科学通报 2026 年 第 71 卷 第 23 期: 5667 ~ 5687
评 述
《中国科学》杂志社
SCIENCE CHINA PRESS

可拉伸电路中导电互连材料、结构与软-硬界面连接研究进展

卢明奇[1], 袁龙[2,3], 余晓沛[2,3], 周润辉[2,3*], 鲍容容[2,3*], 潘曹峰[2,3*]

1. 北京交通大学土木建筑工程学院, 北京 100044
2. 北京航空航天大学原子制造研究院, 北京 100191
3. 北京航空航天大学国际前沿交叉科学研究院, 北京 100191
* 联系人, E-mail: runhuizhou@buaa.edu.cn; baorongrong@buaa.edu.cn; pancaofeng@buaa.edu.cn

2026-04-22 收稿, 2026-07-06 修回, 2026-07-08 接受, 2026-07-09 网络版发表
国家重点研发计划(2024YFB3814100)、国家自然科学基金(U1801254, 52125205, 52532005, 52250398, 52192614, 52003101)、北京市自然科学基金(2222088)和中央高校基本科研业务费专项资金资助

摘要 可拉伸电路技术的迅速发展正使其成为一项变革性技术, 有力推动了软体机器人、医疗健康监测、可穿戴电子与人机交互界面等诸多领域的创新与应用进步. 其中, 高可靠的可拉伸导电互连是实现各功能部件之间稳定电信号传输、维持整体电路功能完整性的关键基础. 其核心作用在于确保在反复拉伸、弯曲等动态形变下, 保持整体与界面接触阻抗稳定, 从而保障器件的长期稳定工作. 然而, 要同时实现高导电性、大拉伸范围与优异的循环稳定性的需求, 对材料、结构与界面设计提出了重大挑战. 本文聚焦近年来可拉伸电路导电互连领域的代表性进展, 从材料、结构与界面三个层面系统归纳了近年来的主要发展路径. 首先, 从材料层面总结了通过分子结构设计、材料复合及微纳结构调控等策略制备高性能可拉伸导体的方法. 其次, 在结构层面重点介绍了将本征不可拉伸的高性能材料转化为可拉伸互连的各类结构设计策略. 随后, 系统讨论了增强界面连接稳定性的关键策略及其优缺点. 最后, 本文总结了该领域的现状与当前挑战, 并对未来发展方向与应用前景进行了展望.

关键词 可拉伸电路, 可拉伸导电互连, 可拉伸结构, 可拉伸电极, 软-硬界面

随着可穿戴健康监测、软体机器人及生物电子等领域的快速发展, 传统刚性电路或仅具备有限弯曲能力的柔性电路板无法满足这些领域对可变形性的需求[1,2]. 相比之下, 可拉伸电路凭借其柔软可拉伸的特性, 能够更好地适应人体皮肤等动态曲面, 从而为提升穿戴舒适性、拓展未来新型应用场景开辟了新的途径[3]. 实现这一目标的关键在于确保电路在变形过程中仍能维持可靠且低阻抗的电气连接, 使其在灵活变形的同时不影响功能. 这种对高导电性、大拉伸性与界面连接稳定性的需求为可拉伸电路中导电互连的材料、结构与界面设计带来了重大挑战.

在可拉伸电路中, 可拉伸导电互连承担着连接传感器、处理器、电源及执行器等多种功能单元的基础性作用, 其电学与力学性能决定了电路的功能复杂度、能效与机械鲁棒性[4]. 为满足上述需求, 许多适用于可拉伸电路的功能材料被开发出来, 以实现良好的可拉伸性与功能性. 目前的研究方向着重在通过分子结构设计、材料改性与多元材料组合调控等策略, 协同优化可拉伸材料的导电性与拉伸性[5]. 其次, 传统电子材料如金属、无机半导体等在部分电路功能的实现中仍具有不可替代的作用. 通过引入特定几何结构设计来增强传统刚性电子材料对形变的机械适应性, 可以赋

引用格式: 卢明奇, 袁龙, 余晓沛, 等. 可拉伸电路中导电互连材料、结构与软-硬界面连接研究进展. 科学通报, 2026, 71: 5667–5687
Lu M, Yuan L, Yu X, et al. Progress in conductive interconnect materials, structures, and soft-hard interface connections for stretchable circuits (in Chinese). Chin Sci Bull, 2026, 71: 5667–5687, doi: 10.1360/CSB-2026-0566

© 2026《中国科学》杂志社

予这些本征不可拉伸材料可拉伸性[6,7]. 凭借其优异的电学性能和成熟的工艺基础, 其在面向商业化的应用转化方面具备明显优势. 此外, 一些关键电路功能如高性能计算、无线通信等仍依赖于高速集成电路芯片、无线信号处理模块等电子元件[8,9]. 但刚性电子元件与可拉伸导电互连电极间的机械性能差异过大, 在应变作用下界面连接处极易受损[10]. 通过对界面接触区域的材料与结构进行针对性设计, 有助于增强连接稳定性维持电路功能正常运行.

本文围绕可拉伸电路中的导电互连这一关键问题, 聚焦近年来该领域的代表性进展, 重点关注其在材料、结构与界面连接方面的设计策略与性能提升方法. 首先, 从材料层面总结了可拉伸导电材料的制备与优化策略, 包括分子结构设计、材料改性、多元材料组合等方法. 其次, 在结构层面介绍了将本征不可拉伸的高性能材料实现可拉伸化的各类结构设计思路. 随后, 回顾并讨论了增强界面接触稳定性的设计策略与优缺点. 最后, 总结了该领域的现状与挑战, 以及对可拉伸电路未来的发展方向与应用前景的展望.

1 可拉伸导电互连材料

可拉伸电极作为连接各元件的互联导线, 是可拉伸电路中最基础的组成部分之一. 同时具备高拉伸性和高导电性的可拉伸电极对于可拉伸电路功能的实现和正常运行十分重要. 近年来, 可拉伸导电材料的发展策略主要可以分为以下两种: 一类是发展本征可拉伸导电材料[11], 另一类是构建高导电填料与弹性体复合的导电体系[12].

1.1 本征可拉伸导电材料

1.1.1 液态金属

液态金属作为一种低熔点的金属材料在具备高导电率的同时在室温下保持液态, 能够自由改变形态, 因此表现出极高的拉伸性. 然而, 其高表面张力及表面易氧化的特性也为高分辨率图案化加工带来了显著挑战. 为提升其加工适应性, 一种常见的策略是将液态金属破碎为微纳颗粒后进行图案化. 例如, Chen等人通过超声处理将共晶镓铟(eGaIn)分散为颗粒, 并将其与富含聚酯多元醇的热塑性聚氨酯(pp-TPU)黏合剂复合, 进而借助模板印刷实现图案化(图1(a))[13]. 在后续大角度剥离过程中, 施加的压应力可破坏eGaIn颗粒表面的氧化层, 促使颗粒融合形成连续的导电液态金属薄膜. 基于该策略制备的电极表现出高达2230%的拉伸性能, 且在1000%应变下电阻仅增加0.34倍. 类似地, Lee等人通过在含10 vol.%乙酸的水溶液中对聚苯乙烯磺酸盐(PSS)修饰的液态金属颗粒进行超声处理, 获得了稳定的液态金属油墨[14]. 乙酸与PSS的共同作用使该油墨能够直接打印于多种衬底, 并展现优异的界面黏附性.

在常规环境下, 液体镓铟合金表面易于自发形成氧化层, 这种钝化层在稳定形态的同时还增强了其与基底的润湿性, 从而可以通过表面工程调节衬底润湿性来实现液态金属的可控图案化[15,20]. 例如, 先在衬底上制备与液态金属亲和性好的金属薄膜图案, 利用液态金属与特定金属间的反应性润湿实现液态金属的图案化(图1(b))[15]. 由于预图案化的金属层可采用传统光刻工艺制备, 从而有助于液态金属电极实现较高的图案化精度. 通过直接调控衬底表面性质则可以更为简单地实现图案化. Hu等人合成了一种丙烯酸-丁基丙烯酸酯-甲基丙烯酸甲酯共聚物弹性体, 通过其表面氢键网络与液态金属表面氧化层的相互作用, 促进了衬底与液态金属间的稳固附着和图案化[21]. 这类基于界面亲和力调控的方法, 在实现图案化的同时, 也显著增强了电极的附着稳定性. 此外, 通过微流控技术实现液态金属的图案化也是一种常见的有效策略. 将液态金属预填充至弹性体微通道中, 直接结合了弹性体基质的高延展性和液态金属的流动性, 从而赋予电极良好的可拉伸性与导电性[22].

1.1.2 离子导体

离子导体多由水凝胶或离子凝胶构成, 这类凝胶材料往往兼具良好的拉伸性[23]、低杨氏模量[24]以及高透明度[25], 然而, 其电导率通常相对有限. 尽管如此, 凭借其离子导电特性, 该类导体尤其适用于离子传感器件的电极制备[26]. 例如, Kim等人利用含LiCl的聚丙烯酰胺水凝胶制备触摸感应器, 通过手指接触形成的并联电路电流来计算触控位置, 即使在100%的应变下仍能准确定位, 且增加电极后可实现平面触控位置探测[27]. 得益于高透明度与优异的拉伸性能, 离子导体也极为适合用作可拉伸发光器件的电极材料[28]. 此外, 水凝胶电极通常具备良好的生物相容性与低杨氏模量, 能够很好地与生物组织结合. 例如, Shan等人报道了一种全水凝胶生物电子器件, 其机械顺应性和阻抗匹配能力使其可以无缝地包裹不同直径的外周神经而不造成损伤, 并实现了超低电压(10 mV)的外周神经刺激(图1(c))[16]. 超薄电极可以更好地与表皮贴合进行高保真

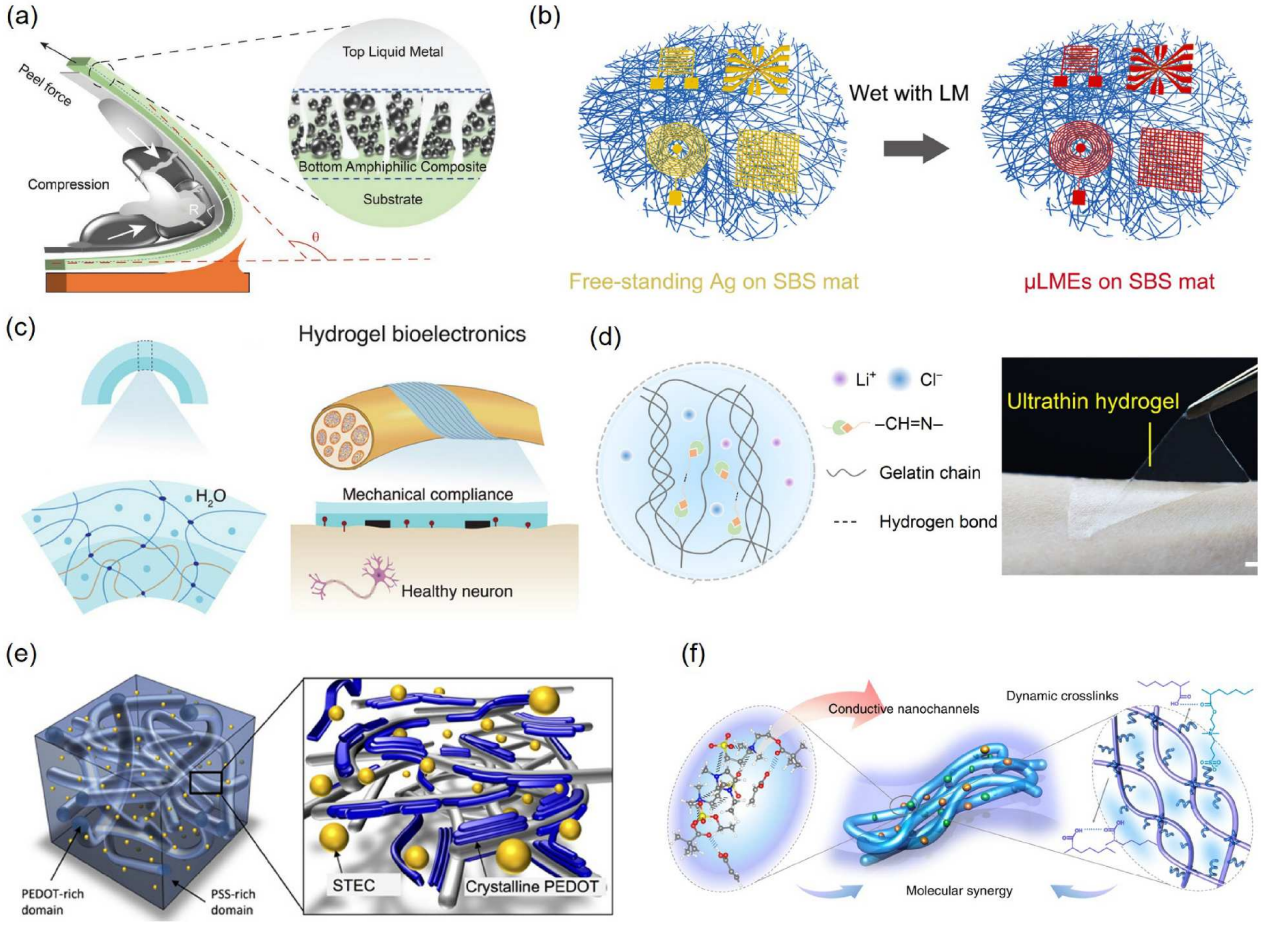


图 1 (网络版彩色)基于本征可拉伸导电材料的可拉伸电极. (a) 大角度剥离激活液态金属电极[13]. (b) 选择性润湿制备高精度液态金属电极[15]. (c) 水凝胶神经刺激电极[16]. (d) 超薄水凝胶生物电极[17]. (e) 离子添加剂掺杂PEDOT可拉伸导电聚合物[18]. (f) 含有动态氢键网络的可拉伸离子导电聚合物[19]

Figure 1 (Color online) Stretchable electrodes based on intrinsic stretchable conductive materials. (a) Liquid metal electrodes activated by large-angle peeling[13]. (b) High-precision liquid metal electrodes prepared by selective wetting[15]. (c) Hydrogel neural stimulation electrodes[16]. (d) Ultra-thin hydrogel bioelectrodes[17]. (e) Stretchable conductive polymers with ionic additives doped PEDOT[18]. (f) Stretchable ion-conductive polymers containing dynamic hydrogen-bond networks[19]

电生理监测[29]. Liu等人通过纺丝-交联-浸泡技术, 制备出超薄、自支撑的导电水凝胶纳米网电极, 实现了长期的高保真生理电信号监测[30]. Wang等人采用PU纳米网增强具有温控相变特性的明胶水凝胶, 结合甘油-水二元溶剂与氯化锂构建厚度仅2.7 μm的水凝胶电极且具备良好的抗冻抗干燥性能, 并能在运动、出汗及连续8天佩戴中保持高信噪比ECG/EEG信号(图1(d))[17].

1.1.3 导电聚合物

在另一类重要的本征可拉伸导电材料体系中, 导电聚合物因其兼具离子与电子混合导电特性而备受关注. 这一特性能够有效降低电子导体与离子导体间的界面阻抗, 从而在电生理信号监测、柔性储能器件等应用领域中表现出重要潜力[31]. 其中, PEDOT:PSS作为一种极具潜力的聚合物基可拉伸导体, 其固有的半结晶性导致本征拉伸率仅为5%左右, 因此常需通过物理或化学方法进行改性以提升其力学性能. 例如, Wang等人通过引入双(三氟甲基磺酰基)胺锂盐对PEDOT:PSS进行掺杂, 不仅获得了高达3100 S/cm的电导率, 更使其在承受600%的应变时电导率仍能维持在100 S/cm以上(图1(e))[18]. Jiang等人则从分子网络设计入手, 构建了一种由聚乙二醇主链和环糊精官能化聚乙二醇侧链组成的拓扑超分子网络[32]. 在该体系中, 聚乙二醇链段诱导PEDOT形成有利于电荷传输的聚集结构, 而环糊精单元的滑动机制则有效抑制了聚乙二醇

的结晶, 从而协同实现了在100%应变下约6000 S/cm的高电导率. 除对PEDOT:PSS的改性外, 其他许多种类的导电聚合物例如聚吡咯、聚苯胺等也有许多应用. 例如, 利用纳米纤维水凝胶中三维纤维网络作为组装模板, 引导单体(吡咯)的原位聚合, 由此产生的混合材料具有超低的电渗透阈值(~1 wt%)并能实现良好的导电性(≈80 S cm^{-1})和拉伸性(36%)[33]. 将聚苯胺与三嵌段共聚物聚(苯乙烯-乙烯-丁烯-苯乙烯)结合, 实现了高导电性(>100 S cm^{-1})和拉伸性(180%)[34]. 此外, Lei等人将两性离子聚(3-二甲基丙烯酰氧基乙基)丙烷磺酸铵与离子液体1-乙基-3-甲基咪唑鎓乙基硫酸盐相结合以构建高效离子通道, 同时与聚丙烯酸形成动态氢键网络, 最终制备出兼具高透明度(透光率>90%)与超10000%拉伸性的导体材料(图1(f))[19].

1.2 可拉伸复合导电材料

另一类策略是构建高导电填料与弹性体协同作用的复合导体, 以兼顾导电性与可拉伸性. 其中导电填料形成的导电通路情况决定了可拉伸导体的导电性. 将导电填料集中在聚合物表面使导电填料间紧密接触, 有助于增加导电通路从而获得更高电导率. 通常采用碳纳米管[35]与银纳米线[12]等材料制备成分散液后, 经过溶液加工方法如滴铸、喷涂、溶液浸涂或液面自组装等制备成导电薄膜. 其中银纳米线因其大长径比与较低的渗流阈值, 易于实现高电导率. 而传统方法制备的银纳米线导电薄膜多为无序排布, 对此, Jung等人发展了一种界面自组装策略, 可制备出高度有序排列的银纳米线导电薄膜, 经冷焊与堆叠处理后, 材料电导率可达10^5 S/cm, 并可在1000%应变下保持导电性(图2(a))[12]. 将导电填料集中在表面的策略虽易于获得较高的初始电导率, 但表面导电层在应变作用下易产生裂纹而导致电阻的明显变化[36,37]. 相较之下, 将导电填料直接混入聚合物基体的复合体系通常表现出更优异的拉伸性能. 由于填料在基体中分布密集, 相邻填料间距在应变作用下变化较小, 因此其电阻对应变的响应更为平缓. 其中最为常见的导电填料包括金属基纳米片与纳米线、碳纳米管等高纵横比或长径比材料及液态金属等. 例如, Seo等人采用银纳米片作为导电填料, 分散在自修复聚合物中的银纳米片可以自发恢复断裂的导电通路, 因此制备的电极最大拉伸率可达1900%(图2(b))[5]. Matsuhisa等人将银纳米片与氟橡胶复合, 并借助氟素表面活性剂在体系内原位生成银纳米颗粒, 使电导率提升至6168 S/cm[38]. Chun等人则通过自组装合成苯环修饰的银纳米颗粒, 利用π-π相互作用与碳纳米管偶联, 再引入银纳米片, 最终使电导率达到5710 S/cm[39]. Wang等人采用银纳米片与液态金属复合, 实现了8331 S/cm的电导率与1000%的拉伸率(图2(c))[40]. 为了同步提升电导率与可拉伸性, Jung等人通过配体交换策略以1-癸硫醇修饰银纳米线, 使其能在黏弹性介质中随应变发生自组织重排, 从而在获得31000 S/cm超高电导率的同时, 还可以在应变作用下保持电阻稳定(图2(d))[41]. 类似地, Lee等人将液态金属颗粒分散于聚合物中, 经超声破碎形成更小颗粒, 构建了无需预拉伸激活的导电网络, 电导率达2.1×10^4 S/cm(图2(e))[42].

目前对于可拉伸导体性能关注的重点在于提升导电性与可拉伸性. 然而, 导电填料添加量不可无限制提高, 过量填料会损害基体力学性能, 导致拉伸性显著下降. 因此, 提升导电性的策略通常聚焦于增加填料间有效接触点, 例如诱导填料在基体内非均匀分布以形成局部高密度导电通路. Matsuhisa等人通过添加水基氟素表面活性剂, 利用水、表面活性剂与溶剂的协同作用, 诱导银纳米片在弹性体表面富集[43]. Wang等人则发现, 在连续单轴循环拉伸应变作用下, 银纳米片倾向于在黏弹性聚合物中发生自取向并向表面聚集, 从而显著提升导电性[44]. 另一种有效策略则是通过原位生成纳米颗粒增加导电通路, 例如借助表面活性剂与银离子反应生成银纳米颗粒[38], 或通过弹性体基体与银离子间的作用原位形成银纳米颗粒[45], 以及通过蚀刻与还原反应在内部生成银纳米颗粒[46]. 此外, 还可以通过引入银前驱体后还原生成银纳米颗粒[47].

此外, 可拉伸导体的稳定性尤其是应变作用下电阻的稳定性, 对其实际应用至关重要, 这主要通过填料在弹性体内的动态重排机制实现[48]. 例如, 通过配体修饰使银纳米线与纳米颗粒在应变作用下重组, 从而在50%应变范围内将电阻变化控制在1%以内[41]. 同时, 电极的环境稳定性不容忽视. 通常使用的银纳米材料易于氧化, 通过在其表面包覆金等贵金属层可以有效提升抗氧化能力与长期可靠性[49]. 此外, 此类复合体系的另一重要优势在于其良好的可加工性, 通过流变特性调控可适配多种印刷工艺, 实现复杂图案化与大面积制备. 例如, Lee等人通过调整基于银颗粒与PDMS的导电油墨的流变性质, 实现了立体导电结构与三维电路的直接3D打印[50].

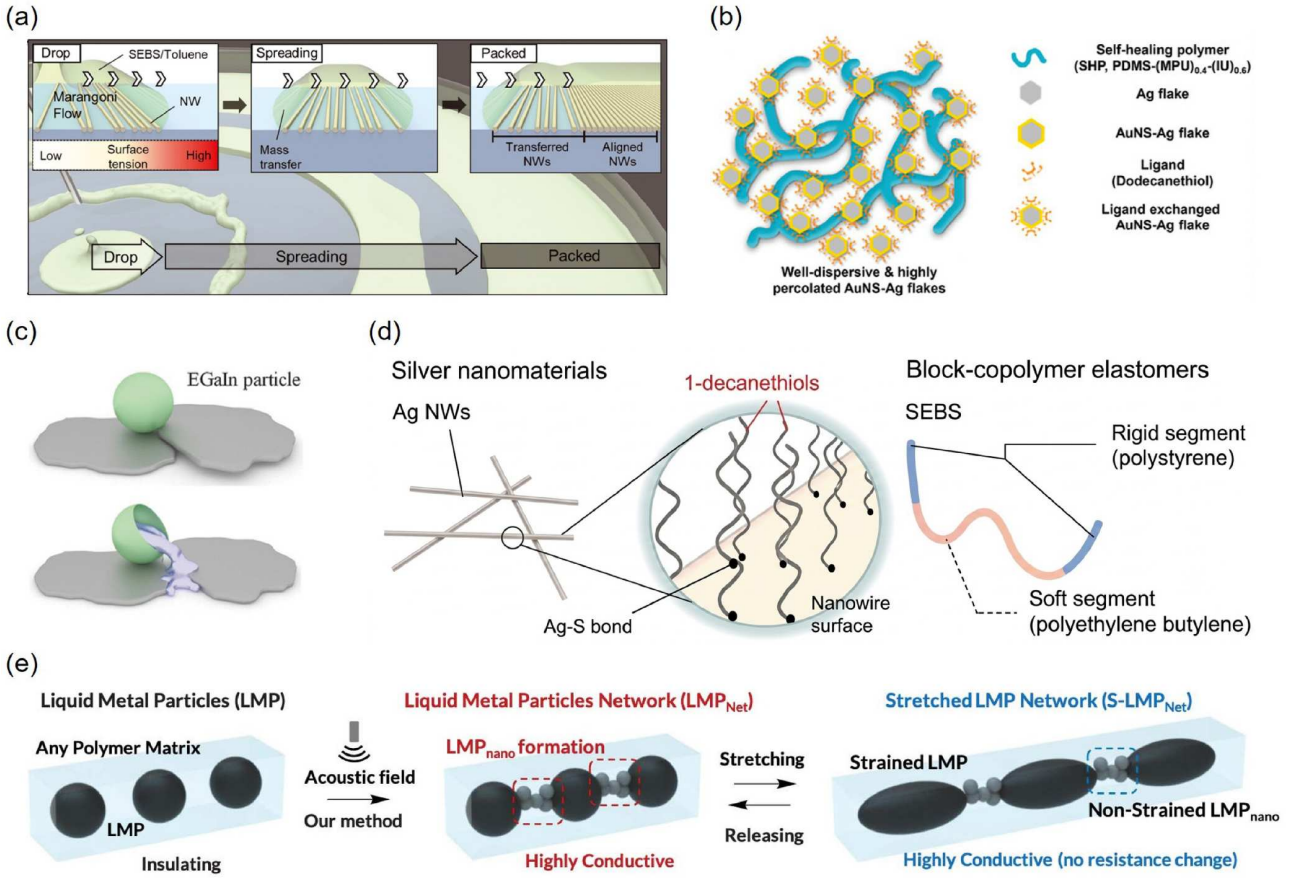


图 2 (网络版彩色)基于复合导电材料的可拉伸电极. (a) 界面自组装规则排列银纳米线电极[12]. (b) 银纳米片与自修复聚合物复合可拉伸电极[5]. (c) 银纳米片-液态金属复合导电填料[40]. (d) 配体修饰银纳米线复合电极[41]. (e) 超声激活液态金属复合电极[42]

Figure 2 (Color online) Stretchable electrodes based on composite conductive materials. (a) Interface self-assembled regularly arranged silver nanowire electrodes[12]. (b) Stretchable electrodes composed of silver nanosheets and self-healing polymer[5]. (c) Silver nanosheets and liquid metal composite conductive fillers[40]. (d) Ligand-modified silver nanowires composite electrodes[41]. (e) Ultrasonically activated liquid metal composite electrodes[42]

2 可拉伸结构设计

上述材料层面的本征可拉伸导体与复合导电体系的研究, 均在导电性与拉伸性方面取得了显著进展, 为可拉伸电路提供了丰富的导电互连方案. 相比之下, 许多传统高性能电子材料(如金属薄膜、无机半导体等)虽然不具备本征可拉伸性, 但其优异的电学性能、成熟的工艺基础以及在部分功能实现上的不可替代性, 使其在可拉伸电路中仍占据重要地位. 而结构设计是使这些本征不可拉伸的高性能材料实现可拉伸化的关键技术路径, 在可拉伸电路中得到了广泛使用. 从当前的发展看, 代表性策略主要包括平面结构与三维结构两类.

2.1 平面结构设计

在平面结构中, 蛇形、网格、剪纸/折纸和分形结构组成了当前最具代表性的几条设计路线. 其核心在于通过平面几何形状设计将施加的面内应变转化为面外的屈曲变形, 从而避免材料过早断裂, 赋予本征刚性的材料一定程度的可拉伸性[51]. 蛇形结构作为其中一类经典的结构设计, 与传统微加工工艺兼容性良好, 且适用于多种材料体系. 如图3(a)所示, Rogers团队利用蛇形结构导线实现了多种传感器与硅基元件的系统集成, 并能通过范德华力稳定贴附于皮肤表面[52]. 蛇形结构的拉伸性能可通过优化几何参数进一步提升: 减小导线宽度、增加导线长度均能有效降低应变集中. 此外, 蛇形结构导线与衬底间相互作用力以及封装材料的模量也至关重要, 与衬底的黏附性过好或封装层模量过高都会限制蛇形结构的面外形变, 导致裂纹与褶皱的产生, 从而降低整体可拉伸性[52]. 通过去除基底或

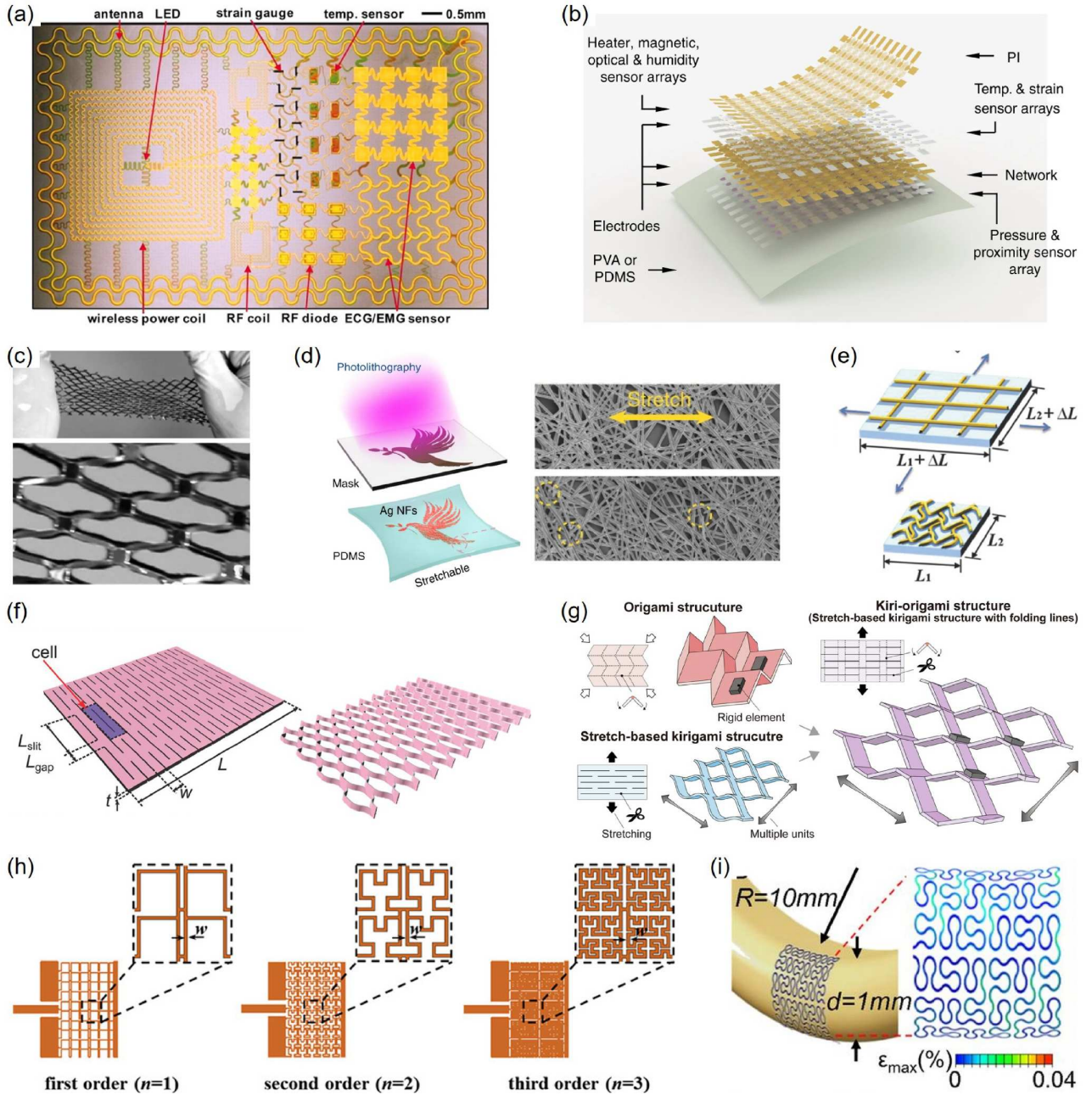


图 3 (网络版彩色)平面可拉伸结构设计. (a) 蛇形结构[52]. (b) 基于蛇形结构的大规模传感阵列[7]. (c) 网格结构[54]. (d) 纳米纤维网格结构[55]. (e) 预拉伸纳米纤维网格结构[56]. (f) 剪纸结构[57]. (g) 折纸与剪纸复合结构[58]. (h) 分形结构[59]. (i) 皮亚诺曲线分形结构电极[60]

Figure 3 (Color online) Planar stretchable structure designs. (a) Serpentine structure[52]. (b) Large-scale sensing array based on serpentine structure[7]. (c) Mesh structure[54]. (d) Nanofiber mesh structure[55]. (e) Pre-stretched nanofiber mesh structure[56]. (f) Kirigami structure[57]. (g) Kiri-origami structure[58]. (h) Fractal structure[59]. (i) Peano curve fractal structure electrode[60]

采用预应变策略, 蛇形结构甚至能实现超过1600%的超高拉伸率[53]. 基于这些特性, Hua等人利用蛇形结构成功制备出集成100个传感节点、六类传感器的传感阵列, 实现了多信号同步且互不干扰的检测(图3(b))[7].

另一类广泛使用的平面结构是网格结构, 通过在薄膜中制备通孔形成网络状图案, 使其在拉伸时通过面外形变有效释放材料的内应力, 实现在大变形下保持稳定的电学性能. 如图3(c)所示, Someya团队采用方

形网格结构实现了25%的拉伸率, 并集成了压力与温度传感器阵列[54]. 借助微纳加工工艺, 网格结构可实现进一步精细化. 例如, 晶界光刻工艺主要涉及双层金属剥离技术. 首先, 通过硝酸刻蚀氧化硅牺牲层上的铟薄膜, 在相邻铟晶粒间形成宽度可控的间隙. 接着, 经过热氧化和氢氟酸处理, 形成不连续的孤岛状结构. 然后, 以这些孤岛作为掩膜沉积金薄膜, 从而在间隙处形成连续的纳米网状结构. 最后, 去除掩膜后即可得到金纳米网格电极[61]. 此外, 静电纺丝等技术为制备纳米级网格提供了更为简便的途径. 通过静电纺丝制备聚合物纤维模板, 随后沉积金属并溶解模板, 即可得到连续的金属纳米纤维网络[62]. 该方法适用于多种材料, 所得网络在90%透光率下薄层电阻可低至2 Ω sq^{-1}, 并表现出良好的机械稳定性. Miyamoto等人采用类似策略, 先静电纺丝水溶性聚乙烯醇(PVA)纤维并沉积金金属层, 再将其转移至目标基底, 经水溶去除PVA后形成稳定贴合的金纳米网[63]. 该网络能紧密贴合皮肤纹理, 在经历10000次约40%应变的应变循环后保持稳定, 且其高气体渗透性长时间佩戴对皮肤无明显影响. Zhang等人结合光刻工艺实现了纳米纤维网络电极的高精度图案化(图3(d))[55]. 为进一步提升静电纺丝纳米网络结构的拉伸性, 可结合蛇形结构的预应变策略. 通过将金纳米纤维网络转移至预拉伸的PDMS衬底, 释放预应变后纳米纤维受挤压形成波浪形弯曲结构, 从而使弯曲纤维电极可以耐受300%的拉伸应变, 以及在100%应变下循环10万次仍保持电学稳定(图3(e))[56].

折纸结构是一种源于传统折纸艺术的可拉伸结构设计策略, 通常通过切割或折叠形成特定的可变形结构, 使其在拉伸时能够将应变转换为局部折痕区域的弯折形变或整体结构的形变. 通过优化这些折痕或切口的图案与参数, 可以有效调控结构的形变模式与拉伸性能. Shyu等人通过光刻制备了具有微米级狭缝的折纸结构, 并系统研究了狭缝尺寸等参数对拉伸性的影响, 其优化后的结构可承受高达370%的拉伸应变[64]. 由于此类切口边缘易产生应力集中, 对其几何形状进行优化能显著提升力学性能. 通过将阵列化狭缝的边缘设计为圆形, 能有效缓解应力集中, 使其可承受的拉伸应变进一步提高至1100%(图3(f))[57]. 折纸结构设计不限于简单切口, 将折叠与切口相结合, 可以更好地调控形变分布区域, 有助于结构的形变行为与可拉伸电路相匹配(图3(g))[58].

分形结构是基于分形几何原理, 通过递归重复基本几何单元, 形成具有多尺度自相似性的复杂图案. 在应变的作用下, 结构通过多尺度自相似性结构的逐步形变来有效耗散能量和释放应力, 实现拉伸时电学性能的稳定. 同时, 分形结构的设计具有高度灵活性, 能够根据特定可拉伸电子应用的需求进行针对性定制[65]. 解析模型表明, 分形结构的可拉伸性随其分形阶数的增加而显著提升, 分形阶数每增加一阶, 其可拉伸能力可实现翻倍增长[66]. 此外, 结构线宽是另一关键影响因素. 在二阶希尔伯特曲线结构中, 当线宽由0.4 mm降低至0.2 mm时, 临界应变从14%增加到28.1%(图3(h))[59]. 通过综合优化结构参数, 分形结构可以实现高达300%的双轴可拉伸能力[67]. 基于上述优势, 分形结构可应用于复杂表面的高保形贴附. 例如, Norton等人利用皮亚诺曲线设计分形结构电极, 其自相似的空间排布提供了优异的弯曲与拉伸性能, 使电极能够直接、长期地贴附于耳廓等具有复杂三维形貌的表面, 实现稳定的生物电信号采集(图3(i))[60].

2.2 三维结构设计

相较于平面结构, 三维结构通过空间拓扑设计, 克服平面结构在垂直方向上的形变限制, 实现三维协调变形, 能更好地适应复杂场景, 并为引入差异化性能和拓展器件功能提供更多可能[68]. 在三维结构设计中, 当前的代表性进展主要包括螺旋结构、褶皱结构以及融合多种结构特征的复杂三维结构.

螺旋结构是自然界中最常见的形状之一, 在压缩或拉伸的应变作用下通过类似于弹簧的收缩或展开的结构变形实现可拉伸化. 这种结构较为简单易于制备, 例如将细铜导线缠绕在SEBS纤维表面即可实现较好的拉伸性(图4(a))[69]. 此方法具有良好的普适性, 将导电纤维缠绕在弹性纤维线芯上制成导电纱线, 在具备良好可拉伸性与导电性的同时还可以直接与织物结合, 并且与现有成熟的纺织制造工业兼容, 利于工业化生产[70]. 然而, 在可穿戴等存在频繁形变与摩擦的应用场景中, 导电层与弹性芯层之间的界面结合强度至关重要. Zhao等人利用聚多巴胺增强还原氧化石墨烯和银纳米颗粒与纱线基底的界面作用力, 有效避免了导电材料的脱落(图4(b))[4]. 进一步通过结构设计优化可以显著提升螺旋纱线的力学性能. 例如将负载银纳米线与MXene纳米片的TPU纳米纤维膜通过交叉缠绕制成层级交错的螺旋导电纱线, 可以实现高达1600%的可拉伸性[71].

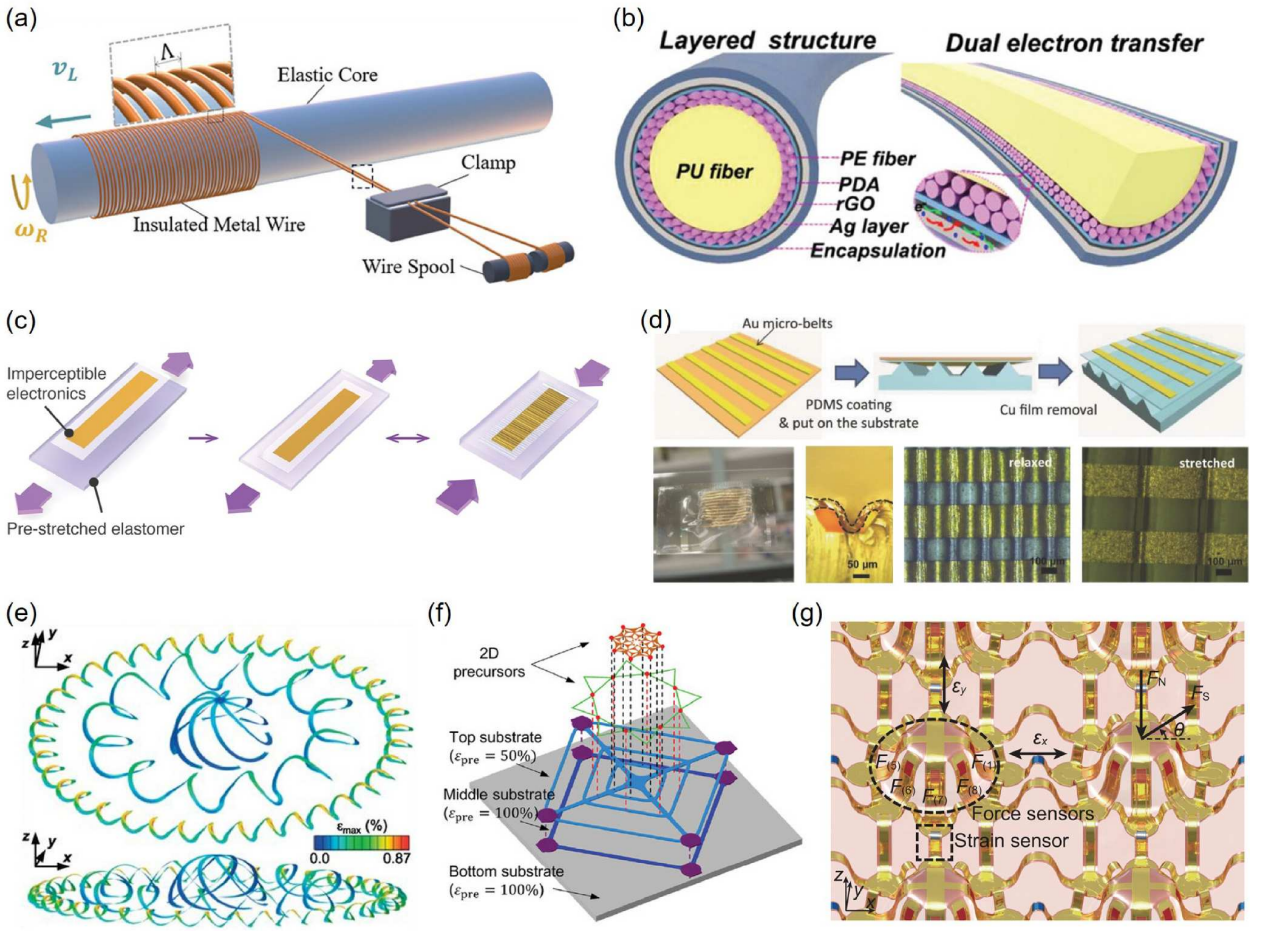


图 4 (网络版彩色)三维可拉伸结构. (a) 三维螺旋结构铜导线可拉伸电极[69]. (b) 三维螺旋导电纤维可拉伸电极[4]. (c) 褶皱结构可拉伸电极[72]. (d) 模板法辅助褶皱结构[73]. (e) 区域键合与残余应力诱导复杂三维结构[74]. (f) 多层组装高复杂度三维结构[75]. (g) 基于复杂三维结构的大规模可拉伸多功能传感阵列[76]

Figure 4 (Color online) Three-dimensional stretchable structures. (a) Three-dimensional helical structure copper wire stretchable electrodes[69]. (b) Three-dimensional helical conductive fiber stretchable electrodes[4]. (c) Wrinkled structure stretchable electrodes[72]. (d) Template-assisted wrinkled structure[73]. (e) Region bonding and residual stress-induced complex three-dimensional structures[74]. (f) Multi-layer assembled high-complexity three-dimensional structures[75]. (g) Large-scale stretchable multi-functional sensing arrays based on complex three-dimensional structures[76]

褶皱结构通常是在垂直方向上构建凸起的屈曲形貌, 为拉伸提供冗余空间; 当施加应变时, 凸起部分首先被展平, 从而避免导电层产生裂纹, 维持电学性能的稳定. 制备褶皱结构的常见策略是将导电层与预拉伸的弹性体衬底复合, 随后释放预应变以形成起伏的褶皱形貌. 例如, Drack等人通过将导电层转移到预拉伸的衬底上然后释放制备褶皱结构(图4(c)). 该方法可将金、铜、铝、银及PEDOT:PSS等多种材料实现可拉伸化, 拉伸性大致与施加的预拉伸应变相当[72]. 基于该策略, 复杂功能器件也可以便捷地实现可拉伸化. Kaltenbrunner等在超薄PET上制备有机太阳能电池后, 将其转移至预拉伸的VHB胶带上, 释放预应变后获得了具备良好机械稳定性的可拉伸光伏器件[77]. 这种单轴预拉伸的制备方法通常仅能使褶皱结构沿着单一方向扩展, 因而仅能在对应方向具备拉伸性. 通过双轴甚至多轴预拉伸则可形成更为复杂的褶皱结构, 从而赋予结构更优异的拉伸性能. Kim等人将超薄硅基半导体集成电路转移至双轴预拉伸的PDMS表面, 释放应变后, 器件表现出良好的拉伸与弯曲能力[78]. 除预拉伸之外, 还可借助模板法制备褶皱. Qi等人采用硅模板制备了具有条纹凸起的PDMS衬底(图4(d)), 随后将条形金薄膜转印至经预拉伸的该衬底上; 释放应变后, 在无凸起的区域金薄膜向下弯曲, 随衬底起伏形成正弦拱形结构, 最终实现130%的拉伸率[73]. 此外, 利用衬底自身的

物理或化学特性使其自发收缩，是诱导褶皱形成的另一类有效策略. Chen等人利用双轴取向聚苯乙烯(BOPS)受热收缩特性，先在BOPS衬底表面喷涂MXene薄膜，再经热处理使其收缩产生褶皱，随后涂覆PDMS并固化后去除PS衬底，制得的PDMS/MXene褶皱电极可以在100%应变范围内保持电导率稳定[79]. 又或者是利用材料间的热膨胀系数差异制备褶皱结构. Liu等人在半聚合态的PDMS表面热蒸镀金，由于此时PDMS尚具流体特性，金原子/团簇可向其内部渗透；随着PDMS进一步完全固化，金与PDMS之间的模量与热膨胀系数差异促使表面形成褶皱[80]. 同时该过程中金通过向PDMS内部渗透形成了互锁结构，赋予电极优异的稳定性，在60%应变下循环拉伸1万次后仍保持性能稳定.

融合多种类型的结构设计策略，能够有效克服单一结构的固有局限，从而提升器件性能并拓展其应用范围. 这种具备高度多样性的三维结构，为设计提供了极大的灵活性，能够为实现特定功能目标提供独特的解决方案. 然而，复杂三维结构的制备通常面临显著挑战. 如图4(e)所示，Xu等人发展了一种结合几何形状设计、区域键合与残余应力诱导屈曲的方法，设计并制备了超过40种复杂的三维可拉伸结构[74]. 在此基础上，Zhao等人结合多层组装策略，进一步提升了可制备三维结构的复杂度，如图4(f)[75]. 借助三维结构设计，能很好匹配生物检测需求. Ryu等人采用有限元分析方法辅助设计三维多功能中尺度框架结构，使其能够精确匹配生物组织或器官的三维形貌，从而实现对类器官的温和包裹与机械约束，便于无损检测[81]. 通过多种结构的组合能够有效弥补单一种类结构的不足. 例如，将蛇形与螺旋结构相结合形成多层级三维结构，可以使器件在x、y及z轴方向均具备优异的可拉伸性(≥200%)[82]. 为超级电容器设计的八面体桁架电极结构同样展现出良好的拉伸性能，在100%应变下可实现96.8%的电容保持率[83]. 通过三维结构设计，还能赋予器件独特的感知与解耦能力. Liu等人受皮肤结构启发设计了一种仿生三维架构电子皮肤，通过多层级三维结构设计，实现了对法向力、剪切力与应变信号的检测与解耦，并结合深度学习算法，通过简单触摸即可同时测量物体的弹性模量与局部主曲率分量(图4(g))[76].

3 软-硬界面连接设计

随着可拉伸电子技术的持续发展，多种柔性功能部件如高性能的传感器、可拉伸电极等已取得显著进展. 然而，电路中许多关键功能如信号处理、无线通信和高性能计算等在相当程度上仍依赖刚性微电子元件. 由于可拉伸电极或衬底等柔性部件与刚性电子元件间存在巨大的模量差异导致机械失配，在应变作用下接触区域极易发生界面失效，进而造成器件功能失效[84]. 软-硬界面连接正成为决定系统可靠性的核心问题. 围绕这一瓶颈，近年来的代表性进展主要集中在两条路线：一是通过结构设计的方法使接触区域免受应变的影响；二是通过增强界面黏附的方式来提升软-硬界面连接的稳定性.

3.1 界面连接结构设计

3.1.1 应变不敏感互连

常规电路都是使用金属导线通过焊接的方式连接各电子元件，其中的衬底与导线等部件都是不可拉伸的. 因此，一种常见的可拉伸电路设计策略是借鉴前文中结构可拉伸电极思路，将金属导线设计成可拉伸结构并整合到可拉伸衬底上，再通过常规焊接方法连接电子元件. 这种策略是在现有成熟制备方法的基础上进一步优化发展，因此与现有工艺具有良好的兼容性，从而在可拉伸电路中得到了广泛的应用. 例如，Wang等人通过使用具有蛇形结构的双层堆叠PI/Cu电极作为可拉伸导电互连，然后使用焊膏在较低温度下焊接的方式连接上下层电极，实现了柔性可拉伸的可穿戴超声设备，该设备可以捕获深处动脉和静脉部位的血压波形[85]. 由于该设备厚度仅240 μm的超薄特性和高达60%应变的可拉伸性，可以实现与人体皮肤良好的适形贴附. 通过蛇形结构电极互连使超声阵列实现可拉伸性的同时保持单个传感器的稳定性能，实现了在同工作频率下与现有医用超声探头相当的轴向分辨率，从而能够在身体多个位置实现无创、连续且准确的心血管情况监测. Hu等人进一步优化工艺，通过基于转印方法的多层蛇形结构电极设计，构建由10×10个压电换能器阵列组成的可拉伸超声探头，实现了在曲面上进行高空间分辨率的三维空间缺陷重建，如图5(a)[86]. Chung等人通过蛇形金属导线互连多个芯片级集成电路元件，分别结合丝状金属网结构的皮肤电极以记录心电图，并结合小尺寸LED与光电二极管通过反射模式测量光电容积脉搏波，构建了两种“类似皮肤”的表皮电子系统，实现了无线无电池的生命体征检测系统(图5(b))[87]. 该系统能够轻柔无创地贴附到新生儿皮肤

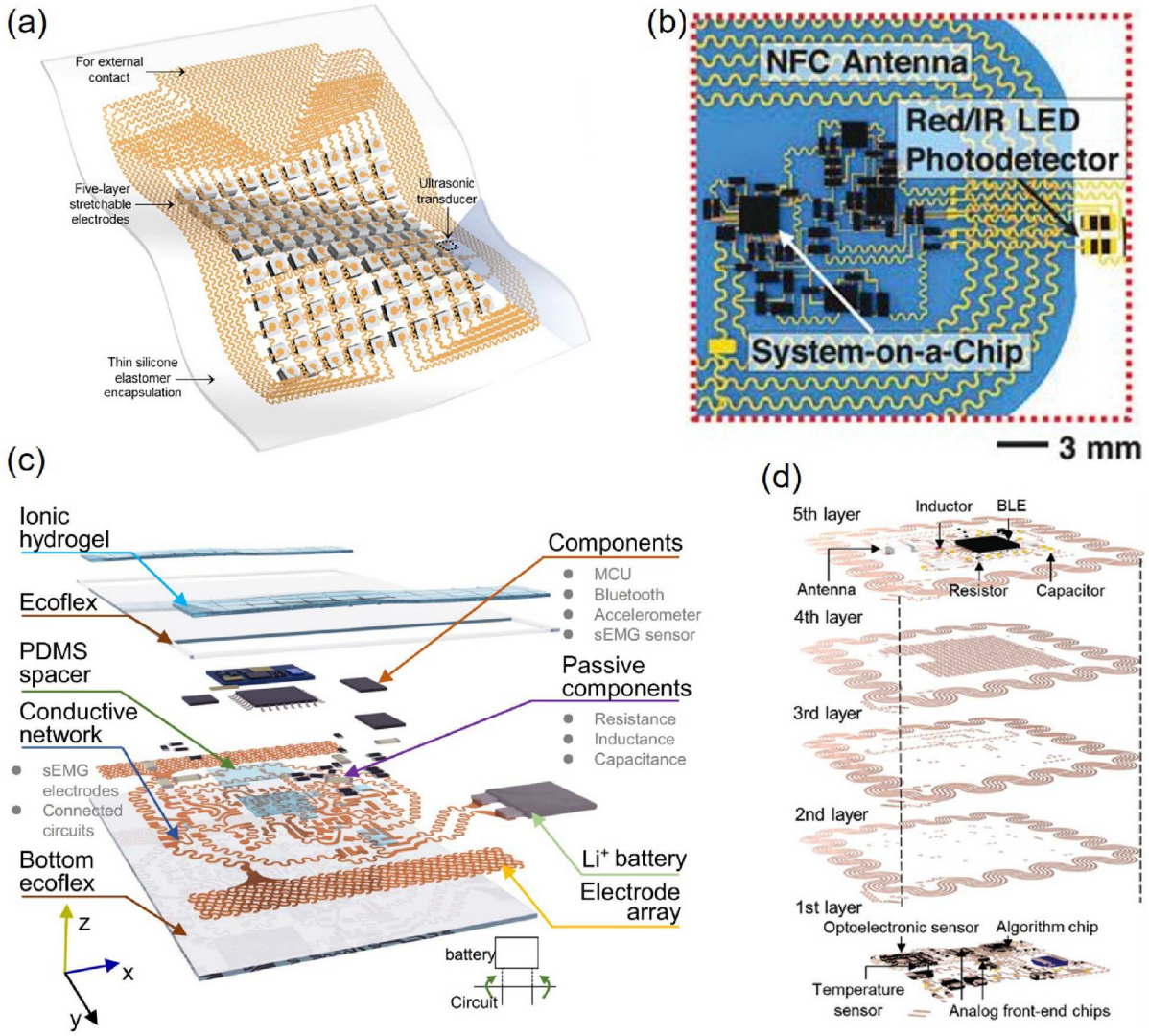


图 5 (网络版彩色)应变不敏感互连. (a) 可拉伸超声换能器阵列[86]. (b) 可拉伸无线集成表皮电子系统[87]. (c) 集成多种传感器的独立可拉伸设备平台[88]. (d) 多层可拉伸电路[89]

Figure 5 (Color online) Strain-insensitive interconnections. (a) Stretchable ultrasound transducer array[86]. (b) Stretchable wireless integrated epidermal electronic system[87]. (c) Stand-alone stretchable device platform integrating multiple sensors[88]. (d) Multi-layer stretchable circuit[89]

上，对胎龄从28周到足月的新生儿进行持续的生命体征监测.

此外，通过这种策略可以很好地提升可拉伸电路的集成度. Xu等人设计了一种完全集成的独立可拉伸设备平台，集成了水凝胶电极、三轴加速度计、MCU、蓝牙和电池模块，如图5(c)所示，可以直接贴附人体皮肤来测量和分析各种局部振动和肌肉活动，并进行信号的无线传输[88]. 通过结合卷积神经网络来区分各种活动，并且可以通过云服务器处理数据来进一步实现远程监控和实时评估. 由于这种策略良好的兼容性，Yu等人通过结合机械振动致动器构建了可拉伸的触觉反馈系统[90]. 这种系统能够轻柔地贴合到皮肤的曲面上，通过时空可编程的局部机械振动模式来模拟触觉传递信息，如虚拟现实中的触觉交互的实现. 采用这种策略会涉及在弹性衬底表面进行加工，但由于弹性模量和热膨胀系数的不匹配，容易导致元件组装中出现错位和焊接缺陷，不利于可拉伸电路的大规模制造与集成. Guo等人通过临时黏合弹性衬底的方式，减少了制备过程中由于残余应变和热应变导致的错位，从而实现了五层可拉伸电路的制备(图5(d))[89].

3.1.2 应变隔离

另一类重要策略是从衬底层面调控应变分布，为刚性器件和关键连接点构建局部低应变区域. 调控衬底上的应变分布主要有两种思路，一是通过调控衬底的形状结构, 改变应变分布; 或者是在衬底中引入非均匀的模量分布来调控应变的分布[91]. 通过在衬底的表面制备一些形状结构产生厚度上的不均匀，从而改变应变分布, 使应变集中在更薄的凹槽处. 例如, Lee等人通过软光刻技术制备了由凹槽分隔和凸起的岛状区域组成的浮雕结构[92]. 在对整体施加20%应变的情况下, 凹槽区域产生了123%的应变，而岛状区域仅产生了0.4%的应变. 通过这种结构, 应变被有效地隔离在岛状区域之外. 将超薄单结GaAs太阳能电池置于这些岛状区域中，可以构建出一种即使在各种变形下也能保持电气性能的可拉伸太阳能电池阵列. 之后，Lee等人又通过在岛状区域设计矩形缺口，以容纳更长的互连导线，在保证岛状区域相近覆盖率的情况下实现了更好的拉伸性[93]. 此外, 这种浮雕结构中的形状和参数对于应变的分布情况有着重要影响. Cantarella等人研究了不同形状和参数的影响，发现在施加相同整体应变的情况下，圆柱形结构的突起区域产生的应变最小(图6(a))[94].

另一种调控应变分布的方法是在衬底中引入非均匀的模量分布. 通过使衬底中部分区域的模量高于其他区域，形成局部刚性区域(刚性岛)，由于不同区域的模量差异使应变集中于低模量区域，从而保护刚性岛内的器件[91]. 例如，Matsuhisa等人在聚酰亚胺上制备有机晶体管，然后与PDMS衬底结合，聚酰亚胺区域作为刚性岛保护有机晶体管不受应变的影响，实现了可拉伸的有机晶体管阵列(图6(b))[43]. Liu等人通过在PDMS衬底内嵌入刚性SU-8薄片作为刚性岛，然后在刚性岛上构建存储器件, 并结合应变传感器, 使其可以在可穿戴的情况下协同工作[98]. 运动存储设备可以检测到肢体运动引起的变形，并同时将相应的信息存储在存储设备中. Rodeheaver等人将应变隔离模块设计成环形，将皮肤电极传感器置于环形应变隔离模块中间[99]，在保证应变对电极性能没有明显影响的同时保持与皮肤的良好贴附能力，从而实现了一个完全集成、无线和长期可用的系统，可以连续记录皮肤上的多种生物电信号.

通过集成异质的刚性材料可以实现良好的应变隔离效果, 但是由于刚性岛与衬底间的模量差异过大, 容易导致异质界面出现机械故障. Kang等人使用软质的聚氨酯丙烯酸酯(PUA)和硬质的聚环氧丙烯酸酯(PEA)分别作为弹性衬底和刚性岛, 在PEA部分固化时旋涂PUA后使其完全固化[100]. 在这个过程中，PUA中的丙烯酸酯与PEA光固化后剩余的不饱和基团之间形成了强共价键，从而使刚性岛与弹性衬底间形成强黏附力, 能够承受高应变而不会发生结构故障. 他们在此基础上构建了高度集成的应变不敏感可拉伸金属氧化物晶体管和电路(442个晶体管/cm^2). 此外，Kim等人提出了一种多层聚合物薄膜堆叠式刚性岛设计，来减少刚性岛与弹性衬底间界面的不稳定[101]，通过使用化学气相沉积方法按顺序沉积三层可控模量的聚合物薄膜, 并通过掩膜在多种弹性衬底上实现刚性岛的图案化. 这种设计可以实现更好的机械稳定性，在对整体施加99%的应变时，刚性岛上的应变也保持在1%以下. 在刚性岛上制备的非晶铟-镓-锌氧化物TFT阵列可以在30%的应变下保持性能. 增强界面稳定性的另一种思路是对刚性岛的结构进行设计. 如图6(c)所示，Yang等人通过将刚性岛设计成摩天轮形状，有效抑制了在各种变形模式下界面处的裂纹扩展，摩天轮形结构显著提高了失效应变和疲劳寿命[95].

此外，使用同质材料能够有效缓解刚性岛与衬底间的界面问题，例如通过后处理方式使弹性衬底产生模量的变化. Gandla等人在PDMS中加入聚二甲基硅氧烷-聚环氧乙烷(PDMS-b-PEO)和二苯甲酮, 在紫外光的激发下，二苯甲酮会阻碍PDMS固化反应的进行，降低交联密度, 使光照区域的模量降低, 在未光照区域形成刚性岛[102]. 转移到刚性岛上的有机薄膜晶体管在应变作用下也保持正常工作. 这种方法与光刻工艺有较好的兼容性. 但通过将衬底部分区域变软以形成模量差异的策略存在材料固有性能的局限，软区的模量受限于其必须保证能够成形与基本的机械性能，导致软硬区域模量比存在限制，难以继续扩大. 相较而言，在衬底上使部分区域模量增大构筑刚性岛的策略则能突破这一限制, 为实现更大的模量差异提供了可能. Li等人通过浸泡使甲基丙烯酸(MAA)、交联剂和光引发剂渗透进入PDMS衬底中，然后结合掩模版进行紫外曝光, 使曝光区域的MAA交联形成PMAA并与PDMS形成二次互穿网络，在形成刚性岛的同时保证了界面间的相互作用[103]. 通过这种方法可以使刚性岛的模量相较于原始模量提高一个数量级. Park等人通过向丙烯酸酯基弹性体中掺入2-异氰酸乙酯丙烯酸酯(IEA)和二季戊四

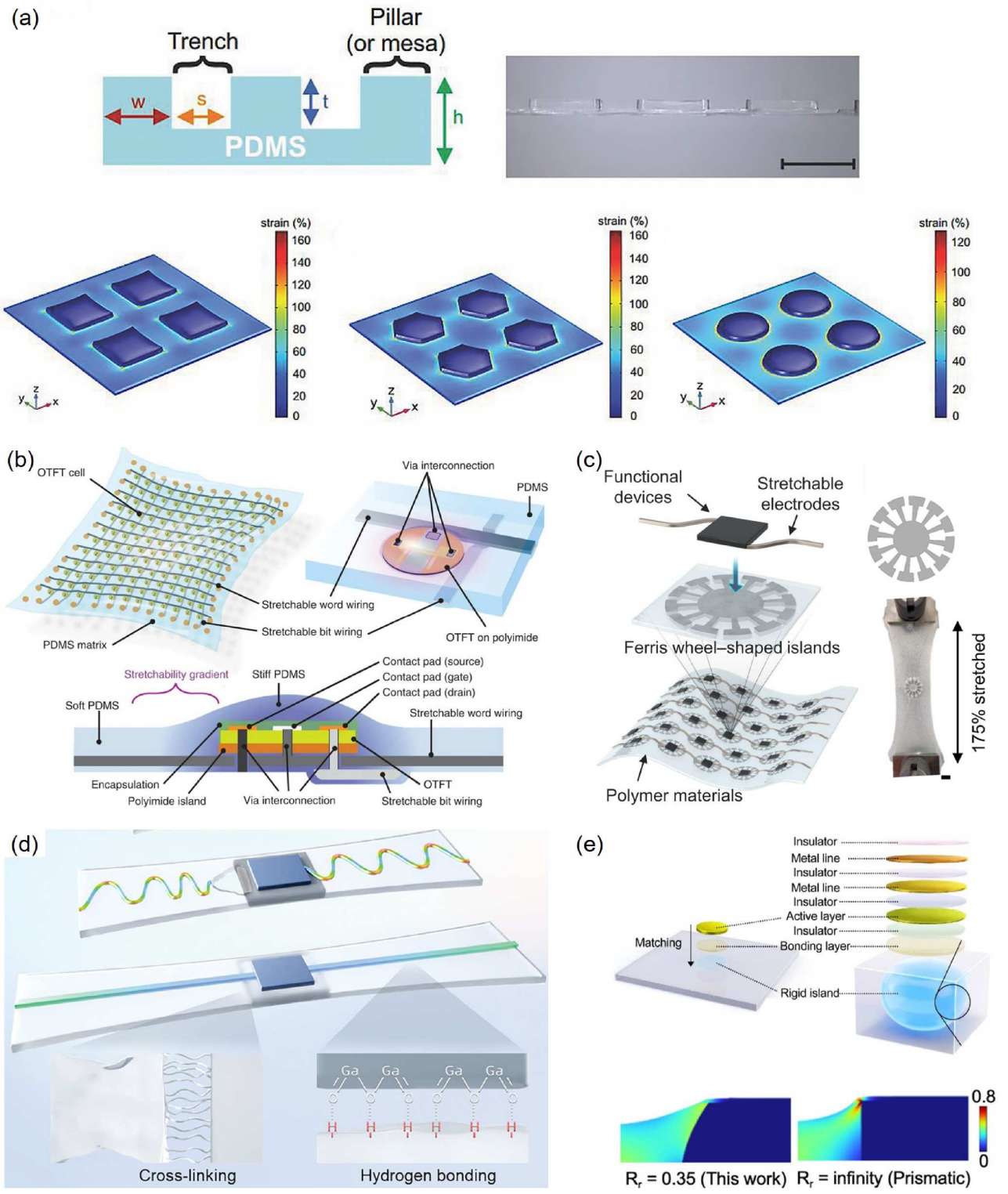


图 6 (网络版彩色)基于应变隔离的可拉伸互连设计. (a) 衬底空间形状结构设计[94]. (b) 异质材料刚性岛结构[43]. (c) 摩天轮形刚性岛结构[95]. (d) 刚性岛与软衬底界面交联[96]. (e) 球形刚性岛缓解界面应力集中[97]

Figure 6 (Color online) Stretchable interconnect design based on strain isolation. (a) Design of the spatial shape structure of the substrate[94]. (b) Rigid island structure of heterogeneous materials[43]. (c) Ferris-wheel-shaped rigid island structure[95]. (d) Cross-linking at the interface between the rigid island and the soft substrate[96]. (e) Spherical rigid island to relieve interface stress concentration[97]

醇戊-/己-丙烯酸(DPHA), 使用紫外光进行区域选择性光交联制备刚性岛, 可实现380倍的模量提升[104]. Liu等人采用丙烯酸丁酯(BA)和丙烯酸异冰片酯(IBOA)作为线性链构建剂、脂肪族聚氨酯二丙烯酸酯(AUD)作为交联剂, 合成IBOA-BA-AUD嵌段共聚物, 通过控制BA和IBOA的比例在弹性衬底中原位制备刚性岛, 模量差异比达到8000; 并利用残余乙烯基在刚性岛与软衬底界面处的再聚合形成强界面作用力, 从而实现高效的应变隔离和在大尺度变形下的坚固耐久性(图6(d))[96].

通过刚性岛策略可以很好地调控衬底上的应变分布, 但为了实现更好的应变隔离效果, 需要尽可能地增大刚性岛和弹性衬底间的模量差异. 然而随着模量差异的增大, 会在刚性岛边缘区域产生严重的应力集中现象, 容易导致器件在边缘应力集中区域被破坏[6]. 目前通常的解决策略都是通过在刚性岛边缘形成梯度分布来缓解应力集中的现象. 例如, Libanori等人通过堆叠多层不同模量的聚氨酯(PU)层构建刚性岛, 由上往下每层的模量不断减小, 形成梯度过渡, 从而降低刚性岛区域的应力集中现象[105]. 另一种思路是改变刚性岛的三维形状, 如Lee等人通过在PDMS未完全固化时引入PU液滴, 从而自发形成球形, 由于刚性岛与衬底间弧形的界面, 可以很好地减弱应力集中现象(图6(e))[97].

3.2 增强界面黏附

除应变隔离外, 增强软-硬界面间的黏附力是提升连接可靠性的另一条重要路线, 主要包含两种设计思路: 一是通过结构设计来增强界面作用力; 二是从材料角度出发设计界面间相互作用.

通过结构设计来增强界面黏附的主要思路都是使用微观或者宏观的互锁结构来实现. Zhu等人提出了一种基于柱状互锁结构的互联策略, 通过高纵横比的微柱结构和胶水黏接, 有效保证了黏附强度和拉伸性能(图7(a))[106]. 由于互连处的柱状结构在拉伸时应变主要集中在微柱根部, 因此互连处还可以保持良好的导电性. Tang等人使用一种多孔聚酰亚胺(PI)和铜膜组成的定制柔性印刷电路作为中间层, 由于其多孔的特性, 在热压作用下热塑性聚氨酯衬底会渗透到空隙和空腔之中, 形成互锁结构[107]. 同时中间层上的引脚可以与电子元件间直接焊接, 从而保证在电子元件与弹性衬底间形成稳定的界面. 由此实现了可拉伸LED显示器的构建, 并可以在220%的应变下正常工作. 此外, 还可以通过设计宏观互锁结构来增强界面互连的稳定性. Lopes等人提出了一种溶剂蒸汽处理方式, 通过暴露在溶剂蒸汽中使嵌段共聚物衬底向凝胶状态转变, 使电子元件陷入衬底中, 形成衬底完全包埋硬质电子元件的结构, 从而增强软-硬部件间连接的稳定性[108].

增强软-硬部件互连稳定性的另一种方式是使用液态金属. 由于液态金属在常温下是液态, 且与多种金属的亲和性强, 同时具备高电导率的特性, 十分适合用于可拉伸电路中的软-硬互连. 例如, Li等人在低温下镓铟合金处于固态时, 通过塑性成形来制备复杂的三维结构电路, 然后将其封装在弹性体内部, 经过加热使镓铟合金恢复流动性, 从而构建了三维结构的可穿戴手指运动检测传感器和多层柔性电路[11]. 由于液态镓铟合金表面极容易被氧化, Ozutemiz等人提出了HCl蒸汽处理方法, 能够很好地改善电子元件与液态金属间接触的界面, 并可以产生组件自对准的效果[111]. 为了更好地提升液态金属与电子元件间的黏附性, Liu等人通过加热共晶镓铟合金纳米颗粒产生液体和结晶固体混合的双相镓铟合金, 同时由于热应力使液体颗粒的氧化物外壳破裂而互相连通[112]. 将处理过的液态金属电极转移到弹性体表面后, 将电子元件放置于对应位置经过简单的按压即可形成良好的接触. 此外, 液态金属互连还可以适用于多种场景. Kim等人提出了一种基于银纳米线和液态金属混合物的室温焊接贴片, 仅需简单地将贴片转移至指定位置, 然后将芯片放置对应位置后按压便可形成良好的接触(图7(b))[109]. 这种方法可以实现多种可拉伸电极与芯片间的稳定接触. Zhuang等人通过在空气中加热液态金属使其氧化, 利用氧化液态金属(oLM)更好的润湿性增强与电子元件电极间的黏附[20]. 通过结合oLM和原始液态金属作为与硬质电子元件的互连, 可以实现在1500%的应变下电路电阻的变化较小. 并且在可拉伸的静电纺丝纤维基底上集成了高密度的电子元件, 实现了具有良好透气性的可拉伸电路. 为进一步提高纤维基可拉伸电路稳定性, Zheng等人在聚合物溶液中混入液态金属颗粒, 然后使用静电纺丝技术制备纳米纤维网, 最后通过印章按压的方式在纤维膜中形成高精度的液态金属电极[113]. 通过按压激活的液态金属呈现半嵌入式结构, 拥有较好的稳定性. 此外, Markvicka等人基于液态金属液体的特性, 构建了抗破坏的可拉伸电路[114]. 在电路受到机械损坏时, 局部压力会使液态金属颗粒破裂重新形成导电通路, 使电路受到损伤后能够继续正常工作. 通过

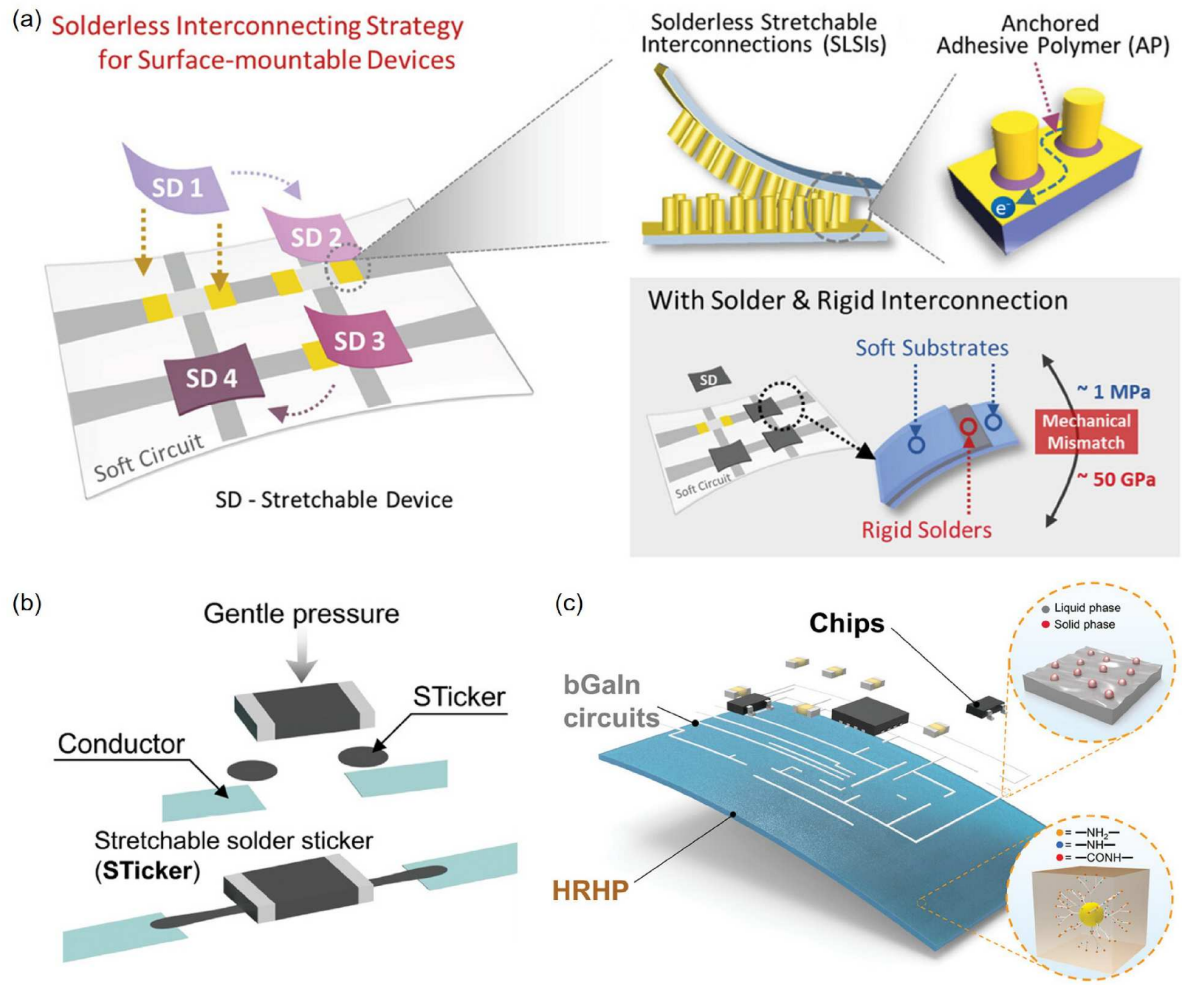


图 7 (网络版彩色)结构设计增强界面连接与液态金属互连. (a) 柱状互锁结构增强界面连接稳定性[106]. (b) 银纳米线和液态金属混合室温焊接贴片[109]. (c) 基于液态金属互连的自愈合可回收可拉伸电路[110]

Figure 7 (Color online) Structure design enhances interfacial adhesion and liquid metal interconnection. (a) Columnar interlocking structure enhances the stability of interfacial connection[106]. (b) Room-temperature welding patch of a mixture of silver nanowires and liquid metal[109]. (c) Self-healing recyclable stretchable circuit based on liquid metal interconnection[110]

结合具有自愈能力的弹性体，还可以实现自修复的可拉伸电路. Yang等人通过模板印刷法在自修复聚合物衬底表面制备液态金属电路，利用衬底的自修复性和液态金属的液体特性，可以在平面的组件上制备电路，然后组装，通过自愈能力形成三维曲面的立体电路(图7(c))[110]，并且可以通过溶剂的简单处理实现电路的回收. 为提高液态金属电路集成密度，Wang设计了一种较为简单的液态金属多层电路制备工艺，通过在衬底上激光切割水溶性薄膜形成图案化掩膜后，喷涂液态金属颗粒，去除掩膜后形成高精度电路图案[115]. 喷涂过程中液态金属颗粒在碰撞时融合形成导电通路，并且氧化物壳的黏附性可以实现良好的保形效果.

增强软-硬界面黏附的一个直接方法就是通过胶黏剂直接黏接来形成稳定的界面黏附. 一种常见的方法是使用已经十分成熟商业化的环氧树脂胶. 例如，Byun等人通过打印环氧树脂胶黏接电子元件，并使用掺银环氧树脂胶构建元件与银导线的稳定连接，制备的柔性电路可以集成到软机器人手中，也可以与人体形成较好的贴附(图8(a))[116]. 然而，胶黏剂对于电路的集成密度存在较大影响. Yoon等人通过精细调控电子元件浸渍环氧树脂的速度，使胶黏剂选择性地沉积在高密度的微器件阵列上[117]，并在环氧树脂中混入镀银铁颗粒，通过磁场中铁磁颗粒自组装成各向异性链，实现各向异性导电，仅在垂直方向上使元件电极与电路

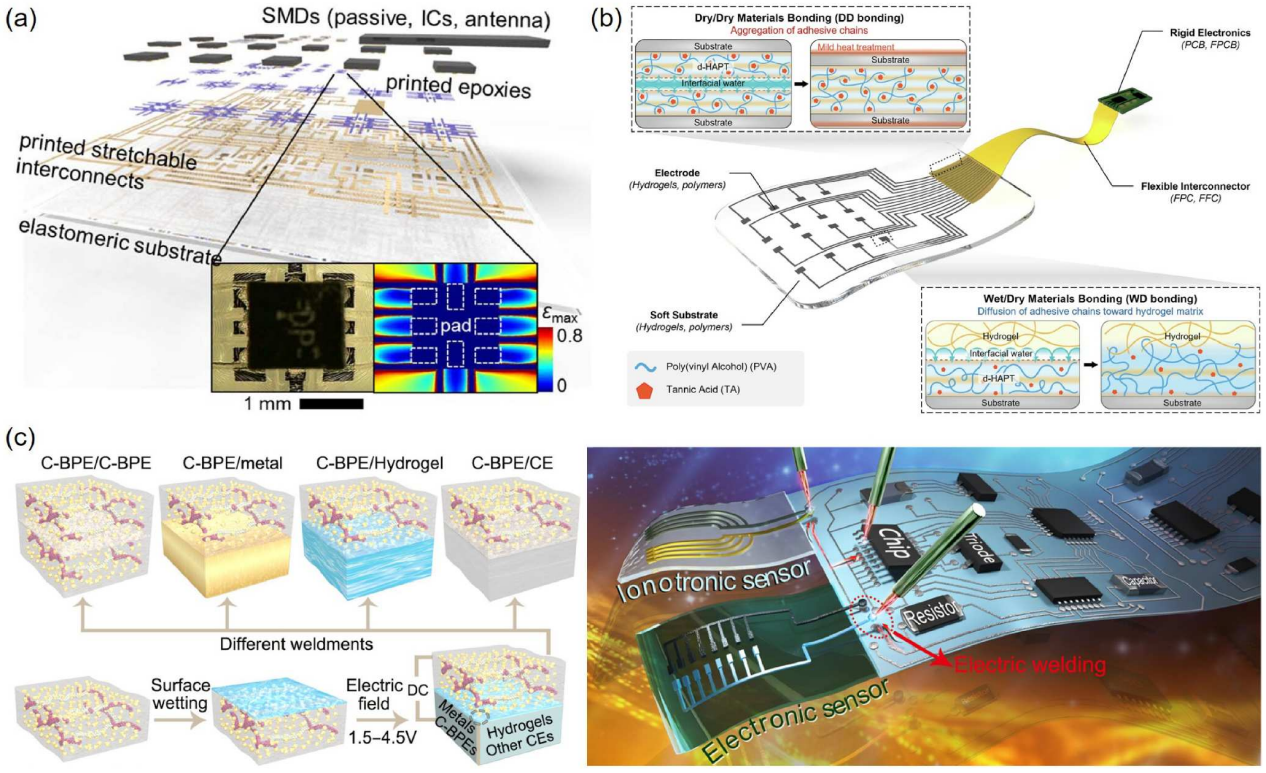


图 8 (网络版彩色)基于界面黏接的可拉伸互连设计. (a) 环氧树脂黏接构建可拉伸电路[116]. (b) 基于聚乙烯醇和单宁酸的胶黏剂[118]. (c) 可电焊接的导电弹性体[119]

Figure 8 (Color online) Stretchable interconnect design based on interfacial adhesion. (a) Construction of stretchable circuits using epoxy resin bonding[116]. (b) Adhesive based on polyvinyl alcohol and tannic acid[118]. (c) Electrically weldable conductive elastomer[119]

导通, 而在水平方向绝缘, 元件电极端子间无电气干扰, 从而实现高密度的micro-LED显示屏. 由于环氧树脂已经发展得十分成熟, 适用面较广, Lee等人采用环氧树脂黏接电子元件, 并结合三维打印可拉伸电极技术, 直接3D打印跨度弹性互连的可拉伸显示器[50].

但是由于环氧树脂缺乏柔韧性, 在某些场景存在局限性, 因此发展适用于可拉伸电路的柔性黏接尤为重要. Jo等人制备了一种由聚乙烯醇和单宁酸多层膜构成的干水凝胶胶黏剂, 通过水分衍生的链缠结和单宁酸中丰富的官能团协同实现与多种材料黏接, 并可在短时间内展现出强黏合力(图8(b))[118]. Lin等人设计了一种由动态硼酸酯聚合物和导电填料组成的导电弹性体(图8(c))[119]. 在水润湿表面和电刺激情况下, 使硼酸盐酯键断裂和邻苯二酚基团暴露在表面, 由于邻苯二酚基团可以通过配位、氢键和静电相互作用与各种表面形成高亲和力, 因此该导电弹性体可以通过电焊与多种材料形成高界面黏合强度. 在此基础上构建了可组装的柔性电子设备. 通过胶黏剂可以实现较好的界面接触效果, 但是也会增加工艺的复杂度. 由此, Jiang等人开发了一种简单的即插即用式的接口组装策略, 使用自黏性SEBS热塑性弹性体作为衬底, 通过控制热蒸镀金时的沉积速度和厚度, 形成金纳米颗粒渗透进入SEBS内部的互锁结构[120], 在实现良好的拉伸性和导电性的同时保持SEBS的黏附性, 因此通过简单的按压就可以实现软区接口的稳定连接. 另一种方法是对硬质元件进行表面处理, 使其表面带上特定的官能团从而与弹性衬底形成强界面黏附. Lee等人通过表面处理, 使硬质元件表面氨基功能化, 可以与基于PU的可拉伸电极与衬底形成较强的界面黏附, 由此实现集成多个硬质电子元件的可拉伸电路[42].

软硬界面连接与互连材料的成熟, 正推动可拉伸电路从单一器件向系统级实际应用转化. 在实际环境中, 设备的动态表现、协同效能与长期可靠性已成为评估其潜力的核心指标. 克服了机械失配的可拉伸电路, 正加速走入临床监护、具身智能及居家康复等应用场景.

在临床医疗领域，可拉伸电路显著优化了诊疗流程. 针对NICU早产儿脆弱的皮肤, Chung等人将无线无电池表皮电子系统应用于新生儿病房. 该系统彻底摆脱了硬质导线束缚，不仅避免了线缆对婴儿皮肤的撕裂风险，更极大地解放了空间，方便父母进行“袋鼠式护理”. 系统级评估表明，其在连续贴附状态下获取的心率、血氧及呼吸数据，精度完全媲美院内黄金标准有线设备[87]. 面向心血管深层监测，Wang等人将共形超声系统推广至日常活动场景. 该系统打破了传统超声依赖大型刚性探头且需专业医生手动压迫的局限，患者在日常行走时即可舒适佩戴，连续无创捕捉中心血压波形. 动态评估表明, 坚固的软硬界面有效抑制了人体运动带来的伪影，为替代侵入式动脉导管及高危患者的早期事件预警提供了全天候的无创部署方案[85].

在具身智能领域，系统级电路为机器人控制提供了新型触觉载体. Hua等人将多功能传感阵列作为仿生皮肤包裹于机械臂，通过系统级隔离设计彻底消除电学串扰，使机器人能在复杂环境中同步感知温度、压力及邻近状态等空间分布[88]. 面向高难度的精细抓握, Liu等人将三维架构电子皮肤直接附在机器人指尖. 在实际交互测试中, 结合深度学习算法, 只需通过简单触摸即可解算物体的局部主曲率和弹性模量，实现了法向力、剪切力等多维力学信号的解耦. 这种高级别的感知协同赋予了机器人触觉，使其在抓取易碎物品(如水果、豆腐)时能实现安全抓取, 避免物品损坏[76].

在居家康复场景下，全集成平台推动了去中心化医疗发展. 针对运动障碍患者，Xu等人开发了全集成智能可拉伸系统用于肢体康复. 该设备高度整合了柔性电极、计算及通信模块，其系统级评估突出了边缘计算的优势——直接在可穿戴端利用卷积神经网络对采集的肌电与动力学数据进行处理，降低了传输延迟，并对动作规范度进行实时反馈，实现了精准的康复指导[88].

4 总结与展望

作为可穿戴系统、软体机器人、医疗健康等诸多领域的关键使能技术，具备多种功能与良好可拉伸性的可拉伸电路近年来已成为研究热点. 其中的核心在于可拉伸导电互连电极的构建及其与器件界面接触的稳定性. 本文围绕高可靠导电互连这一主线，从材料、结构与界面三个层面归纳了近年来可拉伸电路导电互连领域的代表性进展. 在材料层面，通过分子结构设计、材料改性与多元材料组合调控等策略来构建与优化本征可拉伸或复合型可拉伸电极体系，从而为电路提供导电互连导线. 在结构层面, 利用平面与三维几何结构设计, 将拉伸应变转化为结构变形, 从而将高性能但本征不可拉伸的材料实现可拉伸化. 在界面连接层面，针对软-硬部件间的机械失配导致的连接稳定性问题，当前研究主要从保护接触区域免受应变影响和增强界面黏附提升连接稳定性两个角度出发，实现软-硬部件间稳定可靠的电学互连. 这三个方面相辅相成, 共同构成可拉伸电路技术发展的基础.

尽管近年来关于可拉伸导电互连方向的研究工作已取得显著进展，但仍面临多重性能间的权衡、制造工艺的复杂性以及系统集成的长期可靠性等关键挑战. 其在许多方面仍需要进一步发展突破，重点在于可拉伸电极的导电性与可拉伸性的协同提升，发展新型高精度图案化工艺，并开发具备普适性、高鲁棒性与低阻抗的界面连接方法. 在材料层面, 通过多级微纳结构设计、多尺度填料与表界面调控相结合，可能为实现高导电性与高拉伸性的协同优化以及高精度图案化提供新途径. 其次，在结构设计层面，开发与先进制造工艺深度结合的可拉伸构型将有助于复杂功能的实现与规模化制备. 此外, 在系统集成层面, 开发新型软-硬界面连接策略是构建高可靠可拉伸电路的关键. 进一步优化发展应变分布调控方法、开发更具普适性的界面连接增强策略，有望显著提升可拉伸电路的功能复杂度、机械鲁棒性与长期工作稳定性.

目前，可拉伸电路在生物电子、健康监测及人机交互等领域展现出不可替代的应用前景. 随着材料-结构-界面协同设计研究的持续深入，以及制造工艺的不断提升，可拉伸电路技术有望推动新一代电子系统向更智能、更融合的方向发展，最终实现其在医疗健康、具身智能与自适应交互系统中的规模化应用.

参考文献

1 Kim H J, Koo J H, Lee S, et al. Materials design and integration strategies for soft bioelectronics in digital healthcare. Nat Rev Mater, 2025, 10: 654–673

2 Liu Y, Tao J, Mo Y, et al. Ultrasensitive touch sensor for simultaneous tactile and slip sensing. Adv Mater, 2024, 36: 2313857
3 Yoon H, Kim J H, Sadat D, et al. Decoding tissue biomechanics using conformable electronic devices. Nat Rev Mater, 2025, 10: 4–27
4 Zhao S, Zhang Y, Li G, et al. Mussel-inspired highly sensitive, stretchable, and self-healable yarns enabled by dual conductive pathways and encapsulation for wearable electronics. Adv Funct Mater, 2025, 35: 2412461
5 Seo H, Han S I, Song K, et al. Durable and fatigue-resistant soft peripheral neuroprosthetics for *in vivo* bidirectional signaling. Adv Mater, 2021, 33: 2007346
6 Sun B, Li Z, Song Z, et al. Gradient modulus strategy for alleviating stretchable electronic strain concentration. Adv Funct Mater, 2024, 34: 2410676
7 Hua Q, Sun J, Liu H, et al. Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing. Nat Commun, 2018, 9: 244
8 Zhou R, Huang J, Li Z, et al. High precision patternable liquid metal based conductor and adhesive substrate enabled stretchable hybrid systems. Nano Res, 2024, 17: 5595–5603
9 Bao R, Tao J, Zhao J, et al. Integrated intelligent tactile system for a humanoid robot. Sci Bull, 2023, 68: 1027–1037
10 Shao Y, Yan J, Zhi Y, et al. A universal packaging substrate for mechanically stable assembly of stretchable electronics. Nat Commun, 2024, 15: 6106
11 Li G, Zhang M, Liu S, et al. Three-dimensional flexible electronics using solidified liquid metal with regulated plasticity. Nat Electron, 2023, 6: 154–163
12 Jung D, Lim C, Shim H J, et al. Highly conductive and elastic nanomembrane for skin electronics. Science, 2021, 373: 1022–1026
13 Chen S, Fan S, Qi J, et al. Ultrahigh strain-insensitive integrated hybrid electronics using highly stretchable bilayer liquid metal based conductor. Adv Mater, 2023, 35: 2208569
14 Lee G H, Lee Y R, Kim H, et al. Rapid meniscus-guided printing of stable semi-solid-state liquid metal microgranular-particle for soft electronics. Nat Commun, 2022, 13: 2643
15 Zhuang Q, Yao K, Wu M, et al. Wafer-patterned, permeable, and stretchable liquid metal microelectrodes for implantable bioelectronics with chronic biocompatibility. Sci Adv, 2023, 9: eadg8602
16 Shan L, Xue Y, Chen X, et al. Mechanically compliant and impedance matching hydrogel bioelectronics for low-voltage peripheral neuromodulation. Adv Mater, 2026, 38: e11014
17 Wang Y, Wang Z, Zhang Y, et al. A 2.7-μm-thick robust, permeable, and antifreezing hydrogel electrode for long-term ambulatory health monitoring. Sci Adv, 2025, 11: eadt2286
18 Wang Y, Zhu C, Pfattner R, et al. A highly stretchable, transparent, and conductive polymer. Sci Adv, 2017, 3: e1602076
19 Lei Z, Wu P. A highly transparent and ultra-stretchable conductor with stable conductivity during large deformation. Nat Commun, 2019, 10: 3429
20 Zhuang Q, Yao K, Zhang C, et al. Permeable, three-dimensional integrated electronic skins with stretchable hybrid liquid metal solders. Nat Electron, 2024, 7: 598–609
21 Hu M, Yu J, Li W, et al. 3D printed self-healing, degradable on-skin electronics with liquid metal for multi-functional monitoring. Chem Eng J, 2025, 505: 159190
22 Kang J, Son D, Wang G N, et al. Tough and water-insensitive self-healing elastomer for robust electronic skin. Adv Mater, 2018, 30: 1706846
23 Wang J, Yan C, Cai G, et al. Extremely stretchable electroluminescent devices with ionic conductors. Adv Mater, 2016, 28: 4490–4496
24 Chen B, Lu J J, Yang C H, et al. Highly stretchable and transparent ionogels as nonvolatile conductors for dielectric elastomer transducers. ACS Appl Mater Interfaces, 2014, 6: 7840–7845
25 Keplinger C, Sun J Y, Foo C C, et al. Stretchable, transparent, ionic conductors. Science, 2013, 341: 984–987
26 Liu Q, Ou X, Zhou Y, et al. Ionogel-based flexible electronics. Natl Sci Rev, 2026, 13: nwaf541
27 Kim C C, Lee H H, Oh K H, et al. Highly stretchable, transparent ionic touch panel. Science, 2016, 353: 682–687
28 Yang C H, Chen B, Zhou J, et al. Electroluminescence of giant stretchability. Adv Mater, 2016, 28: 4480–4484
29 Wang Z, Wang Y, Yang J, et al. Sub-400 nanometer-thick skin and environment adaptable organohydrogel nanofilm epidermal electrode. Nat Commun, 2025, 16: 10103
30 Liu L, Feng X, Du J, et al. Sweat-activated conductive hydrogel nanomesh for breathable, long-term electrophysiological monitoring and human-centric interfaces. Matter, 2026, 9: 102428
31 Pan L, Yu G, Zhai D, et al. Hierarchical nanostructured conducting polymer hydrogel with high electrochemical activity. Proc Natl Acad Sci USA, 2012, 109: 9287–9292
32 Jiang Y, Zhang Z, Wang Y X, et al. Topological supramolecular network enabled high-conductivity, stretchable organic bioelectronics. Science, 2022, 375: 1411–1417
33 He H, Li H, Pu A, et al. Hybrid assembly of polymeric nanofiber network for robust and electronically conductive hydrogels. Nat Commun, 2023,

14: 759
34 Stoyanov H, Kollosche M, Risse S, et al. Soft conductive elastomer materials for stretchable electronics and voltage controlled artificial muscles. Adv Mater, 2013, 25: 578–583
35 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
36 Li J, Bao R, Tao J, et al. Visually aided tactile enhancement system based on ultrathin highly sensitive crack-based strain sensors. Appl Phys Rev, 2020, 7: 011404
37 Zhou R, Zhang Y, Xu F, et al. Hierarchical synergistic structure for high resolution strain sensor with wide working range. Small, 2023, 19: 2301544
38 Matsuhisa N, Inoue D, Zalar P, et al. Printable elastic conductors by *in situ* formation of silver nanoparticles from silver flakes. Nat Mater, 2017, 16: 834–840
39 Chun K Y, Oh Y, Rho J, et al. Highly conductive, printable and stretchable composite films of carbon nanotubes and silver. Nat Nanotech, 2010, 5: 853–857
40 Wang J, Cai G, Li S, et al. Printable superelastic conductors with extreme stretchability and robust cycling endurance enabled by liquid-metal particles. Adv Mater, 2018, 30: 1706157
41 Jung D, Lim C, Park C, et al. Adaptive self-organization of nanomaterials enables strain-insensitive resistance of stretchable metallic nanocomposites. Adv Mater, 2022, 34: 2200980
42 Lee W, Kim H, Kang I, et al. Universal assembly of liquid metal particles in polymers enables elastic printed circuit board. Science, 2022, 378: 637–641
43 Matsuhisa N, Kaltenbrunner M, Yokota T, et al. Printable elastic conductors with a high conductivity for electronic textile applications. Nat Commun, 2015, 6: 7461
44 Wang T, Liu Q, Liu H, et al. Printable and highly stretchable viscoelastic conductors with kinematically reconstructed conductive pathways. Adv Mater, 2022, 34: 2202418
45 Kim S H, Seo H, Kang J, et al. An ultrastretchable and self-healable nanocomposite conductor enabled by autonomously percolative electrical pathways. ACS Nano, 2019, 13: 6531–6539
46 Suh D, Faseela K P, Kim W, et al. Electron tunneling of hierarchically structured silver nanosatellite particles for highly conductive healable nanocomposites. Nat Commun, 2020, 11: 2252
47 Kwon C, Seong D, Ha J, et al. Self-bondable and stretchable conductive composite fibers with spatially controlled percolated Ag nanoparticle networks: novel integration strategy for wearable electronics. Adv Funct Mater, 2020, 30: 2005447
48 Wang X, Zheng S, Xiong J, et al. Stretch-induced conductivity enhancement in highly conductive and tough hydrogels. Adv Mater, 2024, 36: 2313845
49 Zhu Y, Kim S, Ma X, et al. Ultrathin-shell epitaxial Ag@Au core-shell nanowires for high-performance and chemically-stable electronic, optical, and mechanical devices. Nano Res, 2021, 14: 4294–4303
50 Lee B, Cho H, Moon S, et al. Omnidirectional printing of elastic conductors for three-dimensional stretchable electronics. Nat Electron, 2023, 6: 307–318
51 Gray D S, Tien J, Chen C S. High-conductivity elastomeric electronics. Adv Mater, 2004, 16: 393–397
52 Kim D H, Lu N, Ma R, et al. Epidermal Electronics. Science, 2011, 333: 838–843
53 Zhang Y, Wang S, Li X, et al. Experimental and theoretical studies of serpentine microstructures bonded to prestrained elastomers for stretchable electronics. Adv Funct Mater, 2014, 24: 2028–2037
54 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
55 Zhang Y, Huo Z, Wang X, et al. High precision epidermal radio frequency antenna via nanofiber network for wireless stretchable multifunction electronics. Nat Commun, 2020, 11: 5629
56 Huang S, Liu Y, Guo C F, et al. A highly stretchable and fatigue-free transparent electrode based on an in-plane buckled Au nanotrough network. Adv Elect Mater, 2017, 3: 1600534
57 Morikawa Y, Yamagiwa S, Sawahata H, et al. Flexible devices: ultrastretchable kirigami bioprobes (Adv. Healthcare Mater. 3/2018). Adv Healthcare Mater, 2018, 7: 1870017
58 Nakamura N, Iwase E. Stretch-based kirigami structure with folding lines for stretchable electronics. npj Flex Electron, 2025, 9: 51
59 Pan T, Zhang C, Zhang S, et al. Skin-attachable and stretchable patch antenna with fractal design for remote on-body motion sensing. ACS Appl Mater Interfaces, 2023, 15: 28240–28247
60 Norton J J S, Lee D S, Lee J W, et al. Soft, curved electrode systems capable of integration on the auricle as a persistent brain–computer interface. Proc Natl Acad Sci USA, 2015, 112: 3920–3925

61 Guo C F, Sun T, Liu Q, et al. Highly stretchable and transparent nanomesh electrodes made by grain boundary lithography. Nat Commun, 2014, 5: 3121
62 Wu H, Kong D, Ruan Z, et al. A transparent electrode based on a metal nanotrough network. Nat Nanotech, 2013, 8: 421–425
63 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
64 Shyu T C, Damasceno P F, Dodd P M, et al. A kirigami approach to engineering elasticity in nanocomposites through patterned defects. Nat Mater, 2015, 14: 785–789
65 He Z, Sun B, Lu H, et al. Focus-tunable real-time imaging system based on ultrathin perovskite curved image sensor with hierarchical mesh design. Sci Adv, 2025, 11: eadw7826
66 Zhang Y, Fu H, Su Y, et al. Mechanics of ultra-stretchable self-similar serpentine interconnects. Acta Mater, 2013, 61: 7816–7827
67 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
68 Liu F, Christou A, Dahiya A S, et al. From printed devices to vertically stacked, 3D flexible hybrid systems. Adv Mater, 2025, 37: 2411151
69 Wang R, Qiu T, Zhang Y, et al. Fiber-based miniature strain sensor with fast response and low hysteresis. Adv Funct Mater, 2024, 34: 2403918
70 Yu H, Sun D, Dong W, et al. All-in-one flexible thermoelectric yarns for integrated energy harvesting, adaptive personal thermal management, and self-powered sensing. Adv Funct Mater, 2026, 36: e25233
71 Zhang W, Miao J, Tian M, et al. Hierarchically interlocked helical conductive yarn enables ultra-stretchable electronics and smart fabrics. Chem Eng J, 2023, 462: 142279
72 Drack M, Graz I, Sekitani T, et al. An imperceptible plastic electronic wrap. Adv Mater, 2015, 27: 34–40
73 Qi D, Liu Z, Yu M, et al. Highly stretchable gold nanobelts with sinusoidal structures for recording electrocorticograms. Adv Mater, 2015, 27: 3145–3151
74 Xu S, Yan Z, Jang K I, et al. Assembly of micro/nanomaterials into complex, three-dimensional architectures by compressive buckling. Science, 2015, 347: 154–159
75 Zhao H, Cheng X, Wu C, et al. Mechanically guided hierarchical assembly of 3D mesostructures. Adv Mater, 2022, 34: 2109416
76 Liu Z, Hu X, Bo R, et al. A three-dimensionally architected electronic skin mimicking human mechanosensation. Science, 2024, 384: 987–994
77 Kaltenbrunner M, White M S, Głowacki E D, et al. Ultrathin and lightweight organic solar cells with high flexibility. Nat Commun, 2012, 3: 770
78 Kim D H, Ahn J H, Choi W M, et al. Stretchable and foldable silicon integrated circuits. Science, 2008, 320: 507–511
79 Chen W, Liu L X, Zhang H B, et al. Kirigami-inspired highly stretchable, conductive, and hierarchical $Ti_3C_2T_x$ MXene films for efficient electromagnetic interference shielding and pressure sensing. ACS Nano, 2021, 15: 7668–7681
80 Liu Z, Wang H, Huang P, et al. Highly stable and stretchable conductive films through thermal-radiation-assisted metal encapsulation. Adv Mater, 2019, 31: 1901360
81 Ryu H, Park Y, Luan H, et al. Transparent, compliant 3D mesostructures for precise evaluation of mechanical characteristics of organoids. Adv Mater, 2021, 33: 2100026
82 Yan Z, Liu Y, Xiong J, et al. Hierarchical serpentine-helix combination for 3D stretchable electronics. Adv Mater, 2023, 35: 2210238
83 Lin C, Zhang Y, Lu D, et al. Low-temperature resistant stretchable micro-supercapacitor based on 3D printed octet-truss design. Small, 2023, 19: 2207634
84 Heng W, Solomon S, Gao W. Flexible electronics and devices as human–machine interfaces for medical robotics. Adv Mater, 2022, 34: 2107902
85 Wang C, Li X, Hu H, et al. Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device. Nat Biomed Eng, 2018, 2: 687–695
86 Hu H, Zhu X, Wang C, et al. Stretchable ultrasonic transducer arrays for three-dimensional imaging on complex surfaces. Sci Adv, 2018, 4: eaar3979
87 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: eaau0780
88 Xu H, Zheng W, Zhang Y, et al. A fully integrated, standalone stretchable device platform with in-sensor adaptive machine learning for rehabilitation. Nat Commun, 2023, 14: 7769
89 Guo D, Pan T, Li F, et al. Scalable fabrication of large-scale, 3D, and stretchable circuits. Adv Mater, 2024, 36: 2402221
90 Yu X, Xie Z, Yu Y, et al. Skin-integrated wireless haptic interfaces for virtual and augmented reality. Nature, 2019, 575: 473–479
91 Cho H, Lee B, Jang D, et al. Recent progress in strain-engineered elastic platforms for stretchable thin-film devices. Mater Horiz, 2022, 9: 2053–2075
92 Lee J, Wu J, Shi M, et al. Stretchable GaAs photovoltaics with designs that enable high areal coverage. Adv Mater, 2011, 23: 986–991
93 Lee J, Wu J, Ryu J H, et al. Stretchable semiconductor technologies with high areal coverages and strain-limiting behavior: demonstration in high-efficiency dual-junction GaInP/GaAs photovoltaics. Small, 2012, 8: 1851–1856

94 Cantarella G, Costanza V, Ferrero A, et al. Design of engineered elastomeric substrate for stretchable active devices and sensors. Adv Funct Mater, 2018, 28: 1705132
95 Yang J C, Lee S, Ma B S, et al. Geometrically engineered rigid island array for stretchable electronics capable of withstanding various deformation modes. Sci Adv, 2022, 8: eabn3863
96 Liu X, Wang Q, Zhou S, et al. Stiffness and interface engineered soft electronics with large-scale robust deformability. Adv Mater, 2024, 36: 2407886
97 Lee D H, Yea J, Ha J, et al. Rugged island-bridge inorganic electronics mounted on locally strain-isolated substrates. ACS Nano, 2024, 18: 13061–13072
98 Liu Y, Liu Z, Zhu B, et al. Stretchable motion memory devices based on mechanical hybrid materials. Adv Mater, 2017, 29: 1701780
99 Rodeheaver N, Herbert R, Kim Y, et al. Strain-isolating materials and interfacial physics for soft wearable bioelectronics and wireless, motion artifact-controlled health monitoring. Adv Funct Mater, 2021, 31: 2104070
100 Kang S H, Jo J W, Lee J M, et al. Full integration of highly stretchable inorganic transistors and circuits within molecular-tailored elastic substrates on a large scale. Nat Commun, 2024, 15: 2814
101 Kim Y, Kim J, Kim C Y, et al. A modulus-engineered multi-layer polymer film with mechanical robustness for the application to highly deformable substrate platform in stretchable electronics. Chem Eng J, 2022, 431: 134074
102 Gandla S, Gupta H, Pininti A R, et al. Highly elastic polymer substrates with tunable mechanical properties for stretchable electronic applications. RSC Adv, 2016, 6: 107793–107799
103 Li E, Rao Z, Wang X, et al. Direct fabrication of stretchable electronics on a programmable stiffness substrate with 100% strain isolation. IEEE Electron Device Lett, 2021, 42: 1484–1487
104 Park H, Kim M, Park H, et al. Synthesis of a photo-crosslinkable elastomer for stretchable electronics and its use in strain-insensitive pressure sensors. Adv Funct Mater, 2024, 34: 2312034
105 Libanori R, Erb R M, Reiser A, et al. Stretchable heterogeneous composites with extreme mechanical gradients. Nat Commun, 2012, 3: 1265
106 Zhu M, Ji S, Luo Y, et al. A mechanically interlocking strategy based on conductive microbridges for stretchable electronics. Adv Mater, 2022, 34: 2101339
107 Tang L, Wang H, Ren J, et al. Highly robust soft-rigid connections via mechanical interlocking for assembling ultra-stretchable displays. npj Flex Electron, 2024, 8: 50
108 Lopes P A, Santos B C, de Almeida A T, et al. Reversible polymer-gel transition for ultra-stretchable chip-integrated circuits through self-soldering and self-coating and self-healing. Nat Commun, 2021, 12: 4666
109 Kim M, Park J J, Cho C, et al. Liquid metal based stretchable room temperature soldering sticker patch for stretchable electronics integration. Adv Funct Mater, 2023, 33: 2303286
110 Yang L, Wang Z, Wang H, et al. Self-healing, reconfigurable, thermal-switching, transformative electronics for health monitoring. Adv Mater, 2023, 35: 2207742
111 Ozutemiz K B, Wissman J, Ozdoganlar O B, et al. EGaIn–metal interfacing for liquid metal circuitry and microelectronics integration. Adv Mater Inter, 2018, 5: 1701596
112 Liu S, Shah D S, Kramer-Bottiglio R. Highly stretchable multilayer electronic circuits using biphasic gallium-indium. Nat Mater, 2021, 20: 851–858
113 Zheng S, Wang X, Li W, et al. Pressure-stamped stretchable electronics using a nanofibre membrane containing semi-embedded liquid metal particles. Nat Electron, 2024, 7: 576–585
114 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
115 Wang B, Prasad S, Hellman O, et al. Liquid metal-based high-density interconnect technology for stretchable printed circuits. Adv Funct Mater, 2024, 34: 2309707
116 Byun J, Lee Y, Yoon J, et al. Electronic skins for soft, compact, reversible assembly of wirelessly activated fully soft robots. Sci Robot, 2018, 3: eaas9020
117 Yoon H, Jeong S, Lee B, et al. A site-selective integration strategy for microdevices on conformable substrates. Nat Electron, 2024, 7: 383–395
118 Jo Y, Lee Y, Heo J H, et al. Universal hydrogel adhesives with robust chain entanglement for bridging soft electronic materials. npj Flex Electron, 2024, 8: 39
119 Lin H, Zheng D, Wu X, et al. Electrically weldable conductive elastomers. Sci Adv, 2024, 10: eadp0730
120 Jiang Y, Ji S, Sun J, et al. A universal interface for plug-and-play assembly of stretchable devices. Nature, 2023, 614: 456–462

Summary for “可拉伸电路中导电互连材料、结构与软-硬界面连接研究进展”

Progress in conductive interconnect materials, structures, and soft-hard interface connections for stretchable circuits

Mingqi Lu[1], Long Yuan[2,3], Xiaopei Yu[2,3], Runhui Zhou[2,3*], Rongrong Bao[2,3*] & Caofeng Pan[2,3*]

[1] *School of Civil Engineering, Beijing Jiaotong University, Beijing 100044, China*
[2] *Institute of Atomic Manufacturing, Beihang University, Beijing 100191, China*
[3] *International Research Institute for Multidisciplinary Science, Beihang University, Beijing 100191, China*
* Corresponding authors, E-mail: runhuizhou@buaa.edu.cn; baorongrong@buaa.edu.cn; pancaofeng@buaa.edu.cn

With the rapid development of wearable health monitoring, soft robotics, and bioelectronics, traditional rigid circuits or flexible printed circuit boards with only limited bending capabilities have difficulty meeting the application requirements for deformability. Stretchable circuits, owing to their soft and extensible capabilities, can adapt to biological tissues or dynamic curved surfaces, thereby improving wearability and enabling novel applications.

In stretchable circuits, stretchable conductive interconnects are the key component that links functional units—such as sensors, processors, power sources, and actuators—ensuring signal integrity and operational stability. The electrical and mechanical performance of stretchable interconnections critically determines the complexity, energy efficiency, and robustness of the entire circuit. Therefore, the core requirement is to maintain a low and stable interface contact impedance under repeated dynamic deformations such as stretching and bending to ensure the long-term reliability of the device. However, achieving high conductivity, large stretchability, and excellent cycling stability poses significant challenges in terms of materials, structural design, and interfacial integration.

This review systematically summarizes recent progress in stretchable conductive interconnects for stretchable circuits, focusing on three key aspects: materials, structures, and interfacial connections. At the material level, many intrinsically stretchable conductors have been developed, such as utilizing the high conductivity and fluidity of liquid metals, regulating the microstructure and conduction mechanism of conductive polymers, or constructing conductive filler elastomer composites and regulating their conductive percolation networks. And many strategies, such as molecular structure design, material modification, and multi-material combination regulation, have been developed to construct and optimize intrinsically stretchable or composite stretchable electrode material systems. At the structural level, through the design of planar and three-dimensional geometric structures, tensile strain is converted into structural deformation, enabling high-performance but intrinsically rigid materials to become stretchable. The core mechanism is converting in–plane strain into out–of–plane buckling or spatial reconfiguration. Meanwhile, structural strategies benefit from the excellent electrical properties and mature processing techniques of conventional rigid functional materials, offering considerable significant advantages in commercial applications. Regarding interfacial connections, the mechanical mismatch between soft and rigid components often leads to reliability issues. Current research mainly addresses this through two routes: protecting contact regions from strain and enhancing interfacial adhesion to ensure stable electrical interconnection.

In summary, stretchable conductive interconnects still face challenges related to performance trade–offs, fabrication complexity, and long–term reliability. Future efforts should focus on synergistic micro/nano structural and interfacial engineering to enhance performance, develop high–precision scalable patterning processes, and create robust, low–resistance interconnection methods with broad applicability. Overall, stretchable circuits have shown irreplaceable application prospects in fields such as bioelectronics, health monitoring, and human-machine interaction. Advances in this field are expected to drive the development of smarter, more integrated electronic systems, ultimately enabling their widespread application in healthcare, embodied intelligence, and adaptive interactive systems.

stretchable circuit, stretchable conductive interconnection, stretchable structure, stretchable electrode, soft-hard interface

doi: 10.1360/CSB-2026-0566