



## 智能可穿戴设备的研究和应用进展

刘丰<sup>1,2</sup> 韩京龙<sup>\*1</sup> 齐骥<sup>2</sup> 张昱<sup>1</sup> 于佳洛<sup>2</sup> 李文鹏<sup>1</sup>  
林栋<sup>2</sup> 陈令新<sup>2</sup> 李博伟<sup>\*2</sup>

<sup>1</sup>(烟台大学环境与材料工程学院,烟台 264005)

<sup>2</sup>(中国科学院烟台海岸带研究所,山东省海岸带环境过程重点实验室,  
海岸带环境过程与生态修复重点实验室,烟台 264003)

**摘 要** 智能可穿戴设备拥有便捷、智能和实时等诸多特点。通过可穿戴设备进行检测分析,并将数据进行实时传输,可实时监测生命体征和运动情况等重要信息,对人体进行监测并为健康状况提供数据支持。根据可穿戴设备近年的发展,本文综述了可穿戴设备的穿戴方式、常用材料以及不同的传感方式,并对其在人体生命体征检测方面的应用做了介绍,最后对其面临的挑战和机遇进行了分析和展望。

**关键词** 可穿戴技术; 芯片传感器; 实时监测; 生理检测; 评述

近年来,FitBit 和 Apple Watch 等智能可穿戴设备发展迅速,并受到广泛关注,同时,微型电容器、新材料、无线传输技术等领域的发展也为传感设备的可穿戴提供了更多的技术支持<sup>[1-2]</sup>。目前,可穿戴设备主要用于生命体征和运动健康状况的体外检测,穿戴的传感器直接或间接与人体接触,对一些指标(如葡萄糖<sup>[3]</sup>、pH 值<sup>[4]</sup>、脉搏<sup>[5]</sup>等)数据进行实时检测传输。可穿戴设备除用于人体检测外,在其它领域也有部分应用。可穿戴设备对于汗液和物理指标的检测分析较多,商业化产品多为用于检测物理指标的可穿戴设备。随着对可穿戴传感器技术的深入理解,为实现更多人体信息的检测,需创造新一代的可穿戴设备<sup>[6]</sup>。

本文综述了可穿戴设备近几年的研究成果,包括 3 种穿戴方式、常用的可穿戴设备材料、常见的不同传感方式的可穿戴设备,并根据可穿戴设备在检测中的不同应用对其进行分类,最后,对可穿戴设备的进展和未来发展进行了总结和展望。

### 1 可穿戴设备

可穿戴设备是指一种直接将传感设备穿在身上,或是整合到衣服等可穿戴物品中的便携式设备。将可穿戴技术与传感器相结合,改变传统的样品采集后再检测的模式,直接实现样品收集检测一体化。

#### 1.1 可穿戴设备的穿戴方式

可穿戴设备常见的穿戴方式有接触型<sup>[7]</sup>、植入型<sup>[8-9]</sup>和外接型<sup>[10-11]</sup>。接触型穿戴直接将传感器固定到皮肤表面,植入型穿戴则是利用传感器透皮检测,而外接型可穿戴设备通过将传感器外接到固定装置实现其穿戴<sup>[12-13]</sup>。

##### 1.1.1 接触型

直接接触的可穿戴设备具有轻松、便捷、灵活等特点,有较高的柔韧性和灵敏度,在设计和制造方面需要多种技术的共同支持,常用的接触方式是通过粘合剂或吸附力等直接将设备固定到皮肤表面<sup>[14-15]</sup>。无创可穿戴设备检测最多的是汗液。汗液是最容易接触的皮肤液体,可提供大量与人体生理

2020-07-14 收稿; 2020-09-30 接受

国家自然科学基金项目(No. 41776110)、中国科学院海洋生态与环境科学重点实验室(中国科学院海洋研究所)开放基金项目(No. KLMEES202002)和山东省自然科学基金重点项目(No. ZR2020KB022)资助。

\* E-mail: hanjinglong8868@163.com; bwli@yic.ac.cn

状态相关的信息,因此,汗液是开发无创可穿戴生物传感器最具针对性的生物流体之一,如 Lu 等<sup>[16]</sup>制作了一个可穿戴的自供电式汗液监测系统,使智能系统进一步结合信号转导和无线传输技术,可方便、准确地实现在个人手机上显示汗液信息,评估个人生理状态。Pu 等<sup>[17]</sup>制备了一种由三电极传感器集成的微流控芯片用于葡萄糖检测,可实现在 48 h 内连续监测葡萄糖浓度。Bandodkar 等<sup>[18]</sup>制备了基于纹身纸的表皮 pH 值监测传感器。除了对汗液的监测,直接接触的可穿戴设备还常用于压力检测和温度检测<sup>[19]</sup>。Lee 等<sup>[20]</sup>制造了一种接触式的纸基应变传感器,其纸基应变传感器能够进行大角度的连续监测。如图 1A 所示,Oh 等<sup>[7]</sup>使用模拟章鱼吸盘替代黏合剂制作高度灵敏的柔性温度传感器,传感器在反复从皮肤附着和剥离的过程中,表现出稳定且可重复的皮肤温度检测,并且长时间对皮肤没有刺激。

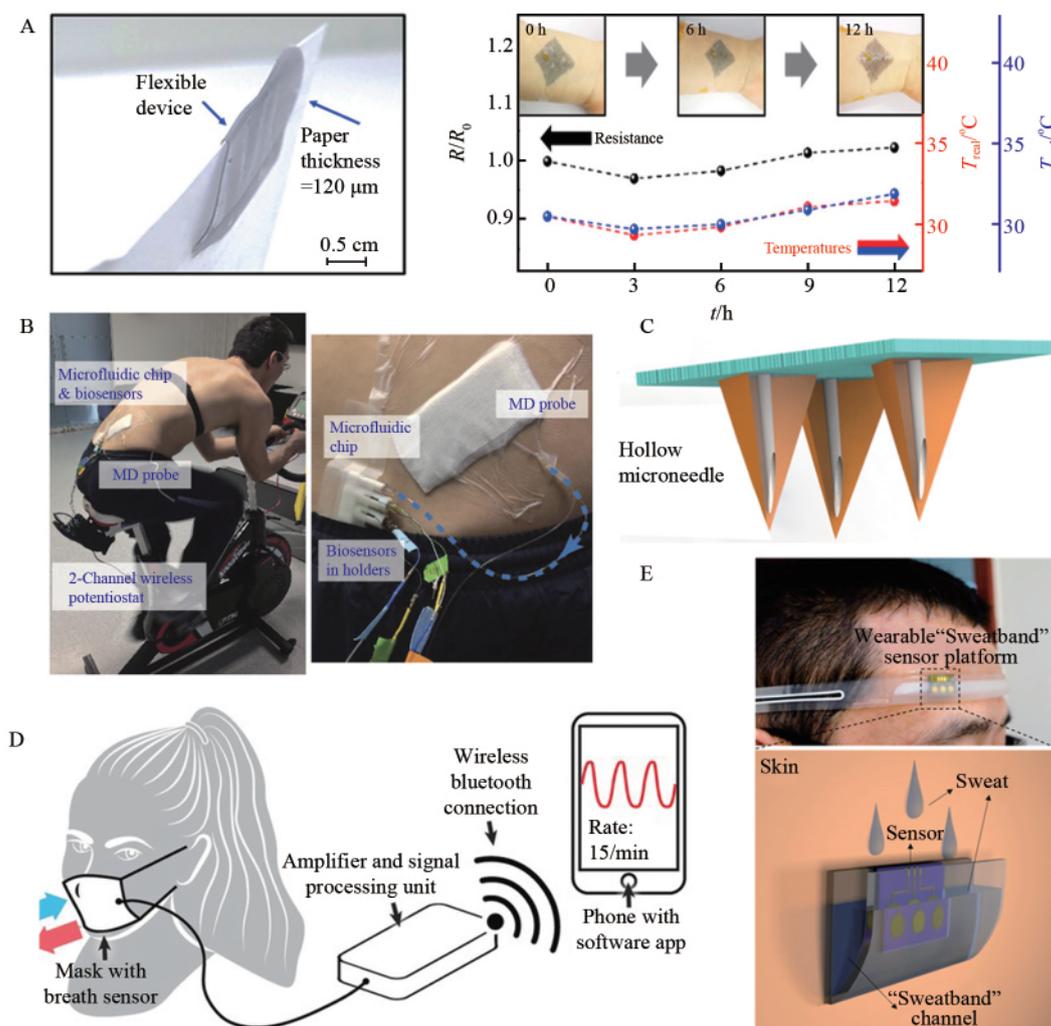


图 1 不同穿戴方式的可穿戴设备: (A) 接触型可穿戴设备<sup>[7]</sup>; (B、C) 植入型可穿戴设备<sup>[8-9]</sup>; (D、E) 外接型可穿戴传感器<sup>[10-11]</sup>

Fig.1 Wearable devices with different ways of wearing: (A) Contact wearable device<sup>[7]</sup>; (B、C) Implanted wearable device<sup>[8-9]</sup>; (D、E) Wearable sensor with additional device<sup>[10-11]</sup>

### 1.1.2 植入型

植入型的可穿戴设备主要通过微型针的形式进行皮下检测。间质液作为一种新兴的生物标志物源,对疾病诊断具有重要意义,微针提供了一种从间质液中提取所需分子的微创方法<sup>[21]</sup>。近年来,已可

通过间质液检测代谢物,如葡萄糖<sup>[22]</sup>、乳酸<sup>[23]</sup>、酒精<sup>[9]</sup>等。相较于采血分析,微针分析不会造成不适和疼痛,对于需要每天进行检测的患者,这些影响会更加突出<sup>[24]</sup>。微针是小型化的传统皮下注射针,高度仅 $10^2\ \mu\text{m}$ ,避免了对真皮层的伤害<sup>[25-26]</sup>。如图1B所示,Gowers等<sup>[8]</sup>将3D打印微流控芯片与FDA批准的临床微透析探针相集成,然后与实验室制造的无线恒电位仪相连接,用于实时连续监测皮下葡萄糖和乳酸水平。如图1C所示,Mohan等<sup>[9]</sup>制造了一种用于皮下酒精检测的微针传感芯片,通过对小鼠离体皮肤模型的实验分析,证实了该生物传感器对皮下酒精浓度监测的穿透能力和有效性。Zhao等<sup>[27]</sup>研制了一种基于微针的电化学生物传感器用于连续的葡萄糖监测。Nightingale等<sup>[28]</sup>制备了一种利用微透析探针监测葡萄糖和乳酸的可穿戴微流控传感器,在准确和实时监测的同时,减少了反应时间,使其具有快速的临床反应能力。

### 1.1.3 外接型

对于外接型可穿戴设备,设备本身不能直接穿戴,而是通过将其外接到穿戴物品上实现穿戴,如集成了视听图像处理 and 记录设备以及无线连接和传感器的智能手表和眼镜等,谷歌眼镜就是一种典型的外接型的智能穿戴设备,具有成像和视频记录功能,以及各种无线技术<sup>[29-30]</sup>。穿戴外接型的可穿戴设备较为舒适,如图1D所示,Güder等<sup>[10]</sup>通过将纸基传感器固定到口罩中并与传统电子设备相结合,将呼吸数据传送到附近的智能手机或平板电脑进行处理,实现对呼吸的实时监测。Balakrishnan等<sup>[31]</sup>同样将传感器固定到口罩中制备了长期连续监测呼吸状况的可穿戴设备。Zhang等<sup>[32]</sup>将传感器集成到腰带上,制备了一种基于摩擦电效应的可穿戴呼吸传感器。如图1E所示,Wang等<sup>[11]</sup>开发了一个可穿戴的汗液传感器,实现对室内运动中的汗钠的有效地收集和实时分析,制备的汗液传感器对 $\text{Na}^+$ 具有良好的近能斯特响应,检出限为 $0.8\ \mu\text{mol/L}$ ,并具有很好的稳定性。通过将传感设备外接到可穿戴设备上,可更好地实现更多结构和功能的集成,如传感器材料<sup>[33-34]</sup>、储能装置<sup>[35-36]</sup>、近场通讯装置<sup>[37]</sup>等。

## 1.2 可穿戴设备的常用材料

为了满足可穿戴设备的要求,传感器的材料需要具有轻薄、柔软和耐腐蚀等特点,目前用于可穿戴设备的主要材料包括柔性材料<sup>[13]</sup>、纸基材料<sup>[10,31]</sup>、纳米材料<sup>[38]</sup>和有机材料<sup>[39]</sup>等。

### 1.2.1 柔性材料

柔性材料作为可穿戴设备的常用材料,主要有聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)、聚萘乙烯、聚氨酯、聚酰亚胺和乳胶等,相容性、弯曲性、机械和温度稳定性相对较好<sup>[40-41]</sup>。在众多的柔性材料中,PDMS和PET是最常用的,如Xiao等<sup>[42]</sup>基于PDMS研制的可穿戴葡萄糖比色传感器,具有良好的柔韧性和粘弹性。Zhang等<sup>[43]</sup>在PDMS基板上集成相关的微流控通道,制成传感器芯片,将智能电子和微流体相结合,可将少量的液体样本精确地传送到传感器,并在弯曲曲率半径为1cm,单轴应变为15%的情况下,也可完全发挥传感芯片的功能。Zhao等<sup>[44]</sup>将铜包裹到PET上,制备了可监测人体呼吸的可穿戴设备。如图2A所示,Nie等<sup>[45]</sup>制备了一种长时间连续检测汗液的柔性微流控芯片,芯片是由3层PET薄膜层压成,检测时,皮肤表面的芯片通过集成在入口中的过滤器吸收体表的液体,然后通过毛细作用进入微通道和传感腔,进行检测。柔性材料的超轻重量、高流动性、可伸缩性、低成本及其兼容性,使其可集成许多其它组件<sup>[46-47]</sup>。其中,可伸缩提供的灵活性,不仅可缓解弯曲引起的机械应变,还可缓解压缩、拉伸和扭转等其它扰动引起的机械应变<sup>[48]</sup>。柔性可拉伸的可穿戴设备可与皮肤牢固结合,尽可能减少界面处产生的应力,在正常的身体运动和肌肉运动过程中产生的强烈压力下,实现对人体活动和个人健康的监测<sup>[49-50]</sup>。

### 1.2.2 纸基材料

纸基由于其自身特有的特性,具有易回收处置、成本低、吸水性强和柔韧性好等优点<sup>[54-59]</sup>。纸基可穿戴设备的独特性使其可很好地用于呼吸监测,如利用纸基良好的吸水性,制备可穿戴纸基水分传感器,通过检测呼吸引起的水分变化,从而检测个人呼吸。相较于传统的设备,纸基可穿戴设备成本很低<sup>[10,31]</sup>。纸基同其它功能材料相集成可很好地发挥其优势,常见的有金属纳米线<sup>[60]</sup>、石墨烯<sup>[51,61]</sup>、纳米粒子<sup>[20]</sup>和ZnO纳米线<sup>[62]</sup>等。Wang等<sup>[61]</sup>以石墨烯纸为基础,提出了一种新型的柔性电化学汗液检测平台,将铜亚微米芽沉积在带有 $\text{MoS}_2$ 纳米晶的石墨烯纸上,采用安培*i-t*法对汗液中的葡萄糖和乳酸

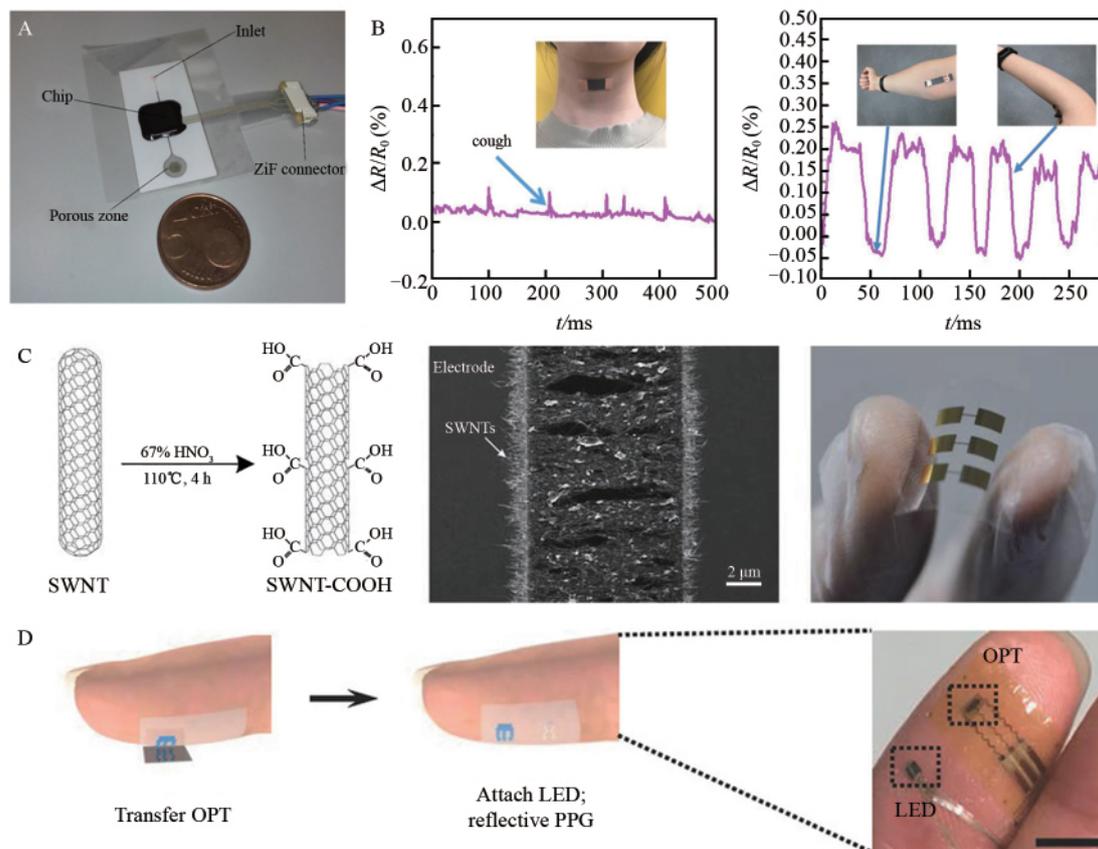


图 2 可穿戴设备的常用材料: (A) 柔性材料<sup>[45]</sup>; (B) 纸基材料<sup>[51]</sup>; (C) 纳米材料<sup>[52]</sup>; (D) 有机材料<sup>[53]</sup>

Fig.2 Common materials for wearable devices: (A) Flexible material<sup>[45]</sup>; (B) Paper based material<sup>[51]</sup>; (C) Nanometer material<sup>[52]</sup>; (D) Organic material<sup>[53]</sup>

进行定量分析。如图 2B 所示, Qi 等<sup>[51]</sup>采用 Meyer 棒涂层工艺在桑皮纸上涂布石墨烯分散体,制成桑皮纸基石墨烯应变传感器,其应变传感器具有 1.13 MPa 的机械阻力、3.82 的标度系数和 1000 次弯曲试验的耐久性,当佩戴者咳嗽和肘部弯曲时,传感器也做出相应的响应。将纸基同其它材料结合,可改善纸基设备强度低的缺点。Xiao 等<sup>[63]</sup>基于微流控纸基芯片,将棉线和滤纸相结合,设计并制备了一种用于葡萄糖检测的可穿戴设备,为纸基可穿戴设备的的发展提供了一种新思路。

### 1.2.3 纳米材料

常见的用于可穿戴设备的纳米材料包括碳纳米管<sup>[64]</sup>、金属纳米线<sup>[65]</sup>、金属氧化物纳米线<sup>[38]</sup>和导电聚合物纳米线<sup>[66]</sup>等。Yamada 等<sup>[64]</sup>利用单壁碳纳米管薄膜制备了可穿戴设备用于人体运动检测。如图 2C 所示, Liu 等<sup>[52]</sup>制造了一种基于介电泳羧基功能化单壁碳纳米管的 pH 值传感器,传感器修饰的羧基与  $H^+$  和  $OH^-$  反应,进而检测 pH 值。通过碳纳米管的排列可在不同方面改变其性能,已开发了许多技术制备具有不同形貌的碳纳米管,包括垂直的碳纳米管<sup>[67]</sup>、弯曲的碳纳米管<sup>[68]</sup>和悬浮的碳纳米管<sup>[64]</sup>等。对于金属纳米材料主要有金银铜纳米线,如 Mao 等<sup>[65]</sup>将银纳米线和 PDMS 相结合研制了一种压力传感器,可监测轻触、吞咽、弯曲和扭转等动作。金属氧化物纳米线由于其分层结构、高电子迁移率和独特的压电性能,在可穿戴能源设备中受到广泛关注<sup>[67]</sup>。ZnO 和 ZnS 纳米线材料常被用于制备可穿戴传感器<sup>[69]</sup>。Arrabito 等<sup>[38]</sup>应用纳米 ZnO 制备了柔性可穿戴传感器检测脉搏。Zhao 等<sup>[70]</sup>采用互补金属氧化物半导体工艺研制了一种应变传感器芯片,用于检测应变,该传感器灵敏度较高,同时具有超薄的特点。

### 1.2.4 有机材料

基于有机半导体或导电材料的有机传感器由于其灵活性、可拉伸性、低成本和重量轻等优点,近年

成为可穿戴设备常用的材料之一。有机半导体和导电材料的独特优势在于它们的电学、机械、化学和光学特性可通过合理的分子设计优化<sup>[71-72]</sup>。有机半导体光传感器的可调光学范围可通过分子设计实现从近红外到紫外区域的吸收波长,因此,这些传感器被广泛应用于连续实时监测个体的生理状态<sup>[73-74]</sup>,如 Yokota 等<sup>[73]</sup>开发了一种基于聚合物发光二极管和有机光电探测器的可穿戴电子皮肤装置,用于检测脉搏和血氧水平。Lee 等<sup>[75]</sup>开发了一种超低功耗的反射式有机脉冲血氧传感器,提出的单片集成的有机脉搏血氧传感器可在 24  $\mu\text{W}$  的功率下运行。如图 2D 所示, Xu 等<sup>[53]</sup>开发了一种基于高灵敏度有机光电晶体管的光电容积传感器,超薄的可穿戴装置可连续监测心率变化,精确跟踪身体各部位脉压的变化。Khan 等<sup>[76]</sup>制备了一种二维反射式血氧饱和度传感器,阵列可实现对一个区域的氧化作用进行二维映射,而不是之前研究中的一维映射。Park 等<sup>[77]</sup>利用有机光电二极管制造了一种近红外响应光电容积传感器,在弯曲半径小于 3  $\mu\text{m}$  的严重机械变形下,超薄的光电传感器经超过  $10^3$  次弯曲循环之后,仍具有良好的稳定性。

### 1.3 不同传感方式的可穿戴设备

实现可穿戴设备的信号转换是传感器正常工作的关键,根据传感方式,可将可穿戴设备分为化学传感器<sup>[78]</sup>、光学传感器<sup>[73]</sup>和机电传感器<sup>[79]</sup>。

#### 1.3.1 可穿戴化学传感器

可穿戴化学传感器主要通过将化学信号转换为光学信号或电信号实现检测。化学信号到光学信号常用的检测方法是比色法,化学信号到电信号则主要采用电化学的方法进行检测<sup>[78,80]</sup>。比色法的主要优势是超低成本和设备简单,不需要外接电子设备和检测装置<sup>[81]</sup>。Koh 等<sup>[82]</sup>基于比色法研制了一种可穿戴汗液检测传感器,实现对出汗率、出汗量、pH 值以及氯化物和乳酸浓度的检测。如图 3A 所示, Curto 等<sup>[78]</sup>制造了一种基于离子凝胶和微流控系统的可穿戴芯片传感器,通过与标准色图比较,只需观察颜色变化即可获得汗液 pH 值。许多可穿戴的化学传感器在本质上是电信号性质的,这类传感器一旦接触到生物流体,就开始工作,同时,许多电化学传感器可连续工作且具有可逆性<sup>[83]</sup>。如图 3B 所示, Gao 等<sup>[80]</sup>研制了一种基于电化学的汗液检测传感器,可同时测量出汗代谢物、电解质以及皮肤温度。Zhang 等<sup>[84]</sup>研制了用于检测汗液的芯片传感器,此芯片传感器具有良好的盐敏能力,随着盐浓度的增加,芯片传感器的电流减小。汗液传感器通过将芯片贴在人的手臂上,对室内运动中人体的汗液进行实时监测。Matzeu 等<sup>[85]</sup>制备了一种用于检测汗液中  $\text{Na}^+$  含量的微流控芯片,将固体接触离子选择性电极和无液接触参比电极结合在一起,通过无线电子平台连接实现实时监测。对于可穿戴化学传感设备,离子、分子和蛋白质等目标物在体液中含量较低且难以提取,实现汗液中目标物的提取和富集,是化学传感设备面临的挑战<sup>[86-87]</sup>。

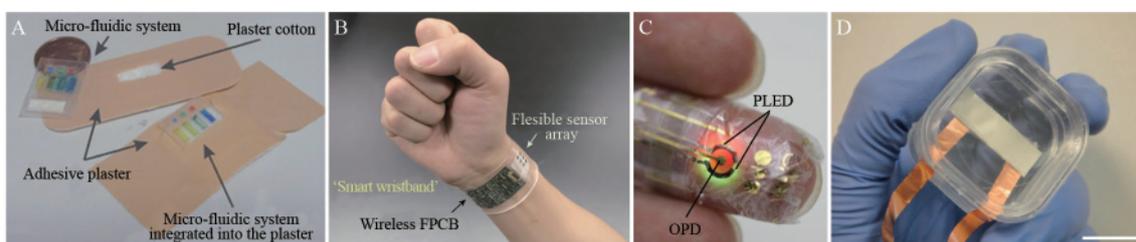


图 3 不同传感方式的可穿戴设备: (A、B) 可穿戴化学传感器<sup>[78,80]</sup>; (C) 可穿戴光学传感器<sup>[73]</sup>; (D) 可穿戴机电传感器<sup>[79]</sup>

Fig.3 Wearable devices with different sensing modes: (A, B) Wearable chemical sensors<sup>[78,80]</sup>; (C) Wearable optical sensors<sup>[73]</sup>; (D) Wearable electromechanical sensor<sup>[79]</sup>

#### 1.3.2 可穿戴光学传感器

可穿戴光学传感器通过将光引入身体,利用光散射和光吸收的变化在光学检测器上显示人体信息。先进的小型化光电设备与可穿戴基底相结合,可在皮肤表面执行各种传感功能<sup>[73,80]</sup>。将不同颜色的光电探测器与发光二极管集成在一起,并与外部电路互连,光信号穿透皮肤,根据氧化血红蛋白和脱氧血

红蛋白之间光谱响应的差异实时监测组织血氧水平<sup>[88]</sup>。如图 3C 所示, Yokota 等<sup>[73]</sup>研制了一种超柔性反射式脉搏血氧传感器,其超薄的传感器总厚度仅 3  $\mu\text{m}$ ,可视化的显示器可直接显示数字和颜色。Lochner 等<sup>[89]</sup>基于有机材料制备了一种脉搏血氧传感器,传感器的准确率很高,测量脉冲率和血氧的误差分别为 1%和 2%。Kim 等<sup>[90]</sup>使用量子点作为活性材料制备了超薄的光电二极管,并将其连接到指尖的前后实现透射脉冲血氧饱和度测定。除了常规的脉搏血氧检测,光电传感器还可检测到肌肉运动,如 Bansal 等<sup>[91]</sup>将有机发光二极管和有机光电二极管相结合制备了一种可穿戴的传感器,此传感器由 4 个光电二极管围绕 1 个中心光源组成,在检测血氧的同时能够测量和区分肌肉拉伸和收缩,从而控制机械臂的运动。基于光学传感的可穿戴传感器可很好地应用于无创检测,通过对传感系统和光学数据的进一步研究,可实现人体更加全面的健康状况检测<sup>[92]</sup>。

### 1.3.3 可穿戴机电传感器

可穿戴机电传感器主要通过检测身体表面电阻、电容或者导电性等的变化监测身体的信号,常见的可穿戴的机电传感器有温度传感器、应变传感器和压力传感<sup>[87,93]</sup>等。

对于体温的连续实时监测具有重要意义。Pan 等<sup>[94]</sup>制备了一种柔性温度传感器,其高透明的温度传感器可很好的同显示设备连接到一起。基于碳纳米材料的温度传感器可增加热响应范围,提高传感器的灵敏度,其电阻严格依赖于温度<sup>[95-96]</sup>。Giuliani 等<sup>[96]</sup>利用多壁碳纳米管开发了一种皮肤温度传感器,对温度的电阻灵敏度接近 $-0.004 \text{ K}^{-1}$ ,其绝对值相当于金属中的最高值。Yang 等<sup>[97]</sup>使用石墨烯纳米壁与 PDMS 相结合,制备了超灵敏可穿戴温度传感器,可实时监测体温,同时具有很快的响应恢复速度和长期稳定性。

应变传感器在运动监测方面发挥着重要的作用,大多数的金属基应变设备的灵敏度(标度系数)为 2~5,基于半导体的灵敏度大于或等于 100,基于柔性材料的灵敏度在 1~100 之间。另外,灵敏度还取决于传感机制、材料的检测结构等因素<sup>[98-100]</sup>。Souri 等<sup>[101]</sup>利用石墨烯纳米片和炭黑制备的应变传感器用于检测人类运动,可识别手指、手腕和膝关节的运动。Wang 等<sup>[102]</sup>利用石墨烯基织物制备了一种可穿戴的应变传感器,可对一些微弱的人体动作进行高灵敏度的检测。Lee 等<sup>[20]</sup>制造了一种纸基应变传感器,其应变传感器在拉伸应变测试中的标度系数为 41.98,在压缩应变测试中的标度系数为 21.36,具有良好灵敏度。

压力传感器是最常见的机电传感器,通常将施加的力转换为电信号输出,如 Gong 等<sup>[60]</sup>在 PDMS 的基础上构建了高灵敏的可穿戴压阻式压力传感器。压阻式压力传感器的压力灵敏度较高,但其存在的问题是多需外部电源维持连续监测。基于压电效应的压电传感器在受到机械应力作用时产生电荷变化,压电传感器的高灵敏度和快速响应使其在可穿戴传感器的应用中具有很大的优势和发展潜力。如图 3D 所示, Persano 等<sup>[79]</sup>制备了具有超高灵敏度的柔性压力传感器,在弯曲条件下,传感器表现出高达 40 nA 的电流和约 1.5 V 的电压。

电容式传感器在机械刺激作用下电容发生变化从而产生信号,如 Li 等<sup>[103]</sup>报道了软质交叉指型电容器传感器,通过将交叉指电容器与电容传感芯片集成,捕捉人体胸部运动引起的呼吸频率。相较于其它形式的可穿戴传感器,可穿戴电容式传感器灵敏度高,并且功耗较低。

离子传感作为一种新提出的离子电子界面的传感机制,灵敏度和信噪比显著提高,如 Nie 等<sup>[104]</sup>研制了一种柔性触觉传感,利用离子微滴阵列监测心血管循环中的动态压力波。该研究组采用电容式离子传感技术还制备了用于慢性静脉脉疾病的界面压力监测传感器<sup>[105]</sup>。

## 2 可穿戴设备的应用

近年来,可穿戴设备的应用主要集中在人体健康检测方面,在人体各项指标的检测中有着重要的应用<sup>[106]</sup>。

### 2.1 汗液检测

在身体的许多位置都分布着分泌汗腺,因此有大量可用的取样点<sup>[86,107]</sup>。汗水中包含许多人体信息,能够确定个人的健康状况,汗液中的生物标志物和出汗率的检测是汗液检测应用的主要方向<sup>[80,82]</sup>。

葡萄糖和乳酸的检测对于高血压和糖尿病患者具有重要意义。如图 4A 所示, Xiao 等<sup>[42]</sup> 研制了一种基于微流控芯片的可穿戴式比色传感器, 用于检测汗液中葡萄糖。该装置有 5 个通道, 能同时进行 5 次检测, 可显示空腹时出汗葡萄糖浓度和口服葡萄糖后的细微差异。Liu 等<sup>[108]</sup> 提出的可穿戴生物传感器用于高灵敏度葡萄糖检测, 通过对电极进行功能化后, 拓宽葡萄糖传感器的检测范围, 至少可达 5 个数量级, 检出限也低至 10 nmol/L。如图 4B 所示, Martín 等<sup>[109]</sup> 制备了一个表皮微流控检测芯片, 将光刻技术和丝网印刷技术结合, 与小型化的柔性电子板集成, 将数据无线传输到移动设备, 用于汗液取样和对葡萄糖和乳酸的实时连续监测。Lee 等<sup>[110]</sup> 研制了一种通过微针集成的汗液葡萄糖监测装置, 基于 pH 值、温度和湿度传感, 实时校正汗液葡萄糖测量。如图 4C 所示, Nyein 等<sup>[111]</sup> 引入了滚轧工艺制备的微流控传感贴片, 用于收集汗液并实时测量汗液中汗液速率, 以及  $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  和葡萄糖浓度的变化。

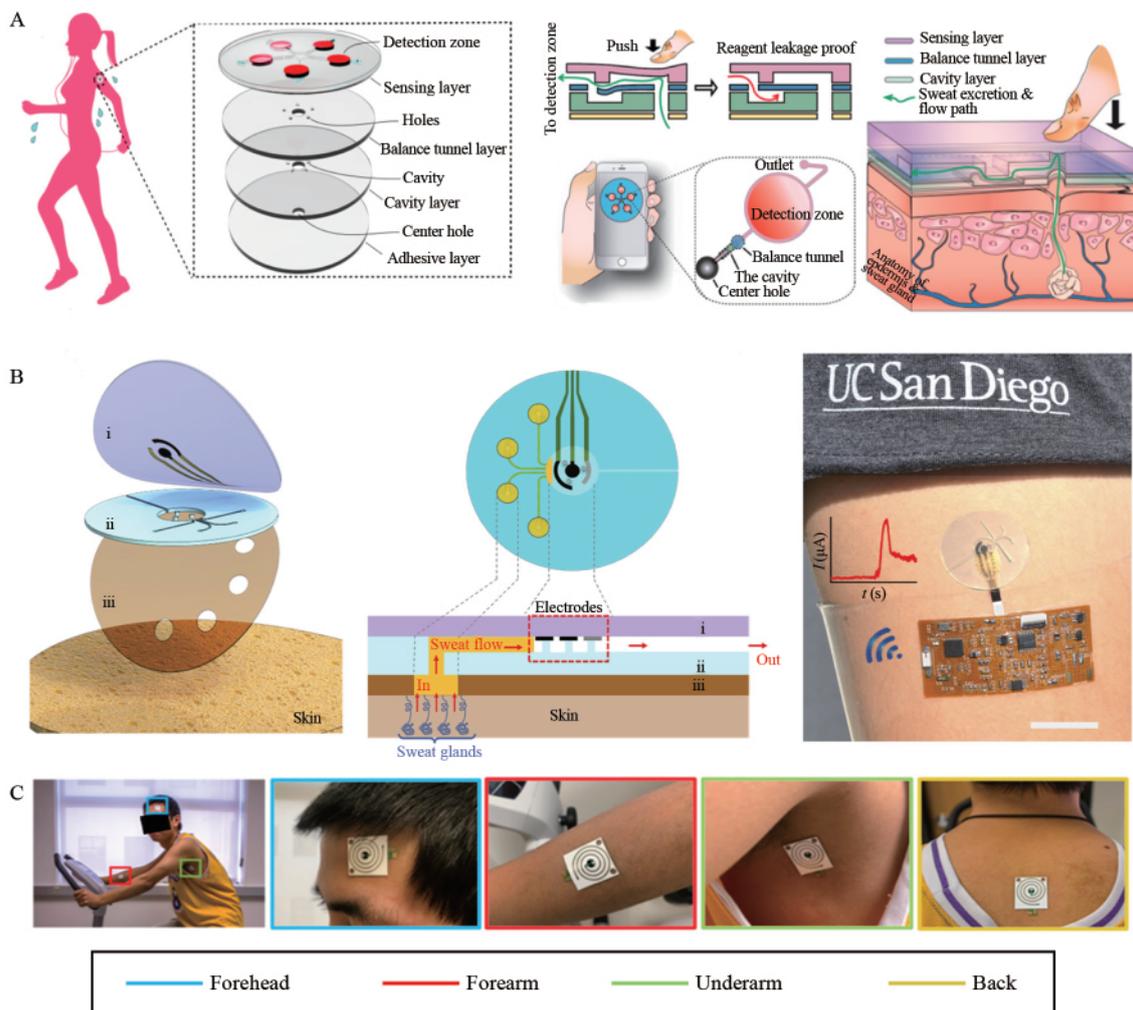


图 4 用于汗液检测的可穿戴设备: (A) 用于检测葡萄糖的可穿戴传感器的结构和功能示意图<sup>[42]</sup>; (B) 用于检测葡萄糖和乳酸的基于微流控的可穿戴传感器<sup>[109]</sup>; (C) 用于检测汗液的可穿戴传感器<sup>[111]</sup>  
Fig.4 Wearable devices for sweat detection: (A) Structure and function diagram of wearable sensor for glucose detection<sup>[42]</sup>; (B) A microfluidic wearable sensor for glucose and lactate detection<sup>[109]</sup>; (C) Wearable sensor for sweat detection<sup>[111]</sup>

汗液 pH 值反映了人体出汗情况和健康状况, 对于汗液 pH 值的检测可直接显示人体脱水状况和身体情况。Caldara 等<sup>[4]</sup> 将有机改性硅酸盐处理过的棉织物与具有无线接口的小型电子器件组装在一起, 制备了一种可穿戴的 pH 传感器。Saravanakumar 等<sup>[112]</sup> 制备了一种基于 ZnO 纳米线和压电聚合物的可穿戴 pH 传感器。Huang 等<sup>[113]</sup> 研制了一种可穿戴无线传感器, 通过介电检测和比色法测量检测汗液

pH 值。Bandodkar 等<sup>[18]</sup>结合商业上可用的纹身纸与传统的丝网印刷与固体接触离子选择性电极结合,制备了监测表皮 pH 值的传感器,用于实时监测人体出汗情况,同纹身纸结合的电位传感器对 pH 值变化表现出快速和灵敏的响应,此外,纹身纸可承受的机械形变满足可穿戴设备的关键要求,使其几乎可用在任何裸露的皮肤表面,同时又不失美观。

人体汗液中  $\text{Na}^+$  和  $\text{K}^+$  浓度变化关系到人体电解质的流失,电解质紊乱可能会导致不同的机体损伤。Garcia-Cordero 等<sup>[114]</sup>研制了一种全芯片集成的可穿戴汗液传感系统,通过毛细作用将收集到的少量汗液输送到芯片上分析 pH 值、 $\text{Na}^+$  和  $\text{K}^+$  浓度。Rose 等<sup>[115]</sup>制备了一种直接同人体接触的粘着式传感器绷带,将传感器等集成在柔性材料上实现对汗液中离子的检测。Cazalé 等<sup>[116]</sup>开发的基于离子敏感电极和离子敏感场效应晶体管的汗钠检测传感器,表现出良好的灵敏性。

出汗率反映人体健康,大量的出汗可能会导致机体紊乱引起脱水,严重的会引起中暑等后果。如图 4C 所示,Nyein 等<sup>[111]</sup>引入了滚轧工艺制备的微流控传感贴片,用于收集汗液并实时测量汗液中汗液速率、 $\text{Na}^+$ 、 $\text{K}^+$  和葡萄糖的变化。Matzeu 等<sup>[117]</sup>结合临床实践中常用的汗液取样装置制备了可穿戴设备,通过分析捕获的图像检测汗液流量。Brueck 等<sup>[118]</sup>开发了一种基于微流控的流量检测系统,集成了无线设备的传感器,可将出汗率实时发送到手机或者云端。

## 2.2 呼吸检测

呼吸作为一种人体生理参数是判断人体健康的重要依据,目前主要使用各种专用的监测仪进行监测<sup>[119-120]</sup>。Boland 等<sup>[121]</sup>制备了一种由石墨烯填充橡胶制成的导电复合材料,具有高应变灵敏度,工作应变超过 800%。Atalay 等<sup>[122]</sup>研制了一种基于织物的应变传感器,制作的呼吸带可系在胸部或腹部周围,以监测呼吸频率。Zhao 等<sup>[44]</sup>制备了一个可穿戴胸带,不仅可监测呼吸频率,还可检测呼吸模式的变化。在呼吸检测中比较特别的是基于纸基的可穿戴式的呼吸检测,如 Güder 等<sup>[10]</sup>研制了一种纸基水分传感器,利用纸张的吸水能力,通过将呼吸引起的湿度变化转换成电信号监测呼吸模式和呼吸速率。呼吸过程中湿度的变化导致传感器的导电性发生相应变化,通过监测电信号的变化监测呼吸,基于纸张的电呼吸传感器成本足够低且操作简单。Balakrishnan 等<sup>[31]</sup>制备的呼吸监测传感器,在线性范围内,传感器的最佳灵敏度为 0.0564%,可很容易地区分出不同呼吸方式。

## 2.3 心率和血氧检测

心率和血氧监测是保障心血管系统乃至全身健康的重要手段,由于脉搏是心率的直接反映,两者的检测结果被认为是一致的<sup>[123-124]</sup>,如 Pang 等<sup>[5]</sup>制备了一种可穿戴压力传感器用于检测脉搏。Schwartz 等<sup>[125]</sup>研制了一种最大灵敏度为  $8.4 \text{ kPa}^{-1}$ 、响应时间小于 10 ms、高稳定性超过 1.5 万个周期的柔性压敏有机薄膜晶体管传感器,此传感器可用于微创、高准确度、连续的桡动脉脉搏监测。除了采用压力测量心率,通常将发光二极管和光电二极管结合,使用光电容积描记同时测量心率和血氧<sup>[92,126]</sup>。Haahr 等<sup>[127]</sup>研制了一种用于反射式脉搏血氧饱和度测量的低功耗可穿戴设备,用于血氧监测和脉搏测定。Chacon 等<sup>[128]</sup>制造了一种利用反射式探头连续测量脉搏血氧饱和度和心率的可穿戴设备,利用无线传输和信号处理技术将测量信号发送到移动设备上,进行实时信号处理,其血氧测量的准确度  $\geq 98\%$ ,心率准确率  $\geq 97\%$ 。

## 3 总结与展望

随着各种技术的发展,作为材料、化学、生物、物理等多门学科综合应用产物的可穿戴设备也得到迅速发展,但其还存在一些问题需要解决。首先,汗液检测设备不能重复利用,增加排出系统可实现设备的循环利用。其次,可穿戴设备检测和记录传输信息的功耗较大,大部分的设备虽可进行几分钟到数小时不等的连续检测,但仍不能满足长期佩戴需求。更好地结合超级电容器等电容设备,可实现更小更持久的电源供应。再者,可穿戴设备集成了许多部件,会影响穿戴舒适性,同时生物相容性也是需要考虑的问题。随着无线传输和新材料的发展,可增强设备智能化并减小设备体积,使穿戴更舒适,同时结合生物材料天然的生物相容性和生物可降解性,解决其安全性问题。最后,可穿戴设备的检测范围还主要集中在生理健康方面,因此,随着材料科学、纳米技术、通讯技术和生物技术的发展,合成具有新颖性能

的传感元件拓展可穿戴设备的检测范围十分重要。

综上所述, 尽管可穿戴设备还存在着一些问题, 但随着合成材料和检测方式的进一步扩展, 检测平台和传输技术的不断进步, 可穿戴设备将拥有更加广阔的发展前景。

## References

- [1] ZHANG C F, KREMER M P, SERAL-ASCASO A, PARK S H, MCEVOY N, ANASORI B, GOGOTSI Y, NICOLOSI V. *Adv. Funct. Mater.*, 2018, 28(9): 1705506.
- [2] JIANG Q, WU C S, WANG Z J, WANG A C, HE J H, WANG Z L, ALSHAREEF H N. *Nano Energy*, 2018, 45: 266-272.
- [3] LEE H, CHOI T K, LEE Y B, CHO H R, GHAFARI R, WANG L, CHOI H J, CHUNG T D, LU N S, HYEON T, CHOI S H, KIM D H. *Nat. Nanotechnol.*, 2016, 11(6): 566.
- [4] CALDARA M, COLLEONI C, GUIDO E, RE V, ROSACE G. *Sens. Actuators B*, 2016, 222: 213-220.
- [5] PANG C, KOO J H, NGUYEN A, CAVES J M, KIM M G, CHORTOS A, KIM K, WANG P J, TOK J B H, BAO Z A. *Adv. Mater.*, 2015, 27(4): 634-640.
- [6] CHOI J, GHAFARI R, BAKER L B, ROGERS J A. *Sci. Adv.*, 2018, 4(2): eaar3921.
- [7] OH J H, HONG S Y, PARK H, JIN S W, JEONG Y R, OH S Y, YUN J, LEE H, KIM J W, HA J S. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 2018, 10(8): 7263-7270.
- [8] GOWERS S A N, CURTO V F, SENECA C A, WANG C, ANASTASOVA S, VADGAMA P, YANG G Z, BOUTELLE M G. *Anal. Chem.*, 2015, 87(15): 7763-7770.
- [9] MOHAN A M V, WINDMILLER J R, MISHRA R K, WANG J. *Biosens. Bioelectron.*, 2017, 91: 574-579.
- [10] GÜDER F, AINLA A, REDSTON J, MOSADEGH B, GLAVAN A, MARTIN T J, WHITESIDES G M. *Angew. Chem. Int. Ed.*, 2016, 55(19): 5727-5732.
- [11] WANG S Q, WU Y J, GU Y, LI T, LUO H, LI L H, BAI Y Y, LI L L, LIU L, CAO Y D, DING H Y, ZHANG T. *Anal. Chem.*, 2017, 89(19): 10224-10231.
- [12] AMJADI M, KYUNG K U, PARK I, SITI M. *Adv. Funct. Mater.*, 2016, 26(11): 1678-1698.
- [13] TRAN T Q, LEE N E. *Adv. Mater.*, 2016, 28(22): 4338-4372.
- [14] WANG S, CHINNASAMY T, LIFSON M A, INCI F, DEMIRCI U. *Trends Biotechnol.*, 2016, 34(11): 909-921.
- [15] LIAO X, ZHANG Z, LIAO Q, LIANG Q, OU Y, XU M, LI M, ZHANG G, ZHANG Y. *Nanoscale*, 2016, 8(26): 13025-13032.
- [16] LU Y, JIANG K, CHEN D, SHEN G. *Nano Energy*, 2019, 58: 624-632.
- [17] PU Z H, ZOU C W, WANG R D, LAI X C, YU H X, XU K X, LI D C. *Biomicrofluidics*, 2016, 10(1): 011910.
- [18] BANDODKAR A J, HUNG V W S, JIA W Z, VALDES-RAMIREZ G, WINDMILLER J R, MARTINEZ A G, RAMIREZ J, CHAN G, KERMAN K, WANG J. *Analyst*, 2013, 138(1): 123-128.
- [19] CHEN J X, WEN H J, ZHANG G L, LEI F, FENG Q, LIU Y, CAO X D, BONG H. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 2020, 12(6): 7565-7574.
- [20] LEE D J, KIM D Y. *IEEE Access*, 2019, 7: 77200-77207.
- [21] DERVISEVIC M, ALBA M, PRIETO-SIMON B, VOELCKER N H. *Nano Today*, 2020, 30: 100828.
- [22] LEE S J, YOON H S, XUAN X, PARK J Y, PAIK S J, ALLEN M G. *Sens. Actuators B*, 2016, 222: 1144-1151.
- [23] CALIO A, DARDANO P, DI PALMA V, BEVILACQUA M F, DI MATTEO A, IUELE H, DE STEFANO L. *Sens. Actuators B*, 2016, 236: 343-349.
- [24] KINNAMON D, GHANTA R, LIN K C, MUTHUKUMAR S, PRASAD S. *Sci. Rep.*, 2017, 7: 13312.
- [25] LARRANETA E, LUTTON R E M, WOOLFSON A D, DONNELLY R F. *Mater. Sci. Eng. R*, 2016, 104: 1-32.
- [26] VENTRELLI L, STRAMBINI L M, BARILLARO G. *Adv. Healthc. Mater.*, 2015, 4(17): 2606-2640.
- [27] ZHAO L, WEN Z Z, JIANG F J, ZHENG Z Z, LU S Z. *RSC Adv.*, 2020, 10(11): 6163-6171.
- [28] NIGHTINGALE A M, LEONG C L, BURNISH R A, HASSAN S U, ZHANG Y, CLOUGH G F, BOUTELLE M G, VOEGELI D, NIU X Z. *Nat. Commun.*, 2019, 10: 2741.
- [29] FENG S, CAIRE R, CORTAZAR B, TURAN M, WONG A, OZCAN A. *ACS Nano*, 2014, 8(3): 3069-3079.
- [30] ROGGEN D, MAGNENAT S, WAIBEL M, TROSTER G. *IEEE Robot. Autom. Mag.*, 2011, 18(2): 83-95.

- [31] BALAKRISHNAN V , DINH T , FOISAL A M , NGUYEN T , PHAN H P , DAO D V , NGUYEN N T. *IEEE Sens. J.* , 2019 , 19( 24) : 11784-11790.
- [32] ZHANG H , ZHANG J , HU Z , QUAN L , SHI L , CHEN J , XUAN W , ZHANG Z , DONG S , LUO J. *Nano Energy* , 2019 , 59: 75-83.
- [33] FAN Yi-Qiang , GAO Feng , WANG Mei , ZHUANG Jian , TANG Gang , ZHANG Ya-Jun. *Chin. J. Anal. Chem.* , 2017 , 45( 3) : 455-462.  
范一强 , 高峰 , 王玫 , 庄俭 , 唐刚 , 张亚军. *分析化学* , 2017 , 45( 3) : 455-462.
- [34] QIAN Xin , SU Meng , LI Feng-Yu , SONG Yan-Lin. *Acta Chim. Sin.* , 2016 , 74( 7) : 565-575.  
钱鑫 , 苏萌 , 李风煜 , 宋延林. *化学学报* , 2016 , 74( 7) : 565-575.
- [35] JIA R , SHEN G , QU F , CHEN D. *Energy Storage Mater.* , 2020 , 27: 169-186.
- [36] SUMBOJA A , LIU J , ZHENG W G , ZONG Y , ZHANG H , LIU Z. *Chem. Soc. Rev.* , 2018 , 47( 15) : 5919-5945.
- [37] CAO Z , CHEN P , MA Z , LI S , GAO X , WU R , PAN L , SHI Y. *Sensors* , 2019 , 19( 18) : 3947.
- [38] ARRABITO G , ERRICO V , ZHANG Z M , HAN W H , FALCONI C. *Nano Energy* , 2018 , 46: 54-62.
- [39] MA D , WU X X , WANG Y G , LIAO H , WAN P B , ZHANG L Q. *ACS Appl. Mater. Interfaces* , 2019 , 11( 44) : 41701-41709.
- [40] WINDMILLER J R , WANG J. *Electroanalysis* , 2013 , 25( 1) : 29-46.
- [41] ZHOU Liang , CUI Yuan , HE Chun-Xiang. *Chin. J. Anal. Chem.* , 2020 , 48( 4) : 516-522.  
周靓 , 崔媛 , 赫春香. *分析化学* , 2020 , 48( 4) : 516-522.
- [42] XIAO J Y , LIU Y , SU L , ZHAO D , ZHAO L , ZHANG X J. *Anal. Chem.* , 2019 , 91( 23) : 14803-14807.
- [43] ZHANG B W , DONG Q , KORMAN C E , LI Z Y , ZAGHLOUL M E. *Sci Rep.* , 2013 , 3: 1098.
- [44] ZHAO Z Z , YAN C , LIU Z X , FU X L , PENG L M , HU Y F , ZHENG Z J. *Adv. Mater.* , 2016 , 28( 46) : 10267-10274.
- [45] NIE C , FRIJNS A , ZEVENBERGEN M , DEN TOONDER J. *Sens. Actuators B* , 2016 , 227: 427-437.
- [46] SON D , LEE J , QIAO S , GHAFARI R , KIM J , LEE J E , SONG C , KIM S J , LEE D J , JUN S W , YANG S , PARK M , SHIN J , DO K , LEE M , KANG K , HWANG C S , LU N , HYEON T , KIM D H. *Nat. Nanotechnol.* , 2014 , 9( 5) : 397-404.
- [47] KIM J , LEE M , SHIM H J , GHAFARI R , CHO H R , SON D , JUNG Y H , SOH M , CHOI C , JUNG S , CHU K , JEON D , LEE S T , KIM J H , CHOI S H , HYEON T , KIM D H. *Nat. Commun.* , 2014 , 5: 5747.
- [48] TRUNG T Q , DU Y L T , RAMASUNDARAM S , LEE N E. *Nano Res.* , 2017 , 10( 6) : 2021-2033.
- [49] CHEN M , MA Y J , LI Y , WU D , ZHANG Y , YOUNG C H. *IEEE Commun. Mag.* , 2017 , 55( 1) : 54-61
- [50] HAO Y Q , HELO P. *Robot. Comput. Integr. Manuf.* , 2017 , 45: 168-179.
- [51] QI X , LI X L , JO H , BHAT K S , KIM S , AN J , KANG J W , LIM S. *Sens. Actuators A* , 2020 , 301: 111697.
- [52] LIU L , SHAO J Y , LI X M , ZHAO Q , NIE B B , XU C , DING H T. *Appl. Surf. Sci.* , 2016 , 386: 405-411.
- [53] XU H , LIU J , ZHANG J , ZHOU G , LUO N , ZHAO N. *Adv. Mater.* , 2017 , 29( 31) : 1700975.
- [54] LI B W , YU L J , QI J , FU L W , ZHANG P Q , CHEN L X. *Anal. Chem.* , 2017 , 89( 11) : 5708-5713.
- [55] LI Z , LIU H , OUYANG C , WEE W H , CUI X , LU T J , PINGGUAN-MURPHY B , LI F , XU F. *Adv. Funct. Mater.* , 2016 , 26( 2) : 165-180.
- [56] LIN D , LI B , QI J , JI X , YANG S , WANG W , CHEN L. *Sens. Actuators B* , 2020 , 303: 127213.
- [57] QI J , LI B W , WANG X R , ZHANG Z , WANG Z , HAN J L , CHEN L X. *Sens. Actuators B* , 2017 , 251: 224-233.
- [58] QI J , LI B , ZHOU N , WANG X , DENG D , LUO L , CHEN L. *Biosens. Bioelectron.* , 2019 , 142: 111533.
- [59] ZHOU J , LI B , QI A , SHI Y , QI J , XU H , CHEN L. *Sens. Actuators B* , 2020 , 305: 127462.
- [60] GONG S , SCHWALB W , WANG Y W , CHEN Y , TANG Y , SI J , SHIRINZADEH B , CHENG W L. *Nat. Commun.* , 2014 , 5: 3132.
- [61] WANG Z Y , DONG S , GUI M X , ASIF M , WANG W , WANG F , LIU H F. *Anal. Biochem.* , 2018 , 543: 82-89.
- [62] LIAO Q L , MOHR M , ZHANG X H , ZHANG Z , ZHANG Y , FECHT H J. *Nanoscale* , 2013 , 5( 24) : 12350-12355
- [63] XIAO G , HE J , CHEN X , QIAO Y , WANG F , XIA Q , YU L , LU Z. *Cellulose* , 2019 , 26( 7) : 4553-4562
- [64] YAMADA T , HAYAMIZU Y , YAMAMOTO Y , YOMOGIDA Y , IZADI-NAJAFABADI A , FUTABA D N , HATA K. *Nat. Nanotechnol.* , 2011 , 6( 5) : 296-301.

- [65] MAO Y ,JI B ,CHEN G ,HAO C ,ZHOU B ,TIAN Y. *ACS Appl. Nano Mater.* ,2019 ,2( 5) : 3196-3205.
- [66] REN G ,CAI F ,LI B ,ZHENG J ,XU C. *Macromol. Mater. Engineer.* ,2013 ,298( 5) : 541-546.
- [67] GONG S ,CHENG W. *Adv. Electron. Mater.* ,2017 ,3( 3) : 1600314.
- [68] XU F ,WANG X ,ZHU Y ,ZHU Y. *Adv. Funct. Mater.* ,2012 ,22( 6) : 1279-1283.
- [69] WANG X D ,ZHANG H L ,YU R M ,DONG L ,PENG D F ,ZHANG A H ,ZHANG Y ,LIU H ,PAN C F ,WANG Z L. *Adv. Mater.* ,2015 ,27( 14) : 2324-2331.
- [70] ZHAO P ,DENG N ,LI X W ,REN C C ,WANG Z Y. *Sens. Actuators A* ,2014 ,216: 158-166.
- [71] STOPPA M ,CHIOLERIO A. *Sensors* ,2014 ,14( 7) : 11957-11992.
- [72] CHOW P C Y ,SOMEYA T. *Adv. Mater.* ,2020 ,32( 15) : 1902045.
- [73] YOKOTA T ,ZALAR P ,KALTENBRUNNER M ,JINNO H ,MATSUHISA N ,KITANOSAKO H ,TACHIBANA Y ,YUKITA W ,KOIZUMI M ,SOMEYA T. *Sci. Adv.* ,2016 ,2( 4) : e1501856.
- [74] SCHWARZE M ,TRESS W ,BEYER B ,GAO F ,SCHOLZ R ,POELKING C ,ORTSTEIN K ,GUENTHER A A ,KASEMANN D ,ANDRIENKO D ,LEO K. *Science* ,2016 ,352( 6292) : 1446-1449.
- [75] LEE H ,KIM E ,LEE Y ,KIM H ,LEE J ,KIM M ,YOO H J ,YOO S. *Sci. Adv.* ,2018 ,4( 11) : eaas9530.
- [76] KHAN Y ,HAN D ,PIERRE A ,TING J ,WANG X ,LOCHNER C M ,BOVO G ,YAACOBI-GROSS N ,NEWSOME C ,WILSON R ,ARIAS A C. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA* ,2018 ,115( 47) : E11015-E11024.
- [77] PARK S ,FUKUDA K ,WANG M ,LEE C ,YOKOTA T ,JIN H ,JINNO H ,KIMURA H ,ZALAR P ,MATSUHISA N ,UMEZU S ,BAZAN G C ,SOMEYA T. *Adv. Mater.* ,2018 ,30( 34) : 1802359.
- [78] CURTO V F ,FAY C ,COYLE S ,BYRNE R ,O'TOOLE C ,BARRY C ,HUGHES S ,MOYNA N ,DIAMOND D ,BENITO-LOPEZ F. *Sens. Actuators B* ,2012 ,171: 1327-1334.
- [79] PERSANO L ,DAGDEVIREN C ,SU Y W ,ZHANG Y H ,GIRARDO S ,PISIGNANO D ,HUANG Y G ,ROGERS J A. *Nat. Commun.* ,2013 ,4: 1633.
- [80] GAO W ,EMAMINEJAD S ,NYEIN H Y Y ,CHALLA S ,CHEN K V ,PECK A ,FAHAD H M ,OTA H ,SHIRAKI H ,KIRIYA D ,LIEN D H ,BROOKS G A ,DAVIS R W ,JAVEY A. *Nature* ,2016 ,529( 7587) : 509-514.
- [81] HEIKENFELD J. *Electroanalysis* ,2016 ,28( 6) : 1242-1249.
- [82] KOH A ,KANG D ,XUE Y ,LEE S ,PIELAK R M ,KIM J ,HWANG T ,MIN S ,BANKS A ,BASTIEN P ,MANCO M C ,WANG L ,AMMANN K R ,JANG K I ,WON P ,HAN S ,GHAFFARI R ,PAIK U ,SLEPIAN M J ,BALOOCH G ,HUANG Y ,ROGERS J A. *Sci. Translat. Med.* ,2016 ,8( 366) : 366ra165.
- [83] BANDODKAR A J ,JEERAPAN I ,WANG J. *ACS Sens.* ,2016 ,1( 5) : 464-482.
- [84] ZHANG M ,GUO S ,WELLER D ,HAO Y ,WANG X S ,DING C J ,CHAI K ,ZOU B S ,LIU R B. *J. Nanobiotechnol.* ,2019 ,17: 42.
- [85] MATZEU G ,O'QUIGLEY C ,MCNAMARA E ,ZULIANI C ,FAY C ,GLENNON T ,DIAMOND D. *Anal. Methods* ,2016 ,8( 1) : 64-71.
- [86] SONNER Z ,WILDER E ,HEIKENFELD J ,KASTING G ,BEYETTE F ,SWAILE D ,SHERMAN F ,JOYCE J ,HAGEN J ,KELLEY-LOUGHNANE N ,NAIK R. *Biomicrofluidics* ,2015 ,9( 3) : 031301.
- [87] HEIKENFELD J ,JAJACK A ,ROGERS J ,GUTRUF P ,TIAN L ,PAN T ,LI R ,KHINE M ,KIM J ,WANG J ,KIM J. *Lab Chip* ,2018 ,18( 2) : 217-248.
- [88] KIM J ,SALVATORE G A ,ARAKI H ,CHIARELLI A M ,XIE Z ,BANKS A ,SHENG X ,LIU Y ,LEE J W ,JANG K I ,HEO S Y ,CHO K ,LUO H ,ZIMMERMAN B ,KIM J ,YAN L ,FENG X ,XU S ,FABIANI M ,GRATTON G ,HUANG Y ,PAIK U ,ROGERS J A. *Sci. Adv.* ,2016 ,2( 8) : e1600418.
- [89] LOCHNER C M ,KHAN Y ,PIERRE A ,ARIAS A C. *Nat. Commun.* ,2014 ,5: 5745.
- [90] KIM T H ,LEE C S ,KIM S ,HUR J ,LEE S ,SHIN K W ,YOON Y Z ,CHOI M K ,YANG J ,KIM D H ,HYEON T ,PARK S ,HWANG S. *ACS Nano* ,2017 ,11( 6) : 5992-6003.
- [91] BANSAL A K ,HOU S ,KULYK O ,BOWMAN E M ,SAMUEL I D W. *Adv. Mater.* ,2015 ,27( 46) : 7638-7644.
- [92] XU H ,YIN L ,LIU C ,SHENG X ,ZHAO N. *Adv. Mater.* ,2018 ,30( 33) : 1800156.
- [93] ZANG Y ,ZHANG F ,DI C ,ZHU D. *Mater. Horizons* ,2015 ,2( 2) : 140-156.
- [94] PAN J ,LIU S Y ,ZHANG H Z ,LU J G. *Sensors* ,2019 ,19( 19) : 4105.

- [95] YANG H , QI D , LIU Z , CHANDRAN B K , WANG T , YU J , CHEN X. *Adv. Mater.* , 2016 , 28( 41) : 9175.
- [96] GIULIANI A , PLACIDI M , DI FRANCESCO F , PUCCI A. *React. Funct. Polym.* , 2014 , 76: 57-62.
- [97] YANG J , WEI D P , TANG L L , SONG X F , LUO W , CHU J , GAO T P , SHI H F , DU C L. *RSC Adv.* , 2015 , 5( 32) : 25609-25615.
- [98] STASSI S , CAUDA V , CANAVESE G , PIRRI C F. *Sensors* , 2014 , 14( 3) : 5296-5332.
- [99] WANG L , LI Y. *IEEE Transact. Instrument. Measurement* , 2013 , 62( 2) : 495-502.
- [100] SEGEV-BAR M , KONVALINA G , HAICK H. *Adv. Mater.* , 2015 , 27( 10) : 1779-1784.
- [101] SOURI H , BHATTACHARYYA D. *ACS Appl. Mater. Interfaces* , 2018 , 10( 24) : 20845-20853.
- [102] WANG Y , WANG L , YANG T , LI X , ZANG X , ZHU M , WANG K , WU D , ZHU H. *Adv. Funct. Mater.* , 2014 , 24( 29) : 4666-4670.
- [103] LI Y D , NAYAK S , LUO Y X , LIU Y J , MOHAN H , PAN J M , LIU Z J , HENG C H , THEAN A V Y. *Materials* , 2019 , 12( 9) : 1458.
- [104] NIE B Q , LI R Y , BRANDT J D , PAN T R. *Lab Chip* , 2014 , 14( 6) : 1107-1116.
- [105] LI R Y , NIE B Q , ZHAI C W , CAO J , PAN J , CHI Y W , PAN T R. *Ann. Biomed. Eng.* , 2016 , 44( 7) : 2282-2291.
- [106] WANG C , XIA K , WANG H , LIANG X , YIN Z , ZHANG Y. *Adv. Mater.* , 2019 , 31( 9) : 1801072.
- [107] KAYA T , LIU G , HO J , YELAMARTHI K , MILLER K , EDWARDS J , STANNARD A. *Electroanalysis* , 2019 , 31( 3) : 411-421.
- [108] LIU Q Z , LIU Y H , WU F Q , CAO X , LI Z , ALHARBI M , ABBAS A N , AMER M R , ZHOU C W. *ACS Nano* , 2018 , 12( 2) : 1170-1178.
- [109] MARTÍN A , KIM J , KURNIAWAN J F , SEMPIONATTO J R , MORETO J R , TANG G D , CAMPBELL A S , SHIN A , LEE M Y , LIU X F , WANG J. *ACS Sens.* , 2017 , 2( 12) : 1860-1868.
- [110] LEE H , SONG C , HONG Y S , KIM M S , CHO H R , KANG T , SHIN K , CHOI S H , HYEON T , KIM D H. *Sci. Adv.* , 2017 , 3( 3) : e1601314.
- [111] NYEIN H Y Y , BARIYA M , KIVIMAKI L , UUSITALO S , LIAW T S , JANSSON E , AHN C H , HANGASKY J A , ZHAO J Q , LIN Y J , HAPPONEN T , CHAO M H , LIEDERT C , ZHAO Y B , TAI L C , HILTUNEN J , JAVEY A. *Sci. Adv.* , 2019 , 5( 8) : eaaw9906.
- [112] SARAVANAKUMAR B , SOYOON S , KIM S J. *ACS Appl. Mater. Interfaces* , 2014 , 6( 16) : 13716-13723.
- [113] HUANG X , LIU Y , CHEN K , SHIN W J , LU C J , KONG G W , PATNAIK D , LEE S H , CORTES J F , ROGERS J A. *Small* , 2014 , 10( 15) : 3083-3090.
- [114] GARCIA-CORDERO E , BELLANDO F , ZHANG J R , WILDHABER F , LONGO J , GUERIN H , IONESCU A M. *ACS Nano* , 2018 , 12( 12) : 12646-12656.
- [115] ROSE D P , RATTERMAN M E , GRIFFIN D K , HOU L , KELLEY-LOUGHNANE N , NAIK R R , HAGEN J A , PAPAUTSKY I , HEIKENFELD J C. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* , 2015 , 62( 6) : 1457-1465.
- [116] CAZALÉ A , SANT W , GINOT F , LAUNAY J C , SAVOUREY G , REVOL-CAVALIER F , LAGARDE J M , HEINRY D , LAUNAY J , TEMPLE-BOYER P. *Sens. Actuators B* , 2016 , 225: 1-9.
- [117] MATZEU G , FAY C , VALHANT A , COYLE S , DIAMOND D. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* , 2016 , 63( 8) : 1672-1680.
- [118] BRUECK A , IFTEKHAR T , STANNARD A B , YELAMARTHI K , KAYA T. *Sensors* , 2018 , 18( 2) : 533.
- [119] ZHENG G Z , LI K , BU W T , WANG Y J. *Build. Environ.* , 2019 , 150: 108-118.
- [120] DEY N , ASHOUR A S , SHI F Q , FONG S J , SHERRATT R S. *IEEE Trans. Consum. Electron.* , 2017 , 63( 4) : 442-449.
- [121] BOLAND C S , KHAN U , BACKES C , O'NEILL A , MCCAULEY J , DUANE S , SHANKER R , LIU Y , JUREWICZ I , DALTON A B , COLEMAN J N. *ACS Nano* , 2014 , 8( 9) : 8819-8830.
- [122] ATALAY O , KENNON W R , DEMIROK E. *IEEE Sens. J.* , 2015 , 15( 1) : 110-122.
- [123] SHAFFER F , MCCRATY R , ZERR C L. *Front. Psychol.* , 2014 , 5: 1040-1040.
- [124] PITTIG A , ARCH J J , LAM C W R , CRASKE M G. *Int. J. Psychophysiol.* , 2013 , 87( 1) : 19-27.
- [125] SCHWARTZ G , TEE B C K , MEI J G , APPLETON A L , KIM D H , WANG H L , BAO Z N. *Nat. Commun.* ,

2013 , 4: 1859.

- [126] DIAS D , SILVA CUNHA J P. *Sensors* , 2018 , 18( 8) : 2414.
- [127] HAAHR R G , DUUN S B , TOFT M H , BELHAGE B , LARSEN J , BIRKELUND K , THOMSEN E V. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* , 2012 , 6( 1) : 45-53.
- [128] CHACON P J , PU L M , DA COSTA T H , SHIN Y H , GHOMIAN T , SHAMKHALICHENAR H , WU H C , IRVING B A , CHOI J W. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* , 2019 , 66( 6) : 1505-1513.

## Research and Application Progress of Intelligent Wearable Devices

LIU Feng<sup>1 2</sup> , HAN Jing-Long<sup>\* 1</sup> , QI Ji<sup>2</sup> , ZHANG Yu<sup>1</sup> , YU Jia-Luo<sup>2</sup> ,  
LI Wen-Peng<sup>1</sup> , LIN Dong<sup>2</sup> , CHEN Ling-Xin<sup>2</sup> , LI Bo-Wei<sup>\* 2</sup>

<sup>1</sup>( *School of Environment and Materials Engineering , Yantai University , Yantai 264005 , China* )

<sup>2</sup>( *CAS Key Laboratory of Coastal Environmental Processes and Ecological Remediation , Research Center for Coastal Environmental Engineering and Technology , Yantai Institute of Coastal Zone Research , Chinese Academy of Sciences , Yantai 264003 , China* )

**Abstract** Intelligent wearable devices have many characteristics , including convenience , intelligence and real-time. Through the detection and analysis by wearable devices , and the real-time transmission of data , it can test vital signs and movement and other important information , monitor the human body , and provide data support for health status. According to the development of wearable devices in recent years , this article summarizes the different ways to wear wearable devices , the common materials for wearable devices and the different sensing modes of wearable devices. Then its applications in physiological and motion detection is presented. Finally , the challenges and opportunities faced by the wearable devices are analyzed and prospected.

**Keywords** Wearable technology; Chip sensor; Real-time monitoring; Physiological detection; Review

( Received 2020-07-14; accepted 2020-09-30)

Supported by the National Natural Science Foundation of China ( No. 41776110) and the Open Fund of CAS Key Laboratory of Marine Ecology and Environmental Sciences , Institute of Oceanology , Chinese Academy of Sciences ( No. KLMEES202002) .