

面向物联网的新型柔性传感器

吴靖^{1,2}, 李晟^{1,2}, 张景^{1,2}, 辛明^{1,2}, 陶若文^{1,2}, 周舟^{1,2}, 潘力佳^{1,2}, 施毅^{1,2}

(1. 南京大学电子科学与工程学院, 江苏 南京 210093;
2. 人工微结构科学与技术协同创新中心, 江苏 南京 210093)

摘要: 新型柔性传感技术融合了电子信息、材料化学、生物科学和微纳加工等, 为物联网提供智能的传感终端, 将广泛应用于健康监护、智能家居、智能制造等领域。通过对新材料的开发和新机理的研究应用, 柔性传感器在灵敏度、响应范围、响应时间、线性度、回滞、稳定性等基础指标上已取得长足进步, 并从单一传感器拓宽到系统级研发与优化。针对近年来的热点研究问题, 从多模集成传感器、仿生电子传感器、无线信号传输与供能、智能信息处理 4 个方面介绍新型柔性传感器的发展现状。

关键词: 柔性传感器; 物联网; 多模传感; 智能感知

中图分类号: TN05

文献标志码: A

doi: 10.11959/j.issn.2096-3750.2023.00294

New flexible sensor for the internet of things

WU Jing^{1,2}, LI Sheng^{1,2}, ZHANG Jing^{1,2}, XIN Ming^{1,2}, TAO Ruowen^{1,2},
ZHOU Zhou^{1,2}, PAN Lijia^{1,2}, SHI Yi^{1,2}

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

Abstract: The new flexible sensing technology integrates electronic information, material chemistry, biomedical engineering and nano-processing, to provide intelligent sensing terminals for the internet of things, which will be widely used in health monitoring, smart home, smart manufacturing and other fields. For the development of new materials and research on novel mechanisms, flexible sensors have gained much progress in basic parameters, such as sensitivity, response range, response time, linearity, hysteresis, and stability. The flexible sensing technology is not only limited to materials and devices, but also expands from a single device to system-level integrations. Aimed at the hot research issues in recent years, the development of new flexible sensors was introduced from four aspects: multimode integrated sensors, bionic electronic sensors, wireless signal transmission and energy supply, and intelligent information processing.

Key words: flexible sensor, internet of things, multimode sensing, intelligent perception

0 引言

传感器作为数据信息获取的功能器件, 将待检测的非电学量转化为电学量, 可以分为传统的非柔性传感器和新型的柔性传感器。非柔性传感器发展时间较长, 种类繁多, 其中以硅基为衬底的传感器

最为普遍。非柔性传感器在检测复杂运动表面的信号时存在明显的缺点, 刚性的基底难以与目标表面紧密贴合, 无法随运动产生相应形变, 阻碍了待测信号的收集。为了解决以上问题, 新型柔性传感器应运而生。相比之下, 柔性传感器具有良好的柔韧性、延展性, 可自由弯曲和折叠, 可根据测量条件

收稿日期: 2022-04-19; 修回日期: 2022-08-29

通信作者: 潘力佳, ljpan@nju.edu.cn; 施毅, yshi@nju.edu.cn

基金项目: 国家重点研发计划(No.2021YFA1401103); 国家自然科学基金资助项目(No.61825403, No.61921005, No.61674078)

Foundation Items: The National Key Research and Development Program of China (No.2021YFA1401103), The National Natural Science Foundation of China (No.61825403, No.61921005, No.61674078)

的要求任意形变,极大地提高了复杂信号的测量准确性。因此,新型柔性传感器在电子皮肤、可穿戴医疗设备、假肢、人机交互界面等诸多应用领域得到了创新发展^[1-4]。

物联网 (IoT) 信息时代,新型柔性传感器可以收集海量的信息与数据,既是物联网的感知终端,也是万物互联的工业基础^[5-7]。新型柔性传感器在物联网、云计算等技术的支撑下,将朝着更高水平的舒适性、便捷性、互联性和智能化方向快速发展。例如,在医疗领域^[8],物联网逐渐把诊疗的重心从医院转移到个人,实现个性化医疗保健。基于柔性传感器与物联网的智慧医疗将诊断、医学设备和医生患者联系起来,为医疗中心和医院提供实时数据分析,丰富了疾病的检测、预防和治疗方式,降低了医疗成本,改善了患者体验。

智能家居^[9]、智慧城市^[10]、工业 4.0 概念的出现对新型柔性传感器的性能提出了更高的要求,例如,多模信号传输、仿生、生物相容、自供电等。多模块传感技术可以同时多项指标进行检测,有助于在不同信号之间建立互联,量化各信号值之间的联系与干扰。仿生设计可以赋予机器人触觉、视觉等,增强其外部感知的能力。而传统能源电池体积大、质量重、寿命短、能量有限,无法满足植入电子等特殊场景下的需求,因此,新的能源收集和存储技术对于器件的自供电和可持续应用尤为重要。得益于材料科学的快速发展,可穿戴电子设备和装备这些先进技术的系统日益增多。目前,基于压电^[11-13]、摩擦电^[14]、热电^[15-17]和光伏^[18-20]的能量采集器和自供电的传感器、执行器与可穿戴电子设备良好兼容,被广泛采用。柔性传感器的研究不局限于感知性能的开发,而是在感知的基础上增加智能分析与反馈,逐渐向着“感-存-算”一体的系统级设计发展。柔性传感器与人工智能相结合的智能系统可以对数据进行集中分析,训练过的模型可以对后续输入的新信号进行分类,并做出更准确的判断。

柔性传感器经过多年的发展,在性能方面得到极大的提升。已有多篇与柔性传感器有关的文献^[21-25]根据器件结构、材料特性、制造方法和医疗监测应用等分类方式,总结了近年来柔性传感器所取得的成果。本文主要介绍柔性传感器在物联网方面的应用,结合近年来新型柔性传感器的发展趋势,从多模集成传感器、仿生电子传感器、无线信号传输与供能和智能信息处理 4 个发展方向对该领域进行综

述。即在 IoT 时代,柔性传感器在多功能、自我可持续、智能的可穿戴系统方面的创新。

1 多模集成传感器

长久以来,柔性传感器只能检测单一信号。基于单一的信号采集难以得到可靠的分析结果。例如,传统的可穿戴传感器可以单独监测汗液的 pH 值、葡萄糖浓度等信息,但这些物理量容易受温度的干扰,影响检测结果的准确性。相比之下,生物皮肤在感受温度、压力的同时,也能察觉湿度和应变等变化,从而能够更全面地获取外部环境信息,准确地感知外部环境,并做出相应反馈^[26]。因此,有必要在单个器件上集成多个传感模块。

多模集成传感器能同时检测多项指标,不仅可以在不同信号之间建立互联关系,而且有助于量化各信号之间的影响和干扰。近年来,多模集成传感器已经逐步实现在同一器件或单元上集成压力、应变、温度、湿度、代谢产物、离子、气体、磁场和光学等多个模块。然而,多模集成导致传感器面临信号串扰与信息解耦的困难^[27-28]。因此,减少信号串扰程度、校正信息输出和正确解耦信号成为多模集成传感器的重要研究热点。

一般,多模集成传感器通过堆叠多层敏感材料分别检测和传输不同信号,可以有效避免信号的耦合。多模集成传感器如图 1 所示。Jung 等^[1]在金字塔微结构的聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 薄膜上喷涂多壁碳纳米管溶液,并在 PDMS 薄膜上覆盖一层纸质薄膜,如图 1(a)所示。纸质薄膜下方电镀电极与 PDMS 薄膜形成压力传感器,纸质薄膜上方印刷热电材料形成温度传感器。压力和温度传感分别根据接触面积改变电阻的原理和热电偶的原理将信号分离传输,避免了数据的串扰。Wang 等^[2]利用静电纺丝的方式制备蚕丝蛋白薄膜,蚕丝蛋白薄膜在高温下碳化形成碳纤维结构,如图 1(b)所示。当温度上升时,碳纤维薄膜中的载流子浓度和隧穿概率上升,形成电阻式温度传感器。另外,碳纤维薄膜预拉伸过后,可以形成碎片状分布。相邻的碳纤维相互接触导通,受按压部位的碳纤维因为接触点分离而出现电阻变化,实现压力传感。压力与温度传感原理不同,相互独立,干扰较小。Zhao 等^[3]利用铂 (Pt) 的温度敏感特性和多孔 PDMS 在按压下热导率变化的特性,设计了一种压力-温度双峰式触觉传感

器，如图 1(c)所示。柔性聚酰亚胺 (PI) 基底上沉积了两个热敏 Pt 金属电极，一个在中心，另一个环中心一圈。聚酰亚胺基板上附着一层多孔 PDMS 薄膜。中心的热敏 Pt 在恒定电压下产生焦耳热，并且通过多孔的 PDMS 向周围传递热量。多孔 PDMS 材料的热导性与外部压力引起的弹性形变相关。环形的热敏 Pt 电极负责接收传递来的热量并改变自身电阻值。器件受到按压会改变 PDMS 热导率，从而使环形热敏 Pt 带感受到的温度上升。压力刺激和热刺激分别转化为两个 Pt 电极的温度变化。器件同时对温度和压力敏感，通过对数据的解耦可以分别得到温度和压力的大小。

多模信号的同时检测在医疗方面也有广泛的应用，多项指标的实时监测可以有效增加疾病早期预测准确率^[29]。例如，汗液中的葡萄糖浓度，钙、钾离子浓度和 pH 值等数据指标能反映患者的健康状况，但浓度和 pH 值又受体温影响。

Nakata 等^[29]将温度传感和 pH 传感集成，制备了柔性且具有温度校正功能的人体汗液 pH 检测传感器，如图 1(d)所示。pH 值由离子敏感场效应晶体管获取。不同 pH 溶液中，氢离子的浓度不同。Al₂O₃ 层作为氢离子敏感膜，与氢离子的相互作用改变了 InGaZnO 晶体管的顶栅偏压，导致阈值电压或源漏

电流随 pH 变化。温度传感由聚 3, 4-乙烯二氧噻吩/聚苯乙烯磺酸盐聚合物 (PEDOT: PSS) 和碳纳米管混合材料实现，温度的变化可以引起晶体管电位转移。温度的检测可以定量分析温度对 pH 值的影响，从而实现了在大温度范围内对 pH 值的精确监测。但此工作仍有不足的地方，如无法区分尿素或乳酸等物质，它们也会对汗液 pH 值产生影响。

制作工艺和材料性质的限制，使得在单一传感单元中集成 3 个以上的传感器，并且兼具较高的机械灵活性^[30]、优越的信号选择性^[31]和良好的佩戴舒适度^[32]仍然具有一定的挑战性。

Wiorek 等^[33]提出了一种用于汗液葡萄糖分析的柔性表皮贴片。该贴片将葡萄糖传感、pH 传感和温度传感集成于一体。在人体试验中，汗液通过微流道进入反应区，器件通过 pH 值和温度对汗液葡萄糖含量的局部动态波动信号进行校正，如图 1(e)和图 1(f)所示。Zhao 等^[34]提出了一种基于热感的多功能电子皮肤，如图 1(g)所示。它能感知温度、压力刺激，并辨别物质类型和感应风，从而模拟皮肤微妙的感觉系统。当加热后的 Pt 元件接触到某一物质时，由于导热传热，热元件的温度关联于该物质的导热系数，从而判断物质类别。风感是由受热的 Pt 元件检测风的对流引起的温度变化来实现的。压

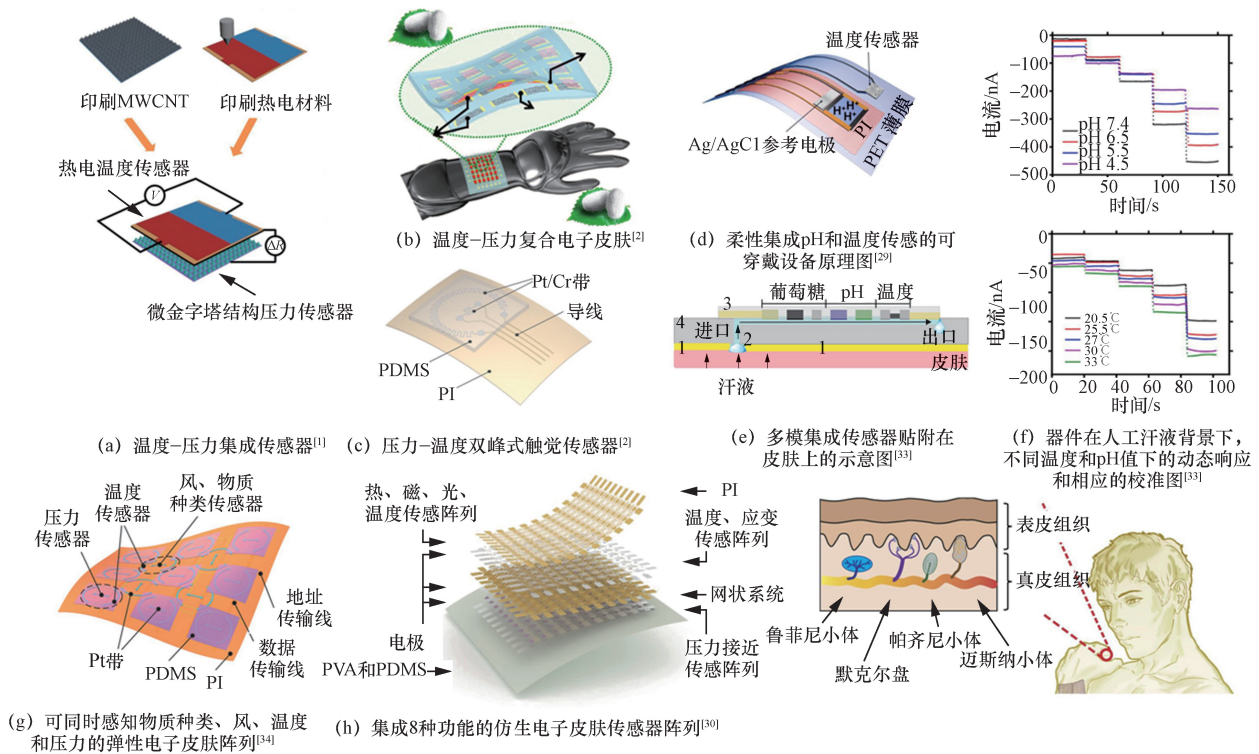


图 1 多模集成传感器

力传感是通过在加热的 Pt 元件上覆盖多孔弹性体来实现的，弹性体膜的导热系数与外部压力刺激引起的弹性形变有关。Hua 等^[30]模拟多感觉电子皮肤，在同一阵列上集成温度、应变、湿度、压力、紫外和磁场多刺激传感，如图 1(h)所示。传感器间以蜿蜒、可拉伸扩展结构的铂带互联。这种模拟皮肤的传感阵列，具有多刺激感应同时进行、感应范围大面积可调、潜在高密度 3D 集成等特点，能够实时感知多刺激感应的幅度和位置。

未来，多模集成传感器将向着器件结构简单化、单元小型化、制备规模化的方向提升。

2 仿生电子传感器

生物感官经过长时间的进化，能高效地感知和调节信号，在灵敏度、分辨率和信号处理上有着突出的表现。研究和模拟生物感官的特异性结构^[35]，将其用于仿生电子设备，可以提升现有电子传感设备的感知能力。另外，仿生电子设备更加贴近生物体的特征，有望实现高质量的人机交互。目前，以自然作为创新灵感，模拟生物触觉、视觉、嗅觉和味觉的器件的开发取得了大量的进展。这些技术进步推动新型电子系统的发展，或创造出具有优良感知能力的类人机器人^[36]。

一方面，仿生传感器要具备柔韧性、可拉伸性、自修复性、生物相容性、生物可降解性等特点。近年来，基于微纳加工和分子设计等方法制备出的仿生材料为传感器的研制提供了一定的基础。另一方面，仿生的功能和特点由单一器件逐步拓宽到整个系统层面。仿生传感器在功能上应该具备等同于或超越生物的传感性能。研究模拟各种生物感受器的微纳结构或机理正成为近年来传感器设计和性能提升的主要思路之一。

2.1 仿生触觉

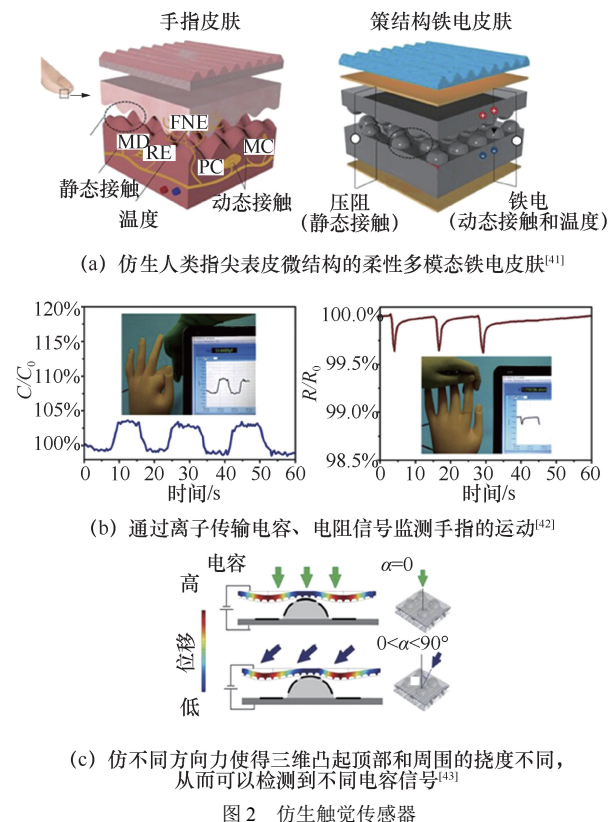
具有多种感知能力的柔性触觉传感器是当前最受关注的仿生电子设备^[37-40]之一。触觉是由不同类型的感受信号综合产生的。皮肤可以同时感知压力、应变、温度等信号，因此仿生构建一个完整的触觉系统需要集成多个传感器^[36]。

仿生触觉传感器如图 2 所示，通过仿生人体指尖复杂的感知结构，Park 等^[41]展示了基于半球微结构的铁电皮肤，如图 2(a)所示。聚偏氟乙烯 (PVDF) 和还原氧化石墨烯混合组成铁电聚合物，其压电和热释电特性，可用于模拟人体皮肤，检测动态触摸

和温度变化。模拟皮肤表皮真皮中的褶皱结构而设计的连续半球的微结构，克服了铁电无法检测持续静压的固有缺陷，增强了对静态和动态压力、温度和振动等多种时空触觉刺激的检测和识别。

受生物系统启发，Lei 等^[42]利用超分子聚合电解质水凝胶制备了一种仿生皮肤，如图 2(b)所示。生物系统中的信息传递依赖于离子的传输，例如，离子跨细胞膜来传输和处理信息。微孔结构的聚电解质水凝胶中含有离子，可以通过离子的运动产生电信号。当聚电解质水凝胶采用夹层结构时，它能够基于平行板的电容变化感知机械形变，并同时区分温度、电阻信号变化。这类类似于皮肤使用不同的刺激受体感知复杂的环境变化。并且该水凝胶与人体皮肤相似，具有较好的拉伸弹性和自愈特性。

通过仿生皮肤棘层的微结构，Boutry 等^[43]报告了一种能够实时测量和鉴别法向力和切向力的仿生软电子皮肤，如图 2(c)所示。棘层位于表皮和真皮之间界面，是类似小山一样凹凸的组织结构，可以在靠近受体的皱纹尖端产生局部的高应力集中，因而能够增强压力与感知能力。通过模仿棘层的生物结构，电子皮肤在受到切向力时，三维形状的棘层凸起在切向受力一侧的电容值增加。多个像素点的数据经算法处理，可以模拟出受力方向和大小。



2.2 仿生视觉

眼睛被认为是动物最重要的感觉器官，人类大脑感知的环境信息有 80%以上是由眼睛获取的。人工视觉系统由光感受器、存储视觉信息的记忆单元和处理单元组成。利用电子设备重构视觉感知可能对视觉修复手术和类人机器人产生深远影响^[44]。

眼球是一种非凡的成像设备，这种半球型的探测结构出现在众多生物体上。但是，现有的微纳加工技术都是建立在平面结构上的，因此很难仿生这种半球形的曲面探测结构。仿生视觉传感器如图 3 所示。Ko 等^[45]仿生眼球结构，如图 3(a)所示，尝试在曲面上实现光电感知系统。此技术不仅可以用于半球形照相机设计，而且还可以用于生物系统的保形集成。Gu 等^[46]展示了一个半球形仿生电化学眼，如图 3(b)所示。器件通过气相沉积的方法，在视网膜处集成了高密度的钙钛矿纳米线阵列。离子液体电解质作为纳米线的正面接触点，液体金属线作为纳米线光传感器的背面接触点，模拟视网膜后面的人类神经纤维，完成信号的传输。

目前的视觉系统可以连续地实时检测图像，但与人类视觉系统相比，会产生大量的冗余数据，并且能耗极高。而生物的视觉系统，视网膜负责感受光，视神经在将信号传输到大脑前，可以对接受的光信号进行初步处理^[47]，从而简化数据。

Deng 等^[48]展示一种基于有机分子晶体的新型光突触器件，如图 3(c)所示，光敏度可达 $1\ 650\ \text{AW}^{-1}$ 。该器件通过光子诱导电荷转移效应，实现光感知与

突触功能。在光照下，光诱导的电荷从有机分子晶体转移到氧诱导的深势阱中，存储光生载流子使得突触功能得以实现。该器件成功地模拟了人类视觉感知的工作原理，包括视觉神经的短期可塑性、长期增强性和依赖于峰值时间的可塑性。该器件整体制备在柔性的聚酰亚胺 (PI) 薄膜上，可以实现一定限度的拉伸应变，有望集成到柔性电子当中。Zhou 等^[49]设计并构建了一种能直接响应光学刺激的氧化钼光电阻随机存取器，如图 3(d)所示。该装置利用突触可塑性的特性，对视觉图像进行初步处理，如图像信号的降噪和增强对比度。

仿生视觉传感器未来在眼球式摄像和类人机器人方面有着巨大的应用潜力，但将这类仿生视觉传感器应用于人眼视觉恢复还有很长的道路要探索。

2.3 仿生嗅觉

嗅觉作为人体重要的感觉，可以帮助人体直观地感受环境的气息。近几十年来，人们对气味感知机理的研究带动了许多技术产业的发展。例如，电子鼻已经应用于食品质量检测^[50]、环境监测^[51]、危险化学品排查、气味标准化^[52]等众多领域。将生物的嗅觉的受体细胞与微纳传感器结合，可实现仿生电子鼻^[53]。但器件中的受体细胞难以长时间维持活性，目前仍有许多问题亟待解决。

仿生嗅觉传感器如图 4 所示。Guo 等^[54]展示一个提供气味指纹和智能气味识别的系统，如图 4(a)所示。深度比色嗅觉条形码中的卤色染料根据气体的类型和浓度交叉反应，形成气味指纹。利用深度

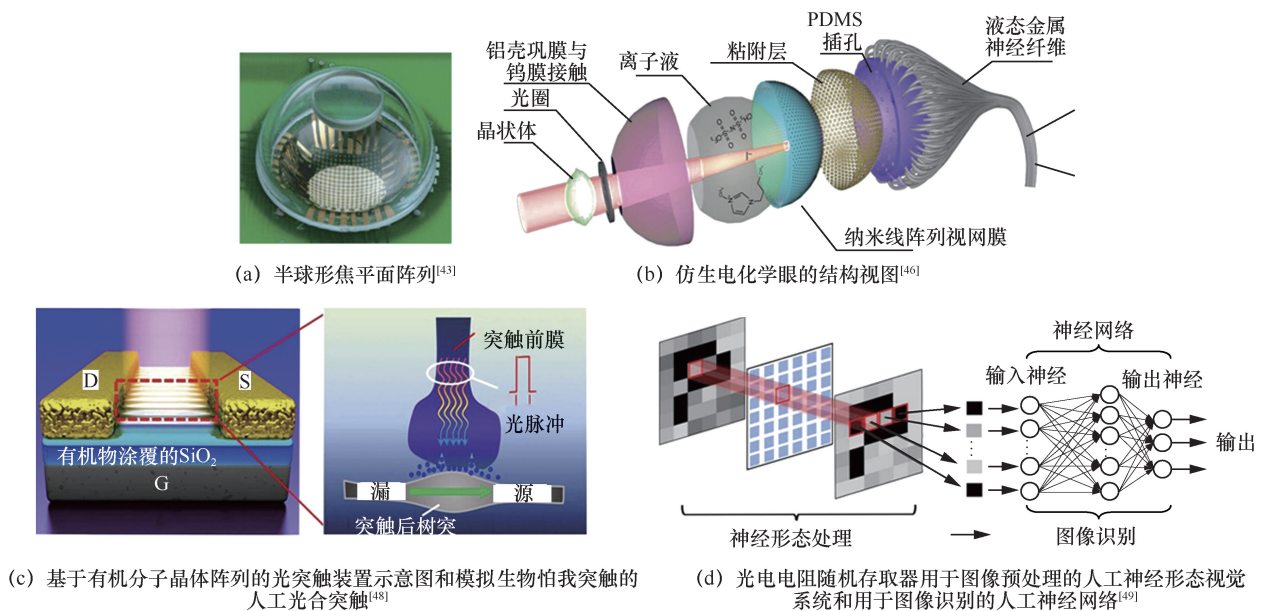
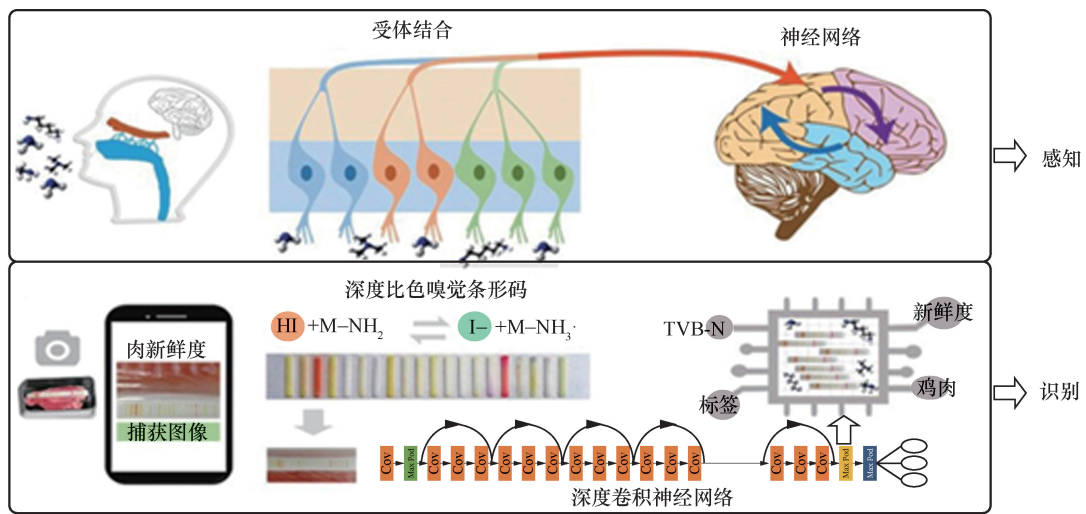


图 3 仿真视觉传感器

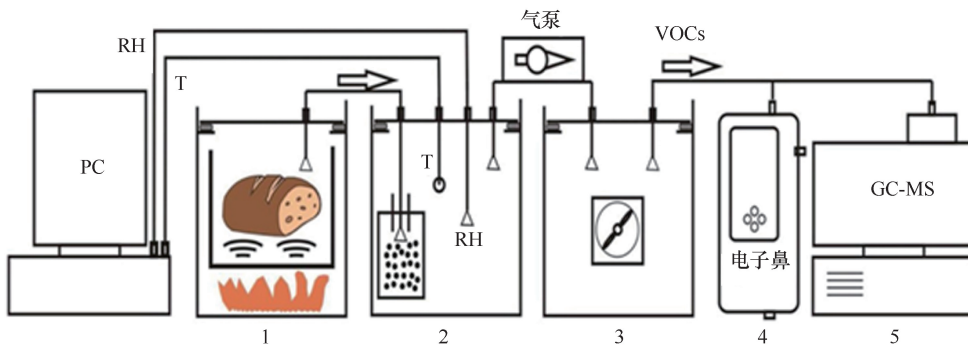
卷积神经网络 (DCNN, deep convolutional neural network) 对比深度比色嗅觉条形码组合进行分析, 系统能够根据深度比色嗅觉条形码的不同组合, 自动判断不同肉类的新鲜度。Gancarz 等^[55]采用金属-氧化物-半导体 (MOS) 传感器检测和测量面团发酵和面包烘焙过程中排放的挥发性有机化合物, 并采用气相色谱-质谱联用 (GC-MS) 对香气化合物进行识别, 如图 4(b)所示。传感器测定了面团发酵阶段的挥发性化合物, 从而可精确识别工艺的类型和阶段。在狗的鼻子中, 鼻甲是最重要的嗅觉感知结构。鼻甲的主要功能是增加狗的内鼻的表面积。Zhu

等^[56]受鼻甲结构的启发, 利用激光制备石墨烯研制了一种仿生电子鼻, 如图 4(c)、图 4(d)、图 4(e)所示。与传统石墨烯制备方法相比, 激光制备石墨烯具有多孔、比表面积更大的优点, 有利于提高仿生电子鼻的感知性能。仿生电子鼻不仅可以选择性地区分 H_2 、 NH_3 、 CO 、 NO_2 , 而且在低浓度气体下有较好的敏感度。

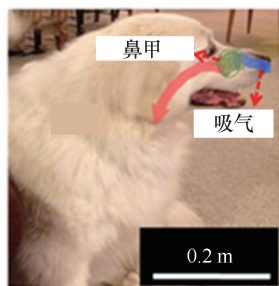
目前的仿生电子鼻在灵敏度、特异性和反应速度上仍落后于生物嗅觉和味觉系统, 主要难点在于特异性受体的识别, 气味的表征、编码和传输机理尚不完全明确^[57]。同时, 这类传感器的稳定性和可重复性仍然受到限制。



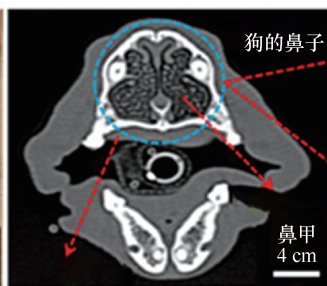
(a) 人类嗅觉系统的信号传输路径和基于比色条形码组合学的仿生嗅觉系统^[54]



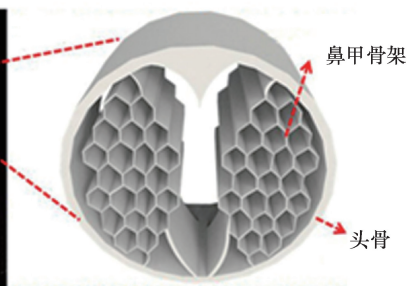
(b) 面包生产过程中挥发性有机化合物排放监测系统^[55]



(c) 狗鼻甲呼吸结构^[56]



(d) 狗鼻甲CT扫描图^[56]



(e) 仿生电子鼻示意图^[56]

图 4 仿生嗅觉传感器

3 无线信号传输与供电

随着柔性传感技术的蓬勃发展，传感器应用场景愈发广泛。传统的有线供电、信号传输不能满足便携、可穿戴、智能家居等方面的传感需求。许多应用场合需要能够独立获取能量、可持续运行的电子系统。将无线传输模块、无线供电模块与新型柔性传感器合理结合成为目前新型传感器在功能提升上亟须解决的问题。近场通信（NFC, near field communication）、蓝牙、Wi-Fi 等技术的引入使得传感器可以即时与可移动终端通信，实时传输和显示检测的数据。近年来，太阳能、热电、压电、摩擦电等自供电模块正逐步应用于多种传感器中，减少了传感器对不可移动电源的依赖，提高了传感器在不同情境下的应用价值。如何在传感器工艺、原理、性能上与供电和信号传输模块相结合是目前新型传感系统研究的热点之一。

3.1 无线传输

最近，无线技术的发展推动了无线网络的建设。柔性传感器与无线传输技术相结合，避免了复杂的线路连接，解决了引线干扰的问题。为柔性可穿戴设备提供了极大的便捷^[58]。无线传输的传感设备如图 5 所示，Park 等^[59]展示了一款用于无线监测佩戴者泪液中葡萄糖水平的柔性智能隐形眼镜，如图 5(a)所示。无线功率传输电路由透明弹性感应天线、整流电路和显示像素组成。通过感应天线，系统可以接收外部发送的射频信号能量。整流电路将交流电转化为直流电，并为传感器和发光二极管（LED）像素点供电。当泪液中的葡萄糖浓度超过阈值，传感器电阻降低，施加在并联电路上的偏置 LED 和传感器发生变化，通过开启或关闭 LED 像素，无线提供泪液中葡萄糖水平的信息。

Wi-Fi 技术是使用最广泛的通信手段，它将数据接入宽带，保证了数据的传输速度与覆盖范围。Deng 等^[60]提出了利用 Wi-Fi 检测手势动作的设计，利用基于 PVDF/ZnO 的自供电压电传感器实现了用于实时手势监测的无线脉冲信号传输，以远程控制机器人手，如图 5(b)所示。当关节运动时，传感器收集模拟信号，并通过模-数转换器（ADC, analog to digital converter）模块转换成数字信号。数字信号由 Wi-Fi 传输至微控制单元（MCU, microcontroller unit），单片机做出判断，并向执行模块发送命令，执行模块控制机械手复制手指所做的完全相同的

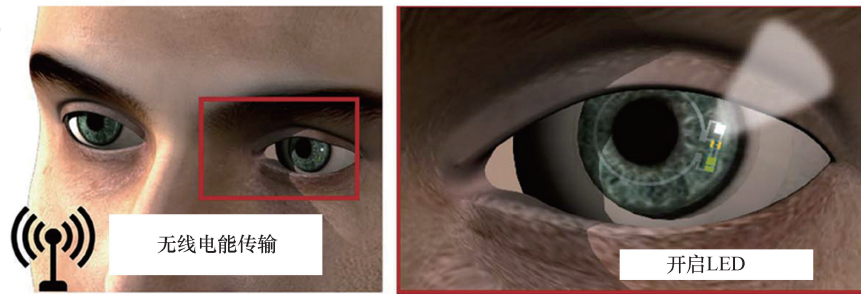
动作，并识别手势。

蓝牙是类似于 Wi-Fi 的信息传输技术，专门用于短程数据传输，主要缺点是接收器和发射器之间的距离有限。Chu 等^[61]提出了在医用绷带上使用无线蓝牙技术传输数据的设计，传感器与蓝牙音频传输模块串联集成，可将变化的电流或电阻转换为无线电磁波信号。每一次心脏搏动都会改变电阻，电阻变化被读取为音频信号，放大后通过蓝牙模块平稳传输，生成心率曲线。中国科学院课题组^[62]结合蓝牙技术和摩擦电技术发明了自供电的超灵敏脉搏压力传感器，如图 5(c)所示。器件检测获得的脉冲波形信号与传统脉冲传感器信号的二阶导数一致，可与蓝牙芯片结合，将脉搏信息传递至智能手机、PC 上，从而提供准确、无线、实时的心血管系统脉冲信号监测。Tian 等^[63]研究了一种高效、安全的无线身体传感器网络，如图 5(d)所示。该网络由超材料的纺织品构成，可以通过导电织物的表面等离子体模式，支持在无线电频率下的通信。使用该超材料的传感器网络比不使用超材料纤维的传统辐射网络提高了 3 个数量级的传输效率。并且无线通信的有效信号限制在身体 10 cm 附近，防止了信息被窃取，提高了信息的安全性。

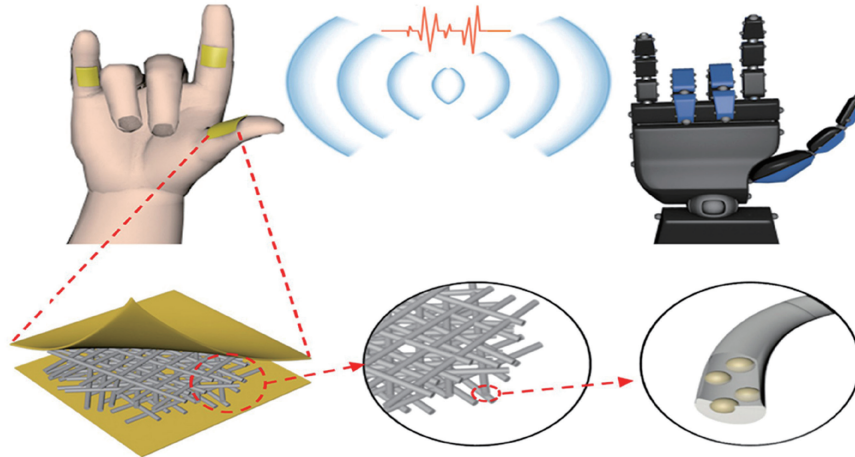
3.2 能量收集与存储

自主能量收集存储装置与传感器集成，使得器件能够独立、可持续运行，压电^[64]、摩擦电^[65]、热电^[66]、光伏转换^[67]等方式的能量收集方式正逐步运用于自供电传感系统。压电发电原理是某些晶体在特定方向受到拉伸或按压能使晶体垂直于应力的表面产生相反的电荷。摩擦电发电是将极其小的机械能转化为摩擦点的电势差。热电发电指基于热电材料的塞贝克效应发电。光伏转换指把太阳辐射能直接转换成电能的过程。

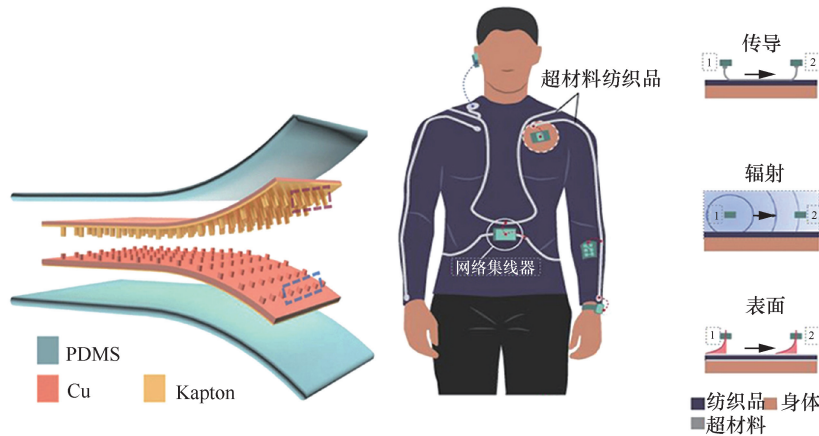
热能梯度无处不在，人体和周围环境的温度梯度可以被热电设备利用，为可穿戴设备和物联网设备提供一定的电量。目前，热电领域面临的关键挑战是热流的自然流动方向要与热阻和热电材料的方向匹配。但随着器件尺寸的减小，保持设备终端之间的大温差和实现与周围环境的低热阻抗接口变得越来越困难。传统的薄膜热电材料厚度方向非常薄、热阻极小，在实际应用中难以实现热阻匹配。例如，将其单层贴合在皮肤上，上下表面温度很快趋于一致，难以形成较大温差。而厚膜材料可以实现热阻匹配，但器件本身会较为笨重。自供电传感



(a) 隐形眼镜检测泪液中的葡萄糖水平并通过无线传输信息^[59]



(b) 基于PVDF/ZnO纳米纤维结构的自供电电压传感器^[60]



(c) 脉搏压力传感器^[62]

(d) 通过衣服上的无线电表面等离子体相互连接的传感器网络^[63]

图 5 无线传输的传感设备

系统如图 6 所示，Nan 等^[68]将掺杂的单晶硅薄膜加热拉伸成三维卷曲的弹簧结构并集成到柔顺、可拉伸的柔性材料内，如图 6(a)所示。这种设计方案，在三维上将冷端和热端分离，卷曲方向与热能传输方向一致，可以有效地实现热阻匹配，并且增大了材料体表面积，可以使收集的热流量倍增，从而提高电能的转化效率。

太阳能作为最清洁、最丰富的可再生能源，已被许多自供电可穿戴系统广泛采用。Liu 等^[69]将太阳能

电池和摩擦电纳米发电机（TEG）集成起来，以实现太阳能或雨滴发电，如图 6(b)所示。Si/PEDOT:PSS 异质结允许太阳能发电；PEDOT:PSS/PDMS 是一种以雨滴为动力的 TENG。该设计结合太阳能电池的高电流输出和 TENG 的高电压输出的优势，成功地将太阳能和水滴能量互补转化为电能。

机械能在环境中无处不在，被认为是持续穿戴和植入电子设备的另一种有前途的能源。Lai 等^[70]设计了一种新型的以“单”线为基础的摩擦电纳米

发电机，如图 6(c)所示。该能量收集器由多绞不锈钢线作为导电电极，超软硅橡胶作为摩擦电材料。涂有硅橡胶的不锈钢线可以在与皮肤摩擦接触时收集能量。将涂有硅橡胶的不锈钢线缝制成蛇形嵌在弹性织物上，在运动时可以收集人体能量。通过与微控制器系统集成，研究演示了一种无线可穿戴键盘，该方法将 12 个摩擦电线缝在衬衫前臂部分，每个缝制的摩擦电线代表电话键盘中的一个键。摩擦电螺线管与微控制器系统连接，电路上有无线发射器。另一个带有无线接收器的单元被设计接收来自可穿戴键盘的无线传输信号。

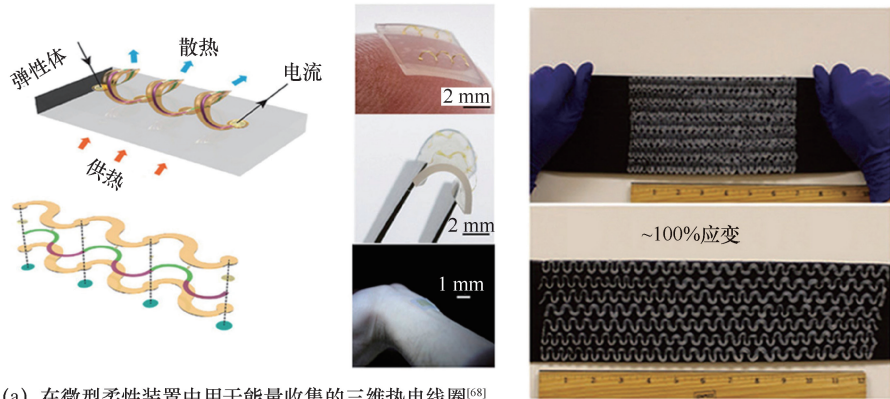
3.3 植入式柔性电子

对于可植入的柔性电子设备，电池受目标应用场景的限制。植入式柔性电子设备期望可以从心脏

运动、呼吸运动和血流中直接获取生物能量，避免在体内外连接导线。但目前，该设想输出功率密度低，植入部位高度受限^[71-72]。

利用肌肉运动收集能量是常见的能量收集手段。Hwang 等^[73]提出了一种高性能柔性压电能量采集器，如图 6(d)所示。该设备采用铟改性结晶在柔性衬底上形成 $PbTiO_3$ 薄膜，可以将微小的肌肉机械运动转化成电能。轻微的弯曲可以产生高达 0.57 mA 的瞬时电流，以满足脑深部刺激的需求。在实验条件下，该器件成功收集运动能量并产生脑深部刺激，有效驱动了小鼠前臂运动。

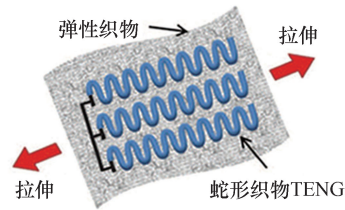
血液流动、动脉扩张的机械能可用于能量收集。Boutry 等^[74]提出了一种无线和无电池监测动脉血流的器件设计方法，如图 6(e)所示。该器件由电容传感



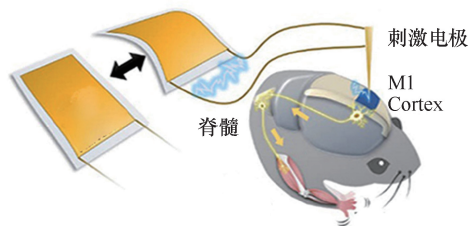
(a) 在微型柔性装置中用于能量收集的三维热电线圈^[68]



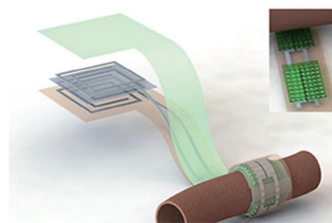
(b) 结合硅太阳能电池和摩擦电纳米发电机的能量收集装置^[69]



(c) 基于单线的摩擦电纳米发电机^[70]



(d) 采用柔性铟改性晶体能量装置的实时自供电深部脑刺激^[73]



(e) 用于无线数据传输的双层线圈结构和包裹在动脉周围的袖状脉冲传感器^[74]

图 6 自供电传感系统

和射频传输双层组成，整体非常轻薄，可以缠绕在各种动脉上。当血液流经动脉时，血管的扩张收缩改变了器件的电容值。通过射频信号传输电容的变化量，可以解析得到动脉脉搏信息。整个过程只需要动脉的扩张运动提供能量，不需要外界电池供电。

4 智能信息处理

基于传感器采集的信息给予智能分析、反馈，实现“传感-计算”融合是传感系统的另一大研究方向^[75]。通过构建闭环控制系统，新型传感器网络将超越单纯的传感功能，变得有“思想”，拥有感知与反馈能力。一方面，传感器需要与其他信息器件之间数据实时同步传输、云端存储等，或者基于相关人工智能算法实现对检测环境状态的预测和判断。这需要传感器内的计算模块即时处理收集到的信号，提高信息处理和逻辑判断的能力，满足后续数据应用的需求。另一方面，内置执行器需要与传感器结合，实现“主动传感”，具备“思维”能力，即能根据采集的信号和相关分析结果做出智能反馈^[76-77]。例如，可穿戴健康监测可以根据对人体生理指标的采集和分析，与正常健康数据相比，给出健康状态判断，并能够自动给药，实现智慧医疗。

在生物中，神经元通过动作电位相互作用。大量的电生理实验表明，相同的刺激可以引起突触强度的变化^[78-79]。智能信息处理系统如图7所示，Kim等^[80]通过模拟传入神经，将压力传感器、环形震荡器和突触晶体管联系起来，如图7(a)所示。环形振

荡器可以将压力传感器检测到的稳定电压信号转换为对应频率的电脉冲信号（0~100 Hz）。突触晶体管对电脉冲的幅值、频率和持续时间敏感，产生相应的突触后电流。突触晶体管可以结合来自多个环形振荡器的信号，产生由多个频率分量组成的突触后电流。这与传统的电路相比更简单地集成了信号，简化了信号处理。当多个压力传感器并联输入时，最高压力对环形振荡器的输出起主导作用。这体现高级动物传入神经的分支结构对信号筛选过滤的作用。将该系统与生物运动神经连接起来，混合的生物电子反射弧可以将感受到的压力反馈为肌肉运动。例如，在受到极大压力时产生应激缩手反射，保护机器人。

手指作为人体最灵活的部位之一，可以执行非常复杂的行为动作^[81]。指尖关节的各种运动排列组合在一起，可以传递出不同的信息^[82]。Dejace等^[83]成功在PDMS柔性衬底上制备大面积的镓基液态金属薄膜，如图7(b)所示。通过镓薄膜设计的可穿戴式应变传感器被安装在人手上，并与手的虚拟现实模型耦合。传感器安装在掌指关节和近端指间关节上，通过无线模块连接腕带进行数据传输。每个关节弯曲的角度数据由无线模块捕捉传输并在经过算法整合，在虚拟现实重现手部的动作。此设备对动作的识别，将来可用于运动员的动作监测，及时做反馈意见。

人工智能技术不仅可以辅助可穿戴传感器检测更加复杂多样的传感器信号，还可以自动提取代表数据集内部关系的关键特征，从而提高智能传感

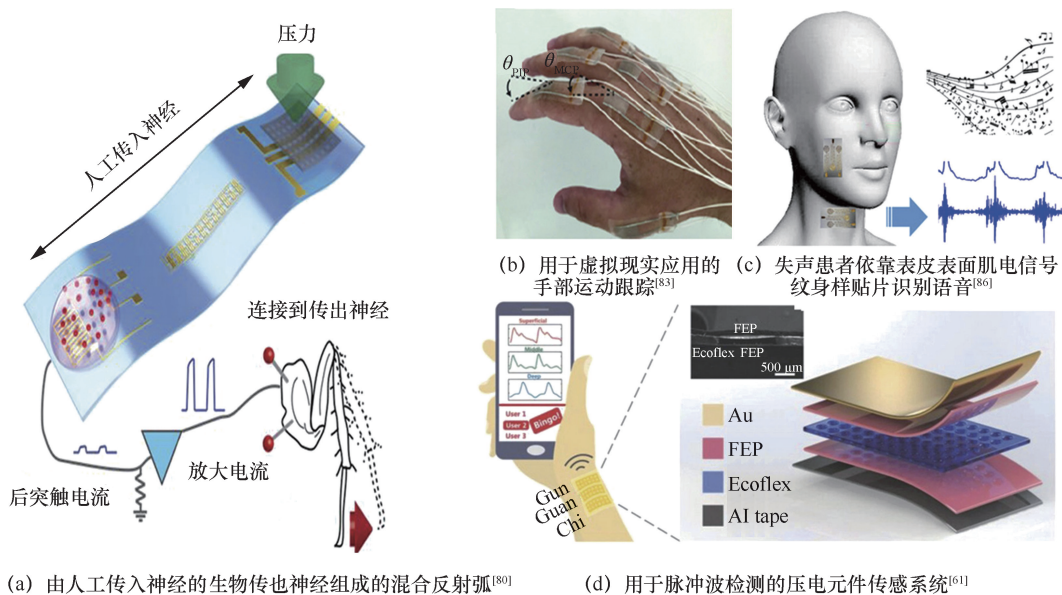


图7 智能信息处理系统

系统的准确率。

传感器将收集到的物理信息转化为电信号。然而我们无法通过复杂的电信号直观地了解数据内部所蕴含的信息，因此需要传感器内的计算模块即时处理收集到的信号，通过算法等手段将电信号识别成具体行为^[84-85]。例如，Liu 等^[86]提出了一种表皮电贴片，它可以粘合在颌部和面部两侧，测量失声患者的表面肌电图，如图 7(c)所示。颌骨产生的表面肌电图包含了大量的语音信息，传感单元收集到的肌电信号通过算法处理，还原成失声患者所表达的词汇。首先，器件对表面肌电信号进行预处理、特征提取和构建数据集。然后将数据集划分为训练集和测试集，其中训练集用于分析模型，测试集用于评价识别性能。根据评价结果，应用特征和预处理方法对模型进行重新优化。器件和智能处理结合，可以将复杂的信号识别为测试者的特定声音和指令词汇。

物联网应用场景趋于智能化，传感器系统不仅限于提取信息，更要求可以对信号做出判断。智能传感器系统内的计算模块可以提取信号的关键特征值，并根据数据比对做出自主判断。Chu 等^[61]提出了一个三明治结构的压电脉搏传感器用于主动采集人体桡动脉的微弱振动。医学上，心率变化曲线可以用于判断患者的健康状况。Chu 等^[61]将压电脉搏信号与人工智能算法结合，构建了一个基于机器学习分析的主动脉搏传感系统。该系统模拟号脉手法，收集脉搏的振动信息，如图 7(d)所示。时序的脉搏波形信号被划分为若干周期，每个周期随机取样 100 个点，将 50 个周期的取样点作为一组数据。然后，用动态时间规整 (DTW, dynamic time warping) 算法分析了两种脉冲波之间的相似性。对于每对脉冲波，计算一个 DTW 距离来反映相似性，而不相似性随着 DTW 距离的增加而增加。根据数据分析，系统可以反馈出检测结果，检测真实的阳性率可达 77%，并能诊断出心率异常。

5 结束语

新型传感器的研究热点以传感器单元为基石，从新材料、新原理、新工艺、新构架等方面入手提升传感器性能，以系统级优化和应用为目标，不断探讨传感器技术与无线传输、能量供给、边缘计算、人工智能、大数据技术等方面的融合，以实现传感

器在工业控制、智慧城市、智慧家居、智慧医疗、可穿戴设备等领域的突破和应用。

在传感器的系统级应用方面，无线传输、多功能集成、自供电技术、智能反馈等技术逐步与传感器融合。近场通信、蓝牙技术融入物理化学传感平台，可以实现与智能设备的无线传输，实现了即时方便可视化监测。在传感器技术与其他学科的融合发展方面还有更大的发展空间，更加功能完备、智能的传感器应用仍亟待开发和研究。

展望未来，在物联网^[87]、车联网、智能家居、智慧城市、智慧医疗、人工智能等领域发展得如火如荼的时代，信息器件尤其是传感器作为现代检测和自动化技术的重要基础，日益深入到人们生产和生活的诸多方面，挑战和发展机遇并存。传统的传感器由于其精度和可靠性低、功能单一、信息孤立等缺点在多个领域的应用受到限制，正逐步被新型的传感器取代。新材料、新技术、新工艺的不断涌现也为研发提供了动力和保证。

传感器与我们的生产生活息息相关，密不可分，在未来的发展过程中，新型传感器应向着高精度、高可靠性、系统化、集成化、微型化、智能化和多功能化的方向发展。传感器的发展应与计算机、互联网、人工智能领域的发展结合，以生产生活的需求为出发点，在车辆、医疗、环境监测、工业生产、航空航天等方面填补传感器研究的空白领域，在成熟领域逐步创新技术、更新换代，实现新型信息器件的改革与进步。

参考文献：

- [1] JUNG M, KIM K, KIM B, et al. Paper-based bimodal sensor for electronic skin applications[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(32): 26974-26982.
- [2] WANG C Y, XIA K L, ZHANG M C, et al. An all-silk-derived dual-mode E-skin for simultaneous temperature-pressure detection[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017, 9(45): 39484-39492.
- [3] ZHAO S, ZHU R. Flexible bimodal sensor for simultaneous and independent perceiving of pressure and temperature stimuli[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2017, 2(11): 1700183.
- [4] LIMAN M L R, ISLAM M T, HOSSAIN M M. Mapping the progress in flexible electrodes for wearable electronic textiles: materials, durability, and applications[J]. *Advanced Electronic Materials*, 2022, 8(1).
- [5] KRISHNAMURTHI R, KUMAR A, GOPINATHAN D, et al. An overview of IoT sensor data processing, fusion, and analysis techniques[J]. *Sensors*, 2020, 20(21).
- [6] MCEVOY M A, CORRELL N. Materials science. materials that couple sensing, actuation, computation, and communication[J].

- Science, 2015, 347(6228): 1261689.
- [7] ZHU C S, LEUNG V C M, SHU L, et al. Green internet of things for smart world[J]. IEEE Access, 2015(3): 2151-2162.
- [8] ALSHEHRI F, MUHAMMAD G. A comprehensive survey of the internet of things(IoT) and AI-based smart healthcare[J]. IEEE Access, 2021(9): 3660-3678.
- [9] RISTESKA B L, TRIVODALIEV K V. A review of internet of things for smart home: challenges and solutions[J]. Journal of Cleaner Production, 2017(140): 1454-1464.
- [10] WANG A H, WANG P S, MIAO X Q, et al. A review on non-terrestrial wireless technologies for smart city internet of things[J]. International Journal of Distributed Sensor Networks, 2020, 16(6): 155014772093682.
- [11] KIM K B, JANG W, CHO J Y, et al. Transparent and flexible piezoelectric sensor for detecting human movement with a boron nitride nanosheet (BNNS)[J]. Nano Energy, 2018(54): 91-98.
- [12] JUNG W S, LEE M J, KANG M Y, et al. Powerful curved piezoelectric generator for wearable applications[J]. Nano Energy, 2015(13): 174-181.
- [13] 姚宽明, 姚靖仪, 海照, 等. 用于触觉感知的自供能可拉伸压电橡胶皮肤电子器件[J]. 物理学报, 2020, 69(17): 178701.
YAO K M, YAO J Y, HAI Z, et al. Stretchable self-powered epidermal electronics from piezoelectric rubber for tactile sensing[J]. Acta Physica Sinica, 2020, 69(17): 178701.
- [14] ZHANG D Z, WANG D Y, XU Z Y, et al. Diversiform sensors and sensing systems driven by triboelectric and piezoelectric nanogenerators[J]. Coordination Chemistry Reviews, 2021(427): 213597.
- [15] KIM S L, CHOI K, TAZEBAY A, et al. Flexible power fabrics made of carbon nanotubes for harvesting thermoelectricity[J]. ACS Nano, 2014, 8(3): 2377-2386.
- [16] LV H C, LIANG L R, ZHANG Y C, et al. A flexible spring-shaped architecture with optimized thermal design for wearable thermoelectric energy harvesting[J]. Nano Energy, 2021(88): 106260.
- [17] 柳冈, 王铁. 基于热电材料的新型传感器研究进展[J]. 化学学报, 2017, 75(11): 1029-1035.
LIU G, WANG T. Research progress in thermoelectric materials for sensor application[J]. Acta Chimica Sinica, 2017, 75(11): 1029-1035.
- [18] PARK S, HEO S W, LEE W, et al. Self-powered ultra-flexible electronics via nano-grating-patterned organic photovoltaics[J]. Nature, 2018, 561(7724): 516-521.
- [19] THOSTENSON J O, LI Z, KIM C H J, et al. Integrated flexible conversion circuit between a flexible photovoltaic and supercapacitors for powering wearable sensors[J]. Journal of the Electrochemical Society, 2018, 165(8): B3122-B3129.
- [20] LIU X L, ZHAO Y, WANG W J, et al. Photovoltaic self-powered gas sensing: areview[J]. IEEE Sensors Journal, 2021, 21(5): 5628-5644.
- [21] KHAN Y, OSTFELD A E, LOCHNER C M, et al. Monitoring of vital signs with flexible and wearable medical devices[J]. Advanced Materials (Deerfield Beach, Fla), 2016, 28(22): 4373-4395.
- [22] WANG L R, XU T L, ZHANG X J. Multi functional conductive hydrogel-based flexible wearable sensors[J]. TrAC Trends in Analytical Chemistry, 2021(134): 116130.
- [23] HAN S T, PENG H Y, SUN Q J, et al. An overview of the development of flexible sensors[J]. Advanced Materials, 2017, 29(33): 1700375.
- [24] LI S, MA Z, CAO Z L, et al. Advanced wearable microfluidic sensors for healthcare monitoring[J]. Small, 2020, 16(9): 1903822.
- [25] SEGEV-BAR M, HAICK H. Flexible sensors based on nanoparticles[J]. ACS Nano, 2013, 7(10): 8366-8378.
- [26] 赵帅, 朱荣. 多感知集成的柔性电子皮肤[J]. 化学学报, 2019, 77(12): 1250-1262.
ZHAO S, ZHU R. Flexible electronic skin with multisensory integration[J]. Acta Chimica Sinica, 2019, 77(12): 1250-1262.
- [27] TIENN T, JEON S, KIM D I, et al. A flexible bimodal sensor array for simultaneous sensing of pressure and temperature[J]. Advanced Materials, 2014, 26(5): 796-804.
- [28] ZHANG F J, ZANG Y P, HUANG D Z, et al. Flexible and self-powered temperature-pressure dual-parameter sensors using microstructure-frame-supported organic thermoelectric materials[J]. Nature Communications, 2015(6): 8356.
- [29] NAKATA S, ARIE T, AKITA S, et al. Wearable, flexible, and multi-functional healthcare device with an ISFET chemical sensor for simultaneous sweat pH and skin temperature monitoring[J]. ACS Sensors, 2017, 2(3): 443-448.
- [30] HUA Q L, SUN J L, LIU H T, et al. Skin-inspired highly stretchable and conformable matrix networks for multifunctional sensing[J]. Nature Communications, 2018(9): 244.
- [31] GAO W, EMAMINEJAD S, NYEIN H Y Y, et al. Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed *in situ* perspiration analysis[J]. Nature, 2016, 529(7587): 509-514.
- [32] LEE S, FRANKLIN S, HASSANI F A, et al. Nanomesh pressure sensor for monitoring finger manipulation without sensory interference[J]. Science, 2020, 370(6519): 966-970.
- [33] WIOREK A, PARRILLA M, CUARTERO M, et al. Epidermal patch with glucose biosensor: pH and temperature correction toward more accurate sweat analysis during sport practice[J]. Analytical Chemistry, 2020, 92(14): 10153-10161.
- [34] ZHAO S, ZHU R. Electronic skin with multifunction sensors based on thermosensation[J]. Advanced Materials, 2017, 29(15): 1606151.
- [35] JIAN M Q, XIA K L, WANG Q, et al. Flexible and highly sensitive pressure sensors based on bionic hierarchical structures[J]. Advanced Functional Materials, 2017, 27(9): 1606066.
- [36] JUNG Y H, PARK B, KIM J U, et al. Bioinspired electronics for artificial sensory systems[J]. Advanced Materials, 2019, 31(34): 1803637.
- [37] CAI Y W, ZHANG X N, WANG G G, et al. A flexible ultra-sensitive triboelectric tactile sensor of wrinkled PDMS/MXene composite films for E-skin[J]. Nano Energy, 2021(81): 105663.
- [38] GAO Y J, OTA H, SCHALER E W, et al. Wearable microfluidic diaphragm pressure sensor for health and tactile touch monitoring[J]. Advanced Materials, 2017, 29(39): 1701985.
- [39] YANG T T, XIE D, LI Z H, et al. Recent advances in wearable tactile sensors: Materials, sensing mechanisms, and device performance[J]. Materials Science and Engineering: R: Reports, 2017(115): 1-37.
- [40] ZHONG W B, LIU Q Z, WU Y Z, et al. A nanofiber based artificial electronic skin with high pressure sensitivity and 3D conformability[J]. Nanoscale, 2016, 8(24): 12105-12112.
- [41] PARK J, KIM M, LEE Y, et al. Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli[J]. Science Advances, 2015, 1(9): e1500661.
- [42] LEI Z Y, WU P Y. A supramolecular biomimetic skin combining a wide spectrum of mechanical properties and multiple sensory capabilities[J]. Nature Communications, 2018, 9(1): 1134.

- [43] 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[J]. *Science Robotics*, 2018, 3(24): eaau6914.
- [44] ZHU B, LIU J Z, CAULEY S F, et al. Image reconstruction by domain-transform manifold learning[J]. *Nature*, 2018, 555(7697): 487-492.
- [45] KO H C, STOYKOVICH M P, SONG J Z, et al. A hemispherical electronic eye camera based on compressible silicon optoelectronics[J]. *Nature*, 2008, 454(7205): 748-753.
- [46] GU L L, PODDAR S, LIN Y J, et al. A biomimetic eye with a hemispherical perovskite nanowire array retina[J]. *Nature*, 2020, 581(7808): 278-282.
- [47] ZHANG L, PASTHUKOVA N, YAO Y F, et al. Self-suspended nanomesh scaffold for ultrafast flexible photodetectors based on organic semiconducting crystals[J]. *Advanced Materials*, 2018, 30(28): 1801181.
- [48] DENG W, ZHANG X J, JIA R F, et al. Organic molecular crystal-based photosynaptic devices for an artificial visual-perception system[J]. *NPG Asia Materials*, 2019, 11: 77.
- [49] ZHOU F C, ZHOU Z, CHEN J W, et al. Optoelectronic resistive random access memory for neuromorphic vision sensors[J]. *Nature Nanotechnology*, 2019, 14(8): 776-782.
- [50] ESCUDER-GILABERT L, PERIS M. Review: highlights in recent applications of electronic tongues in food analysis[J]. *Analytica Chimica Acta*, 2010, 665(1): 15-25.
- [51] KRANTZ-RÜLCKER C, STENBERG M, WINQUIST F, et al. Electronic tongues for environmental monitoring based on sensor arrays and pattern recognition: a review[J]. *Analytica Chimica Acta*, 2001, 426(2): 217-226.
- [52] SON M, LEE J Y, KO H J, et al. Bioelectronic nose: an emerging tool for odor standardization[J]. *Trends in Biotechnology*, 2017, 35(4): 301-307.
- [53] WASILEWSKI T, GĘBICKI J, KAMYSZ W. Advances in olfaction-inspired biomaterials applied to bioelectronic noses[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2018(257): 511-537.
- [54] GUO L L, WANG T, WU Z H, et al. Portable food-freshness prediction platform based on colorimetric barcode combinatorics and deep convolutional neural networks[J]. *Advanced Materials*, 2020, 32(45): 2004805.
- [55] GANCARZ M, MALAGA-TOBOŁA U, ONISZCZUK A, et al. Detection and measurement of aroma compounds with the electronic nose and a novel method for MOS sensor signal analysis during the wheat bread making process[J]. *Food and Bioproducts Processing*, 2021, (127): 90-98.
- [56] ZHU J X, CHO M, LI Y T, et al. Biomimetic turbinate-like artificial nose for hydrogen detection based on 3D porous laser-induced graphene[J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019, 11(27): 24386-24394.
- [57] WU C S, DU Y W, HUANG L Q, et al. Biomimetic sensors for the senses: towards better understanding of taste and odor sensation[J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2017, 17(12): 2881.
- [58] MOHAMADZADE B, HASHMI R M, SIMORANGKIR R B V B, et al. Recent advances in fabrication methods for flexible antennas in wearable devices: state of the art[J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2019, 19(10): 2312.
- [59] PARK J, KIM J, KIM S Y, et al. Soft, smart contact lenses with integrations of wireless circuits, glucose sensors, and displays[J]. *Science Advances*, 2018, 4(1): eaap9841.
- [60] DENG W L, YANG T, JIN L, et al. Cowpea-structured PVDF/ZnO nanofibers based flexible self-powered piezoelectric bending motion sensor towards remote control of gestures[J]. *Nano Energy*, 2019, 55: 516-525.
- [61] CHU Y, ZHONG J W, LIU H L, et al. Human pulse diagnosis for medical assessments using a wearable piezoelectric sensing system[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(40): 1803413.
- [62] HANO Y, TIAN J J, SUN G L, et al. Self-powered pulse sensor for antidiastole of cardiovascular disease[J]. *Advanced Materials*, 2017, 29(40): 1703456.
- [63] TIAN X, LEE P M, TAN Y J, et al. Wireless body sensor networks based on metamaterial textiles[J]. *Nature Electronics*, 2019, 2(6): 243-251.
- [64] GAO X Y, WU J G, YU Y, et al. Giant piezoelectric coefficients in relaxor piezoelectric ceramic PNN-PZT for vibration energy harvesting[J]. *Advanced Functional Materials*, 2018, 28(30): 1706895.
- [65] WANG H, WANG J H, HE T, et al. Direct muscle stimulation using diode-amplified triboelectric nanogenerators (TENGs)[J]. *Nano Energy*, 2019(63): 103844.
- [66] DUAN J J, FENG G, YU B Y, et al. Aqueous thermogalvanic cells with a high Seebeck coefficient for low-grade heat harvest[J]. *Nature Communications*, 2018(9): 5146.
- [67] LIN Y J, CHEN J Q, TAVAKOLI M M, et al. Printable fabrication of a fully integrated and self-powered sensor system on plastic substrates[J]. *Advanced Materials*, 2019, 31(5): 1804285.
- [68] NAN K W, KANG S D, LI K, et al. Compliant and stretchable thermoelectric coils for energy harvesting in miniature flexible devices[J]. *Science Advances*, 2018, 4(11): eaau5849.
- [69] LIU Y Q, SUN N, LIU J W, et al. Integrating a silicon solar cell with a triboelectric nanogenerator via a mutual electrode for harvesting energy from sunlight and raindrops[J]. *ACS Nano*, 2018, 12(3): 2893-2899.
- [70] LAI Y C, DENG J N, ZHANG S L, et al. Single-thread-based wearable and highly stretchable triboelectric nanogenerators and their applications in cloth-based self-powered human-interactive and biomedical sensing[J]. *Advanced Functional Materials*, 2017, 27(1): 1604462.
- [71] DONG L, WEN C S, LIU Y, et al. Piezoelectric buckled beam array on a pacemaker lead for energy harvesting[J]. *Advanced Materials Technologies*, 2019, 4(1): 1800335.
- [72] LI N, YI Z R, MA Y, et al. Direct powering a real cardiac pacemaker by natural energy of a heartbeat[J]. *ACS Nano*, 2019, 13(3): 2822-2830.
- [73] HWANG G T, KIM Y, LEE J H, et al. Self-powered deep brain stimulation via a flexible PIMNT energy harvester[J]. *Energy & Environmental Science*, 2015, 8(9): 2677-2684.
- [74] BOUTRY C M, BEKER L, KAIZAWA Y, et al. Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow[J]. *Nature Biomedical Engineering*, 2019, 3(1): 47-57.
- [75] 王童, 温娟, 吕康, 等. 仿生生物感官的感存算一体化系统[J]. *物理学报*, 2022, 71(14): 148702.
- WANG T, WEN J, LYU K, et al. Bio-inspired sensory systems with integrated capabilities of sensing, data storage, and processing[J]. *Acta Physica Sinica*, 2022, 71(14): 148702.
- [76] LI S, LYU H B, LI J A, et al. Multiterminal ionic synaptic transistor with artificial blink reflex function[J]. *IEEE Electron Device Letters*, 2021, 42(3): 351-354.
- [77] LI S, LYU H B, ZHOU Y L, et al. Artificial reflex arc: an environment-adaptive neuromorphic camouflage device[J]. *IEEE Electron Device Letters*, 2021, 42(8): 1224-1227.

- [78] YI Z K, ZHANG Y L, PETERS J. Biomimetic tactile sensors and signal processing with spike trains: a review[J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2018(269): 41-52.
- [79] 蒋子寒, 柯硕, 祝影, 等. 柔性神经形态晶体管及其仿生感知应用[J]. *物理学报*, 2022, 71(14): 147301.
JIANG Z H, KE S, ZHU Y, et al. Flexible neuromorphic transistors and their biomimetic sensing application[J]. *Acta Physica Sinica*, 2022, 71(14): 147301.
- [80] KIM Y, CHORTOS A, XU W T, et al. A bioinspired flexible organic artificial afferent nerve[J]. *Science*, 2018, 360(6392): 998-1003.
- [81] ISKAROUS M M, THAKOR N V. E-skins: biomimetic sensing and encoding for upper limb prostheses[J]. *Proceedings of the IEEE*, 2019, 107(10): 2052-2064.
- [82] MICHAUD H O, DEJACE L, DE MULATIER S, et al. Design and functional evaluation of an epidermal strain sensing system for hand tracking[C]//*Proceedings of 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. Piscataway: IEEE Press, 2016: 3186-3191.
- [83] DEJACE L, LAUBEUF N, FURFARO I, et al. Gallium-based thin films for wearable human motion sensors[J]. *Advanced Intelligent Systems*, 2019, 1(5): 1900079.
- [84] OH S, CHO J I, LEE B H, et al. Flexible artificial Si-In-Zn-O/ion gel synapse and its application to sensory-neuromorphic system for sign language translation[J]. *Science Advances*, 2021, 7(44): eabg9450.
- [85] KIM S H, BAEK G W, YOON J, et al. A bioinspired stretchable sensory-neuromorphic system[J]. *Advanced Materials*, 2021, 33(44): 2104690.
- [86] LIU H C, DONG W, LI Y F, et al. An epidermal sEMG tattoo-like patch as a new human-machine interface for patients with loss of voice[J]. *Microsystems & Nanoengineering*, 2020(6): 16.
- [87] ZHAN Y Q, MEI Y F, ZHENG L R. Materials capability and device performance in flexible electronics for the Internet of Things[J]. *J Mater Chem C*, 2014, 2(7): 1220-1232.

[作者简介]



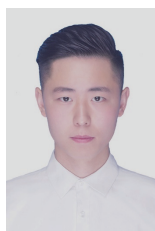
吴靖（1998-），男，南京大学电子科学与工程学院博士生，主要研究方向为柔性传感器件。



李晟（1995-），男，南京大学电子科学与工程学院博士生，主要研究方向为智能感知和仿生神经器件。



张景（1996-），女，南京大学电子科学与工程学院博士生，主要研究方向为柔性传感器件。



辛明（1994-），男，博士，毕业于南京大学电子科学与工程学院，主要研究方向为电子皮肤、光电子探测。



陶若文（1997-），女，毕业于南京大学电子科学与工程学院，主要研究方向为电子皮肤。



周舟（1997-），女，毕业于南京大学电子科学与工程学院，主要研究方向为柔性传感器件。



潘力佳（1973-），男，博士，南京大学电子科学与工程学院教授、博士生导师，主要研究方向为导电聚合物、电子皮肤设备。



施毅（1962-），男，博士，南京大学电子科学与工程学院教授、博士生导师，主要研究方向为纳米电子学和纳米光电子学。