

# 电子皮肤研究进展:材料、功能与应用

马超,赵刚\*

中国科学技术大学信息科学技术学院电子工程与信息科学技术系,安徽合肥 230027

\* 通讯作者. E-mail: zhaog@ustc.edu.cn

**摘要:** 电子皮肤是指模仿人类皮肤的特征以及具备相似感知功能的设备,得益于其卓越的可穿戴性和多功能性,近年来在健康监测、人机交互和机器感知等领域展现出巨大的应用前景而备受关注. 本文从材料特性、功能特性及典型应用三个方面综述了电子皮肤近年来的研究进展,重点介绍了如何实现电子皮肤的可拉伸性、自修复性和生物相容性以及物理、化学和电生理信号的实时监测. 最后对电子皮肤及发展所面临的挑战和可能的解决方案进行了讨论与展望. 电子皮肤作为一个新兴的研究热点,需要材料、信息、工程和生命等多个领域的科学家共同合作,才能充分发挥其潜力.

**关键词:** 电子皮肤; 多功能材料; 可穿戴传感器; 实时监测

**中图分类号:** P595      **文献标识码:** A

## 1 引言

21 世纪是电子信息技术时代,电子技术的高度发展彻底改变了人类社会的生活、工作方式. 同时,人们对高质量生活的不断追求,也推动了电子技术的快速发展<sup>[1-2]</sup>. 为了能够在不影响人们正常生活的情况下,对人体生理参数进行长时间的连续监测,需要将具有监测功能的电子设备安装在人体表面<sup>[3]</sup>. 传统电子设备主要组成是硅基等无机半导体材料以及绝缘基底材料,由于其本身的刚性和脆性,难以实现可穿戴<sup>[4]</sup>. 皮肤是人体最大的器官,具有延展性、自愈性、高机械韧性等特征,在我们与世界的互动中扮演着至关重要的角色,它让我们可以感知各种形状和纹理、温度的变化以及不同程度的接触压力<sup>[5]</sup>. 模仿人类皮肤的特征以及具备相似感知功能的设备通常被称为电子皮肤<sup>[6]</sup>. 电子皮肤能够长时间监测人体在日常生活中的微小生理变化,使得持续监测人体的健康和睡眠成为可能,有望加深人们对人类生理学和从健康到疾病过程的理解<sup>[7-10]</sup>. 对于皮肤损伤或截肢的人来说,电子皮肤有望修复甚至替代他们受损部位的皮肤. 相较传统电子设备,电子皮肤具有柔韧、舒适、安全等特点,被视为未来电子技术的新兴发展方向,近年来受到越来越多的关注<sup>[11,12]</sup>. 除了人类皮肤外,在一些生物中发现的独特结构,如蜘蛛等对振动的超敏

感性<sup>[13]</sup>、变色龙对环境适应性<sup>[14]</sup>和贻贝的强黏附性<sup>[15]</sup>等. 对这些具有特殊功能的独特结构的研究,已经制备了具有高灵敏、快速响应、强黏附等特殊功能的新型电子皮肤<sup>[16-18]</sup>. 虽然电子皮肤已经取得了长足的发展,但在实际应用中仍存在挑战. 例如,用于智能机器人和假肢的电子皮肤应该具有感知和区分各种受力的能力. 此外,医疗监测用电子皮肤不仅要能对生理信号监测,还应根据监测的数据进行相应的诊断<sup>[19-21]</sup>.

本文重点从电子皮肤的材料特性、功能特性和应用领域 3 个方面介绍了电子皮肤的最新进展. 在第 1 部分,我们简要介绍了人类皮肤的独特结构和功能以及最近开发的基于仿生的电子皮肤. 第 2 部分着重介绍了电子皮肤材料特性的最新进展,主要介绍了如何实现电子皮肤的可拉伸性、自修复性和生物相容性等. 第 3 部分介绍了电子皮肤功能特性的最新进展,根据传感信号的不同,重点介绍了对电生理信号、物理信号和化学信号的监测. 第 4 部分介绍了电子皮肤的新兴应用,包括健康监测、人机交互和机器人感知等. 最后,我们总结了电子皮肤的发展,以及下一代电子皮肤需要克服的重要问题和挑战.

## 2 材料特性

人类皮肤有几个独特的特性,使它有别于传统的电子

**Citation:** 马超,赵刚. 电子皮肤研究进展:材料、功能与应用. 中国科学技术大学学报, 2021, 51(10): 1453-1459.

Ma Chao, Zhao Gang. Recent progress in electronic skin: Materials, functions and applications. J. Univ. Sci. Tech. China, 2021, 51(10): 725-746.

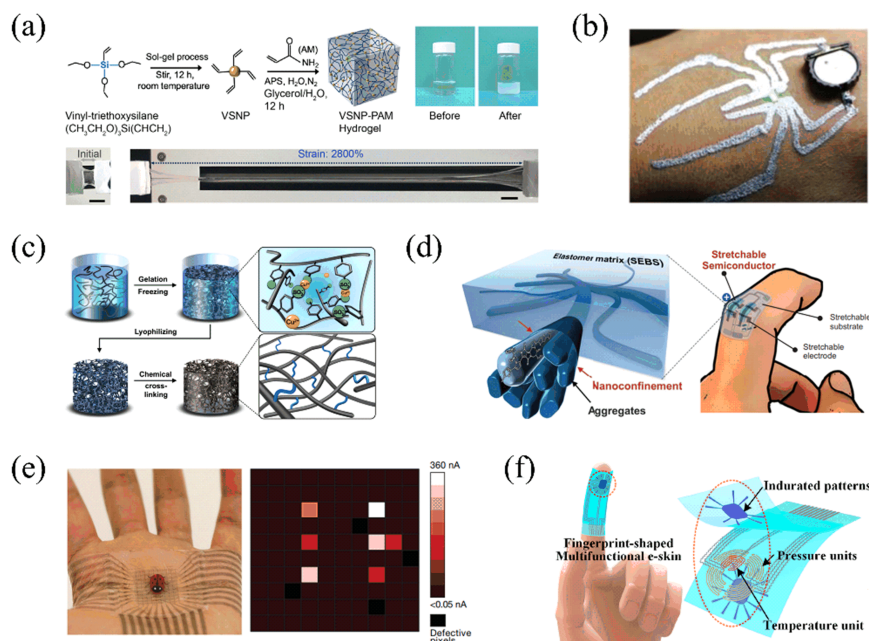


图 1 用于电子皮肤的材料类型。(a) 改性的水凝胶材料具有高度可拉伸性<sup>[35]</sup>；(b) 基于液态金属的电子纹身<sup>[46]</sup>；(c) 电子皮肤用导电聚合物气凝胶<sup>[52]</sup>；(d) 基于纳米约束效应的高延展性聚合物半导体薄膜<sup>[54]</sup>；(e) 基于碳纳米管的触觉传感阵列<sup>[58]</sup>；(f) 基于纳米复合材料的指纹形电子皮肤<sup>[59]</sup>。

**Figure 1.** Types of materials used for electronic skin. (a) Modified hydrogel material is highly stretchable<sup>[35]</sup>; (b) Electronic tattoo based on liquid metal<sup>[46]</sup>; (c) Conductive aerogel for electronic skin, strain and strain rate do not change conductivity<sup>[52]</sup>; (d) Highly stretchable polymer semiconductor films through the nanoconfinement effect<sup>[54]</sup>; (e) Tactile sensor arrays based on carbon nanotubes<sup>[58]</sup>; (f) Fingerprint-shaped electronic skin based on nanocomposites<sup>[59]</sup>.

产品<sup>[22]</sup>。例如,皮肤可以在一定的范围内随意地拉伸、弯曲而不会永久变形,这使得人体可以自由运动。此外,皮肤有自我修复的能力,大大增加了它的耐用性和寿命。电子皮肤设备应模仿上述人类皮肤的特性,以使其能够更好地应用于实际。本节总结了电子皮肤的可拉伸性、自愈合性以及生物可降解性等材料特性的最新发展。

## 2.1 可拉伸性

如上所述,电子皮肤将暴露于各种机械应力下,在不同的方向上发生应变。因此,电子皮肤的可拉伸性是其最重要也是最基本的特性。目前,通过使用超薄的塑料基板已经成功开发出柔性的电子器件,然而,可拉伸器件更难实现,而且通常需要新工艺和材料<sup>[23-26]</sup>。当前主要研究了两种赋予电子皮肤设备可拉伸性的方法<sup>[25,26]</sup>。一方面通过材料创新,开发单一或聚合形式的可拉伸新型材料来制造电子皮肤设备<sup>[27-29]</sup>。另一方面通过结构设计,将传统电子产品中使用的不可拉伸的脆性材料制成特定的结构,可以吸收施加的应变使其不会断裂<sup>[30,31]</sup>。

### 2.1.1 材料类型

**水凝胶:**是一种以水或其他混合溶剂为分散剂的三维网络结构凝胶。传统的水凝胶合成方法包括化学交联和物理交联;化学凝胶是由共价键、离子相互作用等化学键交联形成的三维网络聚合物,是永久性的;物理凝胶是通过物理作用如静电作用、氢键、链的缠绕等形成的,是非永久性的<sup>[32,33]</sup>。大多数水凝胶都具有优异的可拉伸性、自愈合性、生物兼容性以及较高的离子导电性。因此,在柔性电子设备领域,众多的研究者已经将其引入并作为重要的构筑单元<sup>[34]</sup>。然而,传统水凝胶材料通常具有较低的机械性能,这不利于水凝胶材料在电子皮肤领域中的广泛应用。Tung 等通过聚吡咯纳米材料充当桥接层,将改性的聚丙烯酰胺水凝胶与二维纳米材料 MXene 相结合,形成了具有高韧性和低滞后性的新型复合水凝胶(图 1(a))<sup>[35]</sup>。由此水凝胶制成的电子皮肤最大应变可以达到 2800%,能够同时监测、量化和远程监控多个维度上的运动情况和受力情况,为下一代智能柔性电子产品的开发,提供了全新的途径。导电水凝胶的主要缺点是稳定性较差,因为它们的主要成分是水,随着时间

的流逝,水很容易蒸发.目前,大量的工作集中于如何制备出具有高稳定性、耐冻性等特性的水凝胶,采用稳定、安全的溶剂如甘油等替代水凝胶中的水溶剂是一种有效且可行的方案<sup>[36-38]</sup>.

**液态金属:**优异的导电性及可变形能力使其十分适合用于构建柔性电子<sup>[39]</sup>.常见的液态金属有镓、汞、铷、铯等,与其他几类液态金属相比,镓及其合金,如镓铟合金、镓铟锡合金等,具有更低的毒性和更高的电导率.因此,镓及其合金在电子皮肤领域得到了广泛的应用<sup>[40-42]</sup>.一般而言,液态金属都会被灌入弹性材料制成的流体通道内,如降解塑料、聚二甲基硅氧烷等,以实现可拉伸性和导电性<sup>[43-45]</sup>.刘静教授团队成功研发出一种液态金属电子纹身(图 1(b))<sup>[46]</sup>.利用其对液态金属具有超强黏附性的聚丙烯酸甲酯,研究人员成功地将液态金属“附身”于人体.这种电子纹身不仅使纹身图案具有高导电性,而且可以紧密贴合在皮肤表面,即使皮肤被拉伸扭曲,依然能够保持良好的电学性能.此外,该研究展示了液态金属电子纹身的一系列可行应用,如可任意绘制的大面积 LED 阵列、温度传感器、人机交互电路、体表加热电路以及体表电极等,为个性化医疗及可穿戴设备提供新的研究途径.然而,液态金属具有非常高的表面张力,这使其难以加工和与其他材料兼容.通过对界面材料改性,有希望克服这一问题.

**导电聚合物:**聚合物是绝大多数柔性电子设备最基本的组成单元,如果选用本征导电的聚合物作为柔性电子设备的构建本体,则可以同时实现柔韧性及导电性<sup>[47-49]</sup>.目前已有数十种导电聚合物被成功应用于电子皮肤的制备,包括 PEDOT; PSS、聚吡咯、聚乙炔、聚噻吩等<sup>[50]</sup>.此外,部分导电聚合物还具备储能、传感及光催化等性质,因此可以实现导电性、功能性一体化.同时,导电聚合物的机械性能更接近人体皮肤,这使得它们成为电子皮肤的理想材料<sup>[51]</sup>.鲍哲南教授团队通过 3D 结构化法制备的超轻导电聚合物气凝胶,其电性能可以在很大范围不受应变和应变速率的影响,并表现出优异的拉伸压缩循环稳定性,较传统方法制备的气凝胶有明显的进步(图 1(c))<sup>[52]</sup>.此外,这种超轻导电聚合物气凝胶可任意地制备成各种形状,性能稳定,在水环境中也能保持很高的机械和电学稳定性,为制备应变不敏感的电子器件提供了新的可能.除了可拉伸导体外,可拉伸半导体对构建功能器件,如二极管、场效应晶体管,是必不可少的<sup>[53]</sup>.通过调节掺杂剂的类型和掺杂量,可以构建基于导电聚合物的导体.然而,现有的可拉伸半导体通

常以牺牲电荷传输性来实现可拉伸性,其电荷迁移率受应变的影响十分严重.最近,鲍哲楠等基于纳米约束效应,制备了应变不敏感迁移率的高可拉伸聚合物半导体,并在场效应晶体管中进行了功能验证(图 1(d))<sup>[54]</sup>.

**纳米材料:**随着纳米材料合成技术的快速发展,导电纳米材料在柔性电子设备中的应用越来越广泛<sup>[55]</sup>.基于纳米材料的可拉伸导体不同于本质上可拉伸的导体,相反,它们是以复合材料的形式产生的,即通过在可拉伸的聚合物基体中混合导电填料<sup>[56]</sup>.这些导电纳米填料可以在弹性体中形成渗透网络,为复合材料提供电流通路.常用的纳米填料有零维纳米颗粒、具有高纵横比的一维纳米线以及具有较大表面积的二维纳米片.高分子聚合物如降解塑料、聚二甲基硅氧烷和聚乙烯醇等通常被用作弹性基底,为渗透网络赋予可拉伸性.由于这些自组装的纳米结构导电路径具有相互交织的物理重叠和纠缠,因此它们对常见的机械变形模式具有很强的抗干扰能力<sup>[57]</sup>.此外,由于涉及纳米尺度,基于此的电子设备可以有超薄的外形,具有卓越的机械顺从性.总之,这些特性使得纳米复合材料在柔性电子设备领域具有巨大的应用前景.鲍哲楠课题组开发了一种内在可拉伸的晶体管阵列,该阵列使用碳纳米管作为电极,并使用叠氮化物交联的苯乙烯共聚物作为电介质,基于此阵列的电子皮肤可以精确定位掌心瓢虫的位置(图 1(e))<sup>[58]</sup>.然而,相对较低的灵敏度以及多重刺激相互干扰等技术性难题限制了现有电子皮肤的应用.汪延成等开发了用于同时进行压力和温度传感的全弹性指纹形多功能电子皮肤(图 1(f))<sup>[59]</sup>.设计了一种具有指纹状的新型多功能感应区域,并在电子皮肤中嵌入了具有图案化特征的硬化层结构.坚固的图案结构有助于压力和温度的同时或独立检测,从而提高压力灵敏度并减少压力和温度单元之间的相互干扰.

### 2.1.2 结构设计

**波形结构:**类似于皮肤或织物上常见的褶皱、脊或折痕,激发了基于无机材料的可拉伸电子产品的第一类结构设计<sup>[55]</sup>.一般而言,这种结构都是通过将平面结构的基材,施加预应力进行预拉伸,修饰好需要的活性材料后,再释放预应力,从而可以使上层的导电或活性材料层形成一定的波浪或褶皱结构,形变时可以释放一部分压力<sup>[60,61]</sup>.Rogers 及其同事运用此方法,在预拉伸的聚二甲基硅氧烷薄膜基底上制备出了波纹状的单晶硅条带(图 2(a))<sup>[62]</sup>,成功实现了刚性硅材料的可拉伸,并可通过控制波纹状几何图形的振幅

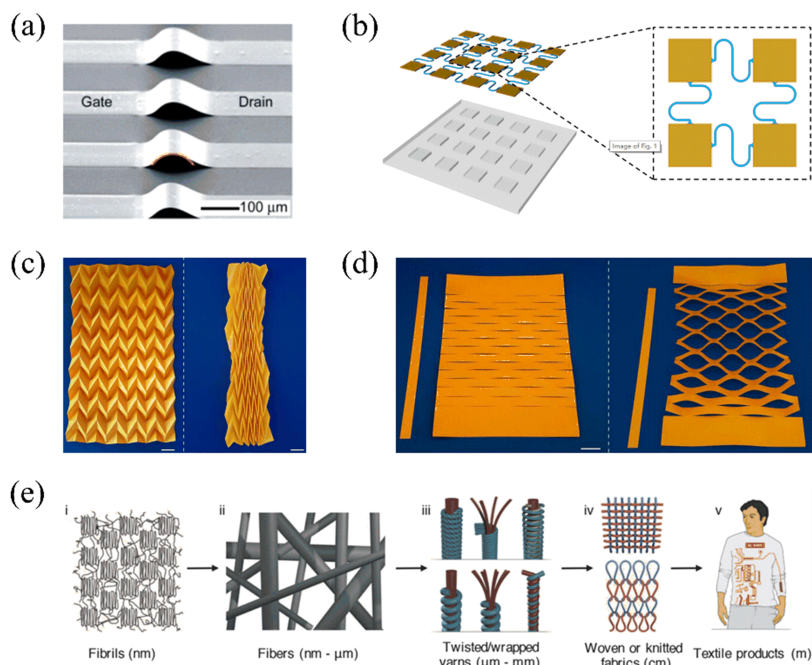


图 2 用于电子皮肤的结构设计. (a) 波形结构<sup>[62]</sup>; (b) 岛-桥结构<sup>[73]</sup>; (c) 折纸结构<sup>[76]</sup>; (d) 剪纸结构<sup>[76]</sup>; (e) 织物结构<sup>[80]</sup>.

**Figure 2.** Structure design for electronic skin. (a) Wave structure<sup>[62]</sup>; (b) Island - Bridge structure<sup>[73]</sup>; (c) Origami structure<sup>[76]</sup>; (d) Kirigami structure<sup>[76]</sup>; (e) Textile structure<sup>[80]</sup>.

和波长来调节应变范围. 这一开创性的工作为电子器件实现柔性化奠定了基础, 但其赋予电子产品的可拉伸性是极其有限的, 这限制了其在大应变情况下的应用.

**岛-桥结构:** 这是柔性电子设备中最常用的结构之一, 其组成单元包括导电路径(桥)加上固定位置的功能性元器件(岛)<sup>[25,26]</sup>. 设计该类结构关键的问题在于“桥”的设计, 而“岛”的结构只需要尽量配合其走势和布局即可. 常见的岛-桥结构包括蜿蜒蛇形结构<sup>[63]</sup>、自相似结构<sup>[64,65]</sup>、二维螺旋结构<sup>[66-68]</sup>、三维拱桥结构<sup>[69,70]</sup>及三维弹簧结构<sup>[71,72]</sup>等. 蛇形结构具有形状简单、易于加工等特点, 因此被广泛应用于各种形式的可拉伸电子设备. 黄永刚等基于有限元分析方法, 提出了蛇形结构在大应变作用下的有限变形模型(图 2(b))<sup>[73]</sup>, 并基于此模型, 研究了蛇形单元结构的宽度、圆弧半径、圆弧角度等因素对其应变能力的影响, 研究结果可以作为蛇形结构的设计指南, 以实现电子皮肤的高可拉伸性.

**折纸/剪纸结构:** 尽管波形/褶皱和岛-桥结构取得了非凡的成功, 但在制造过程中都需要使用弹性基底, 这增加了制造工艺的难度, 不利于大规模、商业化应用<sup>[74]</sup>. 折纸不涉及弹性基板, 并与成熟的生产工艺

兼容. 它为柔性电子提供了一种潜在的制作方法, 具有高通用性、大变形性和与刚性电子相当的性能. 折纸技术最早起源于一种古老的手工艺, 主要用于制作一些纸质基材的工艺品, 如千纸鹤、纸飞机等<sup>[75]</sup>. 折纸技术预先布置的折叠结构, 可以有效缓解柔性电子器件折叠、弯曲、伸展等过程中的应力变化, 这与波浪/皱纹结构的作用有相似之处(图 2(c))<sup>[76]</sup>. 剪纸结构是与折纸结构相似的一类手工艺(图 2(d))<sup>[76]</sup>. 传统的窗花等装饰物, 就是采用剪纸技术实现. 设计剪纸结构的主要思路是, 使完整的平面结构, 形成一定规则排列的镂空结构, 这样在基材形变的过程中, 其镂空部分可以充分地释放应力, 从而实现更强的可拉伸形变能力<sup>[77,78]</sup>.

**织物结构:** 织物应用于柔性电子设备具有天然的优势, 是未来可穿戴器件的首选基材<sup>[79]</sup>. 根据其直径尺度, 可以分为纤丝、纤维、纱线、织布及最终的织物产品(图 2(e))<sup>[80]</sup>. 织物大多数由高分子材料组成, 天然具有优异的力学性能, 只需要辅以合适的导电及其他功能性材料, 即可构建优异的柔性电子产品. 其最大的特色是可以利用宏观的纤维状器件进行编制和组装, 在实现功能性的同时保证外观的美感. 织物结构的一个主要缺点是它们的设计自由度有限, 因为

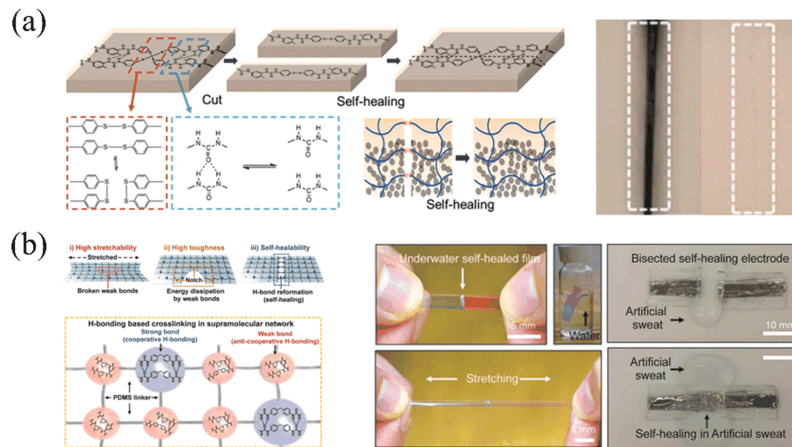


图 3 电子皮肤的自修复性。(a) 具有自修复性的导电聚氨酯弹性体<sup>[94]</sup>;(b) 具有高延展性、高韧性和自修复性的新型高分子材料<sup>[95]</sup>。

**Figure 3.** Self-healing of electronic skin. (a) Conductive polyurethane elastomer with self-healing properties<sup>[94]</sup>; (b) New polymer materials with high ductility, high toughness and self-healing properties<sup>[95]</sup>.

纤维/纱线路径被限制在织物的经纬方向<sup>[81]</sup>。解决这一问题的一种方法是通过喷墨或丝网印刷或化学沉积将功能材料涂覆在纺织品上,由于功能材料不受织物结构的约束,因此可以完全自由地进行设计布局<sup>[82-84]</sup>。

综上所述,实现电子皮肤的可拉伸性可以采用两种策略。材料创新策略采用专门合成的新材料或在电子皮肤领域具有特殊性能的现有材料。结构设计策略可以提供一种方法,在同一柔性平台上混合所有类型的材料,无论是刚性还是柔性。然而每种策略都存在着一定的局限性,针对材料创新策略,还需要考虑材料的生物安全性、舒适性以及环境污染等问题。对于结构设计策略,由于结构较为脆弱,导致部件的持久性、稳定性较差。尽管在柔性电子的可拉伸性能方面已经取得了显著的成就,但是距离满足商业化生产乃至日常使用的标准还有很长的路要走。

## 2.2 自愈合性

电子皮肤在使用过程中难免会遭受意外的机械损伤。自愈能力不仅可以增加电子皮肤的使用寿命,还可以增强其长期稳定性、可靠性等<sup>[85,86]</sup>。在实际应用中,最理想的自愈合应不需要任何外界刺激,在室温下自然发生,这种行为被称为自主自愈<sup>[87]</sup>。根据材料自愈合机理的不同可以分为两大类。一是通过在材料内部掺杂含有自愈剂的微胶囊<sup>[88]</sup>,在材料受到机械损伤时,微胶囊释放出自愈剂,并在损伤区域聚合,对材料进行修复,恢复材料的初始性能。然而,这种自愈的次数有限,自愈效果较差,仅限于单一或很少发生机械

损伤的场景,并不适用于电子皮肤领域。二是依据材料内部动态的化学键,当材料受到损伤时,主要是材料内部化学键发生断裂,而这些动态的化学键通过扩散发生重组,可以实现自修复<sup>[89]</sup>。这些动态键包括氢键<sup>[90]</sup>、二硫键<sup>[91]</sup>、金属配位键<sup>[92]</sup>等。目前自愈合材料的研究主要集中在具有延展性和自愈合性的高分子材料的开发上,这些高分子材料在电子皮肤领域具有巨大的应用前景。

刘岚等通过在液态金属表面进行原位的化学镀纳米银,成功将银包覆在液态金属表面,得到了核壳结构的银-液态金属导电颗粒<sup>[93]</sup>。这种颗粒在受到弯折或机械破坏时,因外层银壳的破裂而释放低模量的液态金属,保持导电通路的实时连接。然而,这种自我修复的一次性性质不利于它在电子皮肤领域中的应用。张跃院士及其同事通过在聚氨酯分子链中引入二硫键和多重氢键,制备出一种具有优异机械韧性和自修复能力的导电聚氨酯弹性体(图 3(a))<sup>[94]</sup>。基于此弹性体的均匀结构和优异的摩擦电-静电感应效应,开发了一种高强度且自供电的电子皮肤,并能在断裂后恢复其拉伸性和传感能力。考虑到电子皮肤使用环境的不确定性,实现在恶劣条件下的自修复是至关重要的。鲍哲楠团队研发出了含有多种强度类型的氢键相互作用的新型高分子材料(图 3(b))<sup>[95]</sup>。在聚合物膜中形成的高分子网络实现了特殊的机械性能,如高延展性和高韧性,甚至在汗液中也能自动自愈。这种设计方案简单且具有普适性,有望用于各种聚合物结构,为自愈合电子皮肤提供了分子设计指南。

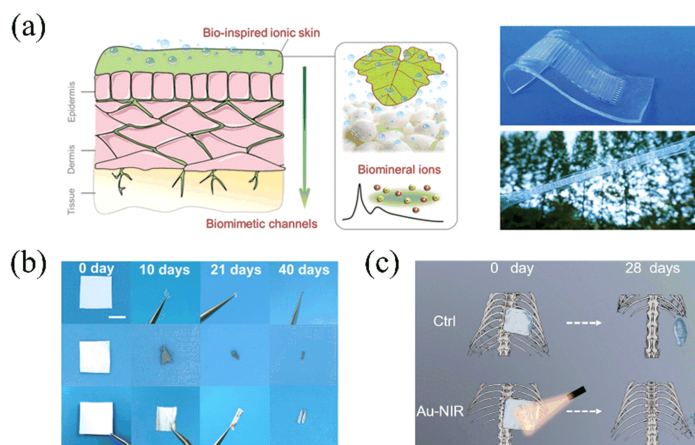


图 4 电子皮肤的生物相容性和生物降解性. (a) 生物启发的离子水凝胶用于诊断治疗<sup>[100]</sup>; (b) 可生物降解的透气、抗菌的自供电电子皮肤<sup>[104]</sup>; (c) 可植入和可控自分解电子皮肤用于组织修复<sup>[105]</sup>.

**Figure 4.** Biocompatibility and biodegradability of electronic skin. (a) Bio-Inspired ionic skin for theranostic<sup>[100]</sup>; (b) Biodegradable, breathable, antibacterial, self-powered electronic skin<sup>[104]</sup>; (c) Implantable and controllable self-decomposable electronic skin for tissue repairing<sup>[105]</sup>.

尽管在高延展性和韧性的自愈合材料的制造方面取得了一定的进展,但它们在电子皮肤领域的应用仍处于起步阶段.目前,大多数自愈材料都是导电复合材料,具有自愈性能的半导体、晶体管和显示器等器件的研究较为缺乏.更重要的是,自愈合材料必须具有自主修复能力,以适合实际应用,因此,快速、可重复、自主的自愈机制有待进一步研究.迄今为止,具有自愈能力的复杂电子电路和装置尚未开发出来,目前开发的自愈装置还处于概念验证阶段,还远远不能用于商业用途.

### 2.3 生物相容性和生物降解性

由于电子皮肤的应用需要与生物界面密切联系,生物相容性是电子皮肤必须具备的基本特性,以避免产生免疫反应<sup>[96]</sup>.各种生物相容性材料已被开发用于生物医学应用,但这些材料大多数是绝缘体,考虑到电子元件需要的大多是导体或半导体材料,因此现有的生物相容性材料并不能直接应用到电子皮肤领域.为了克服这个问题,大量的工作被已经开展.

Kim 等报道了一种由核壳结构的纳米线和聚苯乙烯丁二烯苯乙烯弹性体组成的高导电性、可拉伸性和生物相容性的复合材料<sup>[97]</sup>.通过在超长的银纳米线上沉积一层厚厚的金层用以保护银免于被氧化,也可以防止银离子的浸出,因此该复合材料既具有生物相容性又具有导电性.利用该复合材料制备的电子皮肤成功地记录了人皮肤和猪心脏的电生理信号.除了通过物理包埋、化学吸附等手段对非生物相容性材料

进行修饰外,使用天然材料是提高生物相容性的另一种有效策略.许多自然存在的材料,如纤维素、丝素蛋白和果胶等,已经被证明可以作为电子皮肤的基底材料,DNA、糖等生物大分子已经被用作介电材料<sup>[98-100]</sup>.虽然这些材料的电学性能需要相当大的优化才能应用于电子皮肤,但它们展示了一条有希望的生物相容性途径.武培怡等利用生物提取的丝素蛋白,生物相容性甜菜碱类似物和钙离子,设计了一种具有保湿因子的离子水凝胶用于诊断治疗(图 4(a))<sup>[101]</sup>.所设计离子皮肤在环境条件下稳定,具有黏性并能够在哺乳动物皮肤上进行水合,用于定点给药,增强治疗功效的同时可极大地减少副作用.

由天然材料合成的电子皮肤带来的另一个好处是生物可降解,能够将淘汰的电子设备分解成无害的成分,从源头上减少电子垃圾和环境污染.此外,生物可降解性在可植入生物医学设备中尤为重要,使其在发挥作用后能够自发消失而不需要手术去除<sup>[102]</sup>.最近,鲍哲楠等报道了一种完全可分解和生物相容的半导体聚合物<sup>[103]</sup>.基于可逆的亚胺化学反应,制备了具有高电荷流子迁移率的可完全分解的共轲聚合物,用于各种逻辑电路,并且具有与传统共轲聚合物相当的电性能和溶液可加工性.王中林等在全纤维摩擦纳米发电机的基础上设计了一种灵活,可拉伸,透气,可生物降解和抗菌的电子皮肤,以有效地收集机械能并监测全身生理信号(图 4(b))<sup>[104]</sup>.该研究工作通过整合透气性、生物降解性和抗菌活性,开发了

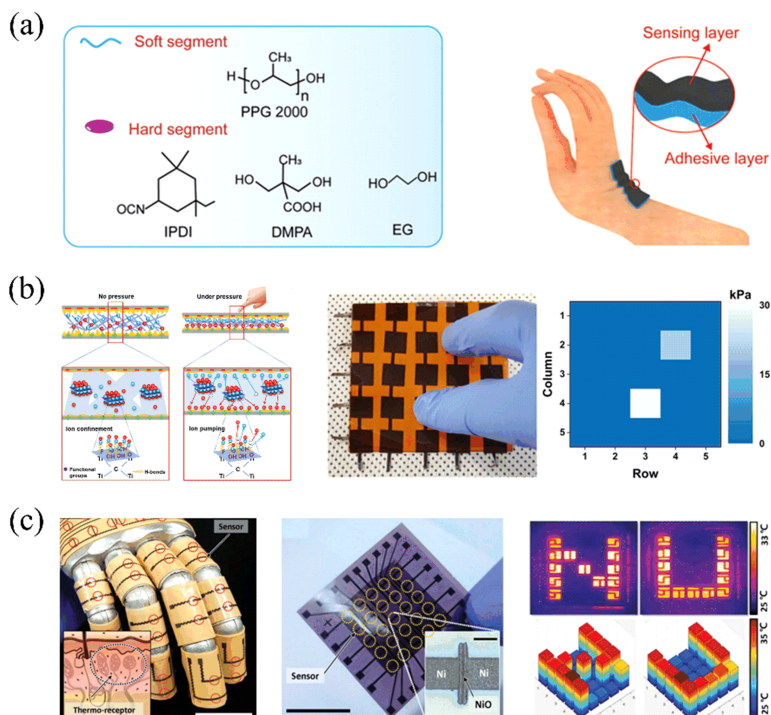


图 5 用于物理信号监测的电子皮肤。(a) 自黏附高保真可穿戴应变传感器<sup>[115]</sup>；(b) 基于杂化纳米纤维膜的电容压力传感器阵列<sup>[124]</sup>；(c) 温度敏感的电子皮肤用于机器人手<sup>[130]</sup>。

Figure 5. Electronic skin for physical signal monitoring. (a) Self-adhesive high-quality wearable strain sensor<sup>[115]</sup>；(b) Capacitive pressure sensor array based on hybrid nanofiber membrane<sup>[124]</sup>；(c) Temperature-sensitive electronic skin for robotic hands<sup>[130]</sup>。

一种舒适、安全、无污染的电子皮肤,具有能量收集和高度敏感的能力,有助于推动电子皮肤在人机界面和人工智能中更环保地应用。对于可分解电子皮肤,最理想的设计是电子器件在规定的时间内稳定地工作,工作完成后能够很快分解。如何实现电子皮肤的可控自分解要比简单的随机自分解更有意义,尤其是对可植入电子设备来说。最近,李舟等利用对近红外光敏感的金纳米棒制备了一系列生物可降解可植入的电子皮肤,并有效地调节其在体内降解过程(图 4(c))<sup>[105]</sup>。

尽管生物可降解电子技术有很大的潜力,但过量的无机材料进入人体可能是有毒的,因此必须加以限制。同时,它们在生物体界面的机械刚度也需要改进,保证稳定工作的同时还需要兼顾舒适性。此外,如何设计能够精确控制整个电子器件分解时间的钝化层或者研发出新型的分解触发机制是真正实现电子设备可控生物降解的关键所在。总的来说,在开发生物兼容和生物可降解的装置方面已经取得了很大进展,使电子皮肤与人体结合成为可能。

### 3 功能特性

皮肤中有七种感受器使得人体能够对外界刺激产生

反应,而电子皮肤的目的就是为了修复、完善乃至替代皮肤充当人体与外界的交互介质,实现智能医疗保健乃至增强人类的感知能力<sup>[106]</sup>。根据感知信号类型,可以分为物理信号(应变、压力、温度和湿度等),化学信号(汗液、乳酸、血糖等),电生理信号(脑电、心电和肌电)等。为了优化、完善电子皮肤对这些信号的感知,丰富电子皮肤的功能,学者已经进行了许多努力。在本节中,我们从功能特性的角度总结了电子皮肤的最新进展。

#### 3.1 物理信号监测

血压、体温、肌肉/皮肤拉伸等生理参数与人的健康直接相关,虽然在医院里测量这些参数很容易,但要想实现随时随地的以无创的方式持续监测它们却很有挑战性。目前基于刚性的小型可穿戴设备或许能够在一定程度上解决这一挑战,但较差的可穿戴性、舒适性和数据准确性阻碍了这些产品在临床诊断上的应用。因此,迫切需要开发出皮肤类可穿戴应变、压力和温度传感器以满足临床应用。

**应变传感器:**这是用来测量物体变形的传感器。通常情况下,应变传感器是由一个带有图案的金属箔沉积在柔性衬底上,可以很容易地附着在物体上监测

其变形. 人体运动监测可分为两大类: 一是大规模运动检测, 如手部、腿部和脊柱的弯曲运动; 二是小规模运动检测, 如情绪表达、呼吸、吞咽和说话时面部、胸部和颈部的细微动作<sup>[107,108]</sup>. 这些动作的检测可以用于诊断声带受损, 呼吸道疾病和确定脊柱姿势的变化程度, 监测帕金森病、皮肤硬化以及分析面部表情. 用于人体运动监测的应变传感器需要满足以下要求: 高延展性、灵活性、高灵敏度、高耐久性、快速响应、一致性<sup>[109-111]</sup>. 因此, 各种类型的灵活和可伸缩的应变传感材料, 如石墨烯<sup>[112]</sup>、金属纳米线<sup>[113]</sup>和导电聚合物<sup>[114]</sup>等已经被应用于先进的可穿戴应变传感器. 尽管在可穿戴应变传感器的传感性能方面取得了显著的提高, 但目前所使用的绷带、双面胶等材料并不能很好地将传感器固定在人体上, 因此会产生较为严重的噪音和虚假信息, 从而无法准确监测人体运动. 欧阳建勇等报道了一种可以总是与皮肤保持良好接触的自黏附柔性可拉伸应变传感器, 显著改善了传感器的一致性和数据准确性(图 4(a))<sup>[115]</sup>. 该器件具有黏附层和感应层两层结构, 黏附层为具有生物相容性的水性聚氨酯, 感应层为石墨烯/碳纳米管的水性聚氨酯复合物. 黏附层能保证该器件在人体运动过程中总是与皮肤形成良好的接触, 准确地跟随皮肤的变形而变形.

**压力传感器:** 人体活动产生的压力主要分布在低压状态( $<10$  kPa)和中压状态( $10-100$  kPa)<sup>[116]</sup>. 例如, 低压状态是由眼内压和颅内压等体内压力产生的, 中等压力状态是由心率、血压、呼吸频率、桡动脉、颈静脉和发声振动产生的. 这些压力的检测在心血管疾病、心力衰竭、声带损伤和呼吸系统疾病诊断, 以及对运动员运动损伤和睡眠质量的监测具有重要意义<sup>[117-119]</sup>. 为此, 开发具有高灵敏度的柔性和可拉伸压力传感器受到了广泛的关注<sup>[120]</sup>. 多种材料已被成功用于设计可穿戴压力传感器, 包括银纳米线、金纳米线、碳纳米管、石墨烯、导电聚合物、离子液体和液态金属. 这些压力传感器的传感机制包括压电、压阻和电容, 根据活性材料和器件结构的不同, 每一种传感机制都有自己的特点<sup>[121-123]</sup>. 对于通用的可穿戴压力传感器来说, 实现大范围内的高灵敏度、线性度和长期稳定性是至关重要的. Park 等以杂化离子纳米纤维膜作为传感材料, 制备了超高灵敏度的可穿戴电容压力传感器(图 4(b))<sup>[124]</sup>. 由外部刺激触发的离子泵送过程在界面处产生了较大的电双层电容, 造成了显著的电容变化, 保证了器件的高压灵敏度, 基于此压力传感器制成的传感阵列, 可以准确地测量空间

压力分布.

**温度传感器:** 体温是监测各类疾病(如发烧、感染、中暑及恶性肿瘤)、生理状况等的重要参数. 由于人体器官与环境之间的热传递会使体温在时间和空间上发生变化, 因此对体温进行连续长期地实时监测具有多种临床应用的潜力<sup>[125,126]</sup>. 穿戴式温度传感器作为人工电子皮肤的重要传感元件之一, 应具有高灵敏度、高精度、响应速度快、传感范围宽( $25 \sim 40$  °C)和长时间稳定性<sup>[127,128]</sup>. 目前, 热阻性、热电性和热释电效应被用于温度测量的可穿戴温度传感器. 张莹莹等报道了一种直接使用碳纳米纤维膜作为传感元件的纤维基温度传感器<sup>[129]</sup>. 由于具有热阻效应, 传感器利用薄膜电阻对温度的依赖性来检测温度变化, 该装置具有灵敏度高、响应速度快、变形传感性能稳定等优点. Seung 等报道了一种具有高灵敏度、柔韧、负温度系数热敏电阻的皮肤式温度传感器(图 4(c))<sup>[130]</sup>. 基于一种新颖的整体激光诱导还原烧结方案, 在环境压力下形成了一种独特的整体结构, 这是通过传统的复杂光刻或真空沉积步骤无法实现的. 基于此温度敏感的电子皮肤, 成功赋予了机器人温度感知的能力.

目前, 物理传感器在基于皮肤的电子产品中的实际应用仍然具有挑战性. 大多数报告的传感器都受到来自外界刺激的干扰, 解决不同信号之间的干扰是获得高灵敏度和可靠的物理传感器的必要条件. 此外, 大多数物理传感器需要外部能量系统, 这严重限制了它们的发展, 一些自供电的物理传感器发电功率低, 难以实际应用. 因此, 开发更高效的电源系统或自供电的物理传感器是有必要的. 虽然由不同物理传感器组成的集成式多功能传感器已经得到了研究, 但将物理传感器与化学传感器、生物传感器集成的研究还相对较少.

### 3.2 化学信号监测

与身体活动和生命体征的检测相比, 使用可穿戴式化学传感器对人体中相关生物标记物的瞬时和连续检测可以提供更深入的个人医疗保健监测和医学诊断. 目前, 血液是临床诊断中最重要体液, 但它需要侵入式采样, 这不利于实现连续实时监测. 其他生物体液, 如汗液、唾液、组织液和眼泪更容易获得, 因此是非侵入性/微侵入性可穿戴传感器平台首选的检测目标. 从血液到其他体液的转换提供了一种无创的原位传感手段, 这更有利于实现日常生活中的持续健康监测.

**汗液分析:** 汗液是一种非常重要的体液, 它包含



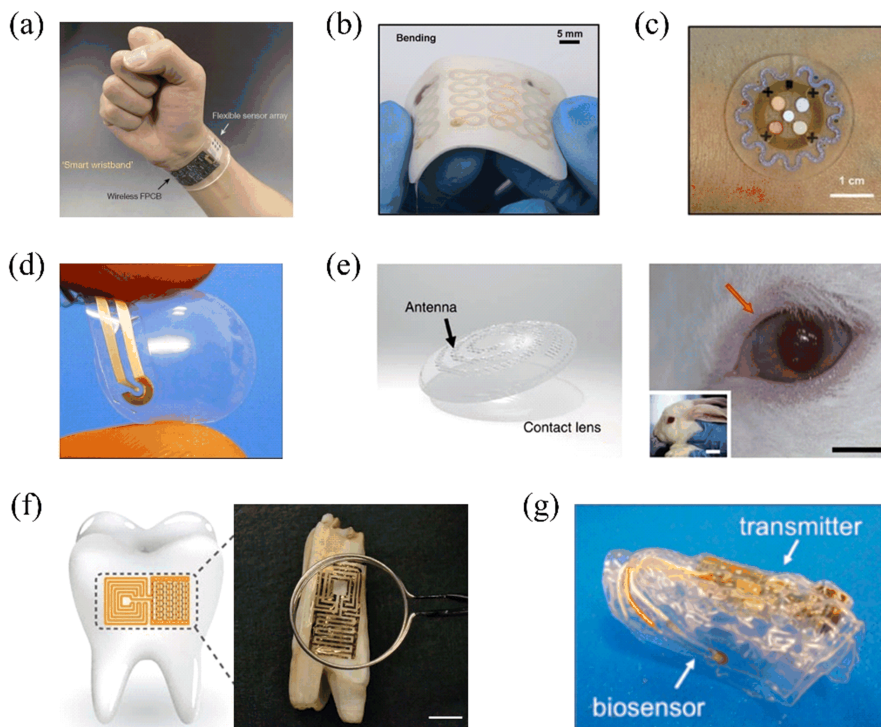


图 6 用于化学信号监测的电子皮肤。(a) 可穿戴柔性集成传感阵列用于汗液分析<sup>[137]</sup>; (b) 基于微流控技术的抗干扰、高稳定可穿戴汗液传感器<sup>[138]</sup>; (c) 用于捕获、存储和比色分析的可穿戴汗液传感器<sup>[139]</sup>; (d) 由生物相容性材料构成的隐形眼镜式生物传感器<sup>[143]</sup>; (e) 用于检测葡萄糖和眼压的生物传感器<sup>[144]</sup>; (f) 基于石墨烯的生物传感器贴附在牙齿上<sup>[149]</sup>; (g) 可定制牙套式生物传感器<sup>[151]</sup>。

**Figure 6.** Electronic skin for chemical signal monitoring. (a) Wearable flexible integrated sensor array for sweat analysis<sup>[137]</sup>; (b) Anti-interference, highly stable wearable sweat sensor based on microfluidic technology<sup>[138]</sup>; (c) Wearable sweat sensor for capture, storage and colorimetric analysis<sup>[139]</sup>; (d) Contact lens biosensor made of biocompatible materials<sup>[143]</sup>; (e) Biosensor for detecting glucose and intraocular pressure<sup>[144]</sup>; (f) Graphene-based biosensor attached to teeth<sup>[149]</sup>; (g) Customized braces type biosensor<sup>[151]</sup>.

了我们生理状态的丰富信息。汗腺在人体中的广泛分布和汗液中丰富的生化成分使汗液成为一种可行的、理想的无创生物传感生物液<sup>[131]</sup>。汗液由水和各种电解质(如钠、钾、钙和氯),氮化合物(如尿素和氨基酸),代谢物(如葡萄糖、乳酸和尿酸)组成,汗液中也含有药物和乙醇等外来生物物质。异常的健康状况和疾病往往导致汗液常见成分浓度的改变或新成分的出现,汗液中乙醇浓度与血液中乙醇浓度高度相关;汗液中尿素浓度升高与肾衰竭有关<sup>[132]</sup>;囊性纤维化患者汗液中氯浓度异常高,汗液氯浓度分析已被作为囊性纤维化诊断的最佳标准<sup>[133]</sup>。近年来汗液分析引起了极大的关注,开发出了基于不同检测方法的新型可穿戴和灵活的汗液监测平台,以进行连续的健康监测<sup>[134-136]</sup>。

Javey 等将贴片式传感器和商用的集成电路进行

了合并,成功实现对多个汗水分析物稳定、精确的原位分析,包括葡萄糖,乳酸盐,钾离子,钠离子以及可用于信号校准的皮肤温度(图 6(a))<sup>[137]</sup>。然而,在某些情况下的使用涉及对身体的物理影响,这可能会使这些平台动态变形,从而对测量可靠性产生不利影响。Rogers 等通过使用软硬结合的微流控结构克服了这一限制,微流体通道以高模量、防水聚合物和蛇形几何形状形成,嵌入柔软弹性体中,形成坚固、舒适、不透水的皮肤界面,大大提高了传感器的工作稳定性和抗干扰能力(图 6(b))<sup>[138]</sup>。进一步地,为了实现对汗液中多种生物样本含量的同时检测,Rogers 等开发了一种可伸展的微流控设备,该设备可通过外部蛇形流道的颜色变化对汗液流失量以及流失速度进行检测,通过汗液中的化学成分与腔室中的指示剂发生化学反应,引起指示剂的颜色变化,从而实现 pH 值以

及汗液中氯化物、乳酸和葡萄糖等物质的浓度检测(图 6(c))<sup>[139]</sup>。尽管汗液分析有许多优点,但由于污染、蒸发以及缺乏实时汗液采样和传感设备的制约,与血液和尿液分析相比,汗液分析在健康监测和临床诊断方面仍然存有不足。

**眼泪分析:**人的眼泪是一种积累在眼睛中的生物液体,它包含许多盐,蛋白质,酶和脂质,眼泪的化学成分可以揭示有关眼部疾病和全身性疾病的有用信息<sup>[140]</sup>。例如,富含脯氨酸的蛋白-4 被确定为诊断干眼症的生物标志物;在乳腺癌患者眼泪中发现了与癌症相关的生物标志物;泪液中的葡萄糖浓度与血糖浓度高度相关,因此,对患者的眼泪含糖浓度进行实时监测对糖尿病治疗具有重要意义<sup>[141]</sup>。早期的可穿戴式和柔性泪液葡萄糖传感器被开发为柔性条,然而带状传感器由于接触面积不足而难以固定在瞳孔上<sup>[142]</sup>。Kohij 等通过将条形传感器安装到隐形眼镜上,弥补了条形结构的不足,动物实验也证明了通过该平台测得的泪液中的葡萄糖浓度能够反映血糖水平(图 6(d))<sup>[143]</sup>。Park 等开发了能同时检测葡萄糖浓度和眼压的隐形眼镜式传感器,石墨烯与银纳米线的混合使用,进一步提高了传感器的导电性,透明性和可拉伸性,增强了传感器的传感性能和工作稳定性(图 6(e))<sup>[144]</sup>。尽管隐形眼镜平台引入使得泪液的原位分析得到了长足的发展,但泪液检测仍然存有需要改进的局限性。嵌入传感器结构通常会降低隐形眼镜的透明度,并且会妨碍用户在日常生活中的视力,这可以通过进一步的材料选择和结构设计,改善传感器的透明度。另一个制约是隐形眼镜的长期佩戴可能会造成瞳孔损害,如微生物性角膜炎,隐形眼镜周边溃疡。

**唾液分析:**在非侵入性诊断和检测中,唾液被认为是一种有潜力的生物液体<sup>[145]</sup>。它是由唾液腺分泌到口腔中的清澈黏稠的生物流体,唾液中含有各种生物标志物,如葡萄糖、乳酸、磷酸盐、酶(例如  $\alpha$ -淀粉酶)、激素(例如皮质醇,类固醇)和抗体等<sup>[146]</sup>。唾液的丰富可用性和唾液样本收集的便利性促进了对这些唾液生物标记物的研究。早期的研究是通过检测唾液样本中的分析物浓度来进行的,唾液样本是通过吐痰或用采集纸采集的。样本采集之后,通过实验室测试或便携式设备进行体外检测<sup>[147,148]</sup>。在过去几年里,随着人们对唾液传感的兴趣不断增长,用于唾液原位分析的可穿戴设备也得到了发展。Michael 等开发了牙釉质唾液细菌传感器,将样本采集和传感过程集成到一个可穿戴平台中(图 6(f))<sup>[149]</sup>。由于传感平

台上的抗菌肽能够与唾液中的细菌选择性结合,结合过程改变了电阻,因此可进行细菌的定量分析。除了传感器贴附的形式,牙套被认为是唾液采集-传感集成的另一种有潜力的形式。Kim 等将传感器制作在一个柔韧的 PET 衬底上,然后与无线电路集成,并安装在牙套上,成功实现了对唾液内乳酸、尿酸浓度的实时监测<sup>[150]</sup>。Kohij 等还在单片护齿上集成了生物传感和无线通信,用于唾液葡萄糖浓度监测(图 5(g))<sup>[151]</sup>。如上所述,虽然唾液的实时监测已经取得了显著的发展,但仍有不足。主要体现在传感器的外形和佩戴方式上,下一代可穿戴唾液传感器应该能够在保证材料的生物相容性、传感器功能的同时,兼顾用户的舒适性和方便性。

尽管在过去几年中,可穿戴和柔性化学传感器取得了重大进展,但在实现可穿戴化学传感器的全部潜力之前,还有许多关键挑战和技术难题需要解决。现有的可穿戴化学传感器主要用于监测体液中的主要代谢物和电解质,很少有报道称可穿戴设备可以监测体液或呼出气体中的多肽、激素、蛋白质和 DNA/RNA 等微量成分,通过可穿戴设备对这些生物标志物进行持续监测,将为广泛的健康状况的筛查和早期诊断提供有宝贵的信息。然而,这些生物标志物极低的含量造成了检测困难,开发高灵敏度、高选择性的传感器和适当的预浓缩技术是解决这一问题的方法之一。此外,考虑到人体复杂的生理过程,发展集成传感器平台以进行物理和化学协同分析,对获得准确和深刻的生理信息是非常重要的。

### 3.3 电生理信号监测

电生理传感器用于监测在心血管、神经和肌肉活动期间的生物电位变化<sup>[152]</sup>。所有这些传感器的核心问题是设计薄的、适形的和生物兼容的表皮电极,以减少皮肤电极接触阻抗。为了提取可靠的电生理信号,考虑电极与皮肤的界面是至关重要的,紧密接触是降低皮肤电极接触阻抗的关键(图 7(a))<sup>[153]</sup>。常用的电极有干电极、湿电极和微针,导电水凝胶电极是典型的湿电极,能够与粗糙的皮肤表面建立可靠的保形接触,测量准确性较高,且具有良好的舒适性。湿电极的复杂成分可能引起皮肤刺激,此外,湿电极较差的稳定性导致其无法长期使用,这些不足限制了其广泛的应用<sup>[154]</sup>。干电极虽能克服上述问题,但由于皮肤表面的粗糙性和不平整性,难以形成完全保形地接触,气隙的存在增加了界面阻抗。为了克服干电极的局限性,可以使用微针。微针只穿透由死细胞组成的角质层,因此,它们基本上是无痛的,被认为是无创的。微

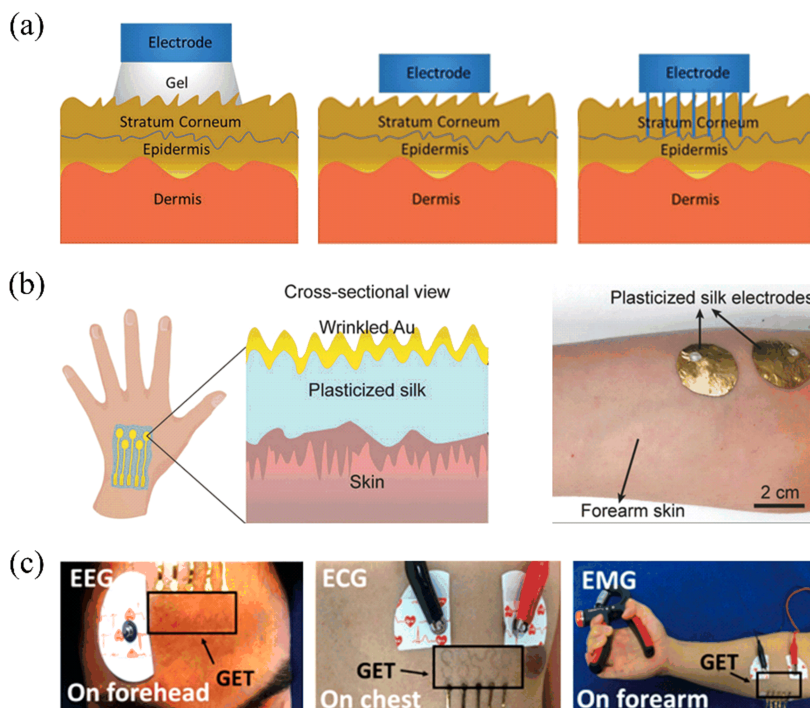


图 7 用于电生理信号监测的电子皮肤。(a) 电极与皮肤的界面模型<sup>[153]</sup>; (b) 基于增塑丝蛋白的皮肤电极<sup>[156]</sup>; (c) 基于电子纹身的电生理传感器<sup>[158]</sup>。

**Figure 7.** Electronic skin for electrophysiological signal monitoring. (a) Electrode-skin interface models<sup>[153]</sup>; (b) Skin electrode based on plasticized silk protein<sup>[156]</sup>; (c) Electrophysiological sensor based on electronic tattoo<sup>[158]</sup>.

针的高度与角质层的厚度相匹配,使其直接接触表皮,从而减少阻抗<sup>[155]</sup>。

陈晓东等通过添加氯化钙对天然的丝蛋白进行改性,将其由高杨氏模量低拉伸性改性为低杨氏模量高拉伸性,具有皱纹结构的金薄膜赋予其高导电性。具有高导电性能和皮肤顺应性的增塑丝蛋白可实现与商业凝胶电极相当的皮肤电生理记录(图 7(b))<sup>[156]</sup>。Rogers 等报道一种柔软的,可折叠的网格状电极,这些电极可以直接且长期地安装在耳廓等复杂表面上,可长期提供高保真的脑电图,网格结构有效地避免了皮肤的任何重大热、电或机械负荷<sup>[157]</sup>。鲁南姝等开发了一种基于石墨烯的透明电子纹身传感器,传感器的厚度仅为亚微米,兼具很高的电气和机械性能<sup>[158]</sup>。该电子纹身完全符合人体皮肤的微观形貌,仅通过范德华相互作用贴附在皮肤表面,可以跟随皮肤任意变形,而不会出现机械故障或长时间分层。该电子纹身传感器已成功用于各种生理测量,包括心电图(ECG),肌电图(EMG),脑电图(EEG)等(图 7(c))<sup>[158]</sup>。

为了克服接触电极的局限性,电容电极提供了一种无需直接接触皮肤即可进行表面电势测量的替代

方法。这种非侵入式电极可以在皮肤和传感器之间留有空隙来感应生物电信号。它可以进行长期监测,而不会刺激皮肤<sup>[159]</sup>。此外,单一的传感器已不能满足人们的需求,需要开发更多的复合传感器。Mercier 等介绍了一种化学-物理混合贴片,包括一个由丝网印刷制成的乳酸传感器和两个心电图电极,可同时进行乳酸和心电图的实时测量<sup>[160]</sup>。

## 4 典型应用

前面介绍的电子皮肤的感知功能可与人类皮肤媲美,甚至超过人类皮肤,通过引入特殊的材料和结构还可以实现额外的功能,如自愈合、可视化、黏附和适应功能。电子皮肤的柔韧性或可拉伸性可以克服传统刚性传感器设备无法与人体等曲面紧密接触的问题。得益于其卓越的性能,电子皮肤在可穿戴领域具有巨大的应用前景。本节将介绍电子皮肤的三大典型应用:健康监测、人机交互和机器感知。

### 4.1 健康监测

医疗保健在现代社会受到越来越多的关注,以满足改善生活质量的需要。健康监测系统的发展趋势是推动其便携化和智能化,用于家庭诊断和治疗。传统的健

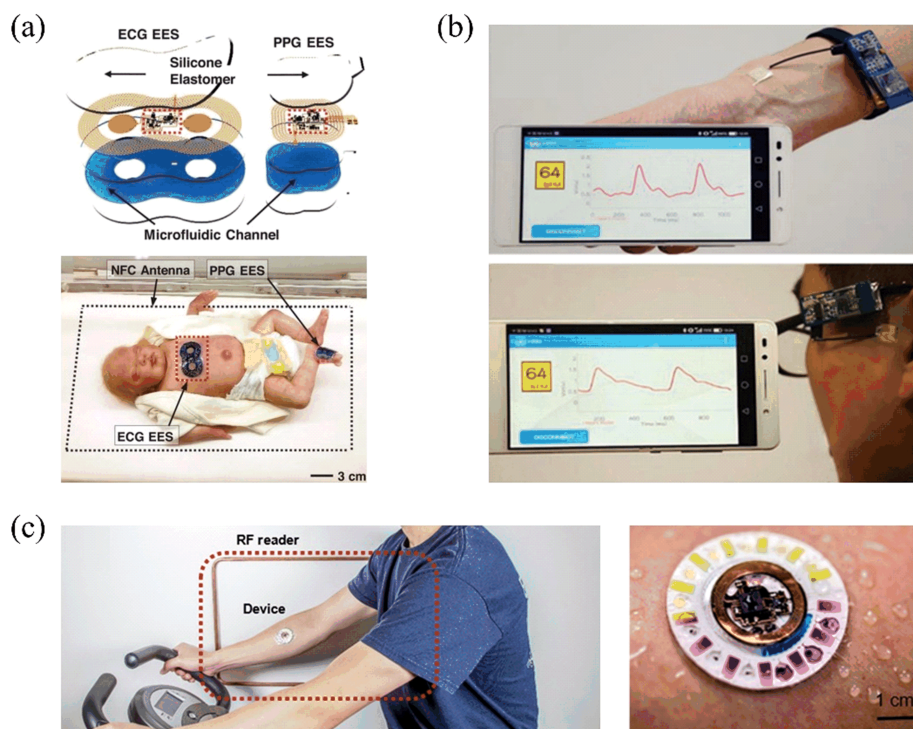


图 8 用于健康监测的电子皮肤。(a)用于重症监护室内新生儿的无线表皮电子系统<sup>[170]</sup>;(b)基于摩擦效应的自供电健康监测系统<sup>[171]</sup>;(c)无源、可穿戴微流控/电子系统同时对汗液进行电化学、比色和容量分析<sup>[172]</sup>。

**Figure 8.** Electronic skin for health monitoring. (a) Wireless epidermal electronic system for neonatal intensive care<sup>[170]</sup>; (b) Self-powered health monitoring system based on friction effect<sup>[171]</sup>; (c) Battery-free, wearable microfluidic/electronic systems for simultaneous electrochemical, colorimetric, and volumetric analysis of sweat<sup>[172]</sup>.

康监测系统包括庞大的仪器和复杂的连接线路,难以实现对病人的实时监测,而这对某些疾病的治疗和预防是至关重要的。电子皮肤健康监测系统的目标是在不影响日常活动的情况下附着在人体皮肤上实现对人体健康的实时监测。在日常生活中,由于机械拉伸和压缩,以及意外产生的副产品,皮肤表面的状况是十分不稳定的。电子皮肤系统必须克服上述对稳定性要求的挑战,同时消除对人类皮肤的化学和机械刺激,这是传统胶黏剂贴片的常见问题。电子皮肤系统中常用的黏附原理包括化学黏附<sup>[161]</sup>、范德华力的自黏附<sup>[162,163]</sup>和微针结构<sup>[164,165]</sup>。通过精心选择的黏附配置,表皮健康监测设备可以通过连续的实时传感来执行诊断任务。研究人员专注于监测身体的重要信息,包括心血管信号、呼吸信号、血压以及体温<sup>[166,167]</sup>,上述参数是反映个体身体状况很重要的指标。例如,心电图记录的心血管信号在诊断心律失常、心肌梗死以及多种心血管疾病方面具有较高的价值<sup>[168]</sup>;体温一般通过热阻传感器监测,与疾病有关,如受伤或手术后发烧、中暑、炎症等<sup>[169]</sup>。利用电子皮肤精确、多功能的传感能力和可忽略的负载干扰,一

些新颖的、完善的可穿戴健康监测系统已经被提出。

在新生儿重症监护病房,现有的监护系统有庞大的设备和复杂的连线连接,阻碍了婴儿床边活动和与父母的接触。Rogers 等报道了一种无线、无电池、可安装在皮肤上的监测设备,该设备集成了一对超薄、柔性的双模式测量模块,能与新生儿皮肤柔软、无创的接触(图 8(a))<sup>[170]</sup>。心电图通过胸部安装的两个丝状金属网电极记录,而脚底的另一个电极通过反射模式测量光电容积脉搏波描记图(PPGs)。PPGs 的测量是通过将光照射到皮肤上并检测光电二极管的反射量来测定血管或器官的容积变化,从而提供许多临床有用的信息,包括心率、呼吸频率、血液含氧量和脉搏。此外,该设备还包含一个磁环天线,可进行无线数据传输和电力传输,能够连续实时记录远距离的心电、PPGs 和皮肤温度。该设备仅通过范德华力附着在新生儿脆弱的皮肤上,因此避免了可能的皮肤刺激。

为了克服用于测量血压和其他心血管物理信号的传统袖套设备带来的不便,王中林等报道了一种利用摩擦电效应的自供电可穿戴系统,用于连续测量人体脉搏波传导速度和血压(图 8(b))<sup>[171]</sup>。依靠合理

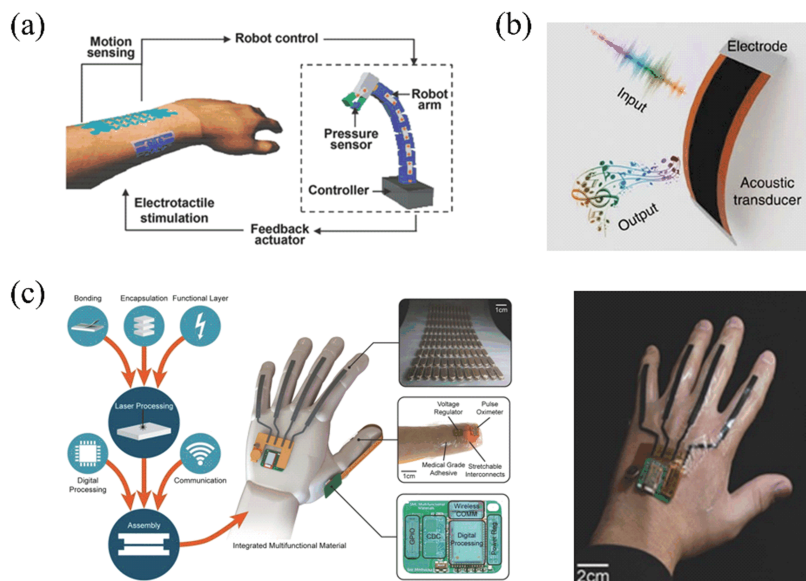


图 9 用于人机交互的电子皮肤。(a)基于图形化石墨烯异质结构的透明可拉伸人机交互界面<sup>[177]</sup>;(b)基于激光诱导石墨烯的具有声传感能力的智能人工喉<sup>[178]</sup>;(c)快速构造可穿戴多功能集成电子皮肤<sup>[179]</sup>。

**Figure 9.** Electronic skin for human-computer interaction. (a) Transparent and stretchable interaction human machine interface based on patterned graphene heterostructure<sup>[177]</sup>; (b) An intelligent artificial throat with sound-sensing ability based on laser induced graphene<sup>[178]</sup>; (c) Rapid construction of a wearable multifunctional integrated electronic skin<sup>[179]</sup>.

的编织结构和等离子刻蚀来构建具有表面微结构的聚合物纳米线,所设计的设备能够捕获细微的血压变化并将其转化为电信号输出,在预防和诊断心血管疾病方面具有显著优势.通过优化系统,所有组件可以协同工作,进行持续和非侵入性人体健康评估和监测,不受时间和地点的限制.

除了物理信号外,化学生物标记物也是决定人体生理状态的关键因素. Rogers 团队报道了一种不受电池影响的无线电子传感平台,该平台受生物燃料电池的启发,将微流控平台与嵌入式比色法集成在一起.由此产生的传感器在一个平台上可同时检测汗水流失率、乳酸、葡萄糖、氯化物、pH 值等(图 8(c))<sup>[172]</sup>. 这些参数共同提供了对各种生理状态的更加深入全面的理解,而不是通过监测单个参数的片面认知.该平台比先前报道的具有类似性能的可穿戴传感器更轻、更小、更便宜.研究表明,该设备可以牢固地附着在柔软、弯曲的皮肤表面,而不会在体育锻炼中脱落,从而提供与汗水流失和汗水化学有关的连续、多模态信息用于评估生理健康状况.

## 4.2 人机交互

人机界面能够使机器更加高效、准确地服务人类,特别是在看不见的操作过程中,人机界面尤为重要.其能够将人类指令翻译成机器可识别的信号,反之亦

然. 人机界面是实现残疾人康复治疗和更好地控制机器人、假肢、手术器械、虚拟现实等设备的关键技术. 基于视觉的识别是目前人机界面的通用方法. 然而,仅靠视觉感知很难处理涉及近距离接触和某些表达信息(如声音)的操作. 电子皮肤能够实现紧密的连接,能够实现精确、长期、多位置的传感和驱动,为这一需求提供了高度可穿戴和可靠的解决方案.

记录反映人体运动的电信号为准确分析意图提供了一种方法. 肌电信号采集是一种获取肌肉运动可行的方案. 近年来,可穿戴肌电信号采集技术已应用于无人机<sup>[173]</sup>和机械手的远程控制<sup>[174]</sup>. Rogers 等报道了大面积肌电设备通过定向肌肉神经移植与截肢者的残肢连接,从而精确控制复杂的多功能假体以及头皮脑电图系统,在连续佩戴几天后实现稳定、高保真的操作<sup>[175]</sup>. 刘传等提出了基于金属纳米线和微流体混合的应变传感器新策略,将其安装在薄手套上,用于采集手指运动数据并能够无线传输到机械手上,可控制机械手的打开和闭合<sup>[176]</sup>. Kim 等报告了一种透明、可伸缩的人机交互系统,该系统由可穿戴传感器和执行器组成,可以监测人类的动作,将记录的数据转换为信号实现机器控制,并通过电触觉设备将机器的反馈信息传递回来<sup>[177]</sup>. 该系统采用超薄透明的纳米材料、压电聚合物和柔性基底等材料制作而成,

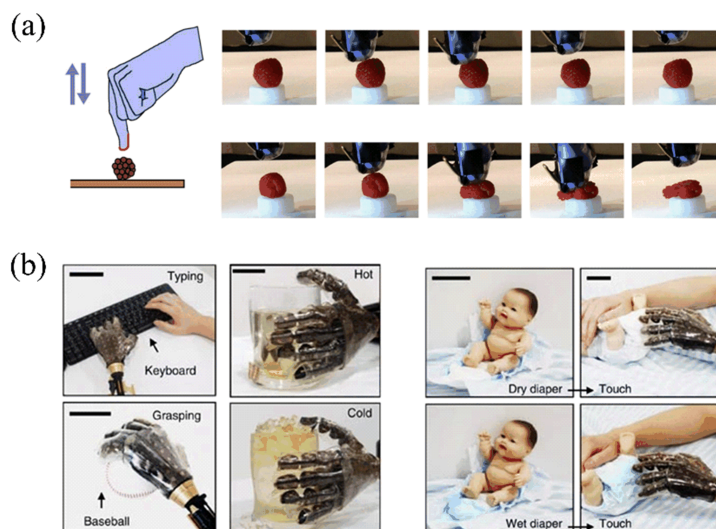


图 10 用于机器感知的电子皮肤。(a) 仿生电子皮肤能够检测机器人施加压力的方向<sup>[188]</sup>; (b) 用于假肢的可拉伸硅纳米带电子皮肤<sup>[190]</sup>。

**Figure 10.** Electronic skin for machine perception. (a) The bioinspired electronic skin able to detect the direction of applied pressure for robotics<sup>[188]</sup>; (b) The stretchable silicon nanoribbon electronic skin for prostheses<sup>[190]</sup>.

由于整个系统采用蛇形结构且是超薄的,因此它具有延展性,并能够与人类皮肤保持良好的共形,该人机交互系统可用于演示机器人的控制并向操作员传递反馈信号(图 9(a))。

语音信号是另一种传递意图的途径,可用于人机界面。尽管今天的麦克风和扬声器已经微型化,可以嵌入到电子产品中,但由于其刚性的配置而不能灵活地穿戴。最重要的是,皮肤式声音探测器可以直接连接到最靠近声带的喉咙处,也就是声音最初产生的地方,可以清晰地获取用户发出的声音,包括拥有完整声带的聋哑人。任天令等基于激光诱导石墨烯开发了一种人工咽喉(图 9(b))<sup>[178]</sup>。采用激光诱导法制成的多孔石墨烯薄膜,能够产生热声效应,使空气周期性膨胀,并在外部振动改变其阻抗时产生电流变化。换句话说,该设备可以同时充当扬声器和声音探测器。它通过模式识别进一步识别声带的振动,并将它们转换成一种设计好的语言,然后发送出去。与大多数现有的转换器不同,由于激光诱导石墨烯的低导热性、低热容量和高灵敏度,该装置可以用作探测器和驱动器。通过优化制作工艺,人工咽喉不仅显示出了声音识别能力,而且通过对特征峰的高保真记录,显示出了区分不同声源和发音单词的潜力。通过进一步的实验,研究人员发现将该设备黏附在喉咙时,与外界环境中的声音相比,对声带的振动更为敏感,对基于语音的人机界面表现出较强的可靠性和抗干扰能

力。

高分辨率感知是带有阵列传感器的电子皮肤的重要特征之一,可以实现空间精确分析。随着电子元件灵活、可扩展集成和数据处理能力的提高,可以获得更多的信息,更深入地研究交互过程。电子皮肤的特性赋予其在涉及接触识别、手势识别和物体区分中的潜力。杨征保等提出了一种基于压电薄膜的,具有行+列电极结构的触觉传感器阵列<sup>[179]</sup>。该触觉传感器阵列可以实时感测和区分各种外部刺激的大小、位置和模式,包括轻微触碰、按压和弯曲。此外,独特的设计克服了其他压电传感器中存在的串扰问题。压力测试和弯曲测试表明,所提出的触觉传感器阵列具有高灵敏度,长期耐用性和快速响应时间的特征。触觉传感器阵列还显示出卓越的可扩展性和易于大规模制造的能力。Majidi 等提出了一种高效的数字制造方法,通过快速激光加工和软材料组装,创造出高度定制的可穿戴电子产品(图 9(c))<sup>[180]</sup>。这种制造方法适用于广泛的材料组,使其兼容目前用于可伸缩和柔性电子的许多材料。该方法为各种应用(包括软机器人、电子皮肤和人机界面)的设计和优化提供了一条可行的道路,基于此方法制备的可穿戴设备可与手结合,并成功用于监测手势、脉搏速率等。

#### 4.3 机器感知

构建电子皮肤给机器人和假肢以触觉是最重要的工程应用领域之一,智能类机器人和假肢的设计是为

了帮助人类准确和快速地进行各种操作. 目前集成在机器人和假肢中的传感器都很简单, 在复杂的操作过程中缺乏同时测量多个参数的能力. 为了实现集成感测功能的最终目标, 设计机器感知功能的柔性电子皮肤需要考虑以下几个方面: ①实时测量多个机械刺激和触觉反馈; ②集成多功能传感器, 可检测温度、湿度、硬度、黏性、纹理等; ③假肢机器人和人机界面的无线信号传输和控制<sup>[171,181]</sup>.

一些研究小组报道了用于机器人和假肢末端执行器的电子皮肤设计, 以提供触觉反馈, 基于电阻式<sup>[182]</sup>、压电式<sup>[183]</sup>、电容式<sup>[184]</sup>、摩擦电传导方法<sup>[185]</sup>, 开发出了能够赋予机器人以多种感觉的电子皮肤. Choi 等开发了一种金字塔形插头结构的触觉传感器, 该传感器由离子凝胶构成, 具有超高的灵敏度, 可以在压电和电容感测模式下工作, 成功应用于机器人或假肢的界面区域, 并通过输出特定的响应模式来区分不同类型的机械力<sup>[186]</sup>. Kim 等报道了一种由多个应变传感器、微型加热器、温度传感器和压力传感器构成的多传感器系统, 能够精确地监视机器手的运动, 提供不同的感觉并判断机器手中物体的某些特性<sup>[187]</sup>. 机器手在工作时会受到不同方向上的力, 能够同时精准监测多方向上的力有利于机器手的稳定工作. 鲍哲楠等报道了由一系列电容器组成的仿生电子皮肤, 能够实时测量和区分法向力和剪切力(图 10(a))<sup>[188]</sup>. 研究团队采用了三层布局, 由绝缘橡胶层分隔电活性顶层和底层, 底层设计有金字塔结构的小突起, 类似于皮肤, 它们共同形成具有密集感测点阵列的二维网格. 将该电子皮肤安装在机械手臂上, 赋予了机械手触觉感知的能力. 当机械手臂在按压新鲜树莓的过程中, 一旦监测到法向力, 机械手臂将会自动停止挤压, 防止树莓被损坏, 而没有安装该传感器的机械手臂则必须人为地加以控制, 否则会压毁树莓.

此外, 多功能传感还旨在丰富机器人系统在不同维度的感知能力. 多功能集成不是简单地叠加不同的传感器, 而是尽量减少不同元件之间的干扰, 并保留电子皮肤的灵活性. 王中林等提出了一个传感器矩阵网络能够同时从环境中获取各种物理量, 利用金属铂作为电阻器来感应温度, 使用铜合金作为电阻器来测应变, 使用聚酰亚胺作为电容介电层来监测湿度, 氧化锌来监测紫外线光照, 集成的多层传感器在同时施加不同刺激时表现出良好的抗干扰性<sup>[189]</sup>. Kim 等开

发了一种基于超薄单晶硅纳米带的电子皮肤, 能够同时监测应变、压力和温度(图 10(b))<sup>[190]</sup>. 具有蛇形弯曲结构的单晶硅纳米带使得该电子皮肤具有高水平的空间敏感性和机械可靠性, 从而极大地增强了人造皮肤对高度变化的外部环境的感知能力. 佩戴该电子皮肤的机械手具备了感知温度、湿度的能力, 在抓取和释放一杯水的动作中, 压力传感器可以显示机械手五个手指的接触压力, 而拇指上的温度传感器准确地测量了水的温度. 还能够准确感知婴儿尿布的干湿情况, 使得机器手/假肢更加类人化、智能化.

目前的工作倾向于集中在软机器人的设计和制造, 但现有的机器手还不能完全模仿人类进行复杂的操作. 在短期内, 该领域可以专注于可部署的、高分辨率的传感器皮肤, 处理密集传感器信息的算法, 以及机器人的可靠反馈控制, 最终目标是让机器人能够像自然系统一样感知和触摸.

## 5 结论与展望

电子皮肤是利用柔性电子技术将多功能器件集成在柔软的基材上. 整个设备具有低弹性模量和轻量化, 可与人类皮肤适形附着, 实现可穿戴应用. 在最近的研究中, 电子皮肤在测量、信息传递、数据传输和反馈的整个过程中变得更加智能化. 然而, 在构建高级电子皮肤时存在工程上的局限性. 为了真正实现电子皮肤, 通常分别讨论设备结构、分析电路、供电策略和无线通信等方面的高性能灵活配置. 这些配置对整个系统的贡献是相等的, 它们的一体化是非常重要的.

未来电子皮肤的更广泛应用有赖于技术突破, 包括但不限于以下几个方面:

(I) 制造工艺的简化. 电子皮肤的大多数电路结构采用蛇形几何结构, 以满足对可弯曲性和延展性的需要. 使用转印技术将电路组装到弹性基底上, 虽然这种方法是可行的, 但通常需要洁净室和专门的工艺步骤, 而这些步骤的设计烦琐, 成本很高. 一种有望简化制造过程的方法是利用打印电子技术, 包括 3D 打印和喷墨打印, 在低成本和可扩展生产方面表现出优势. 然而, 在柔性基材上印刷仍然存在一些挑战, 有待进一步优化.

(II) 增强电子皮肤的多功能检测. 目前, 多功能电子皮肤设备的应用数量很少, 特别是用于测量物理和化学信号的传感器集成. 一方面, 为了完全模仿和超越生物皮肤, 在一个设备中获取各种形式的数据在

高级电子皮肤应用中非常重要. 另一方面, 根据不同形式的信息可以得到更准确的结果, 例如, pH 值可以用来修正基于酶的葡萄糖生物传感器的结果.

(Ⅲ) 集成更多智能模块, 用于电子皮肤的分析和控制. 目前的智能皮肤设备只具备初级信号处理能力, 在涉及大数据和复杂算法的复杂分析过程中需要外部设备. 传感器内计算能力更强的小型化智能模块的发展与使用, 有望消除对刚性外部设备的依赖, 最大限度地利用数据拓宽可穿戴应用的范围. 此外, 精确的反馈控制很重要, 但在实际应用中很少被提出. 例如, 可穿戴设备中药物的定量释放控制, 还有待发展.

(Ⅳ) 柔性集成芯片的快速发展. 由于现有的柔性电子结构单一, 集成度不高, 无法完成复杂功能, 需依赖刚性集成芯片, 由此而设计的刚柔结合的混合电子皮肤, 其柔性和拉伸性在一定程度上受到影响, 并且刚柔结合部位因材料杨氏模量差别较大, 会有传输不稳定的隐患, 导致器件整体的抗疲劳性下降, 工作状态不稳定. 因此, 对于混合电子皮肤刚柔结合策略亟待优化, 以及柔性集成芯片的研发以期实现多功能的全柔性电子皮肤.

(Ⅴ) 可穿戴能源的研发. 电力或能量是可穿戴/植入电子设备最重要的问题之一, 如果能源问题不解决, 它们将无法正常工作, 为电子皮肤提供有关电力/能源问题的研究将是有益和必要的, 开发新型的低功耗或自供电电子皮肤是一条可行的途径.

总的来说, 电子皮肤提供了一个创新平台, 整合了柔性电子、生物医学工程、无线通信、能源、传感器和信息存储和处理等现有技术, 以应对下一代个人医疗保健设备、人机界面、机器人以及医疗和个人电子产品的挑战. 电子皮肤在技术革命中扮演着重要的角色, 其与智能系统的融合趋势为日常生活和工业提供了更好的服务. 未来的电子皮肤也会基于新技术的发展, 智能地对外界环境的变化做出反应, 具有良好的发展前景.

## 致谢

本文工作由国家重点研发项目(2018YFC0115500)和中国科学技术大学“双一流”项目(YD2380002001)资助.

## 利益冲突

作者声明本文没有利益冲突.

## 作者信息

马超, 男, 1995 年生, 博士生, 研究方向: 可穿戴设备、柔性传感器.



赵刚(通讯作者), 男, 中国科学技术大学教授、博士生导师, 美国华盛顿大学兼职教授. 现为国际低温生物学会常务理事、安徽省生物医学工程学会副理事长. 已在 Science Advances, Advanced Science, Small, Nano Letters, Nano Energy 等期刊发表 SCI 论文 130 余篇. 研究方向包括低温生物医学、医学微纳材料与技术 and 生物传感器等.



## 参考文献

- [1] Wortmann F, Flüchter K. Internet of things. Business & Information Systems Engineering, 2015, 57(3): 221–224.
- [2] Whitmore A, Agarwal A, Xu L D. The Internet of things—A survey of topics and trends. Information Systems Frontiers, 2014, 17(2): 261–274.
- [3] Trung T Q, Lee N E. Flexible and stretchable physical sensor integrated platforms for wearable human-activity monitoring and personal healthcare. Advanced Materials, 2016, 28(22): 4338–4372.
- [4] Ma Y, Li H, Chen S, et al. Skin-like electronics for perception and interaction: Materials, structural designs, and applications. Advanced Intelligent Systems, 2020: 2000108(1–17).
- [5] Hammock M L, Chortos A, Tee B C, et al. The evolution of electronic skin (e-skin): A brief history, design considerations, and recent progress. Advanced Materials, 2013, 25(42): 5997–6038.
- [6] Yang J C, Mun J, Kwon S Y, et al. Electronic skin: Recent progress and future prospects for skin-attachable devices for health monitoring, robotics, and prosthetics. Advanced Materials, 2019, 31(48): e1904765.
- [7] Chiauzzi E, Rodarte C, Dasmahapatra P. Patient-centered activity monitoring in the self-management of chronic health conditions. BMC Med., 2015, 13: 77(1–6).
- [8] Park S, Heo S W, Lee W, et al. Self-powered ultra-flexible electronics via nano-grating-patterned organic photovoltaics. Nature, 2018, 561(7724): 516–521.
- [9] Piwek L, Ellis D A, Andrews S, et al. The rise of consumer health wearables: Promises and barriers. PLoS Med, 2016, 13(2): e1001953.
- [10] Gambhir S S, Ge T J, Vermesh O, et al. Toward achieving precision health. Science Translational Medicine, 2018, 10(430): eaao3612.
- [11] Wang S, Xu J, Wang W, et al. Skin electronics from



- scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555(7694): 83–88.
- [12] Kim Y, Chortos A, Xu W T, et al. A bioinspired flexible organic artificial afferent nerve. *Science*, 2018, 360(6392): 998–1003.
- [13] Kang D, Pikhitsa P V, Choi Y W, et al. Ultrasensitive mechanical crack-based sensor inspired by the spider sensory system. *Nature*, 2014, 516(7530): 222–226.
- [14] Koo J, Amoli V, Kim S Y, et al. Low-power, deformable, dynamic multicolor electrochromic skin. *Nano Energy*, 2020, 78:105199.
- [15] Zhang C, Zhou Y, Han H, et al. Dopamine-triggered hydrogels with high transparency, self-adhesion, and thermoresponse as skinlike sensors. *ACS Nano*, 2021, 15(1): 1785–1794.
- [16] Rahman M A, Walia S, Naznee S, et al. Artificial somatosensors: Feedback receptors for electronic skins. *Advanced Intelligent Systems*, 2020, 2(11): 2000094.
- [17] Larson C, Peele B, Li S, et al. Highly stretchable electroluminescent skin for optical signaling and tactile sensing. *Science*, 2016, 351(6277): 1071–1074.
- [18] You I, Mackanic D G, Matsuhisa N, et al. Artificial multimodal receptors based on ion relaxation dynamics. *Science*, 2020, 370(6519): 961–965.
- [19] Ha M, Lim S, Cho S, et al. Skin-inspired hierarchical polymer architectures with gradient stiffness for spacer-free, ultrathin, and highly sensitive triboelectric sensors. *ACS Nano*, 2018, 12(4): 3964–3674.
- [20] Pang Y, Zhang K, Yang Z, et al. Epidermis microstructure inspired graphene pressure sensor with random distributed spinosum for high sensitivity and large linearity. *ACS Nano*, 2018, 12(3): 2346–2354.
- [21] Park J, Kim M, Lee Y, et al. Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli. *Science Advances*, 2015, 1(9): e1500661.
- [22] Wang S, Oh J Y, Xu J, et al. Skin-inspired electronics: An emerging paradigm. *Accounts of Chemical Research*, 2018, 51(5): 1033–1045.
- [23] Gu L, Poddar S, Lin Y, et al. A biomimetic eye with a hemispherical perovskite nanowire array retina. *Nature*, 2020, 581(7808): 278–282.
- [24] Fuentes-Hernandez C, Chou W F, Khan T M, et al. Large-area low-noise flexible organic photodiodes for detecting faint visible light. *Science*, 2020, 370(6517): 698–701.
- [25] Wang C, Wang C, Huang Z, et al. Materials and structures toward soft electronics. *Advanced Materials*, 2018, 30(50): e1801368.
- [26] Matsuhisa N, Chen X, Bao Z, et al. Materials and structural designs of stretchable conductors. *Chemical Society Reviews*, 2019, 48(11): 2946–2966.
- [27] Drack M, Graz I, Sekitani T, et al. An imperceptible plastic electronic wrap. *Advanced Materials*, 2015, 27(1): 34–40.
- [28] Xu S, Zhang Y H, Jia L, et al. Soft microfluidic assemblies of sensors, circuits, and radios for the skin. *Science*, 2014, 344(6179): 70–74.
- [29] Graz I M, Cotton D P J, Robinson A, et al. Silicone substrate with in situ strain relief for stretchable thin-film transistors. *Applied Physics Letters*, 2011, 98(12): 124101.
- [30] Yuk H, Zhang T, Lin S, et al. Tough bonding of hydrogels to diverse non-porous surfaces. *Nature Materials*, 2016, 15(2): 190–196.
- [31] Bartlett M D, Fassler A, Kazem N, et al. Stretchable, high- $k$  dielectric elastomers through liquid-metal inclusions. *Advanced Materials*, 2016, 28(19): 3726–3731.
- [32] Chen Y H, Lu S Y, Zhang S S, et al. Skin-like biosensor system via electrochemical channels for noninvasive blood glucose monitoring. *Science Advances*, 2017, 3(12): e1701629.
- [33] Pan L, Yu G, Zhai D, et al. Hierarchical nanostructured conducting polymer hydrogel with high electrochemical activity. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2012, 109(24): 9287–9292.
- [34] Zhang C, Wu B, Zhou Y, et al. Mussel-inspired hydrogels: From design principles to promising applications. *Chem Soc Rev*, 2020, 49(11): 3605–3637.
- [35] Cai Y C, Shen J, Yang C W, et al. Mixed-dimensional MXene-hydrogel heterostructures for electronic skin sensors with ultrabroad working range. *Science Advances*, 2020, 6(48): eabb5367.
- [36] Zhao Z, Zhang K, Liu Y, et al. Highly stretchable, shape memory organohydrogels using phase-transition microinclusions. *Advanced Materials*, 2017, 29(33): 1701695.
- [37] Gao H, Zhao Z, Cai Y, et al. Adaptive and freeze-tolerant heteronetwork organohydrogels with enhanced mechanical stability over a wide temperature range. *Nature Communications*, 2017, 8: 15911.
- [38] Lee Y Y, Kang H Y, Gwon S H, et al. A strain-insensitive stretchable electronic conductor: PEDOT:PSS/Acrylamide organogels. *Advanced Materials*, 2016, 28(8): 1636–1643.
- [39] Dickey M D. Stretchable and soft electronics using liquid metals. *Advanced Materials*, 2017, 29(27): 1606425.
- [40] Lu Y, Hu Q Y, Lin Y L, et al. Transformable liquid-metal nanomedicine. *Nature Communications*, 2015, 6: 10066.
- [41] Kazem N, Hellebrekers T, Majidi C. Soft multifunctional composites and emulsions with liquid metals. *Advanced Materials*, 2017, 29(27): 1605985.
- [42] Khoshmanesh K, Tang S Y, Zhu J Y, et al. Liquid metal enabled microfluidics. *Lab on a Chip*, 2017, 17(6): 974–993.
- [43] Zhu S, So J H, Mays R, et al. Ultrastretchable fibers with metallic conductivity using a liquid metal alloy core. *Advanced Functional Materials*, 2013, 23(18): 2308–2314.
- [44] Shan W, Lu T, Majidi C. Soft-matter composites with electrically tunable elastic rigidity. *Smart Materials and Structures*, 2013, 22(8): 0850005.
- [45] Kramer R K, Majidi C, Wood R J. Masked deposition of gallium-indium alloys for liquid-embedded elastomer conductors. *Advanced Functional Materials*, 2013, 23(42): 5292–5296.
- [46] Guo R, Sun X, Yao S, et al. Semi-liquid-metal-(Ni-EGaIn)-based ultraconformable electronic tattoo. *Advanced Materials Technologies*, 2019, 4(8): 1900183(1–11).

- [47] Inoue A, Yuk H, Lu B Y, et al. Strong adhesion of wet conducting polymers on diverse substrates. *Science Advances*, 2020, 6(12): eaay5394.
- [48] Root S E, Savagatrup S, Printz A D, et al. Mechanical properties of organic semiconductors for stretchable, highly flexible, and mechanically robust electronics. *Chemical Reviews*, 2017, 117(9): 6467–699.
- [49] Kim J, Lee J, You J, et al. Conductive polymers for next-generation energy storage systems: Recent progress and new functions. *Materials Horizons*, 2016, 3(6): 517–535.
- [50] De Izarra A, Park S, Lee J, et al. Ionic liquid designed for PEDOT:PSS conductivity enhancement. *Journal of the American Chemical Society*, 2018, 140(16): 5375–5384.
- [51] Lipomi D J, Chong H, Vosgueritchian M, et al. Toward mechanically robust and intrinsically stretchable organic solar cells: Evolution of photovoltaic properties with tensile strain. *Solar Energy Materials and Solar Cells*, 2012, 107: 355–365.
- [52] Chen G, Rastak R, Wang Y, et al. Strain- and strain-rate-invariant conductance in a stretchable and compressible 3D conducting polymer foam. *Matter*, 2019, 1(1): 205–218.
- [53] Lee Y, Shin M, Thiyagarajan K, et al. Approaches to Stretchable Polymer Active Channels for Deformable Transistors. *Macromolecules*, 2016, 49(2): 433–444.
- [54] Xu J, Wang S H, Wang G J N, et al. Highly stretchable polymer semiconductor films through the nanoconfinement effect. *Science*, 2017, 355(6320): 59–64.
- [55] Rogers J A, Ghaffari R, Kim D H. *Stretchable Bioelectronics for Medical Devices and Systems*. Cham: Springer International Publishing, 2016.
- [56] He J, Nuzzo R G, Rogers J A. Inorganic materials and assembly techniques for flexible and stretchable electronics. *Proceedings of the IEEE*, 2015, 103(4): 619–632.
- [57] Choi S, Lee H, Ghaffari R, et al. Recent advances in flexible and stretchable bio-electronic devices integrated with nanomaterials. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4203–4218.
- [58] Wang S H, Xu J, Wang W C, et al. Skin electronics from scalable fabrication of an intrinsically stretchable transistor array. *Nature*, 2018, 555(7694): 83–88.
- [59] Zhu L, Wang Y, Mei D, et al. Fully elastomeric fingerprint-shaped electronic skin based on tunable patterned graphene/silver nanocomposites. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020, 12(28): 31725–31737.
- [60] Lee J, Chung S, Song H, et al. Lateral-crack-free, buckled, inkjet-printed silver electrodes on highly pre-stretched elastomeric substrates. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2013, 46(10): 105305(1–5).
- [61] Kaltenbrunner M, White M S, Glowacki E D, et al. Ultrathin and lightweight organic solar cells with high flexibility. *Nature Communications*, 2012, 3: 770.
- [62] Sun Y, Kumar V, Adesida I, et al. Buckled and wavy ribbons of GaAs for high-performance electronics on elastomeric substrates. *Advanced Materials*, 2006, 18(21): 2857–2862.
- [63] Yang S, Ng E, Lu N. Indium tin oxide (ITO) serpentine ribbons on soft substrates stretched beyond 100%. *Extreme Mechanics Letters*, 2015, 2: 37–45.
- [64] Xu L, Gutbrod S R, Ma Y, et al. Materials and fractal designs for 3D multifunctional integumentary membranes with capabilities in cardiac electrotherapy. *Advanced Materials*, 2015, 27(10): 1731–1737.
- [65] Hattori Y, Falgout L, Lee W, et al. Multifunctional skin-like electronics for quantitative, clinical monitoring of cutaneous wound healing. *Advanced Healthcare Materials*, 2014, 3(10): 1597–1607.
- [66] Rehman M U, Rojas J P. Optimization of compound serpentine – spiral structure for ultra-stretchable electronics. *Extreme Mechanics Letters*, 2017, 15: 44–50.
- [67] Qaiser N, Khan S M, Nour M, et al. Mechanical response of spiral interconnect arrays for highly stretchable electronics. *Applied Physics Letters*, 2017, 111(21): 214102.
- [68] Rojas J P, Arevalo A, Foulds I G, et al. Design and characterization of ultra-stretchable monolithic silicon fabric. *Applied Physics Letters*, 2014, 105(15): 154101.
- [69] Yoo J, Jeong S, Kim S, et al. A stretchable nanowire UV-Vis-NIR photodetector with high performance. *Advanced Materials*, 2015, 27(10): 1712–1717.
- [70] Lee J, Wu J, Shi M, et al. Stretchable GaAs photovoltaics with designs that enable high areal coverage. *Advanced Materials*, 2011, 23(8): 986–991.
- [71] Jang K I, Li K, Chung H U, et al. Self-assembled three dimensional network designs for soft electronics. *Nature Communications*, 2017, 8: 15894.
- [72] Liu Y, Yan Z, Lin Q, et al. Guided formation of 3D helical mesostructures by mechanical buckling: Analytical modeling and experimental validation. *Adv Funct Mater*, 2016, 26(17): 2909–2918.
- [73] Fan Z, Zhang Y, Ma Q, et al. A finite deformation model of planar serpentine interconnects for stretchable electronics. *International Journal of Solids and Structures*, 2016, 91: 46–54.
- [74] Tang R, Huang H, Tu H E, et al. Origami-enabled deformable silicon solar cells. *Applied Physics Letters*, 2014, 104(8): 083501.
- [75] Bertoldi K, Vitelli V, Christensen J, et al. Flexible mechanical metamaterials. *Nature Reviews Materials*, 2017, 2(11): 17066.
- [76] Callens S J P, Zadpoor A A. From flat sheets to curved geometries: Origami and kirigami approaches. *Materials Today*, 2018, 21(3): 241–264.
- [77] Tang Y C, Lin G J, Yang S, et al. Programmable Kirigami metamaterials. *Advanced Materials*, 2017, 29(10): 1604262.
- [78] Shyu T C, Damasceno P F, Dodd P M, et al. A kirigami approach to engineering elasticity in nanocomposites through patterned defects. *Nature Materials*, 2015, 14(8): 785–789.
- [79] Dong Z L, Jiang C C, Cheng H H, et al. Facile fabrication of light, flexible and multifunctional graphene fibers. *Advanced Materials*, 2012, 24(14): 1856–1861.
- [80] Ghosh T. Stretch, wrap, and relax to smartness. *Science*, 2015, 349(6246): 382–383.
- [81] Zhao H, Hou L, Wu J X, et al. Fabrication of dual-side metal patterns onto textile substrates for wearable electronics by combining wax-dot printing with electroless plating. *Journal of Materials Chemistry C*, 2016, 4(29):

- 7156–7164.
- [82] Lee S S, Choi K H, Kim S H, et al. Wearable supercapacitors printed on garments. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(11): 1705571.
- [83] Matsuhisa N, Kaltenbrunner M, Yokota T, et al. Printable elastic conductors with a high conductivity for electronic textile applications. *Nature Communications*, 2015, 6: 7461.
- [84] Jost K, Stenger D, Perez C R, et al. Knitted and screen printed carbon-fiber supercapacitors for applications in wearable electronics. *Energy & Environmental Science*, 2013, 6(9): 2698–2705.
- [85] Huynh T P, Sonar P, Haick H. Advanced materials for use in soft self-healing devices. *Advanced Materials*, 2017, 29(19): 1604973.
- [86] Chang T, Panhwar F, Zhao G. Flourishing self-healing surface materials: Recent progresses and challenges. *Advanced Materials Interfaces*, 2020, 7(6): 1901959.
- [87] Burattini S, Greenland B W, Hayes W, et al. A supramolecular polymer based on tweezer-type  $\pi$   $\pi$  stacking interactions: Molecular design for healability and enhanced toughness. *Chemistry of Materials*, 2011, 23(1): 6–8.
- [88] White S R, Sottos N R, Geubelle P H, et al. Autonomic healing of polymer composites. *Nature*, 2001, 409(6822): 794–797.
- [89] Li Y, Chen S, Wu M, et al. Polyelectrolyte multilayers impart healability to highly electrically conductive films. *Advanced Materials*, 2012, 24(33): 4578–4582.
- [90] Son D, Kang J, Vardoulis O, et al. An integrated self-healable electronic skin system fabricated via dynamic reconstruction of a nanostructured conducting network. *Nature Nanotechnology*, 2018, 13(11): 1057–1065.
- [91] Kim S M, Jeon H, Shin S H, et al. Superior toughness and fast self-healing at room temperature engineered by transparent elastomers. *Advanced Materials*, 2018, 30(1): 1705145.
- [92] Zhang Q, Niu S, Wang L, et al. An elastic autonomous self-healing capacitive sensor based on a dynamic dual crosslinked chemical system. *Advanced Materials*, 2018: e1801435.
- [93] Zheng R, Peng Z, Fu Y, et al. A novel conductive core-shell particle based on liquid metal for fabricating real-time self-repairing flexible circuits. *Advanced Functional Materials*, 2020, 30(15): 1910524.
- [94] Xun X, Zhang Z, Zhao X, et al. Highly robust and self-powered electronic skin based on tough conductive self-healing elastomer. *ACS Nano*, 2020, 14(7): 9066–9072.
- [95] Kang J, Son D, Wang G N, et al. Tough and water-insensitive self-healing elastomer for robust electronic skin. *Advanced Materials*, 2018, 30(13): e1706846.
- [96] Someya T, Amagai M. Toward a new generation of smart skins. *Nature Biotechnology*, 2019, 37(4): 382–388.
- [97] 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. *Nature Nanotechnology*, 2018, 13(11): 1048–1056.
- [98] Jiang W, Li H, Liu Z, et al. Fully bioabsorbable natural-materials-based triboelectric nanogenerators. *Advanced Materials*, 2018, 30(32): e1801895.
- [99] Huang Y, Chen Y, Fan X, et al. Wood derived composites for high sensitivity and wide linear-range pressure sensing. *Small*, 2018: e1801520.
- [100] Wang Q, Jian M, Wang C, et al. Carbonized silk nanofiber membrane for transparent and sensitive electronic skin. *Advanced Functional Materials*, 2017, 27(9): 1605657.
- [101] Lei Z, Zhu W, Zhang X, et al. Bio-inspired ionic skin for theranostics. *Advanced Functional Materials*, 2020, 31(8): 2008020.
- [102] Luzuriaga M A, Berry D R, Reagan J C, et al. Biodegradable 3D printed polymer microneedles for transdermal drug delivery. *Lab Chip*, 2018, 18(8): 1223–1230.
- [103] Lei T, Guan M, Liu J, et al. Biocompatible and totally disintegrable semiconducting polymer for ultrathin and ultralightweight transient electronics. *Proceedings of National Academy Science of USA*, 2017, 114(20): 5107–5112.
- [104] Peng X, Dong K, Ye C Y, et al. A breathable, biodegradable, antibacterial, and self-powered electronic skin based on all-nanofiber triboelectric nanogenerators. *Science Advances*, 2020, 6(26): eaba9624.
- [105] Li Z, Feng H Q, Zheng Q, et al. Photothermally tunable biodegradation of implantable triboelectric nanogenerators for tissue repairing. *Nano Energy*, 2018, 54: 390–399.
- [106] Johansson R S, Flanagan J R. Coding and use of tactile signals from the fingertips in object manipulation tasks. *Nature Reviews Neuroscience*, 2009, 10(5): 345–359.
- [107] Li Z, Qi X, Xu L, et al. Self-repairing, large linear working range shape memory carbon nanotubes/ethylene vinyl acetate fiber strain sensor for human movement monitoring. *ACS Applied Materials Interfaces*, 2020, 12(37): 42179–42192.
- [108] Pang Y, Zhang K N, Yang Z, et al. Epidermis microstructure inspired graphene pressure sensor with random distributed spinosum for high sensitivity and large linearity. *Acs Nano*, 2018, 12(3): 2346–2354.
- [109] Dahiya A S, Gil T, Thireau J, et al. 1D nanomaterial-based highly stretchable strain sensors for human movement monitoring and human-robotic interactive systems. *Advanced Electronic Materials*, 2020, 6(10): 200547.
- [110] Kim J, Campbell A S, de Avila B E, et al. Wearable biosensors for healthcare monitoring. *Nature Biotechnology*, 2019, 37(4): 389–406.
- [111] Kumari P, Mathew L, Syal P. Increasing trend of wearables and multimodal interface for human activity monitoring: A review. *Biosensors and Bioelectronics*, 2017, 90: 298–307.
- [112] Cai G, Yang M, Xu Z, et al. Flexible and wearable strain sensing fabrics. *Chemical Engineering Journal*, 2017, 325: 396–403.
- [113] Afsarimanesh N, Nag A, Sarkar S, et al. A review on fabrication, characterization and implementation of wearable strain sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2020, 315: 112355.
- [114] Liu H, Li Q, Zhang S, et al. Electrically conductive polymer composites for smart flexible strain sensors: A critical review. *Journal of Materials Chemistry C*, 2018, 6(45): 12121–12141.
- [115] Wang S, Fang Y, He H, et al. Wearable stretchable dry

- and self - adhesive strain sensors with conformal contact to skin for high - quality motion monitoring. *Advanced Functional Materials*, 2020, 31(5): 2007495.
- [116] Mannsfeld S C, Tee B C, Stoltenberg R M, et al. Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. *Nature Materials*, 2010, 9(10): 859-864.
- [117] Wang X, Gu Y, Xiong Z, et al. Silk-molded flexible, ultrasensitive, and highly stable electronic skin for monitoring human physiological signals. *Advanced Materials*, 2014, 26(9): 1336-1342.
- [118] Schwartz G, Tee B C, Mei J, et al. Flexible polymer transistors with high pressure sensitivity for application in electronic skin and health monitoring. *Nature Communications*, 2013, 4: 1859.
- [119] Sekitani T, Zschieschang U, Klauk H, et al. Flexible organic transistors and circuits with extreme bending stability. *Nature Materials*, 2010, 9(12): 1015-122.
- [120] Pierre Claver U, Zhao G. Recent progress in flexible pressure sensors based electronic skin. *Advanced Engineering Materials*, 2021, 23(5): 2001187.
- [121] Jayathilaka W, Qi K, Qin Y, et al. Significance of nanomaterials in wearables: A review on wearable actuators and sensors. *Advanced Materials*, 2019, 31(7): e1805921.
- [122] Xu F, Li X, Shi Y, et al. Recent developments for flexible pressure sensors: A review. *Micromachines (Basel)*, 2018, 9(11): 580.
- [123] Zang Y, Zhang F, Di C A, et al. Advances of flexible pressure sensors toward artificial intelligence and health care applications. *Materials Horizons*, 2015, 2(2): 140-156.
- [124] Sharma S, Chhetry A, Zhang S, et al. Hydrogen-bond-triggered hybrid nanofibrous membrane-based wearable pressure sensor with ultrahigh sensitivity over a broad pressure range. *ACS Nano*, 2021, 15(3): 4380-4393.
- [125] Trung T Q, Ramasundaram S, Hwang B U, et al. An all-elastomeric transparent and stretchable temperature sensor for body-attachable wearable electronics. *Advanced Materials*, 2016, 28(3): 502-509.
- [126] Chen Z, Zhang K Y, Tong X, et al. Phosphorescent polymeric thermometers for in vitro and in vivo temperature sensing with minimized background interference. *Advanced Functional Materials*, 2016, 26(24): 4386-4396.
- [127] Zhang Y, Webb R C, Luo H, et al. Theoretical and experimental studies of epidermal heat flux sensors for measurements of core body temperature. *Advanced Healthcare Materials*, 2016, 5(1): 119-127.
- [128] Takei K, Honda W, Harada S, et al. Toward flexible and wearable human-interactive health-monitoring devices. *Advanced Healthcare Materials*, 2015, 4(4): 487-500.
- [129] Wang C, Xia K, Zhang M, et al. An all-silk-derived dual-mode e-skin for simultaneous temperature-pressure detection. *ACS Applied Materials Interfaces*, 2017, 9(45): 39484-39492.
- [130] Shin J, Jeong B, Kim J, et al. Sensitive wearable temperature sensor with seamless monolithic integration. *Advanced Materials*, 2020, 32(2): e1905527.
- [131] Wilke K, Martin A, Terstegen L, et al. A short history of sweat gland biology. *International Journal Cosmetic Science*, 2007, 29(3): 169-179.
- [132] 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(3): 031301.
- [133] O'Sullivan B P, Freedman S D. Cystic fibrosis. *The Lancet*, 2009, 373(9678): 1891-1904.
- [134] Nyein H Y, Gao W, Shahpar Z, et al. A wearable electrochemical platform for noninvasive simultaneous monitoring of Ca(2+) and pH. *ACS Nano*, 2016, 10(7): 7216-7624.
- [135] Lee H, Choi T K, Lee Y B, et al. A graphene-based electrochemical device with thermoresponsive microneedles for diabetes monitoring and therapy. *Nature Nanotechnology*, 2016, 11(6): 566-572.
- [136] Gao W, Nyein H Y Y, Shahpar Z, et al. Wearable microsensor array for multiplexed heavy metal monitoring of body fluids. *ACS Sensors*, 2016, 1(7): 866-874.
- [137] Gao W, Emaminejad S, Nyein H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis. *Nature*, 2016, 529(7587): 509-514.
- [138] Choi J, Chen S, Deng Y, et al. Skin-interfaced microfluidic systems that combine hard and soft materials for demanding applications in sweat capture and analysis. *Advanced Healthcare Materials*, 2021, 10(4): e2000722.
- [139] Koh A, Kang D, Xue Y, et al. A soft, wearable microfluidic device for the capture, storage, and colorimetric sensing of sweat. *Science Translational Medicine*, 2016, 8(366): 366ra165.
- [140] Jalbert I. Diet, nutraceuticals and the tear film. *Experimental Eye Research*, 2013, 117: 138-146.
- [141] Von Thun Und Hohenstein-Blaul N, Funke S, Grus F H. Tears as a source of biomarkers for ocular and systemic diseases. *Experimental Eye Research*, 2013, 117: 126-137.
- [142] Kudo H, Sawada T, Kazawa E, et al. A flexible and wearable glucose sensor based on functional polymers with soft-MEMS techniques. *Biosensors and Bioelectronics*, 2006, 22(4): 558-562.
- [143] Chu M X, Miyajima K, Takahashi D, et al. Soft contact lens biosensor for in situ monitoring of tear glucose as non-invasive blood sugar assessment. *Talanta*, 2011, 83(3): 960-965.
- [144] Kim J, Kim M, Lee M S, et al. Wearable smart sensor systems integrated on soft contact lenses for wireless ocular diagnostics. *Nature Communications*, 2017, 8: 14997.
- [145] Javaid M A, Ahmed A S, Durand R, et al. Saliva as a diagnostic tool for oral and systemic diseases. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 2016, 6(1): 66-75.
- [146] Malon R S, Sadir S, Balakrishnan M, et al. Saliva-based biosensors: noninvasive monitoring tool for clinical diagnostics. *Biomed Research International*, 2014, 2014: 962903.
- [147] Stevens R C, Soelberg S D, Near S, et al. Detection of cortisol in saliva with a flow-filtered, portable surface plasmon resonance biosensor system. *Analytical Chemistry*, 2008, 80(17): 6747-6751.
- [148] Poll E M, Kreitschmann-Andermahr I, Langejuergen Y,

- et al. Saliva collection method affects predictability of serum cortisol. *Clinica Chimica Acta*, 2007, 382(1-2): 15-19.
- [149] Mannoor M S, Tao H, Clayton J D, et al. Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel. *Nature Communications*, 2012, 3: 763.
- [150] Kim J, Imani S, De Araujo W R, et al. Wearable salivary uric acid mouthguard biosensor with integrated wireless electronics. *Biosensors and Bioelectronics*, 2015, 74: 1061-1068.
- [151] Arakawa T, Kuroki Y, Nitta H, et al. Mouthguard biosensor with telemetry system for monitoring of saliva glucose; A novel cavitas sensor. *Biosens Bioelectron*, 2016, 84: 106-111.
- [152] Symeonidou E R, Nordin A D, Hairston W D, et al. Effects of cable sway, electrode surface area, and electrode mass on electroencephalography signal quality during motion. *Sensors (Basel)*, 2018, 18(4): s18041073.
- [153] Ling Y, An T, Yap L W, et al. Disruptive, soft, wearable sensors. *Advanced Materials*, 2019, 32(18): 1904664.
- [154] Shay T, Velev O D, Dickey M D. Soft electrodes combining hydrogel and liquid metal. *Soft Matter*, 2018, 14(17): 3296-3303.
- [155] Haq M I, Smith E, John D N, et al. Clinical administration of microneedles: skin puncture, pain and sensation. *Biomed Microdevices*, 2009, 11(1): 35-47.
- [156] Chen G, Matsuhsa N, Liu Z, et al. Plasticizing silk protein for on-skin stretchable electrodes. *Advanced Materials*, 2018, 30(21): e1800129.
- [157] Norton J J, Lee D S, Lee J W, et al. Soft, curved electrode systems capable of integration on the auricle as a persistent brain-computer interface. *Proceedings of National Academy Science of USA*, 2015, 112(13): 3920-3925.
- [158] Kabiri Ameri S, Ho R, Jang H, et al. Graphene electronic tattoo sensors. *ACS Nano*, 2017, 11(8): 7634-7641.
- [159] Sun Y, Yu X B. Capacitive biopotential measurement for electrophysiological signal acquisition; A review. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(9): 2832-2853.
- [160] Imani S, Bando A J, Mohan A M V, et al. A wearable chemical-electrophysiological hybrid biosensing system for real-time health and fitness monitoring. *Nature Communications*, 2016, 7: 11650.
- [161] Hwang I, Kim H N, Seong M, et al. Multifunctional smart skin adhesive patches for advanced health care. *Advanced Healthcare Materials*, 2018, 7(15): e1800275.
- [162] Baik S, Kim D W, Park Y, et al. A wet-tolerant adhesive patch inspired by protuberances in suction cups of octopi. *Nature*, 2017, 546(7658): 396-400.
- [163] Li X, Tao D, Lu H, et al. Recent developments in gecko-inspired dry adhesive surfaces from fabrication to application. *Surface Topography: Metrology and Properties*, 2019, 7(2): 114-129.
- [164] Yang S Y, O'Ceirbhail E D, Sisk G C, et al. A bio-inspired swellable microneedle adhesive for mechanical interlocking with tissue. *Nature Communications*, 2013, 4: 1702.
- [165] Jin X, Zhu D D, Chen B Z, et al. Insulin delivery systems combined with microneedle technology. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 2018, 127: 119-137.
- [166] Khan Y, Ostfeld A E, Lochner C M, et al. Monitoring of vital signs with flexible and wearable medical devices. *Advanced Materials*, 2016, 28(22): 4373-4395.
- [167] Wang Z, Yang Z, Dong T. A review of wearable technologies for elderly care that can accurately track indoor position, recognize physical activities and monitor vital signs in real time. *Sensors (Basel)*, 2017, 17(2): s17020341.
- [168] Kuchar D L, Thorburn C W, Sammel N L. Prediction of serious arrhythmic events after myocardial-infarction-signal-averaged electrocardiogram, Holter monitoring and radionuclide ventriculography. *Journal of the American College of Cardiology*, 1987, 9(3): 531-538.
- [169] Hattori Y, Falgout L, Lee W, et al. Multifunctional skin-like electronics for quantitative, clinical monitoring of cutaneous wound healing. *Advanced Healthcare Materials*, 2014, 3(10): 1597-1607.
- [170] Chung H U, Kim B H, Lee J Y, et al. Binodal, wireless epidermal electronic systems with in-sensor analytics for neonatal intensive care. *Science*, 2019, 363(6430): eaau0780.
- [171] Meng K, Chen J, Li X, et al. Flexible weaving constructed self-powered pressure sensor enabling continuous diagnosis of cardiovascular disease and measurement of cuffless blood pressure. *Advanced Functional Materials*, 2019, 29(5): 1806388.
- [172] Bando A J, Gutruf P, Choi J, et al. Battery-free, skin-interfaced microfluidic/electronic systems for simultaneous electrochemical, colorimetric, and volumetric analysis of sweat. *Science Advances*, 2019, 5(1): eaav3294.
- [173] Jeong J W, Yeo W H, Akhtar A, et al. Materials and optimized designs for human-machine interfaces via epidermal electronics. *Advanced Materials*, 2013, 25(47): 6839-6846.
- [174] Deng W, Yang T, Jin L, et al. Cowpea-structured PVDF/ZnO nanofibers based flexible self-powered piezoelectric bending motion sensor towards remote control of gestures. *Nano Energy*, 2019, 55: 516-525.
- [175] Tian L, Zimmerman B, Akhtar A, et al. Large-area MRI-compatible epidermal electronic interfaces for prosthetic control and cognitive monitoring. *Nature Biomedical Engineering*, 2019, 3(3): 194-205.
- [176] Han S J, Liu C R, Xu H H, et al. Multiscale nanowire-microfluidic hybrid strain sensors with high sensitivity and stretchability. *NPJ Flexible Electronics*, 2018, 2(1): 16.
- [177] Lim S, Son D, Kim J, et al. Transparent and stretchable interactive human machine interface based on patterned graphene heterostructures. *Advanced Functional Materials*, 2015, 25(3): 375-383.
- [178] Tao L Q, Tian H, Liu Y, et al. An intelligent artificial throat with sound-sensing ability based on laser induced graphene. *Nature Communications*, 2017, 8: 14579.
- [179] Lin W K, Wang B, Peng G X, et al. Skin-inspired piezoelectric tactile sensor array with crosstalk-free row plus column electrodes for spatiotemporally distinguishing diverse stimuli. *Advanced Science*, 2021, 8(3): 2002817.

- [180] Bartlett M D, Markvicka E J, Majidi C. Rapid fabrication of soft, multilayered electronics for wearable biomonitoring. *Advanced Functional Materials*, 2016, 26(46): 8496–8504.
- [181] Shih B, Shah D, Li J X, et al. Electronic skins and machine learning for intelligent soft robots. *Science Robotics*, 2020, 5(41): eaaz9239.
- [182] Jason N N, Ho M D, Cheng W. Resistive electronic skin. *Journal of Materials Chemistry C*, 2017, 5(24): 5845–5866.
- [183] Dagdeviren C, Joe P, Tuzman O L, et al. Recent progress in flexible and stretchable piezoelectric devices for mechanical energy harvesting, sensing and actuation. *Extreme Mechanics Letters*, 2016, 9: 269–281.
- [184] Li T, Luo H, Qin L, et al. Flexible capacitive tactile sensor based on micropatterned dielectric layer. *Small*, 2016, 12(36): 5042–5048.
- [185] Ha M, Park J, Lee Y, et al. Triboelectric generators and sensors for self-powered wearable electronics. *ACS Nano*, 2015, 9(4): 3421–3427.
- [186] Choi D, Jang S, Kim J S, et al. A highly sensitive tactile sensor using a pyramid-plug structure for detecting pressure, shear force, and torsion. *Advanced Materials Technologies*, 2019, 4(3): 1800284.
- [187] Li M L, Zheng L, Xu T B, et al. A flexible sensing system capable of sensations imitation and motion monitoring with reliable encapsulation. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018, 279: 424–432.
- [188] Boutry C M, Negre M, Jorda M, et al. A hierarchically patterned, bioinspired e-skin able to detect the direction of applied pressure for robotics. *Science Robotics*, 2018, 3(24): eaau6914.
- [189] Hua Q, Sun J, Liu H, et al. Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing. *Nature Communications*, 2018, 9(1): 244.
- [190] Kim J, Lee M, Shim H J, et al. Stretchable silicon nanoribbon electronics for skin prosthesis. *Nature Communications*, 2014, 5: 5747.

## Recent progress in electronic skin: Materials, functions and applications

MA Chao, ZHAO Gang \*

Department of Electronic Engineering and Information Sciences, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China

\* Corresponding author. E-mail: zhaog@ustc.edu.cn

**Abstract:** Electronic skin refers to a device that imitates the characteristics of human skin and has similar perception functions. Benefiting from its excellent wearability and versatility, it has shown great applications in the fields of health monitoring, human-computer interaction and machine perception in recent years and has attracted much attention. This article summarizes the research progress of electronic skin in recent years from three aspects of material properties, functional properties and typical applications. It focuses on how to realize the stretchability, self-repairing and biocompatibility of electronic skin, and the real-time monitoring of physical, chemical and electrophysiological signals. Finally, the challenges and possible solutions for the further development of electronic skin are discussed and prospected. As an emerging research hotspot, electronic skin requires the cooperation of scientists in many fields, such as materials science, informatics, engineering, and biology, in order to fully realize its potential.

**Keywords:** electronic skin; multifunctional material; wearable sensor; real-time monitoring