化的石墨烯混合物) 的电流电压 (I-V) 随温度的变化曲线表明, 在一定的电压条件下, 电流随着温度的增加而上升 (请参考文献 [29] 中的图 2-B). 电子皮肤可以检测到人的头发所产生的微小的静压力 (约 0.6 Pa). University of Houston 的 Kim 课题组 [30] 在 *Science Advances* 上报道了一种多功能型的传感器. 此传感器能够感知应力、压力和温度. 参考文献 [30] 中的图 1-A 展示了传感器和薄膜晶体管的示意图, 该传感器由 AuNP-AgNW/PDMS 弹性体导体, P3HT-NF/PDMS 弹性体半导体和离子凝胶电介质组成. Kim 和同事们使用 AuNP-AgNW/PDMS 复合材料作为可拉伸导体, 与 P3HT-NF/PDMS 弹性体半导体可形成欧姆接触. 可拉伸弹性体复合半导体主要通过两个步骤来制备: (i) 溶剂在冷却过程中形成一维 Π 型偶联的 P3HT-NF; (ii) 将得到的 P3HT-NF 与 PDMS 混合以在橡胶基质中产生纳米纤丝. 这个过程不仅形成载体的渗透路径, 而且显著地提高了 P3HT-NF 的结晶度, 并因此提高载流子迁移率. 当薄膜晶体管沿着沟道长度的方向拉伸至 150% 时, 载流子的迁移率从 $1.4 \text{ cm}^2/\text{V} \cdot \text{s}$ 降为 $0.8 \text{ cm}^2/\text{V} \cdot \text{s}$, 阈值电压从 -2.56 V 缓慢地上升至 -2.45 V. 当薄膜晶体管沿着垂直沟道长度的方向拉伸至 150% 时, 载流子的迁移率从 $1.4 \text{ cm}^2/\text{V} \cdot \text{s}$ 降为 $0.4 \text{ cm}^2/\text{V} \cdot \text{s}$, 阈值电压从 -2.56 V 缓慢地上升至 -2.61 V. 通过使用可拉伸电子材料可以开发各种传感器 (应力传感器、压力传感器和温度传感器等). 参考文献 [30] 中的图 3-A 展示出了两个端子的应力传感器的示意图, 其中可拉伸半导体 (P3HT-NF/PDMS) 的两端与 AuNP-AgNW/PDMS 电极相连接. 应力传感器的沟道长度和宽度分别是 $50 \mu\text{m}$ 和 5 mm , 可拉伸半导体 (P3HT-NF/PDMS) 的厚度大约为 100 nm . 参考文献 [30] 中的图 3-C 展示了沿沟道方向和垂直于沟道方向应变传感器的电阻随应力的增加而增加. 压力传感器的结构类似于应变传感器, 因为施加压力会导致弹性半导体发生形变, 从而导致电阻发生变化. 对压力传感器施加的压力从 0.66 MPa 到 1.2 MPa, 压力传感器拉伸后的电阻与压力传感器未被拉伸的电阻的比率 (R/R_0) 从 0.98 增加到 3.3. 温度传感器也采用类似于应变传感器的器件结构, 随着温度从 30°C 上升到 50°C , R/R_0 从 1.0 下降到 0.67. Stanford University 的 Benjamin 课题组 [31] 报道了一种自愈合型电子皮肤. 自愈合复合材料由两部分组成: (i) 具有低于室温的玻璃化转变温度 T_g 的超分子聚合物氢键网络; (ii) 纳米级表面特征的微镍 (mNi) 颗粒. 电导率可以通过改变镍颗粒的数量来调节, 电导率可高达 $40 \text{ s} \cdot \text{cm}^{-1}$. 电子皮肤传感器由于损伤出现裂层时, 大约在 10 分钟后机械性能完全恢复. University of California 的 Amay 课题组 [32] (2016) 在 *Science Advances* 报道了一种基于永磁微粒 (permanent magnet particles, NMPs)

的自愈型电子皮肤. NMPs 在实现可自愈型电子系统方面有诸多优势, 其中一个显著的特点就是可以产生强大的永久磁场, 和具有高的导电性. 可自愈型电子皮肤的自愈合能力依赖于分散在石墨油墨印刷膜中的 NMPs 的净磁场的取向. 在没有外部磁场的情况下, NMP 的磁场被近邻的 NMP 的磁场中和, 导致具有净零磁场的印刷膜. 由于印刷膜内不存在各向异性的磁场, 这些膜不能表现出自我愈合的性能. 含有 NMP 的可印刷油墨使得印刷的导电迹线具有良好的自愈能力, 在相同或不同的位置处快速修复 (约 50 ms) 重复的大损伤 (约 3 mm), 而不需要人为的干预. 北京化工大学 Liao 课题组^[33] (2017) 制备了一种自粘性自愈合纳米导电复合水凝胶网络, 其主要包括生物相容性聚乙烯醇 (PVA)、聚多巴胺 (PDA) 和单壁碳纳米管 (SWCNT). 基于 SWCNT, PVA 和 PDA 的复合水凝胶间的动态超分子交联以及四官能硼酸根离子与 PVA 的羟基之间的动态络合相互作用, 可表现出高的自愈合效率 (99%) 和快速的自修复能力 (2 s 内). 重庆大学 Pu 课题组^[34] 报道了一种基于纳米发电机的传感器. 摩擦电纳米发电机的工作原理是基于接触起电和静电感应的耦合, 参考文献 [34] 中的图 1-E 展示了眼睛眨眼时的发电过程, 在睁眼的自然状态下, 由于天然乳胶和聚对苯二甲酸 (FEP) 层之间的摩擦使得天然乳胶带正电荷, 聚对苯二甲酸 (FEP) 带负电荷. 在眼睛睁开一半的状态下, 眼睛周围的肌肉将 FEP 层附近的天然乳胶膜向外推开. 随着天然乳胶层与 FEP 之间的电位差逐渐降低, 电子从外部电路中的接地端流向氧化铟锡 (ITO) 电极. 在眼睛处于完全闭合状态下, 天然乳胶膜与 FEP 层之间的接触面积达到最大, 使得两层界面处的电荷近似中和. 在眼睛处于完全闭合状态下, ITO 电极和地之间几乎没有电位差, 所以电子的流动会停止. 当眼睛返回到自然睁开的状态时, 外部电路的接地端与 ITO 电极之间会产生相反的电流. 该传感器与传统的眼电图方法 (约 1 mV) 相比, 能够以超高的信号量级 (约 750 mV) 有效地捕捉眨眼动作. 天津大学 Kun 课题组^[35] (2017) 报道了一种基于纳米纤维的电子皮肤 (GPPN sensor), 该传感器的柔性基体采用的是弹性聚氨酯 (PU) 纳米纤维膜, 该纳米纤维膜掺杂有氧化石墨烯 (GO), 导电涂层选用的是 PEDOT. 基于纳米纤维的电子皮肤传感器具有高的压力灵敏度 (高达 20.6 kPa^{-1})、宽的压力感应范围 ($1 \text{ Pa} \sim 20 \text{ kPa}$) 以及高的应力检测范围 (高达 550%).

Jianshi 课题组^[36] (2018) 在 *Nature Electronics* 上报道了一种碳纳米管基的柔性 CMOS 电路. 参考文献 [36] 中的图 1-a 展示了背栅薄膜晶体管 (TFT) 的器件结构示意图. 基于碳纳米管的背栅式 TFT 是通过标准光刻制造在柔性聚酰亚胺衬底上, 其中背栅由 Ti/Pd/Ti 叠层组成. 栅氧是 40 nm 的 Al_2O_3 和 10 nm Hf_2O_2 的原子层淀积物. 柔性碳纳米管基的 TFT 具有好的弯曲性, 弯曲半径可达 5 mm. TFT 具有大的电流密度 ($17 \mu\text{A}/\mu\text{m}^{-1}$), 大的电流开关比 ($> 10^6$) 和高的载流子迁移率 (约 $50 \text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$).

3.2 柔性传感器的几何构型设计

柔性器件设计的核心在于结构上的设计. 以直线式的铜丝和弹簧为例, 直线式的铜丝的可拉伸度是远远低于弹簧的. 受此启发, 屈曲模型成为了制备柔性可拉伸器件的一种可能实现形式. 在 2006 年, University of Illinois 的黄永刚教授和 Rogers 教授^[37] 通过预应变控制方法在硅橡胶 (PDMS) 衬底上制备出了波纹状的单晶硅条. 研究成果成功地通过屈曲模型实现具有柔性功能的半导体器件, 这一开创性的工作为电子器件实现可柔性化奠定了基础, 被 MIT Technology Review 评为当年十大具有突破性技术之一. University of Tokyo 的 Someya 课题组^[38] (2004) 报道了基于有机场效应管的柔性压阻式触觉传感器. 传感器除电极外所有组件都是由柔性材料制造, 晶体管载流子迁移率高达 $1.4 \text{ cm}^2/\text{V}\cdot\text{s}$. 基于有机场效应管的柔性压阻式触觉传感器薄膜缠绕在半径为 2 mm 的圆柱形条上, 传感器仍具有电气功能. University of Waterloo 的 Someya 课题组 (2005) 引入“渔网”结构^[39], 电子皮肤在被拉伸 25% 条件下仍能测量接触压力. University of Waterloo 的 Pu 课题组^[40]

(2017) 在 *Scientific Reports* 报道了一种能够感知热觉和触觉的传感器. 此传感器是一个三维的结构, 是由一维结构的氧化锌纳米棒 (长度 400 nm) 和二维结构的氧化锌片组成 (请参考文献 [40] 中的图 1-a). 传感器在低压范围具有出色的压力灵敏度 (大于 10^5 倍的电阻变化), 能够感知 0.4 Pa 的压力, 毫秒级的响应时间和具有感知温度的能力传感器能够区分 20 μl 和 40 μl 的水滴, 也能区分室温条件下的 10 μl 水滴和 50° 条件下的 10 μl 水滴. 温度和压力的刺激可以根据传感器响应时间的单位来区分, 分别以秒和毫秒为单位.

University of Wisconsin—Madison 的 Jung 课题组 (2017) [41] 在 *Npj Flexible Electronics* 上报道了一种柔性的 BiCMOS 电子器件. 柔性硅纳米薄膜基的 BiCMOS 薄膜晶体管由 NMOS, PMOS 和 NPN BJTs 组成. 参考文献 [41] 中的图 1-a 展示了 BiCMOS 薄膜晶体管的制备过程, 在 n^- 类型掺杂的 SOI 晶圆上用离子注入的方法形成 p 阱, n^+ 和 p^+ 区. 在 $V_{DD} = 10\text{ V}$ 的条件下, 10 级 CMOS 环形振荡器的输出 V_{out} 随时间的变化近似于正弦波. 在 V_{DD} 从 1 V 增加到 6 V, 电压步长为 1 V, CMOS 反相器表现出不理想的电压增益. 参考文献 [41] 中的图 6-c 展示了在室温的条件下, NPN BJTs 的电流增益与集电极电流密度的测试曲线, 在电流密度为 2.1 A/cm^2 时, 最大电流增益为 143, 这表明了双极结型晶体管具有良好的电流放大能力, 足以满足目前许多的应用. 在极端的弯曲条件下 (弯曲半径为 15.5 mm), 最大的电流增益缓慢地增加到 152, 这可能是由于发射极 - 基极和基极 - 集电极结型二极管之间的串联电阻降低致使集电极电流的流动性增加. 柔性 BiCMOS 电子器件为今后发展高性能和多用途的柔性电子器件提供了有力的基础, 而且柔性 BiCMOS 电子器件具有直接应用于商业的潜力.

3.3 新型技术的涌现

Tang 课题组 (2018) [42] 在 *Nature* 上报道了一种可拉伸型的晶体管阵列. 晶体管阵列中的每个传感单元是一个 MOS 结构, 可拉伸衬底是聚合物半导体, 源极、漏极和栅极是碳纳米管, 介质层是叠氮化物. 可拉伸晶体管阵列的晶体管密度是 $347/\text{cm}^2$, $4.4 \times 4.4\text{ cm}^2$ 大小的晶体管阵列有 6300 个晶体管, 实现了高度的集成, 在柔性电子方面是一项重大的突破. 可拉伸晶体管在拉伸至 200% 时, 仍保持 $0.98\text{ cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$ 的载流子迁移率. 设计出的柔性电路用于信号的放大和计算. 例如, 基于伪 CMOS 设计的反相器获得一个与输入信号幅度相同和相位相反的输出, CMOS 和无栅的晶体管构成的放大器用于晶体管阵列信号的放大. Michigan State University (MSU) 的 Wei 课题组 (2017) [43] 在 *Nature Communications* 报道了一种薄的、可穿戴和自供电型扬声器. 基于铁电纳米发电机的声学转化器件的厚度小于 100 μm , 功能材料主要是含有微小硅酸盐颗粒的聚丙烯薄膜, 聚丙烯具有低密度、高弹性和良好的抗疲劳性的优点. 铁电纳米发电机 (FENG) 具有产生电力的能力. 通过微等离子体放电的方法, 泡沫结构的 FENG 内部的人造空隙形成许多巨大的偶极子, 使得 FENG 具有出色的机电转换效率. 当 FENG 在厚度方向受到压缩或膨胀时, 内部偶极矩会根据所施加的压力发生大小变化, 由于偶极矩的变化使得 FENG 在开环的条件下产生电势差, 在闭环的条件下产生电荷流. 所报道的 FENG 麦克风可以高质量和高保真地有效地复制 “听到” 的音乐或声音. University of Ljubljana 的 Kos 课题组 (2018) [44] 报道了无线通讯技术在传感器的生物反馈系统中面临的一些挑战. 生物反馈系统包括传感器、信号处理模块、执行器和用户. 传感器将用户的活动转化为电信号, 这些电信号通过无线的方式传送给处理模块进行数据的分析, 经过处理的数据通过无线的方式发送给用户反馈信息 (听觉、触觉和视觉) 的执行器. 使用较为广泛的无线技术主要有 BAN, PAN, LAN 和 MAN (请参考文献 [44] 中表 2). 在生物反馈系统中, 无线技术的选择很大程度上依赖于生物反馈系统的既定架构. 在无线技术的选择性问题上主要考虑两种主要参数: 范围 (覆盖率) 和比特率. 由于移动无线技术

(GPRS, EDGE, 3G 和 4G) 在终端反馈系统的应用中存在较大的延时, 导致它们不适合与实时生物反馈系统并发反馈, 到目前为止, 移动无线技术并没有被广泛应用于当前的传感器。

4 结论与展望

本文强调了构建柔性和可拉伸型传感器的方法, 并总结了一些研究者为提高电子皮肤传感器的性能所做的努力。近年来, 传统的传感原理 (电容式、电阻式、压电式传感技术) 以及新出现的传感原理 (无线传感、光压传感和摩擦电传感技术) 均已经应用于电子皮肤传感器的研究。得益于新的功能材料, 传感器的结构设计、3D 打印技术和纳米制造技术的出现, 使得电子皮肤传感器在透明度、柔韧性、压力灵敏度、空间分辨率以及多功能等方面取得了突破性的进展, 这使得电子皮肤传感器接近或者超越了人体皮肤的部分特性。但是, 电子皮肤传感器在实际应用方面仍然存在一些挑战。最近的研究报道了超灵敏的传感器, 但是压力测量范围难以满足各种应用的需求。低能耗或自供电设备的生产仍然是一个值得深入研究的话题, 因为能源危机是当前我们社会面临的最大挑战之一。高压力灵敏度、高空间分辨率的电子皮肤传感器制造工艺复杂、成本高和难以大批量的生成, 这都限制了电子皮肤的发展。此外, 在医疗领域 (假体技术、临床医学和健康检测) 迫切需要不同类型的人工智能电子皮肤, 可以与人体皮肤类似, 根据外周神经系统的不同类型的外部刺激实时调整和提供反馈。

参考文献

- 1 Wang X, Zhang H, Dong L, et al. Self-powered high-resolution and pressure-sensitive triboelectric sensor matrix for real-time tactile mapping. *Adv Mater*, 2016, 28: 2896–2903
- 2 Zhong W, Liu Q, Wu Y, et al. A nanofiber based artificial electronic skin with high pressure sensitivity and 3D conformability. *Nanoscale*, 2016, 8: 12105–12112
- 3 Bae G Y, Pak S W, Kim D, et al. Linearly and highly pressure-sensitive electronic skin based on a bioinspired hierarchical structural array. *Adv Mater*, 2016, 28: 5300–5306
- 4 Brown M, Alabama U O, Burbeck C, et al. Research directions in virtual environments. *J Sci Eng Res*, 1992, 4: 4
- 5 Clarke C D, Weinberg F, Blevins G. Seamless prosthetic hands: a technic of fabrication. *Arch Surg*, 1947, 54: 491–516
- 6 Nightingale J M, Todd R W. An adaptively-controlled prosthetic hand. *Arch Eng Medicine*, 1971, 1: 3–6
- 7 Roberts A C. Facial reconstruction by prosthetic means. *British J Oral Surg*, 1967, 4: 157–182
- 8 Chase T A, Luo R C. A thin-film flexible capacitive tactile normal/shear force array sensor. In: *Proceedings of IEEE IECON 21st International Conference on Industrial Electronics, Control, and Instrumentation*, Orlando, 1995. 2: 1196–1201
- 9 Robert D H. Tactile sensing and control of robotic manipulation. *Adv Robot*, 1994, 8: 245–261
- 10 Richard B, Callery M P, Carroll M E, et al. Systems, methods, and instruments for minimally invasive surgery. Australian Patent office, No. AU199852003B2, 2000
- 11 Wang S, Xu J, Wang W, et al. Skin electronics from scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555: 83–88
- 12 Zhou Y, He J, Wang H, et al. Highly sensitive, self-powered and wearable electronic skin based on pressure-sensitive nanofiber woven fabric sensor. *Sci Rep*, 2017, 7: 12949
- 13 Hua Q, Sun J, Liu H, et al. Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing. *Nat Commun*, 2018, 9: 244
- 14 Kim J H, Hwang J Y, Hwang H R, et al. Simple and cost-effective method of highly conductive and elastic carbon nanotube/polydimethylsiloxane composite for wearable electronics. *Sci Rep*, 2018, 8: 1375
- 15 Schwartz G, Tee B C K, Mei J, et al. Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring. *Nat Commun*, 2013, 4: 1859
- 16 Lai Y C, Ye B W, Lu C F, et al. Extraordinarily sensitive and low-voltage operational cloth-based electronic skin

- for wearable sensing and multifunctional integration uses: a tactile-induced insulating-to-conducting transition. *Adv Funct Mater*, 2016, 26: 1286–1295
- 17 Ha M, Lim S, Park J, et al. Bioinspired interlocked and hierarchical design of zno nanowire arrays for static and dynamic pressure-sensitive electronic skins. *Adv Funct Mater*, 2015, 25: 2841–2849
 - 18 Chou H H, Nguyen A, Chortos A, et al. A chameleon-inspired stretchable electronic skin with interactive colour changing controlled by tactile sensing. *Nat Commun*, 2015, 6: 8011
 - 19 Tian H, Shu Y, Wang X F, et al. A graphene-based resistive pressure sensor with record-high sensitivity in a wide pressure range. *Sci Rep*, 2015, 5: 8603
 - 20 Lou Z, Chen S, Wang L, et al. An ultra-sensitive and rapid response speed graphene pressure sensors for electronic skin and health monitoring. *Nano Energy*, 2016, 23: 7–14
 - 21 Cai L, Song L, Luan P, et al. Super-stretchable, transparent carbon nanotube-based capacitive strain sensors for human motion detection. *Sci Rep*, 2013, 3: 3048
 - 22 Viry L, Levi A, Totaro M, et al. Flexible three-axial force sensor for soft and highly sensitive artificial touch. *Adv Mater*, 2014, 26: 2659–2664
 - 23 Joo Y, Byun J, Seong N, et al. Silver nanowire-embedded PDMS with a multiscale structure for a highly sensitive and robust flexible pressure sensor. *Nanoscale*, 2015, 7: 6208–6215
 - 24 Lee J H, Lee K Y, Kumar B, et al. Highly sensitive stretchable transparent piezoelectric nanogenerators. *Energy Environ Sci*, 2013, 6: 169–175
 - 25 Xu S, Hansen B J, Wang Z L. Piezoelectric-nanowire-enabled power source for driving wireless microelectronics. *Nat Commun*, 2010, 1: 93
 - 26 Hu Y, Zhang Y, Xu C, et al. Self-powered system with wireless data transmission. *Nano Lett*, 2011, 11: 2572–2577
 - 27 Lee M, Bae J, Lee J, et al. Self-powered environmental sensor system driven by nanogenerators. *Energy Environ Sci*, 2011, 4: 3359–3363
 - 28 Sun Q, Seung W, Kim B J, et al. Active matrix electronic skin strain sensor based on piezopotential-powered graphene transistors. *Adv Mater*, 2015, 27: 3411–3417
 - 29 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
 - 30 Kim H J, Sim K, Thukral A, et al. Rubbery electronics and sensors from intrinsically stretchable elastomeric composites of semiconductors and conductors. *Sci Adv*, 2017, 3: e1701114
 - 31 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
 - 32 Bandodkar A J, Lopez C S, Vinu Mohan A M, et al. All-printed magnetically self-healing electrochemical devices. *Sci Adv*, 2016, 2: e1601465
 - 33 Liao M H, Wan P, Wen J, et al. Wearable, healable, and adhesive epidermal sensors assembled from Mussel inspired conductive hybrid hydrogel framework. *Adv Funct Mater*, 2017, 48: 1703852
 - 34 Pu X, Guo H, Chen J, et al. Eye motion triggered self-powered mechnosensational communication system using triboelectric nanogenerator. *Sci Adv*, 2017, 3: 1700694
 - 35 Qi K, He J, Wang H, et al. A highly stretchable nanofiber-based electronic skin with pressure-, strain-, and flexion-sensitive properties for health and motion monitoring. *Acs Appl Mater Inter*, 2017, 9: 42951–42960
 - 36 Tang J, Cao Q, Tulevski G, et al. Flexible CMOS integrated circuits based on carbon nanotubes with sub-10 ns stage delays. *Nat Electron*, 2018, 1: 191–196
 - 37 Rogers J A, Khang D Y, Sun Y. A Stretchable form of single crystal silicon for high performance electronics on rubber substrates. US patent, US20060286785. 2006
 - 38 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
 - 39 Someya T, Kato Y, Sekitani T, et al. Conformable, flexible, large-area networks of pressure and thermal sensors with organic transistor active matrixes. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2005, 102: 12321–12325
 - 40 Pu L, Saraf R, Maheshwari V. Bio-inspired interlocking random 3-D structures for tactile and thermal sensing. *Sci Rep*, 2017, 7: 5834
 - 41 Seo J H, Zhang K, Kim M, et al. High-performance flexible BiCMOS electronics based on single-crystal Si nanomem-

- brane. *Npj Flexible Electron*, 2017, 1: 1
- 42 Wang S, Xu J, Wang W, et al. Skin electronics from scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555: 7694
- 43 Wei L, Torres D, Díaz R, et al. Nanogenerator-based dual-functional and self-powered thin patch loudspeaker or microphone for flexible electronics. *Nat Commun*, 2017, 8: 15310
- 44 Kos A, Milutinović V, Umek A. Challenges in wireless communication for connected sensors and wearable devices used in sport biofeedback applications. *Future Gener Comput Syst*, 2018, 2443: 203–212

Advances in electronic skin research

Guangyu LIU, Kaikai XU*, Qi YU & Yang LIU*

University of electronic science and technology, National key laboratory of electronic film and integrated devices, Chengdu 610054, China

* Corresponding author. E-mail: kaikaix@uestc.edu.cn, yliu1975@uestc.edu.cn

Abstract Skin is the body's largest organ, and can feel the temperature, humidity, pressure, and external complex stimuli. Recreating the properties of human skin through an electronic system (electronic skin) is a hot topic in research with a wide range of applications in artificial intelligence, robots, and man-machine interfaces. In order to mimic human skin's sense of touch, researchers use different transmission mechanisms and structural designs to develop a flexible, stretchable, high-sensitivity, and high-resolution sensor array. High-density flexible circuit integration technology, wireless technology, and self-powered technology make the electronic skin portable and removable. Self-healing technology enables the electronic skin to be repaired from accidental scratching to compensate for device function. This review mainly covers the latest domestic and foreign materials, devices, and advanced technologies used to improve the performance of electronic skin to imitate the perception of skin and generate bionic signals.

Keywords electronic skin, flexible circuit, wireless technology, self-powered technology, self-healing technology



Guangyu LIU was born in 1991. He received the B.S. degree in microelectronics from Xi'an University of Science and Technology, China. He is currently pursuing the M.S. degree at the University of Electronic Science and Technology, China. His current research interests include flexible electronics and artificial intelligence.



Kaikai XU was born in 1984. He received the Ph.D. degree from the University of California, Irvine, in 2014. His current research interests include semiconductor photoelectric and standard-CMOS-process-compatible multi-functional silicon light sources. He is an associate professor with the University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu, China.



Qi YU was born in 1972. He received the Ph.D. degree from the University of Electronic Science and Technology of China (UESTC), Chengdu, China. His current research interests include new semiconductor devices, digital/analog hybrid-signal integrated circuits, and system design. He is currently a Professor and the Vice Dean at the School of Microelectronics and Solid-State Electronics, UESTC.



Yang LIU was born in 1975. He received the B.S. degree in microelectronics from Jilin University, China, in 1998 and the Ph.D. degree from Nanyang Technological University, Singapore, in 2005. In 2008, he joined the School of Microelectronics, University of Electronic Science and Technology, China, as a full professor. His current research interests include thin-film transistor and artificial intelligence.