

可穿戴器械用于体内生理信号分子检测的研究进展

崔鹏宇 王东炜 赵家豪 卢神州
苏州大学 纺织与服装工程学院, 江苏 苏州 215123

摘要: 可穿戴检测技术通过非侵入式传感器与柔性电子器件融合, 实现了对葡萄糖、乳酸、电解质等关键生理信号分子的实时动态监测。其突破了传统有损检测技术的局限性, 借助电化学、光化学及生物化学等多模态传感途径, 例如循环伏安法、光强分析和酶促反应, 结合丝素蛋白基微针、碳纳米管纤维智能织物等创新材料, 构建了从表皮到组织液的多层次生理信号捕获网络。当前该技术已成功应用于糖尿病动态血糖管理、运动医学乳酸监测及传染病早期筛查中, 可推动医疗健康模式向预防-监测-干预闭环转型。未来, 需进一步突破灵敏度与无创性矛盾, 通过纳米级微针应用、智能算法优化及多源数据融合, 实现临床级精准检测与舒适性的有效平衡。

关键词: 可穿戴; 器械; 生理信号分子; 检测

中图分类号: TS106.67; R138.08

文献标志码: A

文章编号: 1004-7093(2025)08-0001-10

Research progress of wearable devices for detection of physiological signaling molecules *in vivo*

Cui Pengyu, Wang Dongwei, Zhao Jiahao, Lu Shenzhou

College of Textile and Clothing Engineering, Soochow University, Suzhou 215123, Jiangsu, China

Abstract: Wearable detection technology has enabled real-time dynamic monitoring of key physiological signaling molecules such as glucose, lactate, and electrolytes through the integration of non-invasive sensors and flexible electronic devices. It breaks through the limitations of traditional destructive detection technologies, and constructs a multi-level physiological signal capture network from the epidermis to the interstitial fluid, by means of multi-modal sensing approaches such as electrochemistry, photochemistry, and biochemistry, such as, cyclic voltammetry, light intensity analysis, and enzymatic reactions, combined with innovative materials like silk fibroin-based microneedles and carbon nanotube fiber smart fabrics. This technology has been successfully applied in dynamic glucose management for diabetes, lactate monitoring in sports medicine, and early screening for infectious diseases, which can promote the transition of healthcare models toward prevention-monitoring-intervention closed-loop. In the future, it is necessary to further break through

基金项目: 国家自然科学基金(51973144)

收稿日期: 2025-02-19

作者简介: 崔鹏宇, 男, 1999 年生, 在读硕士研究生, 主要研究方向为可穿戴器械用于尿酸的检测, 20234215009@stu.suda.edu.cn

通信作者: 卢神州, 男, 教授, 主要研究方向为丝素蛋白生物材料, lushenzhou@suda.edu.cn

the contradiction between sensitivity and non-invasiveness, and achieve an effective balance between clinical-grade precision detection and comfort through nanoscale microneedles implementation, intelligent algorithms optimization, and multi-source data fusion.

Keywords: wearable; device; physiological signaling molecule; detection

随着生物传感技术取得突破性进展,实时动态监测体内生理信号分子已成为现代医疗的重要发展方向之一。传统检测手段在侵入性、连续性等方面存在一定的局限性,而可穿戴检测技术基于非侵入式传感器阵列与柔性电子器件的创新融合,实现了对葡萄糖、乳酸、电解质等关键生物标志物的全天候动态追踪。这种集微型化、智能化和舒适性于一体的监测模式,不仅能为糖尿病等慢性病管理提供精准数据支撑,还能在疾病早期预警、个性化诊疗方案制定及疗效动态评估等方面展现出独特优势,有效推动健康管理从被动治疗模式向主动预防模式的根本性转变。

1 实时监测体内生理信号分子的重要性

在人体这个复杂而精密的生物系统中,生物分子的动态平衡是维持生命活动正常进行的根本。随着生物技术和信息技术的飞速发展,实时监测体内生理信号分子^[1]已成为现代医学领域的一项重要突破。

1.1 对疾病的早期预警与精准干预

实时监测技术的核心优势在于,能够在疾病发作前捕捉生理信号分子的细微变化,为疾病的早期预警提供依据。这些生理信号分子包括一些特定的蛋白质^[2]、代谢产物^[3]、激素^[4]、细胞因子^[5]等,它们的异常波动常常是人体出现病理改变的预兆。通过监测这些指标,医生可以在疾病尚处于可控阶段实施干预,如调整生活习惯、开展预防性治疗等,从而有效阻止或延缓疾病进程。这种基于生理信号分子动态变化的早期预警系统,为疾病的防控提供了关键的干预窗口^[6]。

1.2 个性化医疗

每个人的生理状态和疾病反应均具备独特性,实时监测技术使得医生能够基于获取的患者个体生物标志物信息,为其制定更合理的治疗方案。这种

个性化医疗模式不仅可以提高治疗的针对性和有效性,还能减少不必要的药物使用,降低副作用。

1.3 监测疗效与预防复发

实时监测技术在监测疗效和预防复发方面也发挥着重要作用。治疗期间,通过定期监测生理信号分子的动态变化,医生可以准确评估疗效并及时调整治疗方案,避免无效治疗导致的资源浪费和患者身体负担的加重。对于已痊愈或处于缓解期的患者,该技术有助于及时发现疾病复发的迹象^[7],为患者争取宝贵的治疗时间,降低疾病复发风险。

1.4 提升生活质量

实时监测技术的应用促进了患者健康管理从被动治疗模式向主动预防模式转变。患者可以通过实时掌控自身生理状态,更积极地参与健康管理,如调整饮食习惯、增加体育锻炼、优化心理状态等,改善生活质量,并达到预防疾病的目的。此外,实时监测过敏体质人群的过敏原^[8],有助于他们有效规避过敏原,减少过敏反应,进而在一定程度上提高生活质量。

2 体内生理信号分子的检测手段

检测体内生理信号分子的方法有多种,既有有损检测(如取血检测^[9]、取组织检测^[10]等),也有无损检测(如汗液检测^[11]、尿液检测^[12]、红外线检测^[13]等),还有可穿戴检测方法及基于纺织材料的检测方法。

2.1 有损检测

取血检测^[9]是最常见的有损检测方法之一。通过静脉采血或指尖采血获取的血液样本,被送往实验室后,随即展开血液中的各种生物标志物(如激素水平、血细胞计数、生化指标等)的检验和分析,从而为医生诊断疾病、评估健康提供重要依据。

取组织检测^[10]则能提供更为直接准确的生理信号分子信息。通过手术或活检等方式获取组织样本后,可以进行病理学检查或分子生物学分析,进而

深入了解疾病的发病机制和病理过程。

其他有损检测方法还包括:骨髓穿刺检测^[14],即抽取骨髓样本进行细胞学或分子生物学分析,帮助诊断血液系统疾病、肿瘤骨转移等病症;腰椎穿刺检测,即抽取脑脊液样本进行生化、细胞学或免疫学检查,诊断中枢神经系统是否存在感染性疾病或肿瘤等病症。

然而,有损检测也存在不足,其除了给患者带来痛苦外,还存在感染等风险。

2.2 无损伤检测

无损伤检测在医学领域独具优势,具有广阔的应用前景。汗液检测^[11]作为一种新兴的检测手段,通过简单、无创的方式可实现葡萄糖、乳酸等生化指标的连续监测^[15],为个体化医学、运动医学及疾病早期预警提供有力支持。尿液检测则基于尿液中丰富的生物标志物,成为肾脏、泌尿及代谢性疾病筛查和诊断的常用方法。红外线检测^[13]通过捕捉人体细胞发出的红外辐射,实现无辐射、无接触的全身检测。此外,呼气检测^[16]、唾液检测^[17]及超声波检测^[18]等无损伤检测方法也各具特色,分别适用于评估代谢状态、筛查口腔及遗传性疾病、观察器官形态和结构变化等,满足了不同的医学需求。

2.3 可穿戴检测

可穿戴器械是一种在不破坏或不影响用户身体组织的前提下,能持续、实时监测用户的生理指标或身体状态的一种技术。它可以将处理器、传感器等设备嵌入到衣物、饰品或其他可佩戴装置中,持续监测用户的生理指标或环境参数。可穿戴器械具有实时监测、非侵入、便捷以及个性化等特征,可以应用于医疗健康、运动健身以及老年人照护等场景中^[19]。

近年,柔性可穿戴传感技术和非酶葡萄糖传感器等新型传感器逐渐发展成熟。这些技术不仅提高了监测的稳定性和灵敏度,还将可穿戴器械的应用范围拓展到运动健身、智能家居、游戏娱乐等领域。Joshi 等^[20]报道了一款基于吸收和反射原理的可穿戴器械。该设备通过检测毛细血管中葡萄糖分子引起的光强变化,推算葡萄糖浓度。除此之外,Lin 等^[21]设计的一款无创电化学葡萄糖传感器,可与可穿戴的水凝胶贴片复合后置于皮肤表面,通过检测自然汗液实现葡萄糖分子信号的转化。

2.4 基于纺织材料的检测

Gao 等^[22]报道了一种基于碳纳米管纤维的电化学一氧化氮(NO)传感器,用于实时监测颅内 NO 浓度,灵敏度达到 $3.245 \text{ A}/(\text{mol}\cdot\text{L})$,检测限低至 0.1 nmol/L ,为目前同类传感器最高水平。该传感器的柔性纤维结构与脑组织力学匹配,能在植入后显著降低炎症反应,并支持多脑区同步监测。

Zou 等^[23]开发了一种分子印迹聚合物电化学纤维传感器,用于实时监测血液中的高香草酸(HVA)。研究表明:传感器对 HVA 的响应强度是结构类似物的 12.6 倍,体内准确率达 97.8%;灵敏度为 $0.41 \text{ A}/(\text{mol}\cdot\text{L})$,检测限低至 4.58 nmol/L ;其柔性碳纳米管纤维与血管组织力学匹配度高,植入后无血栓或炎症反应,并支持无线实时监测功能,可成功捕捉脑内多巴胺波动及行为响应信号。

但这 2 种传感器的长期稳定性、抗干扰能力及生物相容性等,仍有待进一步系统性验证。

3 可穿戴器械的特点

可穿戴器械具备便携性强、无创安全、数据连续、健康管理个性化等优势,可实时监测,健康监测效率显著提升。其中,便捷、连续以及稳定是其最为突出的特点^[24]。可穿戴器械使用十分便捷,图 1 展示了部分可穿戴器械^[25-29],其最大的优点是不干扰日常活动,能实时获取人体生理指标。

3.1 便捷性

可穿戴器械^[30]通常体积小、质量轻、便于随身携带。无论是老年人、运动员还是其他需要实时监测健康状况的人群,都可以轻松佩戴。这种小巧的设计提高了设备的便携性,使设备在多种场合被广泛应用。

Iqbal 等^[31]报道了部分心血管用可穿戴器械,它们在心血管监测中展现出显著优势,主要体现在以下几点:(1)具备实时监测心率、心电图、血氧饱和度、人体活动状态及血压等生理参数的能力,确保用户随时掌握自身健康状况;(2)通过高精度传感器与先进算法的结合,可提供准确可靠的健康数据,且与传统医疗设备相比,成本更低,有效降低了健康管理的门槛;(3)设计简洁、操作便捷,配备直观显示界面,用户无需专业知识即可轻松使用;(4)轻巧便



a) 手腕^[25]

b) 脖颈^[26]

c) 眼睛^[28]

d) 膝盖^[29]

图 1 部分可穿戴器械的应用

Fig. 1 Application of some wearable devices

携,可轻松佩戴于手腕、胸部等部位,随时随地监测健康,将健康管理融入日常生活,为用户带来极大便利。

3.2 连续性

可穿戴器械能够对人体指标实现连续检测,这是传统检测设备所无法比拟的。通过内置的传感器和算法,可穿戴器械可以实时监测用户的生理数据,如心率、血压、血糖等。用户与医生可据此随时掌握人体指标的波动状况,从而对疾病及时展开预防或治疗。此外,连续检测还可以为科学研究提供大量的数据支持,推动医学的发展。

Chua 等^[32]报道了一款可以连续测量人体心电图的检测设备,并指出在检测阵发性心律失常(尤其是心房颤动)方面,14 d 连续心电图监测比常规 24 h 动态心电图监测更准确有效。

3.3 稳定性

可穿戴器械凭借出色的稳定性,在现代健康管理领域发挥着重要作用。这些器械经过精心设计和严格测试,能在各种环境下保持性能稳定,确保数据

准确,从而为制定有效的治疗方案提供坚实基础。同时,它们能够持续不断地监测用户的各项生理指标,及时发现异常数据,规避潜在健康风险。此外,用户佩戴可穿戴器械即可自动采集数据,且设备支持与移动设备连接,方便用户随时查看并分析数据。其已成为现代人管理健康不可或缺的工具。

Li 等^[33]设计了一款基于 Pt/Mxene 的柔性可穿戴非酶电化学传感器。该传感器采用导电水凝胶固定 Pt/MXene 技术,增强了传感器的稳定性,能够胜任长期监测任务;其主要用途为连续检测汗液中的葡萄糖含量,辅助糖尿病的治疗和管理。它解决了葡萄糖催化及汗液采样难题,这对患者的能量管理和健康监测至关重要^[34]。

4 可穿戴器械检测生理信号分子的途径

4.1 基于电流、电位变化的检测

电化学信号检测是一种基于电化学原理的分析

方法。其通过测量电化学信号定量或定性地判断化学物质的特性,基本原理是:在电解质溶液中,电流与参与反应物质的浓度成正比,电位与氧化还原反应的进行有关。电化学信号检测通常利用化学反应引起的电流或电位变化,分析反应物质的含量或性质。

电化学检测技术有多种类型,包括但不限于:电化学传感器法^[35]、电解池法^[36]、循环伏安法^[37]、安培法^[38]、多重脉冲伏安法^[39]以及阻抗法^[40]等。其中,循环伏安法在电极电位反复变化的条件下,测量变化过程中所产生的电流,获得循环伏安曲线,进而揭示电极上发生的电化学反应的性质、可逆性、反应速率等信息。

Wang^[41]报道了一款 L-半胱氨酸改性金电极,并结合循环伏安法对尿酸的浓度进行了表征,探究了 pH 值、扫描速率以及干扰物质等对信号的影响。研究表明,这种电极有望应用在未来的可穿戴传感器中。

4.1.1 钾离子含量的检测

基于离子选择性电极法检测钾离子含量。 K^+ 与电极膜中特异性离子载体选择性结合,引发膜电位变化。通过能斯特方程建立电位差与浓度的线性关系,再结合参比电极测量电势差,实现精准定量检测,同时有效抵抗钠离子等的干扰。Jalal 等^[42]基于离子选择性电极的电位响应原理,结合柔性印刷电子技术和毛细驱动汗液采样策略,实现了对汗液中多种生理信号(如 Na^+ 、 K^+ 含量及 pH 值)的高效、稳定、非侵入式监测,为可穿戴器械的开发提供了重要的技术参考。

4.1.2 钠离子含量的检测

Fiore 等^[43]报道了一款可穿戴电化学传感平台。其通过集成丝网印刷电位电极与纸基微流控装置,实时监测汗液中 Na^+ 含量和 pH 值变化,并配备微型恒电位仪及蓝牙模块,实现了数据的无线传输。

4.1.3 水分子含量的检测

可穿戴器械可通过多样化的形态适配不同的场景需求。例如:手环、贴片等贴身器械能实时分析汗液^[44]中的乳酸、葡萄糖含量及 pH 值等生理信号;集成湿度传感器的口罩^[45]可监测呼吸模式、捕捉呼吸暂停及哮喘咳嗽等状况;柔性电子敷料可嵌入伤口追踪组织液湿度、温度及炎症因子等动态数据,评

估愈合进程,为慢性伤口管理提供精准数据支持。此类技术正逐步应用于健康监测、疾病预警及智能医疗护理领域。

Gong 等^[46]利用湿纺技术将导电纤维素纳米纤维(CNFen)与丝素蛋白复合,开发出兼具高力学强度与传感性能的纤维材料。该纤维拉伸强度达 58 MPa,与纯丝素纤维相比提升了 17 倍,导电性提升至 0.25 S/m。该材料展现出快速应变响应能力(100 ms)和宽湿度检测范围,能在水下环境稳定工作 22 d。其可精准监测人体运动(如关节弯曲、吞咽等)及微动作(如眨眼等),尤其适用于通过湿度变化实时评估伤口愈合状况。该材料在可穿戴器械、智能敷料及水下传感领域具有广阔的应用潜力,但 CNFen 的加入会导致纤维断裂伸长率降低,可能影响柔性电子器件的长期形变耐受性,故柔韧性优化是其未来改进方向。

Wang 等^[44]以丝纳米纤维为核心材料,构建了自供电湿度传感器。该传感器在 30%~90%的相对湿度范围内具有线性响应性,单器件输出 346 mV,可串联供电。这种材料具有高亲水性,断裂后遇水可重组氢键,实现自我修复,修复后力学性能保留 85%,且具有良好的可降解性。此种材料未来可以应用于可穿戴医疗监测领域,如尿布传感、呼吸监测,以及像手势操控智能车等非接触人机交互场景,且具备环保特性。但其也存在一定的局限性,如修复后拉伸性能下降;低湿度情况下导电性较差,进而导致响应性减弱;50℃以上时性能会出现骤降现象。

4.2 化学信号检测

4.2.1 光化学信号检测

光化学信号检测借助光与物质相互作用产生的化学变化来检测物质。其原理基于物质对特定波长光的吸收、发射或散射特性。当光照射到物质表面时,物质中的分子或原子会吸收光子的能量,从而被激发到更高的能级状态。这种激发态的分子或原子具有较高的反应活性,可以与其他分子发生化学反应,或者通过发射光子的方式释放能量回到基态。通过检测物质对光的吸收、发射或散射特性的变化,可以获得物质组成、结构和浓度等信息。Kuo 等^[47]通过反射式光电容积描记法检测光信号,实现了对血氧浓度的测量。电信号仅用于将光强转换为可处

理的模拟/数字信号,核心检测基于光学原理而非直接电化学响应。

4.2.2 化学变色检测

化学变色检测^[48]原理是:指示剂分子结构在不同条件下发生改变,引起颜色变化并形成可视化信号,以此实现检测和分析。以酸碱指示剂为例,其变色原理主要源自分子结构在酸性或碱性环境中的异构化或电离状态的转化。酸性条件下,指示剂呈无色;碱性条件下,指示剂呈红色。

化学变色检测可在多领域展开应用,比如血糖检测中的微针贴片。该贴片内置有能与血糖发生反应的化学物质,并能在反应后产生颜色变化,从而实现对接血糖的定性或定量检测。Lin等^[49]利用二硫化钼(MoS_2)纳米片和葡萄糖氧化酶的催化活性,构建了一种高选择性和高灵敏度的 H_2O_2 和葡萄糖比色检测方法,并开发了一种简单、低成本、便携式的血清葡萄糖检测试剂盒,可根据试剂盒颜色判断葡萄糖的浓度。

4.3 基于生物化学信号的检测

4.3.1 血糖检测

血糖检测^[50]是生物化学信号检测中的重要一项,其根据葡萄糖氧化酶的酶促反应实现高精度检测,可通过皮肤或血液样本测量血糖浓度。

便捷式血糖仪通过指尖采血的方式,获得患者的血液样本。据相关文献报道,便捷式血糖仪测量精度高且可靠,长期以来都是测量血糖浓度的主流方式^[26]。但该方法在取血过程中总会破坏人体皮肤屏障,且难以实时监测患者血糖指标的波动情况。

动态血糖仪将金属探针插入人体实现血糖实时监测。现有葡萄糖监测(CGM)技术通过葡萄糖氧化酶介导的酶促电化学反应实现血糖监测,与传统指尖采血方式相比,CGM技术更加便利,仅需微创植入探针即可实现。新型微针传感器通过酶固定化优化及探针设计^[51],进一步减少侵入性,并在未来有望结合闭环人工胰腺系统进行更新换代。Rodbard等^[52]报道了一种闭环胰岛素泵(Medtronic 640 G)设备。该设备将推动糖尿病管理向无痛化、智能化模式发展。动态血糖仪可显著降低采集血液样本对人体造成的伤害。目前,该设备已经在糖尿病患者人群中被广泛使用,但使用该设备需要在人体中存留探针。为了解决这一问题,相关研究者试

图开发一种在不破坏人体皮肤前提下可穿戴的血糖测量仪。

4.3.2 乳酸检测

乳酸检测^[53]是评估运动恢复状态和运动强度的一种重要手段。在运动过程中,肌肉代谢产生的乳酸浓度可直接反映人体疲劳程度。通过检测肌肉或血液中的乳酸浓度,可以掌握运动对身体状况的影响,并据此科学制定训练方案,预防过度训练和运动损伤。乳酸检测对于运动员的训练效果评估、运动恢复指导,以及普通人群的健身指导等,都具有重要意义。

Rong等^[54]报道了一种新型可穿戴混合传感系统。其利用乳酸氧化酶催化乳酸与氧气反应,生成丙酮酸和 H_2O_2 ,以及铂工作电极在+0.65 V电位下氧化 H_2O_2 ,同时基于产生的电流信号与乳酸浓度成正比,可实现对乳酸浓度的定量分析。该传感系统将安培乳酸生物传感器和心电图传感器复合在柔性基材上,可直接贴附皮肤,能同时测量生化(乳酸)和电生理信号(心电图)参数,且信号串扰可忽略不计,实现了混合传感设备的新突破。

4.3.3 电解质检测

电解质检测是评估身体水分平衡和电解质平衡的关键手段。人体内的钠、钾、钙等电解质在维持细胞内外渗透压、神经肌肉兴奋性和酸碱平衡等方面发挥着重要作用。通过监测汗液或血液中的电解质浓度,可及时识别并纠正电解质失衡问题。这对于相关人群的健康管理具有参考价值。电解质检测技术的不断发展和完善,为临床诊断和治疗提供了更加可靠的数据支持^[55]。

Mi等^[26]报道了一款柔性微流控可穿戴传感器。该可穿戴传感器通过电位法检测 K^+ 含量与pH值,并基于金属有机框架(MOF)衍生多孔碳的电催化氧化电流信号,对尿酸进行检测,还可检测汗液中的电解质和代谢物。实际应用中,可穿戴器械从不同受试者的皮肤上收集汗液样本。汗液的pH值和 K^+ 含量也通过开路电位(OCP)法测试。检测结果可用于评估人体的生理状态。

4.4 基于可穿戴器械的分子信号检测

分子信号检测分为标志物检测及微生物检测^[56-58]。其中,生化标志物检测是一种前沿的分子信号检测技术,它利用生物传感器或分子生物学

技术精准检测血液中特定的生化标志物,如蛋白质、DNA 等。这些生化标志物通常与某种疾病或生理状态紧密相关,因此,生化标志物检测在疾病诊断、风险评估等方面具有极高的价值。通过这项技术,医生可在患者患病早期诊断疾病,并提供个性化治疗。此外,生化标志物检测还有助于科研人员深入了解疾病的发病机制,推动医学研究的发展。

分子信号检测主要通过可穿戴器械收集生理信号和生化标志物来实现。Ates 等^[59]报道了一些低成本的可穿戴传感器,可以应用在皮肤纹身、接触镜、口罩、手环和贴片等产品中,帮助收集物理和生化信号。如,智能口罩通过集成抗体传感器检测病毒刺突蛋白、集成核酸等温扩增芯片识别病毒 RNA、集成气体传感阵列分析呼气炎症标志物(如

一氧化氮),实现对病原体的多维度捕获。

5 可穿戴器械检测生理信号分子的应用

可穿戴检测技术凭借其多样化的实施方式,在医疗、健康管理和运动科学等领域发挥着重要作用。其应用形态正从局部离散监测向全身多模态整合监测快速演进;起初是轻量化手环、耳环等单功能设备;而后发展为集成柔性传感器阵列的智能服装,如嵌入温湿度、压力传感器的宇航服;如今又出现了融合微针生物传感的微创贴片,如 Zhao 等^[60]开发的蚕丝基微针葡萄糖传感器,通过穿透角质层实现 24 h 连续监测,兼具低痛感与高灵敏度,具体原理如图 2 所示)。

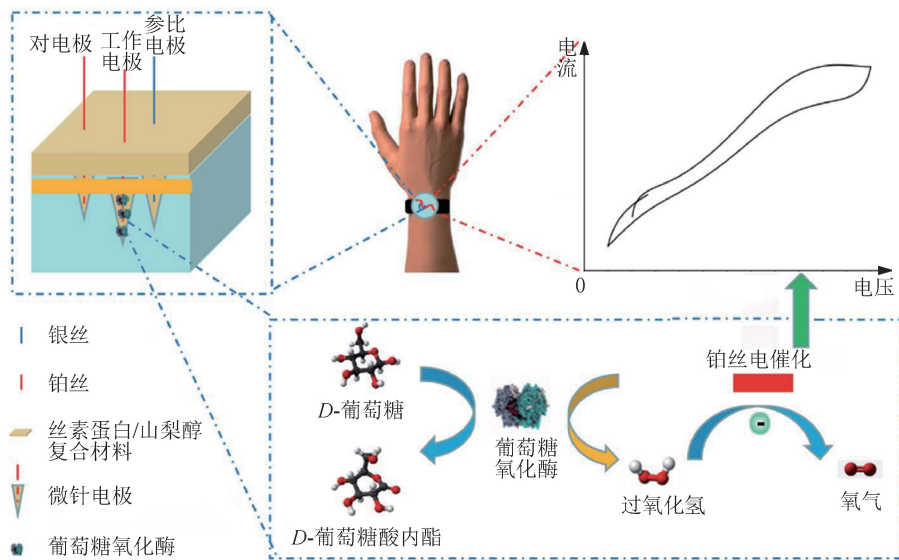


图 2 蚕丝基微针葡萄糖传感器原理示意

Fig. 2 Schematic of the principle of silk-based microneedle glucose sensor

丝素蛋白^[61]是一种良好的生物相容性材料。脱胶后的蚕壳在溴化锂溶液中溶解后,再经透析可得到丝素蛋白溶液;接着,将丝素蛋白溶液注射到模具中,抽真空烘干处理后可以得到丝素蛋白微针;最后,丝素蛋白^[62]微针可以通过一定的处理方式制作成酶类的载体,进而制作成生物传感器,用于检测人体的生理指标^[55]。这种传感器通过刺入人体皮肤检测生理指标,但面临电极稳定性的问题。酶电极长期保存时会面临失活的风险,这是否会对测量的电信号产生一定程度的影响,以及在组织液中进行

电信号测量时是否会受到其他生理信号分子的干扰,都是未来需要解决的问题。

在非侵入式检测领域,Duan 等^[63]设计的可穿戴传感贴片集成了汗液诱导与电化学传感双重功能,其抗菌性涂层与弹性结构还降低了长期贴附感染的风险,解决了运动干扰问题,为居家慢性病管理提供了高舒适性方案。

未来的医疗检测技术面临精准、无痛的巨大挑战。当下,医疗机构多通过扎手指或抽血等方式对血糖、尿酸等关键指标进行检测,化验结果虽然精

确,但过程过于繁琐;而市面上的智能手表、皮肤贴片等新兴可穿戴器械虽然无痛,但测得的数据易出错(如汗液中的成分会干扰检测结果等)。

突破的关键在于研发新型检测工具。如用直径仅为头发丝万分之一的纳米针贴附于皮肤实现无痛检测,能直接捕捉到和血液浓度最接近的生物信号分子;再搭配微型过滤芯片,自动去除汗液中的杂质,汇集待测物质;最后通过智能算法,结合体温、出汗量等实时数据动态修正误差,使所测数据与抽血结果同样精准。如此,人们在家贴着创可贴大小的检测贴,就能实时掌握真实的健康状态,既不必忍受反复扎针的痛苦,又能获得医疗级的准确数据。这种技术的突破将彻底改变诸如糖尿病等慢性病患者的日常管理方式。

6 结语

综上所述,可穿戴检测技术通过非侵入式手段,或结合微创式手段,实现了对多类生理指标的实时监测。监测指标涵盖多类生物标志物:代谢物(如葡萄糖和乳酸)、电解质(如 Na^+ 及 K^+)、炎症标志物(如细胞因子和 C 反应蛋白)、病原体分子(如病毒抗原或抗体)、呼出气成分(以挥发性有机物为代表),以及酶活性(如酪氨酸酶活性)。可穿戴检测技术显著提升了慢性病管理、传染病筛查和呼吸系统疾病评估的效能,其可与柔性电子、AI 算法及新型材料如蚕丝基微针融合,推动医疗健康模式向精准化、个性化和治疗一体化的闭环体系转型,为未来健康管理提供革新性解决方案。



期刊采编平台



中国知网下载

参考文献

[1] LIANG M D, LI Z L, WANG W S, et al. A CRISPR-Cas12a-derived biosensing platform for the highly sensitive detection of diverse small molecules [J]. Nature Communications, 2019, 10: 3672.

[2] IDILI A, PAROLO C, ALVAREZ-DIDUK R, et al. Rapid and efficient detection of the SARS-CoV-2 spike

protein using an electrochemical aptamer-based sensor [J]. ACS Sensors, 2021, 6(8): 3093-3101.

[3] ANDERSEN B, SMEDSGAARD J, JØRRING I, et al. Real-time PCR quantification of the AM-toxin gene and HPLC qualification of toxigenic metabolites from *Alternaria* species from apples [J]. International Journal of Food Microbiology, 2006, 111(2): 105-111.

[4] RICHARD B, NIYAS K, ANKITHA M, et al. Biological metal-organic framework-embedded MXene nanocomposite as a wearable transducer patch for real-time monitoring of the sleep hormone [J]. ACS Applied Nano Materials, 2024, 7(8): 9585-9597.

[5] CAO C M, ZHANG F Y, GOLDYS E M, et al. Advances in structure-switching aptasensing towards real time detection of cytokines [J]. Trends in Analytical Chemistry, 2018, 102: 379-396.

[6] GUO X R, ZHOU L Y, LIU X Z, et al. Fluorescence detection platform of metal-organic frameworks for biomarkers [J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2023, 229: 113455.

[7] NAVARRO E, SERRANO-HERAS G, CASTAÑO M J, et al. Real-time PCR detection chemistry [J]. Clinica Chimica Acta, 2015, 439: 231-250.

[8] JAHN-SCHMID B, HARWANEGG C, HILLER R, et al. Allergen microarray: comparison of microarray using recombinant allergens with conventional diagnostic methods to detect allergen-specific serum immunoglobulin E [J]. Clinical & Experimental Allergy, 2003, 33(10): 1443-1449.

[9] CHUNG D C, GRAY D M, SINGH H, et al. A cell-free DNA blood-based test for colorectal cancer screening [J]. The New England Journal of Medicine, 2024, 390(11): 973-983.

[10] COHEN J D, JAVED A A, THOBURN C, et al. Combined circulating tumor DNA and protein biomarker-based liquid biopsy for the earlier detection of pancreatic cancers [J]. PNAS, 2017, 114(38): 10202-10207.

[11] CHUNG M, FORTUNATO G, RADACSI N. Wearable flexible sweat sensors for healthcare monitoring: a review [J]. Journal of the Royal Society Interface, 2019, 16(159): 20190217.

[12] RECKAMP K L, MELNIKOVA V O, KARLOVICH C, et al. A highly sensitive and quantitative test platform for detection of NSCLC *EGFR* mutations in urine and plasma [J]. Journal of Thoracic Oncology, 2016, 11

- (10): 1690-1700.
- [13] WU Y Q, LUN W C, ZENG H, et al. A facile near-infrared xantheno fluorescence probe for visualizing of hypochlorous acid *in vitro* and *in vivo* [J]. *Analytica Chimica Acta*, 2024, 1294: 342292.
- [14] RILEY R S, HOGAN T F, PAVOT D R, et al. A pathologist's perspective on bone marrow aspiration and biopsy: I. performing a bone marrow examination [J]. *Journal of Clinical Laboratory Analysis*, 2004, 18(2): 70-90.
- [15] ATANASOV P, WILKINS E. Biosensor for continuous glucose monitoring [J]. *Biotechnology and Bioengineering*, 1994, 43(3): 262-266.
- [16] GOUMA P, KALYANASUNDARAM K, YUN X, et al. Nanosensor and breath analyzer for ammonia detection in exhaled human breath [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2010, 10(1): 49-53.
- [17] SONG M Y, BAI H, ZHANG P, et al. Promising applications of human-derived saliva biomarker testing in clinical diagnostics [J]. *International Journal of Oral Science*, 2023, 15: 2.
- [18] WANG Q Q, GUAN Q S, CHENG J L, et al. A splitting-detection joint-decision receiver for ultrasonic intra-body communications [C] // *Proceedings of the GLOBECOM 2020-2020 IEEE Global Communications Conference*. New York: IEEE, 2020: 1-6.
- [19] 邹雨航, 张倩, 魏乐倩, 等. 载药 MOF 涂层抗菌真丝缝合线的制备及性能 [J]. *东华大学学报(自然科学版)*, 2023, 49(6): 11-18.
- [20] JOSHI A M, JAIN P, MOHANTY S P, et al. iGLU 2.0: a new wearable for accurate non-invasive continuous serum glucose measurement in IoMT framework [J]. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 2020, 66(4): 327-335.
- [21] LIN P H, SHEU S C, CHEN C W, et al. Wearable hydrogel patch with noninvasive, electrochemical glucose sensor for natural sweat detection [J]. *Talanta*, 2022, 241: 123187.
- [22] GAO R, WANG L, LI D, et al. A highly adsorptive electrochemical fiber sensor for real-time and accurate detection of intracranial nitric oxide [J]. *Science China Materials*, 2024, 67(4): 1320-1331.
- [23] ZOU K Y, LI Q M, LI D, et al. A highly selective implantable electrochemical fiber sensor for real-time monitoring of blood homovanillic acid [J]. *ACS Nano*, 2024, 18(10): 7485-7495.
- [24] 刘俊丽, 王培伟. 丝素蛋白纳米纤维非织造布及其在组织工程中的应用研究 [J]. *产业用纺织品*, 2008, 26(7): 7-10.
- [25] REN M N, LI J M, LV L Y, et al. A wearable and high-performance capacitive pressure sensor based on a biocompatible PVP nanofiber membrane *via* electrospinning and UV treatment [J]. *Journal of Materials Chemistry C*, 2022, 10(29): 10491-10499.
- [26] MI Z Y, XIA Y Y, DONG H, et al. Microfluidic wearable electrochemical sensor based on MOF-derived hexagonal rod-shaped porous carbon for sweat metabolite and electrolyte analysis [J]. *Analytical Chemistry*, 2024, 96(42): 16676-16685.
- [27] LI S, LI H, LU Y C, et al. Advanced textile-based wearable biosensors for healthcare monitoring [J]. *Biosensors*, 2023, 13(10): 909.
- [28] SAMPEI K, OGAWA M, TORRES C C C, et al. Mental fatigue monitoring using a wearable transparent eye detection system [J]. *Micromachines*, 2016, 7(2): 20.
- [29] LIU W J, WANG S H, MEI D Q, et al. Wearable gait detection device by perception of proximity and pressure at the knee [J]. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2025(99): 1-10.
- [30] LEE H, HONG Y J, BAIK S, et al. Enzyme-based glucose sensor: from invasive to wearable device [J]. *Advanced Healthcare Materials*, 2018, 7(8): 1701150.
- [31] IQBAL S M A, LEAVITT M A, MAHGOUB I, et al. Advances in cardiovascular wearable devices [J]. *Biosensors*, 2024, 14(11): 525.
- [32] CHUA S K, CHEN L C, LIEN L M, et al. Comparison of arrhythmia detection by 24-hour holter and 14-day continuous electrocardiography patch monitoring [J]. *Acta Cardiologica Sinica*, 2020, 36(3): 251-259.
- [33] LI Q F, CHEN X, WANG H, et al. Pt/MXene-based flexible wearable non-enzymatic electrochemical sensor for continuous glucose detection in sweat [J]. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2023, 15(10): 13290-13298.
- [34] 李晓茹. 湿法纺制再生丝素蛋白/氧化石墨烯导电长丝 [J]. *产业用纺织品*, 2019, 37(6): 19-24.
- [35] BARANWAL J, BARSE B, GATTO G, et al. Electrochemical sensors and their applications: a review [J]. *Chemosensors*, 2022, 10(9): 363.
- [36] LI Y, WEI X F, CHEN L S, et al. Nickel-molybdenum

- nitride nanoplate electrocatalysts for concurrent electrolytic hydrogen and formate productions [J]. Nature Communications, 2019, 10: 5335.
- [37] ELGRISHI N, ROUNTREE K J, MCCARTHY B D, et al. A practical beginner's guide to cyclic voltammetry[J]. Journal of Chemical Education, 2018, 95 (2): 197-206.
- [38] HERNLEM B J, TSAI L S. Titration of chlorine: amperometric versus potentiometric[J]. Journal AWWA, 2000, 92(12): 101-107.
- [39] CHEN T K, LAU Y Y, WONG D K Y, et al. Pulse voltammetry in single cells using platinum microelectrodes [J]. Analytical Chemistry, 1992, 64(11): 1264-1268.
- [40] XU Y C, XIE X W, DUAN Y, et al. A review of impedance measurements of whole cells[J]. Biosensors and Bioelectronics, 2016, 77: 824-836.
- [41] WANG Y Z. The electrochemistry of uric acid at a gold electrode modified with L-cysteine, and its application to sensing uric urine[J]. Microchimica Acta, 2011, 172 (3): 419-424.
- [42] JALAL N R, MADRAKIAN T, AHMADI M, et al. Wireless wearable potentiometric sensor for simultaneous determination of pH, sodium and potassium in human sweat[J]. Scientific Reports, 2024, 14: 11526.
- [43] FIORE L, MAZZARACCHIO V, ANTINUCCI A, et al. Wearable electrochemical device based on butterfly-like paper-based microfluidics for pH and Na⁺ monitoring in sweat[J]. Microchimica Acta, 2024, 191(10): 580.
- [44] WANG Z, YI N Z, ZHENG Z H, et al. Self-powered and degradable humidity sensors based on silk nanofibers and its wearable and human-machine interaction applications[J]. Chemical Engineering Journal, 2024, 497: 154443.
- [45] LIANG A X, CHEN X Y. A non-contact porous composite fiber paper-based humidity sensor for wearable breathing and skin humidity monitoring[J]. Journal of Materials Chemistry A, 2024, 12(42): 29081-29091.
- [46] GONG R X, DONG Y J, GE D, et al. Wet spinning fabrication of robust and uniform intrinsically conductive cellulose nanofibril/silk conductive fibers as bifunctional strain/humidity sensor in potential smart dressing[J]. Advanced Fiber Materials, 2024, 6(4): 993-1007.
- [47] KUO W C, WU T C, WANG J S. Design and application of a flexible blood oxygen sensing array for wearable devices [J]. Micromachines, 2022, 13 (10): 1742.
- [48] SUN J Y, GE J C, LIU W M, et al. Multi-enzyme co-embedded organic-inorganic hybrid nanoflowers: synthesis and application as a colorimetric sensor[J]. Nanoscale, 2014, 6(1): 255-262.
- [49] LIN T R, ZHONG L S, GUO L Q, et al. Seeing diabetes: visual detection of glucose based on the intrinsic peroxidase-like activity of MoS₂ nanosheets[J]. Nanoscale, 2014, 6(20): 11856-11862.
- [50] ZAFAR H, CHANNA A, JEOTI V, et al. Comprehensive review on wearable sweat-glucose sensors for continuous glucose monitoring[J]. Sensors, 2022, 22(2): 638.
- [51] WANG S Y, ZHU M M, ZHAO L, et al. Insulin-loaded silk fibroin microneedles as sustained release system [J]. ACS Biomaterials Science & Engineering, 2019, 5 (4): 1887-1894.
- [52] RODBARD D. Continuous glucose monitoring: a review of successes, challenges, and opportunities [J]. Diabetes Technology & Therapeutics, 2016, 18(S2): 3-13.
- [53] IMANI S, BANDODKAR A J, VINU MOHAN A M, et al. A wearable chemical-electrophysiological hybrid biosensing system for real-time health and fitness monitoring [J]. Nature Communications, 2016, 7: 11650.
- [54] RONG Z M, LEITAO E, POPPLEWELL J, et al. Needle enzyme electrode for lactate measurement *in vivo* [J]. IEEE Sensors Journal, 2008, 8(1): 113-120.
- [55] 于成龙, 秦金桥, 美国平, 等. 高、低相对分子质量再生丝素蛋白改性丝素纤维人工血管材料的探究 [J]. 产业用纺织品, 2022, 40(1): 22-32.
- [56] YANG Q, LI J H, WANG X Y, et al. Strategies of molecular imprinting-based fluorescence sensors for chemical and biological analysis [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2018, 112: 54-71.
- [57] PENG S, TAN Z, CHEN S Y, et al. Integrating CRISPR-Cas12a with a DNA circuit as a generic sensing platform for amplified detection of microRNA [J]. Chemical Science, 2020, 11(28): 7362-7368.
- [58] AHSAN M U, GOURU A, CHAN J, et al. A signal processing and deep learning framework for methylation detection using Oxford Nanopore sequencing[J]. Nature Communications, 2024, 15: 1448.

(下转第 24 页)