

Biossensores Eletroquímicos Vestíveis para o Monitoramento da Saúde Humana: Uma Revisão

Wearable Electrochemical Biosensors for Human Health Monitoring: A Review

Sthephane P. de Oliveira,^a Arnaldo C. Pereira^{a,*}

^aUniversidade Federal de São João del-Rei, Campus Dom Bosco, Departamento de Ciências Naturais, CEP 36301-160, São João del-Rei-MG, Brasil

*E-mail: arnaldo@ufsj.edu.br

Submissão: 25 de Fevereiro de 2026 – Aceite: 2 de Julho de 2026 – Publicado online: 14 de Julho de 2026

Editor Responsável: Marcela Cristina de Moraes

Advances in wearable technology have been driven by the development and miniaturization of integrated circuits and smart devices. In this context, wearable electrochemical biosensors stand out for their ability to enable continuous, real-time health monitoring. The incorporation of biological components has increased the sensitivity and selectivity of these sensors, enabling the detection of ions, proteins, and other biomarkers in biological fluids. Although this is a relatively new research field that still faces significant challenges, such as result reliability, chemical interference, and manufacturing costs, wearable biosensors show strong potential to expand access to healthcare through rapid and early diagnostics. Consequently, recent scientific research has focused on the fabrication of these biosensors using a wide range of biological materials, conductive materials, and substrates, together with different printing techniques, which are important factors in ensuring good device performance. Therefore, this review addresses key aspects of wearable electrochemical biosensors reported in the literature, including their main components, fabrication techniques, biological fluids, and the challenges for their broad development and large-scale accessibility.

Keywords: Wearable biosensors; electrochemical detection; health monitoring; biological fluids.

1. Introdução

Nos últimos anos, observa-se um aumento significativo na produção de dispositivos eletrônicos vestíveis capazes de monitorar parâmetros da saúde humana. O valor de mercado desses dispositivos já ultrapassa 1,5 bilhão de dólares, com estimativas de crescimento contínuo até 2030.¹ Este crescimento também se deve à alta demanda por aparelhos eletrônicos como smartphones e smartwatches juntamente à capacidade de associação destes dispositivos com sensores.²

Sensores são dispositivos projetados para converter estímulos ambientais em sinais interpretáveis, sendo classificados como sensores físicos, químicos ou biossensores conforme a natureza do fenômeno detectado.³⁻⁵ Quando integrados a acessórios ou vestimentas em contato com o corpo, esses dispositivos são denominados sensores vestíveis, destacando-se na área da saúde por permitirem o monitoramento contínuo e, em muitos casos, não invasivo de parâmetros biológicos de forma mais acessível.^{6,7} Na eletroquímica, tais sensores recebem destaque por viabilizarem a miniaturização e o uso de substratos flexíveis, biocompatíveis e biodegradáveis. Diferente dos sensores impressos estáticos, os sensores vestíveis permitem uma

interface direta com o corpo, especialmente quando funcionalizadas com elementos biológicos. Essa integração transforma-os em biossensores de alto desempenho para a análise de fluidos biológicos. Além disso, a impressão desses sistemas em suportes flexíveis viabiliza a principal vantagem destes dispositivos, que é a detecção em tempo real de analitos essenciais como glicose, lactato e eletrólitos (como sódio e potássio), mitigando algumas limitações físicas dos métodos laboratoriais tradicionais, como falta de portabilidade e miniaturização, rigidez estrutural e necessidade de recipientes e frascos de coleta de amostras.⁷⁻⁹

Nesse contexto, os biossensores eletroquímicos vestíveis destacam-se por integrar biorreceptores específicos a transdutores que convertem o reconhecimento do analito em sinais mensuráveis.² Devido ao avanço em materiais flexíveis e biocompatíveis, estes dispositivos possibilitam o biomonitoramento não invasivo de fluidos como suor, saliva, lágrimas e fluido intersticial, oferecendo uma alternativa rápida e econômica aos métodos clínicos tradicionais, como exames de sangue e biópsias.^{10,11} Caracterizados por, em geral, possuírem alta sensibilidade, portabilidade e curto tempo de resposta, esses sistemas miniaturizados podem ser incorporados em vestimentas, acessórios ou aplicados

diretamente sobre a pele, consolidando-se como ferramentas promissoras para o acompanhamento contínuo da saúde.¹¹

Nas últimas décadas, o desenvolvimento de dispositivos de diagnóstico vestíveis e flexíveis intensificou-se, visando superar a eficiência de modelos consolidados, como os sistemas de Monitoramento Contínuo de Glicose (MCG). O objetivo central é permitir o acompanhamento contínuo de parâmetros fisiológicos com o mínimo de desconforto para o usuário.¹² Esse avanço tecnológico é corroborado pela crescente produção acadêmica na área, como ilustrado na Figura 1. Um levantamento realizado na base Scopus, revela um aumento expressivo nas publicações entre 2010 e 2025, evidenciando o vasto potencial desses biossensores no cenário da saúde moderna.

Diante do exposto, este artigo apresenta uma revisão crítica que se concentra nos biossensores eletroquímicos vestíveis com o objetivo de analisar sua composição, os diferentes processos de fabricação desses dispositivos, as formas de aplicação desses biossensores no monitoramento da saúde humana e os desafios enfrentados para sua implementação.

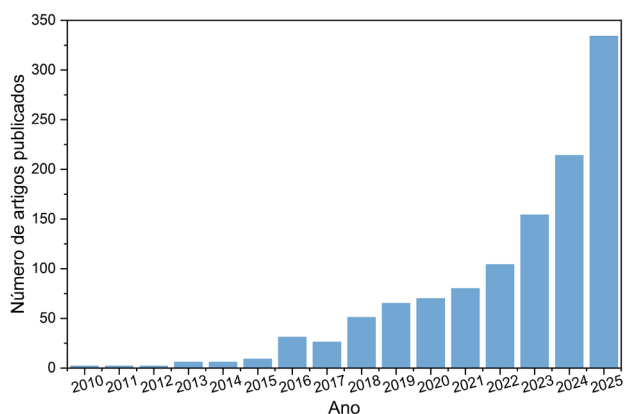


Figura 1. Gráfico referente às publicações de artigos entre 2010 e 2025, com o termo “Wearable electrochemical biosensor”. Pesquisa realizada na base de dados Scopus, acessado em 08/02/2026

2. Metodologia

A presente revisão teve como objetivo principal identificar e analisar pesquisas científicas que exploram a composição e potencial de biossensores eletroquímicos vestíveis na detecção de parâmetros fisiológicos para o monitoramento da saúde humana. Foi conduzida uma busca por estudos relevantes nas bases de dados Scopus, Web of Science, Scielo, Google Acadêmico, e PubMed, selecionando artigos de pesquisa publicados no período entre 2021 e 2026, contendo as palavras-chave ‘biossensores eletroquímicos’, ‘biossensores eletroquímicos vestíveis’ e ‘tecnologia vestível’. Após realizar a pesquisa, a escolha dos artigos obedeceu a critérios de relevância com o tema. As informações obtidas a partir da leitura dos artigos

foram organizadas em categorias como ‘Composição’, ‘Técnicas de fabricação’, ‘Fluidos biológicos’, ‘Aplicações’ e ‘Desafios’, buscando detalhar o estágio atual da pesquisa em biossensores eletroquímicos vestíveis bem como os desafios para o avanço da tecnologia vestível.

3. O Funcionamento dos Biossensores Eletroquímicos Vestíveis

O funcionamento dos biossensores eletroquímicos vestíveis baseia-se na detecção e quantificação de biomarcadores presentes em fluidos corporais, a partir da incorporação de um bioreceptor que interage seletivamente com o analito de interesse, presente em um biofluido. Essa interação gera um sinal baseado em reações físico-químicas, como processos de oxirredução, que ocorrem na superfície do sensor. Este sinal é posteriormente convertido por um transdutor em um sinal elétrico (corrente ou tensão) e processado em dispositivos como smartphones ou computadores, gerando uma leitura mensurável. Essa leitura é então interpretada para avaliar diversos parâmetros de saúde, auxiliando na triagem de doenças em estágio inicial ou no acompanhamento de condições crônicas em tempo real, fornecendo dados valiosos para a prevenção e cuidado com a saúde.^{13,14}

Nestes biossensores, uma vez que os dados são obtidos, eles são enviados para um módulo de processamento central, composto por um circuito de leitura e condicionamento de sinal. Esse módulo atua no processamento e organização dos dados brutos coletados. Em seguida, um módulo de comunicação sem fio, geralmente baseado em tecnologia Bluetooth de baixo consumo, atua na transmissão dos dados processados para um dispositivo externo, como um smartphone ou computador. No dispositivo receptor, o processo continua com a análise dos dados, que interpreta as informações e as traduz em um feedback de saúde, preferencialmente de fácil compreensão para o usuário.¹⁵

Os elementos de reconhecimento biológico (ERBs) desempenham um papel central nestes biossensores, pois podem interagir seletivamente e especificamente com um biomarcador gerando uma resposta de sinal mensurável, como no caso dos anticorpos. Os ERBs mais empregados nestes biossensores incluem: enzimas, biopolímeros como celulose, gelatina e quitosana; receptores naturais como anticorpos, peptídeos e aptâmeros.¹⁶

Os principais elementos que compõem um biossensor eletroquímico vestível, bem como seus exemplos e sua função são apresentados na Figura 2.

Os biossensores eletroquímicos vestíveis oferecem vantagens significativas, como portabilidade, flexibilidade e alta sensibilidade, consolidando-se como ferramentas promissoras para o monitoramento rápido e não invasivo de fluidos biológicos.¹⁷ Contudo, ainda existem desafios

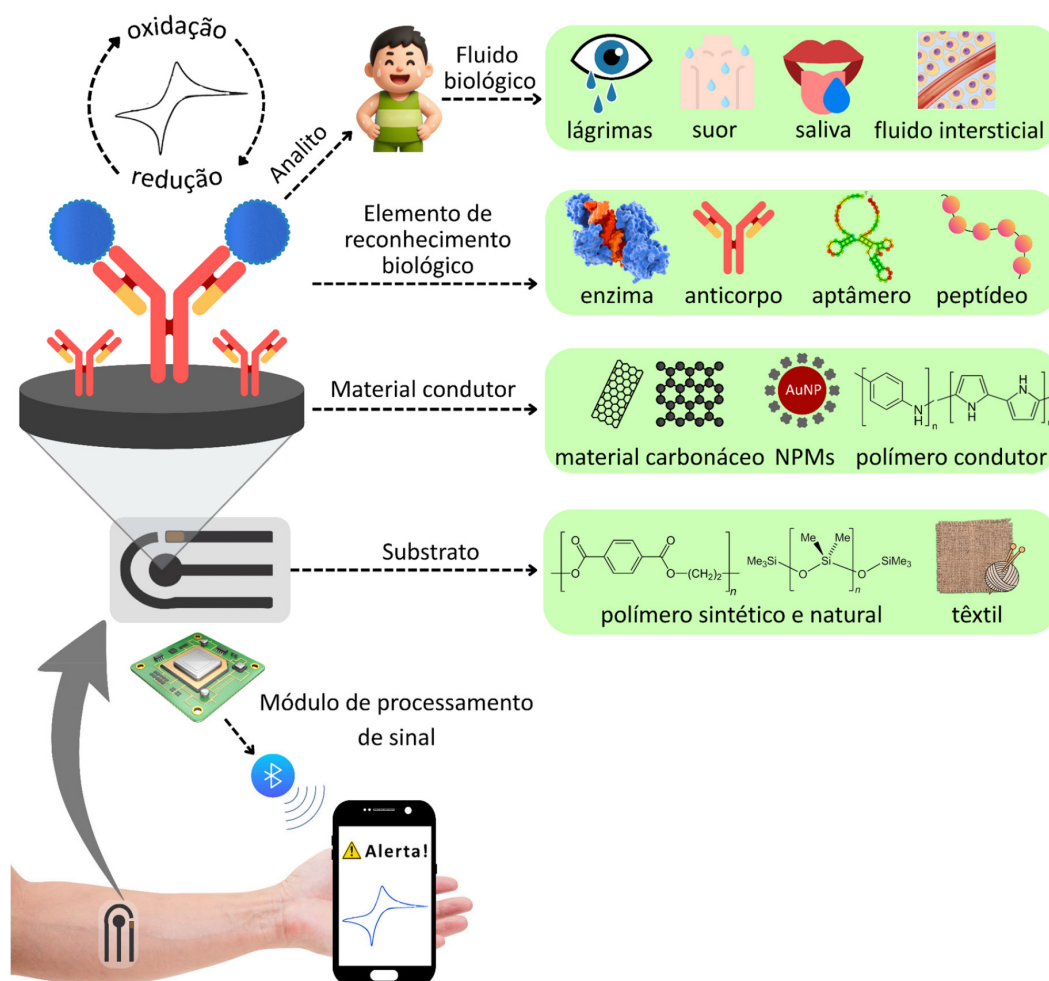


Figura 2. Representação esquemática dos componentes de um biossensor eletroquímico vestível, apresentando seus respectivos exemplos e funções fundamentais

para ampla comercialização desses dispositivos, como o custo de fabricação e a necessidade de maior resistência mecânica. Do ponto de vista analítico, a complexidade das matrizes biológicas e a diluição de biomarcadores têm levado as pesquisas atuais a focar na otimização da estabilidade e seletividade desses dispositivos, explorando novos materiais e técnicas de fabricação para superar tais limitações e garantir maior precisão durante as análises.^{16,17}

Para a análise dos estudos incluídos nesta revisão, foram definidos critérios relacionados às características estruturais, funcionais e de desempenho dos biossensores eletroquímicos vestíveis. Esses critérios envolveram aspectos como materiais utilizados, técnicas de fabricação, fluidos biológicos analisados, analitos e principais limitações reportadas. A sistematização desses parâmetros está apresentada no Quadro 1.

4. A Composição

A definição dos materiais que compõem um biossensor vestível é um fator determinante, pois está diretamente

relacionada com sua funcionalidade e conforto ao paciente. Idealmente, estes dispositivos devem ser não invasivos, flexíveis, adaptáveis e biocompatíveis. Em geral, os principais componentes destes biossensores são o substrato, o material condutor e o elemento de reconhecimento biológico (Figura 2), sendo os mais comumente empregados relacionados a seguir.

4.1. O substrato

O substrato corresponde à base estrutural dos biossensores eletroquímicos vestíveis, sendo responsável por fornecer suporte mecânico e flexibilidade ao dispositivo. A escolha do substrato influencia diretamente propriedades como conforto, estabilidade e integração com o corpo humano.¹⁸ Nesta revisão, o substrato é considerado um critério analítico central, pois impacta tanto o desempenho quanto a viabilidade de aplicação dos dispositivos. Dessa forma, os estudos foram analisados e organizados de acordo com os principais tipos de substratos utilizados, conforme apresentado a seguir.

Quadro 1. Parâmetros de pesquisa que foram abordados nesta revisão

Critério de Avaliação	Descrição	Aplicação na Revisão
Substrato	Base estrutural do dispositivo vestível	Identificação de substratos flexíveis como tecidos e polímeros
Material condutor	Materiais empregados para condução elétrica	Avaliação de materiais como grafeno, ouro e polímeros condutores
Elemento de reconhecimento biológico	Elementos responsáveis pelo reconhecimento (enzimas, anticorpos, etc.)	Análise do tipo de biomolécula utilizada
Técnicas de fabricação	Métodos utilizados na construção do biossensor	Classificação de técnicas de impressão (serigrafia, 3D, LIG e litografia)
Fluido biológico analisado	Tipo de amostra utilizada	Fluidos como lágrimas, suor, saliva e fluido intersticial
Tipo de analito	Parâmetros fisiológicos detectados	Lactato, glicose, proteínas, entre outros
Desempenho do biossensor	Eficiência e qualidade da detecção	Faixa linear de resposta e limite de detecção
Limitações e desafios	Problemas relatados nos estudos	Interferência química, custo, estabilidade, reprodutibilidade

4.1.1. Polímeros naturais e sintéticos

Polímeros são macromoléculas de grande importância na fabricação de sensores. Eles possuem uma estrutura molecular que confere a eles propriedades como flexibilidade, resistência e, em muitos casos, biocompatibilidade, tornando-os materiais ideais para o desenvolvimento de dispositivos que interagem diretamente com o corpo humano. No contexto dos biossensores vestíveis, os polímeros têm sido empregados para oferecer suporte estrutural e, ao mesmo tempo, permitir a flexibilidade necessária em tecnologias vestíveis. Essa adaptabilidade permite que estes biossensores se ajustem confortavelmente à pele ou se integrem a tecidos, possibilitando o monitoramento contínuo da saúde sem causar desconforto.¹⁹

Nesse contexto, diversos polímeros sintéticos e naturais têm sido amplamente utilizados como substratos para biossensores vestíveis. Dentre os mais empregados destacam-se o polidimetilsiloxano (PDMS)²⁰ e o polietileno tereftalato (PET),²¹ ambos com propriedades mecânicas robustas e capacidade de manter a integridade do sensor mesmo quando submetido a movimentos e flexões. Além disso, biopolímeros como celulose, quitosana, seda, alginato e gelatina têm ganhado destaque na eletrônica flexível devido à sua biocompatibilidade e biodegradabilidade e facilidade de modificação, oferecendo uma alternativa mais sustentável para o desenvolvimento de dispositivos de contato direto com o corpo.²²

Muitos trabalhos presentes na literatura têm empregado diferentes polímeros como substratos na produção de sensores eletroquímicos, incluindo os vestíveis. Polímeros naturais, como a quitosana e a celulose, destacam-se pela alta biocompatibilidade, biodegradabilidade e caráter renovável, facilitando a adesão de biomoléculas, porém, apresentam limitações quanto à estabilidade mecânica em ambientes úmidos e menor durabilidade a longo prazo.²³ Em contrapartida, polímeros sintéticos como o PDMS e

o PET têm sido os mais usados por oferecerem vantagens significativas em termos de resistência química, maior flexibilidade e estabilidade, sendo propriedades muito importantes na fabricação de dispositivos que sofrem estresse mecânico constante, sendo o caso dos sensores vestíveis. Por outro lado, o emprego desses materiais gera desafios relacionados à dificuldade de funcionalização e ao maior impacto ambiental devido à sua lenta degradação.²⁴ Além disso, os polímeros sintéticos são superfícies impermeáveis que podem causar desconforto térmico. Já os sensores têxteis, permitem a respirabilidade e o transporte de biofluidos por capilaridade. No entanto, eles enfrentam desafios maiores na padronização da área superficial e na manutenção da condutividade sob ciclos repetitivos de lavagem e estiramento, exigindo estratégias de fabricação mais complexas que os substratos poliméricos.²⁵

Liu *et al.*²⁶ desenvolveram um imunossensor vestível para detecção de cortisol no suor, utilizando o polímero PDMS como substrato flexível e extensível. A arquitetura do dispositivo, composta por nanotubos de carbono de paredes múltiplas (MWCNTs) e nanopartículas de ouro (AuNPs) sobre o PDMS, conferiu ao sensor boa estabilidade mecânica a torções e alongamentos, mantendo o desempenho eletroquímico sob deformação. Com um limite de detecção (LD) de 0,3 fg mL⁻¹ e validação por métodos comerciais (CLIA), o dispositivo demonstrou ser uma ferramenta eficaz para diagnóstico no ponto de atendimento ou “point-of-care”, unindo alta sensibilidade analítica à durabilidade física. Em outro estudo conduzido por Jin *et al.*²⁷ foi desenvolvido um biossensor eletroquímico vestível para o monitoramento contínuo de glicose. O dispositivo foi impresso por serigrafia em um substrato flexível de PET. A composição do biossensor combina o polímero poli(N-fenilglicina) para imobilização enzimática e uma membrana externa de poliuretano, resultando em uma faixa linear de 1 a 30 mmol L⁻¹ e sensibilidade de

12,69 $\mu\text{A mM}^{-1} \text{cm}^{-2}$ *in vitro*. O uso do PET garantiu a flexibilidade necessária para a aplicação do biossensor que demonstrou estabilidade por 30 dias e validação bem-sucedida em testes *in vivo* para monitoramento glicêmico.

4.1.2. Têxtil

Biossensores de base têxtil podem ser fabricados incorporando fibras ou fios condutores em tecidos ou impressos diretamente sobre material, resultando em uma estrutura flexível e adaptável. Estruturalmente, podem ser categorizados como biossensores de fio, fibra ou tecido, projetados para coletar uma quantidade mínima de fluido biológico do corpo humano, encontrando aplicações em roupas esportivas e de lazer capazes de monitorar os níveis de diferentes parâmetros biológicos durante a prática de atividades físicas, por exemplo.¹⁹ Estes dispositivos, embora promissores, podem apresentar limitações de desempenho, especialmente quando submetidos a grandes deformações mecânicas, o que pode danificar os circuitos condutores. Para superar esse desafio, uma abordagem tem sido a produção direta de filamentos ou fios condutores elastoméricos. Essa metodologia eleva a durabilidade e a funcionalidade dos sensores têxteis, garantindo que mantenham seu desempenho mesmo em condições de uso mais exigentes.²⁸

A escolha do tecido como substrato para um biossensor é estratégica devido à sua natureza macia e flexível, que se adapta à pele e garante bom contato para uso a longo prazo. Tendo isso em vista, Khosravi *et al.*²⁹ fabricaram um biossensor eletroquímico de base têxtil e serigrafado para o monitoramento de glicose no suor. O dispositivo apresentou uma resposta linear na faixa de 20 a 1000 $\mu\text{mol L}^{-1}$ de concentração de glicose, altas sensibilidade (18,41 $\mu\text{A mmol}^{-1} \text{L cm}^{-2}$) e seletividade. A flexibilidade do substrato têxtil foi um diferencial, permitindo que o biossensor suportasse 200 ciclos de torção mecânica e flexão por meio da dobra do biossensor em uma haste de metal, sem alterações significativas em seu desempenho. Dessa forma, o biossensor têxtil representa uma plataforma promissora para monitorar bioanalitos no suor. Em paralelo, Khan *et al.*³⁰ descreveram o desenvolvimento de um biossensor eletroquímico para monitoramento de lactato, que foi desenvolvido utilizando tecido de algodão como substrato flexível, tratado para ser hidrofóbico e reter o suor na área de detecção. O dispositivo emprega um sistema de três eletrodos baseado em uma pasta de grafite, poliuretano, óxido de grafeno reduzido e azul da Prússia e fios de prata bordados, garantindo a conectividade elétrica. Com um LD de 0,4 mmol L^{-1} no suor, o biossensor destaca-se por manter sua reprodutibilidade mesmo após a lavagem.

4.2. Material condutor

Os materiais condutores desempenham um papel essencial nos sensores eletroquímicos, sendo responsáveis por conduzir corrente elétrica e facilitar o transporte de elétrons durante as reações químicas. O mecanismo de transmissão da informação ocorre por meio da transdução eletroquímica na interface eletrodo-biofluido, onde a interação química ou biológica do analito gera um fluxo de elétrons ou uma variação de potencial. Esse sinal é então capturado pela rede condutora e convertido em uma resposta elétrica mensurável, proporcional à concentração do analito no fluido. Dessa forma, a escolha do condutor influencia diretamente propriedades como a sensibilidade, a condutividade elétrica e a eficiência da interface eletródica.³¹ Nesta revisão, o material condutor recebe destaque, pois impacta tanto os parâmetros analíticos, tais como o limite de detecção, quanto a estabilidade do sinal nos dispositivos eletroquímicos. Dessa forma, os estudos foram analisados e organizados de acordo com os principais tipos de materiais condutores utilizados que são os polímeros condutores, as nanopartículas metálicas e os materiais carbonáceos (Figura 3), conforme apresentado a seguir.

4.2.1. Polímeros condutores

Os polímeros condutores têm demonstrado grande potencial para a fabricação de biossensores vestíveis. Seu emprego se justifica por uma combinação de características vantajosas, como biocompatibilidade, flexibilidade e propriedades eletroquímicas atrativas. Entre os exemplos mais comuns de polímeros condutores utilizados estão: a polianilina (PANI),³² o poli(3,4-etilenodioxifenil):poli(estireno sulfonato) (PEDOT:PSS),³³ o polipirrol (PPy) e o politiofeno (PTh).³⁴ Uma das principais aplicações dos polímeros condutores em biossensores é como filmes ultrafinos usados como matriz para o aprisionamento ou imobilização de biomoléculas, como enzimas, antígenos, anticorpos e até células. Contudo, desafios relacionados à flexibilidade, elasticidade e miniaturização para produção em larga escala ainda persistem e são foco de pesquisa para a expansão do uso desses biossensores.³⁵

A PANI se destaca como matriz condutora por apresentar boa estabilidade, biocompatibilidade e flexibilidade, características derivadas de sua estrutura de anéis benzênicos e ligações alternadas. Em um trabalho conduzido por Lin *et al.*,³⁶ a utilização da polianilina como polímero condutor permitiu o desenvolvimento de um biossensor vestível flexível e de alta precisão. A PANI atuou como uma matriz estável para a imobilização da glicose oxidase (GOx) e pontos quânticos de grafeno dopados com nitrogênio, facilitando a detecção não invasiva de glicose. O grande diferencial da PANI neste sistema foi sua resistência

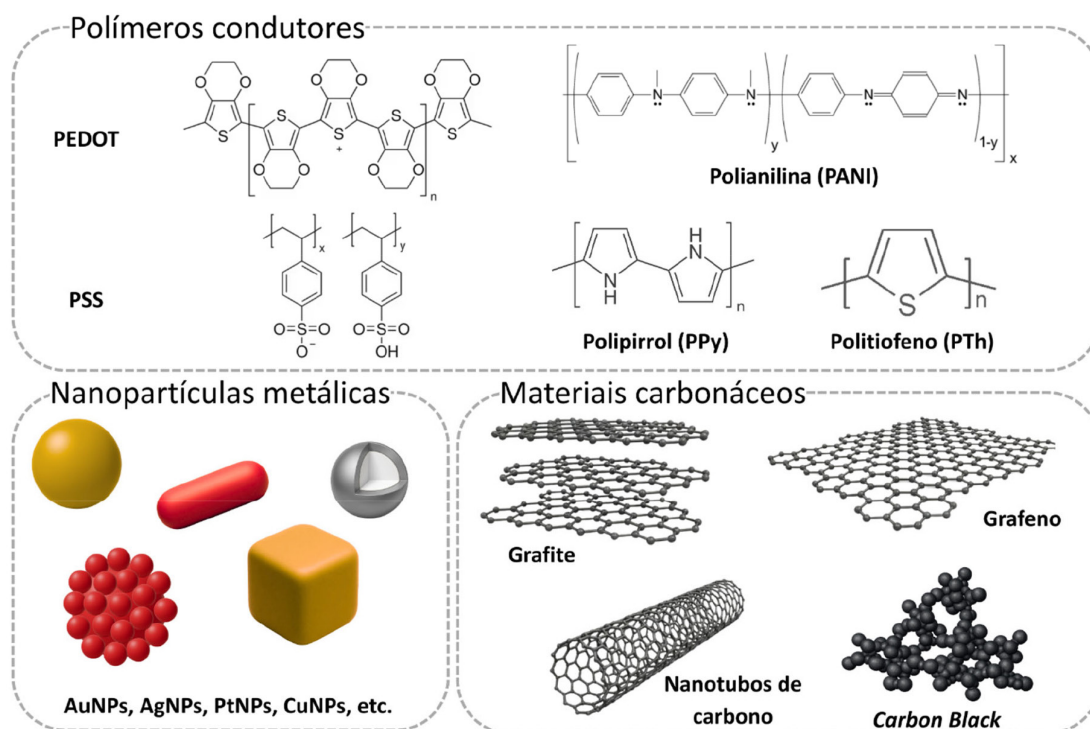


Figura 3. Representação dos principais materiais condutores empregados no desenvolvimento de sensores vestíveis

mecânica à deformação, mantendo sua morfologia e eficiência catalítica, resultando em uma sensibilidade de $28,2 \pm 0,62 \mu\text{A mM}^{-1} \text{cm}^{-2}$ e LD de $0,034 \text{ mmol L}^{-1}$ para glicose em suor artificial, demonstrando-se promissor para futuras aplicações *in vivo*. Em outro estudo, Pam *et al.*³⁷ desenvolveram um biossensor vestível baseado no polímero PEDOT:PSS que foi integrado a uma matriz de hidrogel (PVA/EG) e modificado com nanopartículas de níquel para criar um biossensor de glicose livre de enzimas. A natureza macia e a retenção de umidade inerente ao hidrogel de PEDOT:PSS proporcionaram uma compatibilidade interfacial superior com tecidos biológicos, obtendo-se duas faixas de resposta $0,03 - 0,40 \text{ mmol L}^{-1}$ e $0,40 - 0,70 \text{ mmol L}^{-1}$ e um LD de $17 \mu\text{mol L}^{-1}$ para testes *in vitro*, resultados que refletem a boa condutividade e estabilidade do dispositivo desenvolvido.

4.2.2. Nanopartículas metálicas

Os nanobiossensores representam uma evolução no desenvolvimento de biossensores em que nanomateriais, como as nanopartículas metálicas (NPMs), são integrados para otimizar o desempenho dos biossensores. As NPMs são vantajosas devido às suas propriedades únicas, que incluem uma elevada área de superfície, essencial para aumentar os locais de bioreconhecimento e a imobilização de receptores, melhor condutividade, além de promover maior eficiência catalítica, transferência de elétrons aprimorada e biocompatibilidade, características que as tornam altamente adequadas para a construção de

biossensores de alto rendimento.³⁸ Dentre os metais mais comumente empregados na síntese de NPMs e fabricação de biossensores estão incluídos ouro (Au), platina (Pt), paládio (Pd), prata (Ag), cobre (Cu) e cobalto (Co).³⁹

As nanopartículas de ouro se destacam na aplicação em biossensores devido a suas propriedades como biocompatibilidade e alta condutividade elétrica. Em um trabalho conduzido por Wang *et al.*,⁴⁰ os autores construíram um imunossensor flexível para detecção de marcadores de depressão (Apo-A4). A utilização das AuNPs, depositadas sobre grafeno dopado com nitrogênio (N-Gr), se deve à sua alta afinidade pelos grupos sulfidríla dos anticorpos, o que garante uma imobilização biológica eficiente e estável. As AuNPs atuaram na amplificação do sinal eletroquímico, permitindo um LD de $0,010 \text{ ng mL}^{-1}$ em soro integral. A forte adesão das nanopartículas ao substrato manteve o sinal estável mesmo sob deformações mecânicas, como enrolamento e flexão.

4.2.3. Materiais carbonáceos

Materiais carbonáceos são conhecidos por suas características como condutividade, estabilidade e biocompatibilidade, sendo amplamente empregados na fabricação de sensores eletroquímicos. Dentre os materiais carbonáceos mais utilizados estão o negro de fumo ou “Carbon Black” (CB), nanotubos de carbono (NTCs), grafeno e o óxido de grafeno.⁴¹ Muitas vezes, estes materiais são utilizados em conjunto com polímeros ou outros nanomateriais para criar compósitos com propriedades

melhores como condutividade. O grafeno, por exemplo, destaca-se por sua condutividade superior e alta área superficial. O CB é um nanomaterial amorfo, de baixo custo e que apresenta boa condutividade além de atuar como catalisador. Além disso, é muito empregado como modificador de sensores eletroquímicos.⁴²

Recentemente, Tang *et al.*⁴³ desenvolveram um biossensor vestível baseado em nanopartículas de *Carbon Black* (CBNPs) para detecção de glicose no suor humano. O emprego das CBNPs contribuiu para uma melhora no desempenho condutivo do biossensor devido a sua elevada condutividade elétrica e área superficial. O dispositivo foi aplicado em contato direto com a pele do braço e apresentou boa seletividade e estabilidade, com uma faixa linear de 5 a 1250 $\mu\text{mol L}^{-1}$, sensibilidade de 14,64 $\mu\text{A}/\text{mmol L}^{-1} \text{ cm}^2$ e um LD para glicose de 4,83 $\mu\text{mol L}^{-1}$. Os resultados obtidos foram comparados a testes comerciais de glicose, apresentando valores próximos, o que indica a capacidade do dispositivo de detectar pequenas quantidades de glicose, sendo uma solução promissora para ser empregada como no MCG no suor. Em paralelo, Zheng *et al.*⁴⁴ também desenvolveram um biossensor vestível para monitorar a glicose no suor. Contudo, o biossensor emprega como material condutor NTCs que foram empregados para converter um filme poroso de ácido poliglicólico (PGA) em uma rede condutora tridimensional (3D) de alta performance. O entrelaçamento dos NTCs na estrutura do PGA criou uma camada de forte adesão que amplificou a capacidade de transferência de elétrons e forneceu uma elevada área superficial para a imobilização da enzima GOx. O biossensor resultante demonstrou sensibilidade de 78,45 $\mu\text{A}/\text{mmol L}^{-1} \text{ cm}^2$ e estabilidade superior sob flexão, reforçando o uso dos NTCs como um material carbonáceo de alta eficiência para biossensores de suor.

4.3. Elemento de Reconhecimento Biológico (ERB)

Os elementos de reconhecimento biológico desempenham um papel central nos biossensores eletroquímicos vestíveis, sendo responsáveis por conferir maior seletividade ao dispositivo por meio de um mecanismo de interação que se baseia no reconhecimento molecular, onde o analito se liga ao ERB por meio de uma interação específica. A escolha desse biorreceptor influencia diretamente propriedades como a especificidade, a afinidade de ligação e a vida útil do sensor em condições de uso contínuo.⁴⁵ Nesta revisão, diferentes tipos de ERBs são abordados, pois cada um deles interage de forma única com o analito impactando tanto a precisão analítica, ao evitar interferências de outras moléculas presentes em fluidos biológicos, quanto a estabilidade biológica da interface, conforme apresentado a seguir.

4.3.1. Enzimas

As enzimas são elementos de biorreconhecimento de grande importância na fabricação de biossensores vestíveis devido à sua ótima especificidade e atividade catalítica, permitindo que esses biossensores identifiquem e quantifiquem analitos de maneira altamente sensível e seletiva.⁴⁶ Ao imobilizar as enzimas nos biossensores, elas são capazes de converter reações bioquímicas em sinais elétricos mensuráveis. Essa capacidade é fundamental para o monitoramento em tempo real de substâncias químicas em fluidos fisiológicos, permitindo o acompanhamento da saúde do usuário. A eficiência desse processo de conversão de sinal está diretamente ligada ao material utilizado para a imobilização da enzima e para a aquisição do sinal.^{46,47}

Com base no exposto, Marchianò *et al.*⁴⁸ desenvolveram uma abordagem para a fabricação de biossensores amperométricos impressos baseados em enzimas, com foco na detecção de lactato e glicose. Neste trabalho foram formuladas tintas condutoras de grafite à base de água, nas quais foram integradas as enzimas lactato oxidase (LOx) e GOx juntamente com mediadores de transferência de elétrons. Os biossensores desenvolvidos com essas tintas demonstraram excelentes seletividade e estabilidade além de boas sensibilidades (3,3 $\mu\text{A mmol L}^{-1}$ e 4,3 $\mu\text{A mmol L}^{-1}$) e baixos limites de detecção ($0,3 \pm 0,1 \mu\text{mol L}^{-1}$ e $3 \pm 1 \mu\text{mol L}^{-1}$). O sistema, além de utilizar tintas biocompatíveis, é promissor e tem potencial para aplicações em medicina esportiva e monitoramento remoto de lactato e glicose.

4.3.2. Anticorpos

Os anticorpos destacam-se como elementos de reconhecimento em biossensores vestíveis, especialmente na detecção de biomarcadores. Sua principal vantagem está na alta especificidade, o que os torna ideais para aplicações em dispositivos que se propõem a monitorar parâmetros fisiológicos, garantindo uma detecção altamente seletiva.⁴⁹ Ao imobilizar um anticorpo específico na superfície de um eletrodo, é possível criar um imunossensor capaz de se ligar de forma específica ao analito de interesse. Contudo, ao realizar análises em amostras contendo matrizes complexas, como é o caso de fluidos biológicos, algumas interferências podem ocorrer, tornando necessárias ações que mitiguem essas interferências, como a realização de modificações na superfície do biossensor. Dessa forma, os imunossensores eletroquímicos têm sido amplamente desenvolvidos e adotados pela capacidade de serem altamente sensíveis, característica fundamental para dispositivos vestíveis.⁵⁰

Diferentes trabalhos têm relatado o emprego de anticorpos em biossensores eletroquímicos vestíveis.⁵¹⁻⁵³ O

foco está em melhorar suas propriedades como sensibilidade e seletividade aos analitos alvo. Recentemente, em um trabalho conduzido por Tian *et al.*,⁵⁴ foi desenvolvido um imunossensor eletroquímico vestível empregando um anticorpo seletivo para o cortisol para o seu monitoramento em suor humano. O imunossensor foi fabricado utilizando eletrodos de carbono impressos em tela, além de empregar partículas de Azul da Prússia e estruturas metalorgânicas (MOFs), cuja conexão com o anticorpo e orientação ordenada dos mesmos promoveu uma melhora significativa na estabilidade do anticorpo e na ligação com o antígeno. Dessa forma, o imunossensor se mostrou adequado para detecção de cortisol com um baixo LD de 0,26 pg mL⁻¹, valor que se encontra dentro dos níveis fisiológicos típicos de cortisol no suor.

4.3.3. Aptâmeros

Aptâmeros são oligonucleotídeos curtos de fita simples (DNA ou RNA) que se destacam pela sua capacidade de se ligar a moléculas-alvo com alta especificidade e afinidade. Suas propriedades como a estabilidade, reprodutibilidade e a possibilidade de modificação química os tornam promissores para o desenvolvimento de biossensores vestíveis.⁵⁵ Em comparação com os anticorpos, os aptâmeros apresentam vantagens notáveis como ligantes alternativos, incluindo a flexibilidade no design de sequências, afinidade de ligação, imunogenicidade insignificante e uma ampla capacidade de ligação a diversas moléculas, desde pequenas até proteínas e ácidos nucleicos. Além disso, seu armazenamento não requer refrigeração e o custo de produção é significativamente menor. Essas características fazem com que os aptâmeros sejam amplamente estudados para aplicações em saúde.⁵⁶

Devido a essas características, diferentes trabalhos têm aderido ao emprego de aptâmeros na fabricação de biossensores vestíveis.^{57,58} Um exemplo disso pode ser observado no trabalho publicado por Ye *et al.*,⁵⁹ cujos autores desenvolveram um nanobiossensor eletroquímico vestível baseado em aptâmero para o monitoramento de estradiol em suor. O biossensor baseado em AuNPs-MXene possui interface com a pele e detecção baseada no deslocamento de fita induzido pelo alvo. O emprego do aptâmero garantiu a detecção sem reagentes e com “sinal ligado”, de forma que o sistema foi totalmente integrado, incorporando indução autônoma de suor por iontoforese, amostragem microfluídica precisa, além de análise e calibração de estradiol em tempo real, com coleta simultânea de dados multivariados (temperatura, pH, força iônica). Por fim, o biossensor apresentou um baixo LD de 0,14 pmol L⁻¹ e a tecnologia demonstrou a flutuação cíclica do estradiol no suor durante os ciclos menstruais e uma alta correlação com os níveis sanguíneos, estabelecendo um grande potencial

para o monitoramento vestível e contínuo de hormônios reprodutivos de forma não invasiva e personalizada.

4.3.4. Peptídeos

Os peptídeos representam uma escolha promissora para o desenvolvimento de biossensores vestíveis, graças a características como sua biocompatibilidade, estabilidade contra desnaturação, afinidade e especificidade adequadas, além da facilidade de síntese e modificação. Esses pequenos fragmentos de proteína podem atuar como componentes de reconhecimento biológico, sendo capazes de se ligar a alvos específicos em células e tecidos, respondendo a biomarcadores ou alterações no microambiente. Uma propriedade importante é a capacidade dos peptídeos de se auto-organizarem em nanoestruturas específicas por meio de ligações não covalentes. Essa automontagem pode conferir maior estabilidade ao sistema e permitir a multivalência, ou seja, a ligação simultânea a múltiplos pontos do alvo, o que aumenta a força e a especificidade da interação.^{60,61}

Na literatura, Quiao *et al.*,⁶² desenvolveram um biossensor eletroquímico para análise do suor, utilizando um hidrogel peptídico como base. Este sensor se destaca por suas propriedades anti-bioincrustantes e autocicatrizantes. Foi empregado um complexo de hidrogel polipeptídico, que demonstrou capacidade de manter a funcionalidade do dispositivo vestível, permitindo o monitoramento contínuo e *in situ* de ácido úrico (AU) e de ácido ascórbico (AA) no suor. O biossensor apresentou baixos limites de detecção para os respectivos analitos, excelente capacidade de autorreparação e uma capacidade analítica sensível e seletiva, além de ter sido comparado a testes comerciais (ELISA) como resultados compatíveis, possuindo grande potencial para o monitoramento da saúde.

Após compreender os principais componentes que compõem um biossensor eletroquímico vestível, é necessário discutir como esses elementos são integrados em dispositivos funcionais. A etapa de fabricação é importante, pois desempenha um papel fundamental na aderência, na flexibilidade e na durabilidade do sensor. Assim, a seguir, serão apresentadas as principais técnicas utilizadas na produção desses biossensores, com foco nas principais características de cada uma delas.

5. As Técnicas de Fabricação

A escolha da técnica de fabricação para sensores vestíveis depende diretamente do objetivo final do dispositivo e das características dos materiais utilizados. A eficácia de um biossensor vestível está diretamente vinculada à associação entre a técnica de impressão e a natureza química dos precursores. A escolha da técnica de fabricação deve considerar não apenas o design geométrico necessário

para a aplicação desejada, mas também a compatibilidade térmica e química entre o material condutor e o substrato. Fatores como a rugosidade superficial, a porosidade e a adesão mecânica entre os materiais são variáveis dependentes do processo de impressão, influenciando diretamente no desempenho eletroquímico do dispositivo. Embora métodos como rotogravura rolo a rolo e litografia sejam reportados,^{63,64} a serigrafia ou “screen printing” destaca-se pela simplicidade operacional, baixo custo e alta reprodutibilidade na deposição de tintas funcionais sobre suportes flexíveis, além de facilitar a modificação dos eletrodos com diversos materiais, incluindo os de origem biológica. Contudo, uma limitação dessa técnica está na necessidade de otimização do substrato empregado e da tinta, quando produzida em laboratório.⁶⁵ Além dela, a manufatura aditiva (impressão 3D) oferece versatilidade no design, viabilizando a miniaturização e a integração direta de eletrodos em dispositivos vestíveis, como pulseiras, além de facilitar a produção em larga escala. Um fator limitante desta técnica é a baixa reprodutibilidade dos sensores, que limita sua aplicação em sensores biológicos e comerciais que necessitam de uma boa reprodutibilidade visando maior confiabilidade e correlação entre os resultados obtidos a partir do biossensor e utilizando os métodos tradicionais.⁶⁶ Outra técnica que tem recebido destaque é o grafeno induzido por laser (LIG), que consiste em uma alternativa promissora para dispositivos de alto desempenho devido a sua capacidade de converter polímeros em estruturas porosas permite um controle preciso sobre a morfologia e escalabilidade em substratos flexíveis. Porém, uma característica negativa dessa técnica é a necessidade de otimização de parâmetros operacionais para obtenção de um dispositivo com um bom desempenho eletroquímico.⁶⁷ Por fim, a impressão a jato de tinta ou “inkjet printing”

caracteriza-se pela precisão na deposição de materiais condutores com desperdício mínimo, conferindo agilidade à prototipagem e facilidade no ajuste de padrões digitais conforme as demandas de design dos eletrodos.⁶⁸

Na Tabela 1, são apresentadas algumas características importantes para cada técnica bem como as vantagens e desvantagens associadas a cada uma delas.

Nesse contexto, diversas metodologias de fabricação podem ser empregadas no desenvolvimento de dispositivos vestíveis. A Figura 4 ilustra exemplos de aplicação dessas tecnologias na impressão destes sensores.

6. Fluidos Biológicos

No emprego de biossensores eletroquímicos vestíveis, a escolha do biofluido é fundamental para o monitoramento contínuo e não invasivo de marcadores fisiológicos em tempo real. Embora o sangue seja tradicionalmente considerado padrão para diversos diagnósticos, sua coleta invasiva causa desconforto e dificulta o monitoramento contínuo. Assim, a pesquisa e o desenvolvimento têm se voltado para alternativas promissoras como os biofluidos: lágrimas, suor, saliva e fluido intersticial, que permitem o monitoramento contínuo e com o mínimo de desconforto para o usuário. Contudo, a escolha adequada do biofluido deve ser feita com base na correlação entre as concentrações desses analitos no fluido e os níveis sistêmicos, além de considerar desafios inerentes a cada fluido, como as baixas concentrações de biomarcadores e o transporte do fluido para evitar a perda de amostra e possíveis contaminações.^{73,74}

6.1. Lágrimas

As lágrimas, ou filme lacrimal, constituem um fluido

Tabela 1. Comparativo entre as principais técnicas de fabricação de biossensores eletroquímicos vestíveis

Técnicas de Impressão	Principais Materiais Empregados	Processo de Impressão	Vantagens	Desvantagens
Serigrafia	Tintas condutoras (carbono, Ag/AgCl), solventes e aglutinantes	Transferência de tinta através de uma tela com um estêncil, pressionada por um rodo sobre o substrato	Baixo custo, produção em larga escala, reprodutibilidade e robustez dos eletrodos	Desperdício de material na tela, flexibilidade de design limitada após a impressão sobre o substrato
Impressão 3D	Filamentos condutores (PLA/Grafeno, ABS/Carbon Black) ou resinas fotopolimerizáveis	Deposição de material camada por camada a partir de um modelo digital (CAD)	Prototipagem rápida, criação de geometrias complexas e tridimensionais	Necessidade de tratamento de superfície e baixa reprodutibilidade
LIG	Filmes de poliimida ou materiais lignocelulósicos (madeira/papel)	Conversão fototérmica direta do precursor em grafeno poroso através da irradiação por laser de CO ₂	Processo livre de solventes, alta porosidade e condutividade	Restrito a materiais que podem ser carbonizados pelo laser e controle rigoroso da potência para evitar queima
Impressão a jato de tinta	Tintas de baixa viscosidade com nanopartículas metálicas (Au, Ag) ou nanotubos de carbono	Deposição controlada de microgotas de tinta por meio de bicos ejetores sobre o substrato	Alta resolução, baixo consumo de material e facilidade de alterar o design digitalmente	Risco de entupimento dos bicos, necessidade de controle rigoroso da viscosidade e tensão superficial da tinta

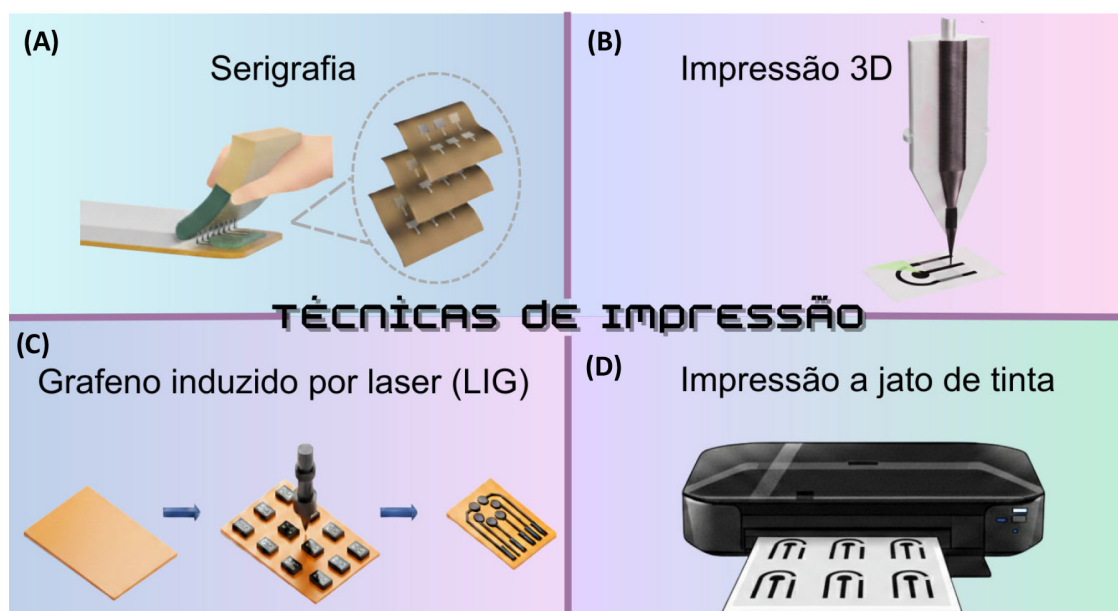


Figura 4. Exemplos de algumas das principais técnicas de impressão empregadas na fabricação de sensores vestíveis. Imagens adaptadas de trabalhos publicados na literatura. (A) Impressão por serigrafia;⁶⁹ (B) Impressão 3D;⁷⁰ (C) Impressão por LIG;⁷¹ (D) Impressão a jato de tinta⁷²

biológico complexo e rico em biomarcadores que refletem tanto condições oculares quanto sistêmicas, permitindo o monitoramento não invasivo de patologias oncológicas, neurológicas e renais.⁷⁵ Diversos autores têm estudado seu emprego como biofluido em biossensores eletroquímicos vestíveis.^{76,77} Um exemplo dessa aplicação é o estudo de Keum *et al.*,⁷⁸ que desenvolveram um biossensor integrado em lentes de contato de hidrogel de silicone para o monitoramento contínuo de glicose. O dispositivo, fabricado sobre substrato de PET com eletrodos de platina e cromo funcionalizados com GOx, utilizou a técnica de cronoamperometria para detectar o analito em uma faixa linear de 5 a 50 mg dL⁻¹. Os resultados demonstraram uma alta correlação com os níveis de glicose sanguínea em tempo real, consolidando o uso de biossensores vestíveis oculares como uma alternativa viável e promissora para o cuidado clínico da diabetes.

6.2. Suor

O suor é um biofluido importante no desenvolvimento de biossensores vestíveis, devido à sua ampla disponibilidade no corpo, à riqueza de informações bioquímicas e à presença de analitos que refletem o estado fisiológico e bioquímico humano.⁷⁹ Inúmeros autores têm empregado essa matriz em plataformas que integram eletrônica flexível e microfluídica para monitorar desde o desempenho atlético até o gerenciamento de doenças crônicas em tempo real.^{80,81} Um exemplo proeminente é o estudo de Zhao *et al.*,⁸² que desenvolveram um nanobiossensor têxtil integrado a uma faixa de cabeça para a detecção simultânea de lactato e

sódio. Utilizando fios condutores decorados com nanofios de óxido de zinco (ZnO NWs) e comunicação sem fio, o dispositivo demonstrou alta precisão e estabilidade na leitura de sinais mesmo durante o movimento intenso e demonstrou capacidade de detectar lactato em faixas lineares de 0 a 25 mmol L⁻¹ (com limite de 3,61 mmol L⁻¹) e sódio de 0,1 a 100 mmol L⁻¹ (com limite de 0,16 mmol L⁻¹), cobrindo faixas clinicamente relevantes no suor humano, comprovando a viabilidade do suor como um fluido confiável para o monitoramento clínico e esportivo personalizado.

6.3. Saliva

A saliva também é um biofluido de grande interesse em biossensores vestíveis, devido à sua fácil acessibilidade e à abundância de biomarcadores como eletrólitos, metabólitos e proteínas.⁸³ Embora a análise salivar exija cautela quanto à viscosidade da amostra e aos efeitos de matriz para garantir a correlação com os níveis sanguíneos, sua análise por meio de dispositivos odontológicos inteligentes tem demonstrado potencial para transformar o monitoramento clínico e esportivo.^{84,85} Exemplificando esse avanço, Liu *et al.*⁸⁶ desenvolveram um biossensor de canal duplo baseado em eletrodos serigrafados flexíveis modificados com ferroceno e enzimas específicas para a detecção simultânea de glicose e lactato. O dispositivo apresentou alta seletividade e sensibilidade (18,7 e 21,8 $\mu\text{A}/\text{mmol L}^{-1} \text{ cm}^2$) para glicose e lactato, respectivamente, com amplas faixas lineares que abrangem as concentrações fisiológicas de 0 a 1500 $\mu\text{mol L}^{-1}$ para glicose e 0 a 2000 $\mu\text{mol L}^{-1}$ para lactato, se mostrando promissor para o monitoramento de metabólitos na saliva.

6.4. Fluido intersticial

O fluido intersticial (FI) tem sido amplamente explorado por diversos autores no desenvolvimento de biossensores vestíveis,^{87,88} consolidando-se como uma matriz biológica estratégica devido à sua composição bioquímica análoga à do sangue e à ausência de fatores de coagulação, o que garante maior estabilidade e confiabilidade analítica.⁸⁹ Por estar presente nos espaços extracelulares da derme, o FI permite o monitoramento contínuo e minimamente invasivo de biomarcadores essenciais, como demonstrado pelo sucesso comercial dos MCGs. Expandindo essa aplicação para o controle hormonal, Dervisevic *et al.*⁹⁰ desenvolveram um biossensor transdérmico baseado em um arranjo de microagulhas poliméricas (MNA) revestidas de ouro e funcionalizadas com aptâmeros para a detecção de insulina. O dispositivo apresentou alta seletividade e uma resposta linear na faixa de 0,01 a 4,00 nmol L⁻¹, com resultados *in vivo* que se correlacionam precisamente aos ensaios ELISA convencionais, representando um avanço significativo para a qualidade de vida de pacientes diabéticos ao possibilitar ensaios mais rápidos e práticos que os métodos tradicionais.

Apesar dos biofluidos como lágrimas, saliva e suor permitirem o desenvolvimento de sensores vestíveis não invasivos e, no caso do fluido intersticial, dispositivos minimamente invasivos, esses sistemas ainda enfrentam desafios importantes para atingir a robustez dos métodos convencionais. Em comparação com as análises laboratoriais padrão, como a cromatografia líquida de alta eficiência (HPLC), a espectrometria de massas e os ensaios de bancada baseados em espectrofotometria como o ensaio imunoenzimático (ELISA), que utilizam como fluidos o sangue (plasma e soro) ou a urina, os sensores vestíveis enfrentam dificuldade para manter a precisão e estabilidade.^{91,92}

A aplicação dos sensores vestíveis é limitada principalmente pela baixa concentração de analitos, como a glicose, nesses fluidos, além de possuírem matrizes complexas com a presença de muitos interferentes, o que exige limites de detecção extremamente baixos, seletividade e uma boa correlação com os níveis sanguíneos para garantir a confiabilidade clínica. Outro fator está relacionado à variabilidade fisiológica entre indivíduos e a dinâmica de metabolização e transporte dos analitos, que muitas vezes apresentam um tempo de retardo entre o sangue e outros fluidos como o suor ou o FI, afetando a interpretação precisa dos dados em tempo real. Portanto, enquanto os métodos tradicionais oferecem alta seletividade e reprodutibilidade, os biossensores vestíveis ainda buscam equilibrar a portabilidade e miniaturização do sistema com a robustez analítica necessária para aplicações diagnósticas.⁹²

7. Aplicações

Os biossensores vestíveis podem ser utilizados em várias partes do corpo e, associados a isto, os avanços na tecnologia vestível têm permitido a conexão desses sensores com outros dispositivos, sendo a principal via Bluetooth conectada a smartphones. Exemplos de aplicações de sensores vestíveis incluem: lentes de contato, relógios, pulseiras, roupas, tatuagens, dentre outros, como mostra a Figura 5.⁹³ Isto torna esses biossensores viáveis para monitorar continuamente e em tempo real parâmetros fisiológicos, facilitando o acesso à informação sobre a saúde do indivíduo.



Figura 5. Exemplos de aplicações dos sensores vestíveis no monitoramento da saúde humana

A Tabela 2 apresenta alguns trabalhos em que foram desenvolvidos biossensores eletroquímicos vestíveis para avaliar parâmetros biológicos.

Conforme ilustrado na Tabela 2, os biossensores vestíveis aplicados a lágrimas demonstram versatilidade na detecção de diferentes analitos. Um exemplo é o trabalho de Song *et al.*,⁹⁵ que desenvolveu um dispositivo para detecção de colesterol, baseado em Azul da Prússia e na enzima colesterol oxidase em substrato de PDMS com um LD de 0,38 mg dL⁻¹ (9,91 µmol L⁻¹), valor próximo à concentração fisiológica no fluido lacrimal (0,40 mmol L⁻¹). O Biossensor baseado em lente de contato foi aplicado para o monitoramento do colesterol *in vivo*, demonstrando boa biocompatibilidade, sendo promissor para futuras aplicações (Figura 6A). Já os biossensores de suor constituem a maioria dos dispositivos relatados (Tabela 1), com foco predominante no monitoramento de lactato, cujas concentrações variam entre 5 e 25 mmol L⁻¹.⁹⁸ A maioria dos estudos apresentados obtiveram LDs compatíveis com essa faixa e utiliza a enzima LOx como elemento de reconhecimento biológico (ERB).

Tabela 2. Biossensores eletroquímicos vestíveis relatados na literatura para o monitoramento da saúde humana

Sensor	Sustrato	Material Condutor	ERB	Amostra	Analito	Faixa de Resposta	Limite de Detecção	Referência
Biossensor baseado em lente de contato	PDMS	tinta condutora de carbono/PB	enzima (glicose oxidase)	lágrima	glicose	0,2- 0,7 mmol L ⁻¹	0,02 mmol L ⁻¹	94
Biossensor baseado em lente de contato inteligente	PDMS	ouro/PB	enzima (colesterol oxidase)	lágrima	colesterol	0,4-46,4 mg dL ⁻¹	0,38 mg dL ⁻¹	95
Biossensor de lente de contato acoplável à pele	PDMS	grafeno	anticorpo (imunoglobulina G)	lágrima	metaloproteinase da matriz-9	1-500 ng mL ⁻¹	0,74 ng mL ⁻¹	96
Nanobiossensor enzimático	poliimida e tecido	grafeno/CeO ₂ /MoS ₂ /AuNPs	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	0,1-50,0 mmol L ⁻¹	0,135 mmol L ⁻¹	97
Biossensor integrado a uma braçadeira	poliéster	CB/PB	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	60-20000 µmol L ⁻¹	60 µmol L ⁻¹	98
Biossensor de adesivo vestível	poliimida	ouro/PB	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	5-25 mmol L ⁻¹	5 mmol L ⁻¹	99
Biossensor têxtil vestível	Tecido	fibra de ouro revestida com PB	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	0-5 mmol L ⁻¹ e 10-30 mmol L ⁻¹	0,137 mmol L ⁻¹	100
Biossensor adesivo epidérmico	poliéster	carbono/PB	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	7,1-17,7 mmol L ⁻¹	7,1 mmol L ⁻¹	101
Supercapacitor assimétrico flexível	Tecido	carbono/PB/CoFe	enzima (lactato oxidase)	suor	lactato	0,1-18,0 mmol L ⁻¹	0,077 mmol L ⁻¹	102
SPE/CB/PBNPs	poliéster	CB/PBNPs	anticorpo (anti-cortisol)	suor	cortisol	10-140 ng mL ⁻¹	3 ng mL ⁻¹	103
PEDOT-PAN NF	Seda	PEDOT/PAN/ouro	aptâmero	suor	cortisol	1-10000000 pmol L ⁻¹	10 pmol L ⁻¹	104
Imunossensor vestível em adesivo epidérmico flexível	PET	tinta condutora de carbono/AuNPs	anticorpo (anti-cortisol)	suor	cortisol	100-500 nmol L ⁻¹	7,47 nmol L ⁻¹	105
Biossensor adesivo vestível com sistema microfluídico	PDMS	grafeno	anticorpo (anti-cortisol)	suor	cortisol	0,01-100 pmol L ⁻¹	88,0 pmol L ⁻¹	106
GOx/MWCNT-Fe ₃ O ₄	PET	MWCNT: PEDOPT: PSS-Fe ₃ O ₄	enzima (glicose oxidase)	suor	glicose	1-400 µmol L ⁻¹	0,38 µmol L ⁻¹	107
PB-PEDOT NC	hidrogel	PB-PEDOT NC	enzima (glicose oxidase)	suor	glicose	6,25-800 µmol L ⁻¹	6,25 µmol L ⁻¹	108
Ti ₃ C ₂ T _x /PANI/GOx	PANI	Ti ₃ C ₂ T _x MXene	enzima (glicose oxidase)	suor	glicose	0,05-1,00 µmol L ⁻¹	26 µmol L ⁻¹	109
Biossensor vestíveis de detecção têxtil	PET	ouro	enzima (glicose oxidase)	suor	glicose	0,1-0,6 mmol L ⁻¹	301 nmol L ⁻¹	110
Aptassensor vestível	PET	ouro	aptâmero	suor	ciclofosfamida	0,53-500 nmol L ⁻¹	0,53 nmol L ⁻¹	111
Biossensor baseado em chip	PET	CB	enzima (urease)	suor	ureia	0,9-50 mmol L ⁻¹	0,4 mmol L ⁻¹	112
Biossensor baseado em toque dos dedos	PET	carbono/PB	enzima (uricase)	suor	ácido úrico	10-1000 µmol L ⁻¹	4,95 µmol L ⁻¹	113
Nanossensor flexível baseado em aptâmero	PEN	grafeno	aptâmero	suor	fator de necrose tumoral alfa (TNF-α)	0-200 pmol L ⁻¹	26 pmol L ⁻¹	114
Biossensor têxtil vestível	Têxtil	NTC/G	aptâmero	suor	citocina IL-6	0,001-100 ng mL ⁻¹	280 fg mL ⁻¹	115
Biossensor de chupeta	PET	tinta condutora de carbono/PB	enzima (glicose oxidase)	saliva	glicose	0,1-1,4 mmol L ⁻¹	0,04 mmol L ⁻¹	116
Biossensor vestível na forma de protetor bucal	PETG/PDMS	platina	enzima (glicose oxidase)	saliva	glicose	1,75-10.000 µmol L ⁻¹	1,75 µmol L ⁻¹	117

Tabela 2. Biossensores eletroquímicos vestíveis relatados na literatura para o monitoramento da saúde humana (cont.)

Sensor	Sustrato	Material Condutor	ERB	Amostra	Analito	Faixa de Resposta	Limite de Detecção	Referência
Biossensor vestível baseado em anel	PET	tinta condutora de carbono/PB/MWCNT	enzima (álcool oxidase)	saliva	THC e álcool	0,1 - 0,4 $\mu\text{mol L}^{-1}$ (THC) 0,1 - 0,6 mmol L^{-1} (álcool)	0,5 $\mu\text{mol L}^{-1}$ (THC) 0,1 mmol L^{-1} (álcool)	118
Mal-MeHA MN	PET	tinta de carbono/PB	enzima (glicose oxidase)	fluido intersticial	glicose	2 - 12 mmol L^{-1}	2 mmol L^{-1}	119
Biossensor adesivo de biossensorização epidérmica	PET	tinta de carbono/PB	enzima (glicose oxidase)	fluido intersticial	glicose	0,1 - 22,0 mmol L^{-1}	0,1 mmol L^{-1}	120
PVA/BTCA/ β -CD/GOx/AuNPs	hidrogel	AuNPs	enzima (glicose oxidase)	fluido intersticial	glicose	0 - 0,5 mmol L^{-1}	0,01 mmol L^{-1}	121
MNA-MC	PDMS	ouro	enzima (urease)	fluido intersticial	ureia	3 - 18 mmol L^{-1}	0,9 mmol L^{-1}	122
Au-Si-MNA	hidrogel	ouro/silício	anticorpo (anti-HER2)	fluido intersticial	ErbB2	10 - 250 ng mL^{-1}	4,8 ng mL^{-1}	123
HMN-GO.NA	hidrogel	óxido de grafeno	aptâmero	fluido intersticial	serotonina	0,5 - 4,0 $\mu\text{mol L}^{-1}$	0,1 $\mu\text{mol L}^{-1}$	124
Biossensor adesivo de microagulhas epidérmico	PEDOT:PSS	PU:PEDOT:PSS	L-Dopa	fluido intersticial	melanoma (tirosina)	0,3 - 0,7 mg mL^{-1}	0,06 mg mL^{-1}	125

Abreviaturas: PDMS: Polidimetilsiloxano; carbono/PB: carbono/Azul da Prússia; ouro/PB: ouro/Azul da Prússia; grafeno/ $\text{CeO}_2/\text{MoS}_2/\text{AuNPs}$: grafeno/dióxido de cério/dissulfeto de molibdênio/nanopartículas de ouro; CB/PB: *Carbon Black*/Azul da Prússia; carbono/PB/CoFe: carbono/Azul da Prússia/nanocápsulas ocas de Cobalto-Ferro; SPE/CB/PBNPs: Eletrodos impressos por serigrafia/*Carbon Black*/nanopartículas de Azul da Prússia; CB/PBNPs: *Carbon Black*/nanopartículas de Azul da Prússia; PEDOT-PAN NF: Nanofibra de poli(3,4-etilenodioxitiofeno) carboxilado/poliacrilonitrila; PEDOT/PAN/ouro: poli(3,4-etilenodioxitiofeno) carboxilado/poliacrilonitrila/ouro; PET: polietileno tereftalato; carbono/AuNPs: nanopartículas de ouro; GOx/MWCNT- Fe_3O_4 : Glicose oxidase/nanotubos de carbono de paredes múltiplas/nanopartículas de óxido de ferro (II, III); MWCNT:PEDOT:PSS- Fe_3O_4 : nanotubos de carbono de paredes múltiplas/poli(3,4-etilenodioxitiofeno); poliestireno sulfonato-nanopartículas de óxido de ferro (II, III); PB-PEDOT NC: nanocompósito de poli(3,4-etilenodioxitiofeno) dopado com Azul da Prússia; $\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x/\text{PANI}/\text{GOx}$: Carboneto de titânio/polianilina/glicose oxidase; $\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x$ MXene: Carboneto de titânio MXene; CB: *Carbon Black*; NTC/G: nanotubo de carbono/grafeno; carbono/PB/MWCNT: carbono/Azul da Prússia/nanotubos de carbono de paredes múltiplas; Mal-MeHA MN: Microagulhas de maltose e ácido hialurônico metacrilado; PVA/BTCA/ β -CD/GOx/AuNPs: Hidrogéis de polímero de poli(álcool vinílico)/ β -ciclodextrina/glicose oxidase/nanopartículas de ouro; MNA-MC: Microagulhas com microcavidades; Au-Si-MNA: microagulhas de silício revestidas com ouro; HMN-GO.NA: Microagulhas de hidrogel-óxido de grafeno-ácido nucleico; PU:PEDOT:PSS: poliuretano/poli(3,4-etilenodioxitiofeno)/poli(estireno sulfonato).

No trabalho desenvolvido por Wang *et al.*,¹⁰⁹ os autores fabricaram um biossensor flexível à base de $\text{Ti}_3\text{C}_2\text{T}_x$ MXene e um nanocompósito binário de PANI e a enzima GOx, obtendo um LD de 26 $\mu\text{mol L}^{-1}$, garantindo alta seletividade e sensibilidade. O dispositivo foi aplicado na detecção de glicose em indivíduos durante a prática de exercício, demonstrando que o sensor é aplicável para detecção desse analito (Figura 6B).

Em contrapartida, os biossensores salivares são menos frequentes devido à complexidade da matriz, que apresenta interferentes e oscilações nas concentrações dos analitos influenciadas pela alimentação. No entanto, García-Carmona *et al.*¹¹⁶ superaram tais limitações ao desenvolver um biossensor de GOx acoplado a uma chupeta. O dispositivo atingiu um LD de 0,04 mmol L^{-1} , atendendo à faixa clínica de pacientes diabéticos (0,1 a 1,4 mmol L^{-1}). Por fim, biossensores para fluido intersticial ganham destaque por refletirem concentrações mais próximas às sanguíneas. No caso dos sensores de FI, muitos deles são baseados em microagulhas e têm se mostrado eficientes no

desenvolvimento de sensores vestíveis, como no trabalho desenvolvido por Poursharifi *et al.*,¹²⁵ os autores fabricaram biossensores a partir de uma matriz de microagulhas à base do polímero condutor PEDOT:PSS com poliuretano (PU) e da sonda quimiorresponsiva L-Dopa para detecção de tirosina, obtendo um baixo LD de 0,06 mg mL^{-1} . Além disso, a Tabela 2 indica que dispositivos para detecção de glicose em FI são muito empregados e eficientes, com LDs que abrangem a faixa fisiológica (0,1 a 6 mmol L^{-1}),¹²⁰ mostrando-se promissores para a comercialização.

Diante disso, a determinação da abordagem mais vantajosa depende do equilíbrio entre viabilidade econômica e desempenho analítico. No que tange ao custo-benefício, o uso de substratos de PET combinados a materiais carbonáceos (como o *Carbon Black* e o grafite) destaca-se como a estratégia mais promissora, devido à abundância dessas matérias-primas e à compatibilidade com técnicas de fabricação em larga escala, como a impressão por serigrafia. Entretanto, os melhores resultados em termos de sensibilidade e estabilidade são observados quando há

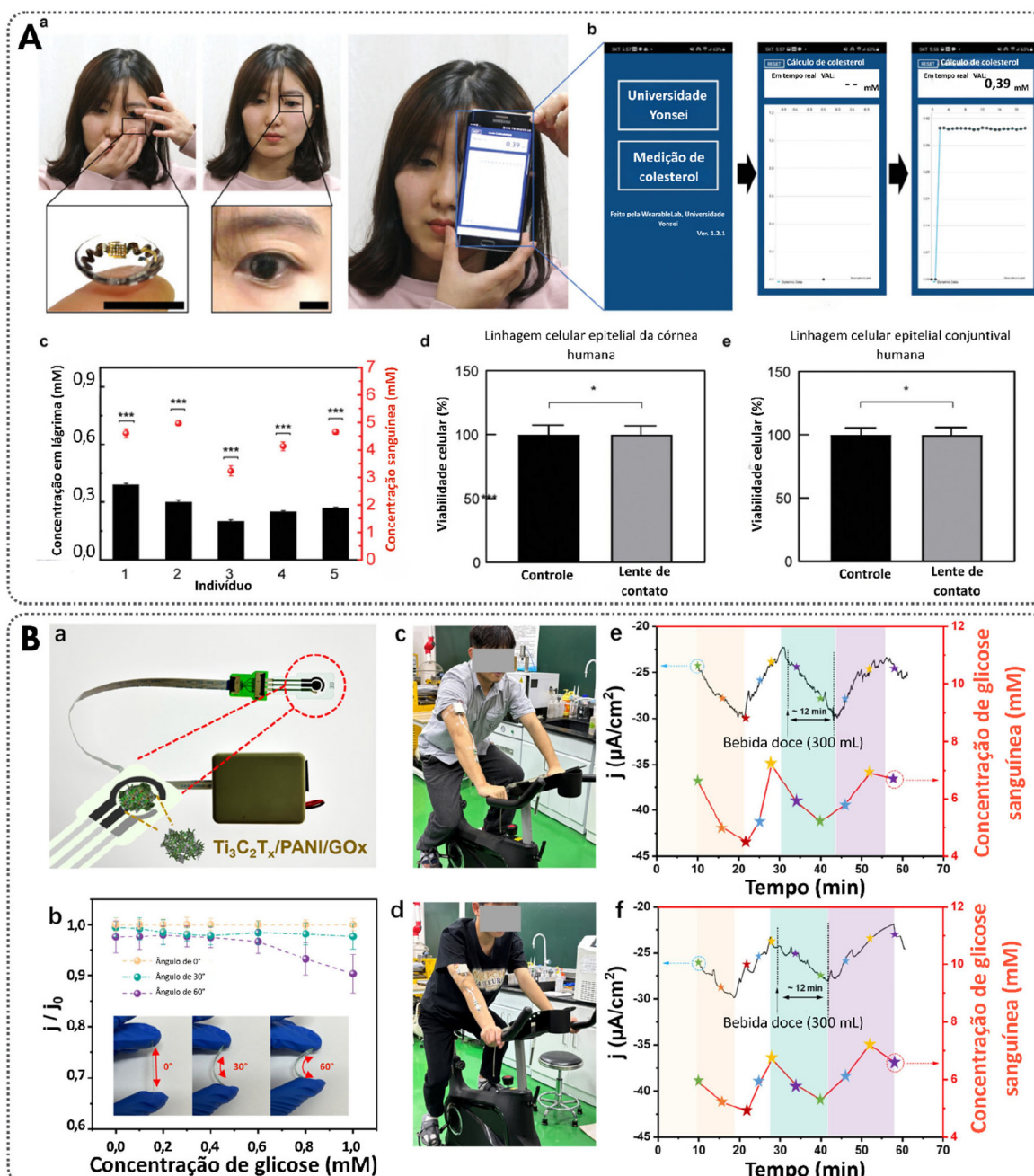


Figura 6. Exemplos de biossensores eletroquímicos vestíveis aplicados na detecção de parâmetros fisiológicos. Imagens adaptadas de trabalhos publicados na literatura. (A) Biossensor baseado em lente de contato aplicado em análise *in vivo* utilizando um smartphone e validação do método usando o sensor (lágrimas) e um medidor de colesterol comercial (sangue) na análise das concentrações de colesterol.⁹⁸ (B) Avaliação da flexibilidade do biossensor para detecção de glicose em suor e análise *in vivo* do desempenho do dispositivo durante a prática de exercício e consumo de bebida adoçada em comparação com as medições em um glicosímetro comercial¹²⁵

um ajuste sinérgico entre os componentes: a incorporação de nanomateriais (como nanopartículas metálicas) para otimizar a interface eletródica e a escolha criteriosa do elemento de reconhecimento. Embora as enzimas sejam amplamente empregadas pela sua alta especificidade na detecção de glicose e lactato, sua integração em matrizes para análise de suor ou fluido intersticial exige métodos de imobilização robustos para mitigar a degradação térmica e química. Portanto, a estratégia ideal não reside apenas

na escolha individual dos materiais, mas no ajuste fino da arquitetura do sensor, onde a robustez analítica necessária para superar as interferências do biofluido deve ser alcançada sem comprometer a portabilidade e o baixo custo do dispositivo final.

Os trabalhos reunidos nesta revisão confirmam a diversidade de estratégias para o desenvolvimento de biossensores vestíveis para o monitoramento clínico em biofluidos. A versatilidade desses dispositivos resulta da

combinação de diferentes materiais: a escolha de substratos como o PET, amplamente utilizado por sua flexibilidade e resistência mecânica; o emprego de materiais carbonáceos (grafeno, nanotubos de carbono e *Carbon Black*), que garantem alta condutividade e a produção de tintas ou filamentos homogêneos; e a imobilização de ERBs, com destaque para as enzimas que, apesar do custo elevado, são as mais empregadas como elemento biológico, pois conferem alta sensibilidade e seletividade ao sistema. Dessa forma, a estratégia ideal não reside apenas na escolha individual dos materiais, mas no conjunto que, em muitos casos, resulta em um efeito sinérgico na aplicação desses biossensores, tornando viáveis aplicações em diversos analitos, embora alguns desafios ainda limitem o acesso em larga escala a essas tecnologias.

8. Desafios

Apesar do potencial promissor dos biossensores vestíveis, o setor enfrenta desafios significativos que precisam ser superados. Além dos desafios abordados ao longo desta revisão, outras limitações que envolvem o desenvolvimento e aplicação de biossensores vestíveis também são relevantes. O custo de fabricação ainda é elevado, tornando esses dispositivos menos acessíveis para grande parte da população e limitando o crescimento do mercado. Além disso, questões de privacidade e segurança de dados geram preocupações, pois a coleta de informações de saúde sensíveis exige sistemas robustos para proteger a confidencialidade do usuário.^{126,127}

Outro fator importante é em relação à durabilidade, que tem sido um obstáculo a ser superado. Como os dispositivos são submetidos a tensões mecânicas, como alongamento e flexão durante as atividades diárias, é necessário que os materiais utilizados no processo de fabricação sejam resistentes. Dessa forma, é preciso buscar por materiais que mantenham a funcionalidade mesmo após deformações repetidas. Com isso, a pesquisa tem se voltado a materiais flexíveis, biocompatíveis e com maior durabilidade e que também sejam confortáveis para garantir que os sensores se adaptem a diversos estilos de vida e rotinas, permitindo que os usuários os integrem facilmente ao seu dia a dia.^{19,128}

Não menos importante, a complexidade dos fluidos biológicos, como a saliva, por exemplo, pode causar interferências no sinal, comprometendo a precisão dos dados. A presença de diferentes compostos e a variação de pH nesses fluidos criam um efeito de matriz, que exige calibração cuidadosa e estratégias de fabricação específicas para que o sensor consiga manter a eficiência sem ser afetado por outras substâncias.¹²⁹

9. Conclusão

O uso de biossensores vestíveis se torna cada vez mais promissor graças a uma série de avanços tecnológicos como a microeletrônica, que permite a miniaturização de sistemas, e também a interconexão de dispositivos por meio da Internet das Coisas (IoT) tem permitido que esses sensores transmitam dados em tempo real para outros aparelhos, criando um ecossistema de monitoramento contínuo e integrado. Essa evolução tecnológica permite que as pessoas assumam um controle mais proativo de seu bem-estar, tornando os dispositivos vestíveis uma ferramenta fundamental no cuidado com a saúde e melhora do estilo de vida da população.

Por fim, embora existam desafios a serem superados, os biossensores vestíveis representam um avanço significativo na tecnologia e no cuidado com a saúde. Isso, associado à miniaturização e à eficiência cada vez maior, impulsiona o futuro promissor destes dispositivos. A tendência de crescimento no mercado e nas pesquisas e a facilidade de acesso a esses dispositivos são fatores que os posicionam como ferramentas fundamentais para a saúde preventiva e o bem-estar personalizado. Com a capacidade de monitorar o corpo em tempo real e identificar irregularidades precocemente, os biossensores vestíveis permitem que os usuários tomem decisões mais rápidas sobre seu estilo de vida, além de possibilitarem a intervenção médica antecipada em casos que podem até mesmo salvar a vida do indivíduo. Seu potencial também se estende à telemedicina, onde profissionais da saúde podem monitorar pacientes remotamente, tornando o tratamento mais acessível e aliviando a sobrecarga dos sistemas de saúde. Em suma, a evolução contínua dos biossensores vestíveis aponta para um futuro onde a tecnologia atua como uma ponte entre os dados de saúde e ações proativas, promovendo um cuidado mais eficiente e centrado no indivíduo.

Agradecimentos

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES, código 001), Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Instituto Nacional de Ciência, Tecnologia e Inovação em Contaminantes Emergentes em Ambientes Marinhos e Costeiros (INCT-CEMAR) e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

Contribuições dos Autores

S. P. d. O. contribuiu para a redação do texto e A. C. P. contribuiu para a redação geral e revisão do manuscrito. Todos os autores contribuíram para a revisão ortográfica e

semântica do texto. Todos os autores leram e aprovaram a versão final deste manuscrito.

Referências Bibliográficas

1. Banitaba, S. N.; Khademolqorani, S.; Jadhav, V. V.; Chamanehpour, E.; Mishra, Y. K.; Mostafavi, E.; Kaushik, A.; Recent progress of bio-based smart wearable sensors for healthcare applications. *Materials Today Electronics* **2023**, *5*, 100055. [Crossref]
2. Kulkarni, M. B.; Rajagopal, S.; Prieto-Simón, B.; Pogue, B. W.; Recent advances in smart wearable sensors for continuous human health monitoring. *Talanta* **2024**, *272*, 125817. [Crossref] [PubMed]
3. Nie, L.; Okoro, O. V.; Ding, P.; Wang, L.; Han, Y.; Shavandi, A.; *Graphene-based Nanocomposite Sensors: Detection to Diagnosis*; Swain, S. K.; Patra, S., eds.; Royal Society of Chemistry, 2023, ch. 2. [Crossref]
4. Mallegni, N.; Molinari, G.; Ricci, C.; Lazzeri, A.; La Rosa, D.; Crivello, A.; Milazzo, M.; Sensing devices for detecting and processing acoustic signals in healthcare. *Biosensors* **2022**, *12*, 835. [Crossref] [PubMed]
5. Saputra, H. A.; Electrochemical sensors: basic principles, engineering, and state of the art. *Monatshefte für Chemie-Chemical Monthly* **2023**, *154*, 1083. [Crossref]
6. Wang, J.; Research on Biosensor Technology in Wearable Health Monitoring Equipment. *Highlights in Science, Engineering and Technology* **2024**, *97*, 226. [Crossref]
7. Sun, W.; Guo, Z.; Yang, Z.; Wu, Y.; Lan, W.; Liao, Y.; Wu, X.; Liu, Y.; A Review of Recent Advances in Vital Signals Monitoring of Sports and Health via Flexible Wearable Sensors. *Sensors* **2022**, *22*, 7784. [Crossref] [PubMed]
8. Arshad, A.; Bukhari, M. U.; Maqbool, K. Q.; Khan, A.; Riaz, K.; Bermak, A.; Painting sustainable wearables: facile and economical all-recycled dual temperature-motion wearable sensor for monitoring of human temperature and joint movements. *Materials Today Sustainability* **2023**, *22*, 100395. [Crossref]
9. Yoon, J.; Cho, H. Y.; Shin, M.; Choi, H. K.; Lee, T.; Choi, J. W.; Flexible electrochemical biosensors for healthcare monitoring. *Journal of Materials Chemistry B* **2020**, *8*, 7303. [Crossref]
10. Gao, N.; Cai, Z.; Chang, G.; He, Y.; Non-invasive and wearable glucose biosensor based on gel electrolyte for detection of human sweat. *Journal of Materials Science* **2023**, *58*, 890. [Crossref]
11. Anbuselvam, B.; Gunasekaran, B. M.; Srinivasan, S.; Ezhilan, M.; Rajagopal, V.; Nesakumar, N.; Wearable biosensors in cardiovascular disease. *Clinica Chimica Acta* **2024**, *561*, 119766. [Crossref] [PubMed]
12. Pal, A.; Kulkarni, M. B.; Gupta, H.; Ponnalagu, R. N.; Dubey, S. K.; Goel, S.; Portable and autonomous device for real-time colorimetric detection: Validation for phosphorous and nitrite detection. *Sensors and Actuators A: Physical* **2021**, *330*, 112896. [Crossref]
13. Mondal, S.; Zehra, N.; Choudhury, A.; Iyer, P. K.; Wearable sensing devices for point of care diagnostics. *ACS Applied Bio Materials* **2021**, *4*, 47. [Crossref] [PubMed]
14. Bag, A.; Lee, N. E.; Recent advancements in development of wearable gas sensors. *Advanced Materials Technologies* **2021**, *6*, 2000883. [Crossref]
15. Smith, A. A.; Li, R.; Tse, Z. T. H.; Reshaping healthcare with wearable biosensors. *Scientific Reports* **2023**, *13*, 4998. [Crossref] [PubMed]
16. Campuzano, S.; Pedrero, M.; Torrente-Rodríguez, R. M.; Pingarrón, J. M.; Affinity-based wearable electrochemical biosensors: natural versus biomimetic receptors. *Analysis & Sensing* **2023**, *3*, e202200087. [Crossref]
17. Zhao, Z.; Huang, C.; Huang, Z.; Lin, F.; He, Q.; Tao, D.; Jaffrezic-Renault, N.; Guo, Z.; Advancements in electrochemical biosensing for respiratory virus detection: A review. *TrAC Trends in Analytical Chemistry* **2021**, *139*, 116253. [Crossref] [PubMed]
18. Duan, H.; Peng, S.; He, S.; Tang, S. Y.; Goda, K.; Wang, C. H.; Li, M.; Wearable electrochemical biosensors for advanced healthcare monitoring. *Advanced Science* **2025**, *12*, 2411433. [Crossref] [PubMed]
19. Nasiri, S.; Khosravani, M. R.; Progress and challenges in fabrication of wearable sensors for health monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical* **2020**, *312*, 112105. [Crossref]
20. Ding, Y.; Tan, K.; Zhang, S.; Wang, S.; Zhang, X.; Hu, P.; Wearable and recyclable epinephrine biosensors based on molecular imprinting polymer modified organic electrochemical transistors. *Chemical Engineering Journal* **2023**, *477*, 146844. [Crossref]
21. Zhang, S.; Zahed, M. A.; Sharifuzzaman, M.; Yoon, S.; Hui, X.; Barman, S. C.; Sharma, S.; Yoon, H. S.; Park, C.; Park, J. Y.; A wearable battery-free wireless and skin-interfaced microfluidics integrated electrochemical sensing patch for on-site biomarkers monitoring in human perspiration. *Biosensors and Bioelectronics* **2021**, *175*, 112844. [Crossref] [PubMed]
22. Khondakar, K. R.; Kaushik, A.; Role of wearable sensing technology to manage long COVID. *Biosensors* **2022**, *13*, 62. [Crossref] [PubMed]
23. Sheraz, M.; Sun, X. F.; Siddiqui, A.; Wang, Y.; Hu, S.; Sun, R.; Cellulose-based electrochemical sensors. *Sensors* **2025**, *25*, 645. [Crossref] [PubMed]
24. Yang, L.; Zhang, Z.; Wang, X.; A microfluidic PET-based electrochemical glucose sensor. *Micromachines* **2022**, *13*, 552. [Crossref] [PubMed]
25. Sinha, A.; Dhanjai; Stavrakis, A. K.; Stojanović, G. M.; Textile-based electrochemical sensors and their applications. *Talanta* **2024**, *244*, 123425. [Crossref] [PubMed]
26. Liu, Q.; Shi, W.; Tian, L.; Su, M.; Jiang, M.; Li, J.; Gu, H.; Yu, C.; Preparation of nanostructured PDMS film as flexible immunosensor for cortisol analysis in human sweat. *Analytica Chimica Acta* **2021**, *1184*, 339010. [Crossref] [PubMed]

27. Jin, X.; Li, G.; Xu, T.; Su, L.; Yan, D.; Zhang, X.; Fully integrated flexible biosensor for wearable continuous glucose monitoring. *Biosensors and Bioelectronics* **2022**, *196*, 113760. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
28. Seyedin, S.; Zhang, P.; Naebe, M.; Qin, S.; Chen, J.; Wang, X.; Razal, J. M.; Textile strain sensors: a review of the fabrication technologies, performance evaluation and applications. *Materials Horizons* **2019**, *6*, 219. [[Crossref](#)]
29. Khosravi, S.; Soltanian, S.; Servati, A.; Khademhosseini, A.; Zhu, Y.; Servati, P.; Screen-printed textile-based electrochemical biosensor for noninvasive monitoring of glucose in sweat. *Biosensors* **2023**, *13*, 684. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
30. Khan, A.; Winder, M.; Hossain, G.; Modified graphene-based nanocomposite material for smart textile biosensor to detect lactate from human sweat. *Biosensors and Bioelectronics: X* **2022**, *10*, 100103. [[Crossref](#)]
31. Pan, Y.; Zhang, J.; Guo, X.; Li, Y.; Li, L.; Pan, L.; Recent advances in conductive polymers-based electrochemical sensors for biomedical and environmental applications. *Polymers* **2024**, *16*, 1597. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
32. Choudhury, S.; Deepak, D.; Bhattacharya, G.; McLaughlin, J.; Roy, S. S.; MoS₂-Polyaniline Based Flexible Electrochemical Biosensor: Toward pH Monitoring in Human Sweat. *Macromolecular Materials and Engineering* **2023**, *308*, 2300007. [[Crossref](#)]
33. Xu, Z.; Song, J.; Liu, B.; Lv, S.; Gao, F.; Luo, X.; Wang, P.; A conducting polymer PEDOT: PSS hydrogel based wearable sensor for accurate uric acid detection in human sweat. *Sensors and Actuators B: Chemical* **2021**, *348*, 130674. [[Crossref](#)]
34. Ramanavicius, S.; Ramanavicius, A.; Conducting polymers in the design of biosensors and biofuel cells. *Polymers* **2020**, *13*, 49. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
35. Acar, T.; Nur Çimen, K.; Özalp, E.; Ilica, Ö.; Ahlatcıoğlu Özerol, E.; Recent advances in biosensors based on conducting polymers for biomedical applications. *ChemistrySelect* **2023**, *8*, e202300819. [[Crossref](#)]
36. Lin, Y. C.; Rinawati, M.; Chang, L. Y.; Wang, Y. X.; Wu, Y. T.; Yen, Y. H.; Chen, K. J.; Ho, K. C.; Yeh, M. H.; A non-invasive wearable sweat biosensor with a flexible N-GQDs/PANI nanocomposite layer for glucose monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical* **2023**, *383*, 133617. [[Crossref](#)]
37. Pan, Y.; Cheng, Y.; Wu, J.; Qi, H.; Nickel nanoparticle modified conductive hydrogel composite for wearable enzyme-free biosensor toward noninvasive diabetes monitoring. *Talanta* **2026**, *297*, 128732. [[Crossref](#)]
38. Zhang, S.; Zhao, W.; Zeng, J.; He, Z.; Wang, X.; Zhu, Z.; Hu, R.; Liu, C.; Wang, Q.; Wearable non-invasive glucose sensors based on metallic nanomaterials. *Materials Today Bio* **2023**, *20*, 100638. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
39. Malathi, S.; Pakrudheen, I.; Kalkura, S. N.; Webster, T. J.; Balasubramanian, S.; Disposable biosensors based on metal nanoparticles. *Sensors International* **2022**, *3*, 100169. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
40. Wang, Y.; Sun, B.; Wei, H.; Li, Y.; Hu, F.; Du, X.; Chen, J.; Investigating immunosensor for determination of depression marker-Apo-A4 based on patterning AuNPs and N-Gr nanomaterials onto ITO-PET flexible electrodes with amplifying signal. *Analytica Chimica Acta* **2022**, *1224*, 340217. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
41. Khan, A.; DeVoe, E.; Andreescu, S.; Carbon-based electrochemical biosensors as diagnostic platforms for connected decentralized healthcare. *Sensors & Diagnostics* **2023**, *2*, 529. [[Crossref](#)]
42. Bounegru, A. V.; Apetrei, C.; Carbonaceous nanomaterials employed in the development of electrochemical sensors based on screen-printing technique—A review. *Catalysts* **2020**, *10*, 680. [[Crossref](#)]
43. Tang, C.; Zhou, K.; Wang, R.; Li, M.; Liu, W.; Li, C.; Chen, X.; Lu, Q.; Chang, Y.; Wearable biosensors for human sweat glucose detection based on carbon black nanoparticles. *Analytical and Bioanalytical Chemistry* **2024**, *416*, 1407. [[Crossref](#)]
44. Zheng, Y.; Zhang, Y.; Xue, Z.; Li, H.; Shen, S.; Wearable biosensor with high specific surface area PGA-CNTs electrode for sweat glucose detection. *Microchemical Journal* **2025**, *210*, 112965. [[Crossref](#)]
45. Venkatesan, M.; Vusa, C. S. R.; Koyappayil, A.; Chavan, S. G.; Lee, M. H.; Biological recognition element anchored 2D graphene materials for the electrochemical detection of hazardous pollutants. *Electrochimica Acta* **2024**, *494*, 144413. [[Crossref](#)]
46. Nguyen, H. H.; Lee, S. H.; Lee, U. J.; Fermin, C. D.; Kim, M.; Immobilized enzymes in biosensor applications. *Materials* **2019**, *12*, 121. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
47. Mehrotra, S.; Rai, P.; Saxena, A.; Priya, S.; Sharma, S. K.; Advancements in enzyme-based wearable sensors for health monitoring. *Microchemical Journal* **2024**, *200*, 110250. [[Crossref](#)]
48. Marchianò, V.; Tricase, A.; Caputo, M.; Farinini, E.; Leardi, R.; Imbriano, A.; Leech, D.; Kidayaveetil, R.; Gentile, L.; Torsi, L.; Macchia, E.; Bollella, P.; Tailoring water-based graphite conductive ink formulation for enzyme stencil-printing: experimental design to enhance wearable biosensor performance. *Chemistry of Materials* **2024**, *36*, 358. [[Crossref](#)]
49. Sadrabadi, E. A.; Soleimani, F.; Naseri, N.; Tarzi, M. G.; Omidfar, K.; Wearable microfluidic immunosensors for point-of-care detection of bio-analytes: a critical review. *Journal of Materials Chemistry B* **2025**, *13*, 8609. [[Crossref](#)]
50. Khumngern, S.; Jeerapan, I.; Advances in wearable electrochemical antibody-based sensors for cortisol sensing. *Analytical and Bioanalytical Chemistry* **2023**, *415*, 3863. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
51. Demuru, S.; Kim, J.; El Chazli, M.; Bruce, S.; Dupertuis, M.; Binz, P. A.; Saubade, M.; Lafaye, C.; Briand, D.; Antibody-coated

- wearable organic electrochemical transistors for cortisol detection in human sweat. *ACS Sensors* **2022**, 7, 2721. [Crossref] [PubMed]
52. Fande, S.; Sriram, D.; Goel, S.; Flexible Electrochemical Biosensor for Non-Invasive, on-Site Cortisol Monitoring in Sweat and Saliva. *ACS Measurement Science Au* **2026**, 6, 170. [Crossref]
 53. Lee, H. B.; Meeseepong, M.; Trung, T. Q.; Kim, B. Y.; Lee, N. E.; A wearable lab-on-a-patch platform with stretchable nanostructured biosensor for non-invasive immunodetection of biomarker in sweat. *Biosensors and Bioelectronics* **2020**, 156, 112133. [Crossref] [PubMed]
 54. Tian, G.; Zhou, Z.; Li, M.; Li, X.; Xu, T.; Zhang, X.; Oriented antibody-assembled metal–organic frameworks for persistent wearable sweat cortisol detection. *Analytical Chemistry* **2023**, 95, 13250. [Crossref] [PubMed]
 55. Stangherlin, S.; Lui, N.; Lee, J. H.; Liu, J.; Aptamer-based biosensors: from SELEX to biomedical diagnostics. *TrAC Trends in Analytical Chemistry* **2025**, 191, 118349. [Crossref]
 56. Stanciu, L. A.; Wei, Q.; Barui, A. K.; Mohammad, N.; Recent advances in aptamer-based biosensors for global health applications. *Annual Review of Biomedical Engineering* **2021**, 23, 433. [Crossref] [PubMed]
 57. Lin, S.; Cheng, X.; Zhu, J.; Wang, B.; Jelinek, D.; Zhao, Y.; Wu, T. Y.; Horillo, A.; Tan, J.; Yeung, J.; Yan, W.; Forman, S.; Collier, H. A.; Milla, C.; Emaminejad, S.; Wearable microneedle-based electrochemical aptamer biosensing for precision dosing of drugs with narrow therapeutic windows. *Science Advances* **2022**, 8, eabq4539. [Crossref] [PubMed]
 58. Wang, Z.; Hao, Z.; Wang, X.; Huang, C.; Lin, Q.; Zhao, X.; Pan, Y.; A flexible and regenerative aptameric graphene–nafion biosensor for cytokine storm biomarker monitoring in undiluted biofluids toward wearable applications. *Advanced Functional Materials* **2021**, 31, 2005958. [Crossref]
 59. Ye, C.; Wang, M.; Min, J.; Tay, R. Y.; Lukas, H.; Sempionatto, J. R.; Li, J.; Xu, C.; Gao, W.; A wearable aptamer nanobiosensor for non-invasive female hormone monitoring. *Nature Nanotechnology* **2024**, 19, 330. [Crossref] [PubMed]
 60. Ravikumar, A.; Natraj, V.; Verma, A.; Sivagnanam, S.; Sivalingam, Y.; Das, P.; Surya, V. J.; Han, W.; Liu, N.; Wearable sensors for real-time physiological monitoring based on self-assembled diphenylalanine peptide nanostructures. *Surfaces and Interfaces* **2023**, 39, 102986. [Crossref]
 61. Wang, M.; Li, L.; Zhang, L.; Zhao, J.; Jiang, Z.; Wang, W.; Peptide-derived biosensors and their applications in tumor immunology-related detection. *Analytical Chemistry* **2022**, 94, 431. [Crossref] [PubMed]
 62. Qiao, X.; Cai, Y.; Kong, Z.; Xu, Z.; Luo, X.; A wearable electrochemical sensor based on anti-fouling and self-healing polypeptide complex hydrogels for sweat monitoring. *ACS Sensors* **2023**, 8, 2834. [Crossref] [PubMed]
 63. Bariya, M.; Shahpar, Z.; Park, H.; Sun, J.; Jung, Y.; Gao, W.; Nyein, H. Y. Y.; Liaw, T. S.; Tai, L. C.; Ngo, Q. P.; Chao, M.; Jhao, Y.; Hettick, M.; Cho, G.; Javey, A.; Roll-to-roll gravure printed electrochemical sensors for wearable and medical devices. *ACS Nano* **2018**, 12, 6978. [Crossref] [PubMed]
 64. Nyein, H. Y. Y.; Tai, L. C.; Ngo, Q. P.; Chao, M.; Zhang, G. B.; Gao, W.; Bariya, M.; Bullock, J.; Kim, H.; Fahad, H. M.; Javey, A.; A wearable microfluidic sensing patch for dynamic sweat secretion analysis. *ACS Sensors* **2018**, 3, 944. [Crossref] [PubMed]
 65. Paimard, G.; Ghasali, E.; Baeza, M.; Screen-printed electrodes: Fabrication, modification, and biosensing applications. *Chemosensors* **2023**, 11, 113. [Crossref]
 66. Chang, Y.; Cao, Q.; Venton, B. J.; 3D printing for customized carbon electrodes. *Current Opinion in Electrochemistry* **2023**, 38, 101228. [Crossref] [PubMed]
 67. Yang, X.; Gui, J.; Dong, C.; Zhao, J.; Xu, R.; Laser-induced graphene for screen-printed strain sensors. *ACS Applied Nano Materials* **2023**, 6, 21679. [Crossref]
 68. Zhou, L.; Chen, X.; Su, W.; Cui, Z.; Lai, W. Y.; In-Depth Investigation of Inkjet-Printed Silver Electrodes over Large-Area: Ink Recipe, Flow, and Solidification. *Advanced Materials Interfaces* **2022**, 9, 2102548. [Crossref]
 69. Park, S.; Ban, S.; Zavanelli, N.; Bunn, A. E.; Kwon, S.; Lim, H. R.; Yeo, W. H.; Kim, J. H.; Fully screen-printed PI/PEG blends enabled patternable electrodes for scalable manufacturing of skin-conformal, stretchable, wearable electronics. *ACS Applied Materials & Interfaces* **2023**, 15, 2092. [Crossref] [PubMed]
 70. Yi, Q.; Pei, X.; Das, P.; Qin, H.; Lee, S. W.; Esfandarypour, R.; A self-powered triboelectric MXene-based 3D-printed wearable physiological biosignal sensing system for on-demand, wireless, and real-time health monitoring. *Nano Energy* **2022**, 101, 107511. [Crossref]
 71. Liao, J.; Zhang, X.; Sun, Z.; Chen, H.; Fu, J.; Si, H.; Ge, C.; Lin, S.; Laser-induced graphene-based wearable epidermal ion-selective sensors for noninvasive multiplexed sweat analysis. *Biosensors* **2022**, 12, 397. [Crossref] [PubMed]
 72. Kuzubasoglu, B. A.; Sayar, E.; Bahadir, S. K.; Inkjet-printed CNT/PEDOT: PSS temperature sensor on a textile substrate for wearable intelligent systems. *IEEE Sensors Journal* **2021**, 21, 13090. [Crossref]
 73. Tao, Q.; Liu, S.; Zhang, J.; Jiang, J.; Jin, Z.; Huang, Y.; Liu, X.; Lin, S.; Zeng, X.; Li, X.; Tao, G.; Chen, H.; Clinical applications of smart wearable sensors. *iScience* **2023**, 26, 107485. [Crossref] [PubMed]
 74. Backiyalakshmi, G.; Snehalatha, U.; Salvador, A. L.; Recent advancements in non-invasive wearable electrochemical biosensors for biomarker analysis—A review. *Analytical Biochemistry* **2024**, 692, 115578. [Crossref] [PubMed]
 75. Rajan, A.; Vishnu, J.; Shankar, B.; Tear-based ocular wearable biosensors for human health monitoring. *Biosensors* **2024**, 14, 483. [Crossref] [PubMed]
 76. Sempionatto, J. R.; Brazaca, L. C.; García-Carmona, L.; Bolat, G.; Campbell, A. S.; Martin, A.; Tang, G.; Shah, R.; Mishra, R.

- K.; Kim, J.; Zucolotto, V.; Escarpa, A.; Wang, J.; Eyeglasses-based tear biosensing system: Non-invasive detection of alcohol, vitamins and glucose. *Biosensors and Bioelectronics* **2019**, *137*, 161. [Crossref] [PubMed]
77. Geelhoed-Duijvestijn, P.; Vegelyte, D.; Kownacka, A.; Anton, N.; Joosse, M.; Wilson, C.; Performance of the prototype NovioSense noninvasive biosensor for tear glucose in type 1 diabetes. *Journal of Diabetes Science and Technology* **2021**, *15*, 1320. [Crossref] [PubMed]
 78. Keum, D. H.; Kim, S. K.; Koo, J.; Lee, G. H.; Jeon, C.; Mok, J. W.; Mun, B. H.; Lee, K. J.; Kamrani, E.; Joo, C. K.; Shin, S.; Sim, J. Y.; Myung, D.; Yun, S. H.; Bao, Z.; Hahn, S. K.; Wireless smart contact lens for diabetic diagnosis and therapy. *Science Advances* **2020**, *6*, eaba3252. [Crossref]
 79. Shi, Y.; Zhang, Z.; Huang, Q.; Lin, Y.; Zheng, Z. Wearable sweat biosensors on textiles for health monitoring. *Journal of Semiconductors* **2023**, *44*, 021601. [Crossref]
 80. Zhao, Y.; Zhai, Q.; Dong, D.; An, T.; Gong, S.; Shi, Q.; Cheng, W.; Highly stretchable and strain-insensitive fiber-based wearable electrochemical biosensor to monitor glucose in the sweat. *Analytical Chemistry* **2019**, *91*, 6569. [Crossref] [PubMed]
 81. Wang, M.; Yang, Y.; Min, J.; Song, Y.; Tu, J.; Mukasa, D.; Ye, C.; Xu, C.; Heflin, N.; McCune, J. S.; Hsiai, T. K.; Li, Z.; Gao, W.; A wearable electrochemical biosensor for the monitoring of metabolites and nutrients. *Nature Biomedical Engineering* **2022**, *6*, 1225. [Crossref] [PubMed]
 82. Zhao, C.; Li, X.; Wu, Q.; Liu, X.; A thread-based wearable sweat nanobiosensor. *Biosensors and Bioelectronics* **2021**, *188*, 113270. [Crossref] [PubMed]
 83. Swetha, P.; Balijapalli, U.; Feng, S. P.; Wireless accessing of salivary biomarkers based wearable electrochemical sensors: A mini-review. *Electrochemistry Communications* **2022**, *140*, 107314. [Crossref]
 84. Sharma, A.; Hossain, N. I.; Thomas, A.; Sonkusale, S.; Saliva-Sensing Dental Floss: An Innovative Tool for Assessing Stress via On-Demand Salivary Cortisol Measurement with Molecularly Imprinted Polymer and Thread Microfluidics Integration. *ACS Applied Materials & Interfaces* **2025**, *17*, 25083. [Crossref] [PubMed]
 85. Jeon, S.; Kim, S. H.; Heo, G.; Heo, H. J.; Chae, S. Y.; Kwon, Y. W.; Lee, S. K.; Han, D. W.; Kim, H. J.; Kim, Y. H.; Hong, S. W.; A wearable electrochemical biosensor for salivary detection of periodontal inflammation biomarkers: Molecularly imprinted polymer sensor with deep learning integration. *Advanced Science* **2025**, *12*, e09658. [Crossref] [PubMed]
 86. Liu, M.; Yang, M.; Wang, M.; Wang, H.; Cheng, J.; A flexible dual-analyte electrochemical biosensor for salivary glucose and lactate detection. *Biosensors* **2022**, *12*, 210. [Crossref] [PubMed]
 87. De la Paz, E.; Saha, T.; Del Caño, R.; Seker, S.; Kshirsagar, N.; Wang, J.; Non-invasive monitoring of interstitial fluid lactate through an epidermal iontophoretic device. *Talanta* **2023**, *254*, 124122. [Crossref] [PubMed]
 88. Kim, J.; Sempionatto, J. R.; Imani, S.; Hartel, M. C.; Barfidokht, A.; Tang, G.; Campbell, A. S.; Mercier, P. P.; Wang, J.; Simultaneous monitoring of sweat and interstitial fluid using a single wearable biosensor platform. *Advanced Science* **2018**, *5*, 1800880. [Crossref] [PubMed]
 89. Yuan, X.; Ouaskioud, O.; Yin, X.; Li, C.; Ma, P.; Yang, Y.; Yang, P. F.; Xie, L.; Ren, L.; Epidermal wearable biosensors for the continuous monitoring of biomarkers of chronic disease in interstitial fluid. *Micromachines* **2023**, *14*, 1452. [Crossref] [PubMed]
 90. Dervisevic, M.; Esser, L.; Chen, Y.; Alba, M.; Prieto-Simon, B.; Voelcker, N. H.; High-density microneedle array-based wearable electrochemical biosensor for detection of insulin in interstitial fluid. *Biosensors and Bioelectronics* **2025**, *271*, 116995. [Crossref] [PubMed]
 91. Parkash, O.; Shueb, R. H.; Diagnosis of dengue infection using conventional and biosensor based techniques. *Viruses* **2015**, *7*, 5410. [Crossref] [PubMed]
 92. Reddy, V. S.; Agarwal, B.; Ye, Z.; Zhang, C.; Roy, K.; Chinnappan, A.; Narayan, R. J.; Ramakrishna, S.; Ghosh, R.; Recent advancement in biofluid-based glucose sensors using invasive, minimally invasive, and non-invasive technologies: a review. *Nanomaterials* **2022**, *12*, 1082. [Crossref] [PubMed]
 93. Kazanskiy, N. L.; Khonina, S. N.; Butt, M. A.; A review on flexible wearables—Recent developments in non-invasive continuous health monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical* **2024**, *366*, 114993. [Crossref]
 94. Park, W.; Seo, H.; Kim, J.; Hong, Y. M.; Song, H.; Joo, B. J.; Kim, S.; Kim, E.; Yae, C. G.; Kim, J.; Jin, J.; Kim, J.; Lee, Y.; Kim, J.; Kim, H. K.; Park, J. U.; In-depth correlation analysis between tear glucose and blood glucose using a wireless smart contact lens. *Nature Communications* **2024**, *15*, 2828. [Crossref]
 95. Song, H.; Shin, H.; Seo, H.; Park, W.; Joo, B. J.; Kim, J.; Kim, J.; Kim, H. K.; Kim, J.; Park, J. U.; Wireless non-invasive monitoring of cholesterol using a smart contact lens. *Advanced Science* **2022**, *9*, 2203597. [Crossref] [PubMed]
 96. Jang, J.; Kim, J.; Shin, H.; Park, Y. G.; Joo, B. J.; Seo, H.; Won, J. E.; Kim, D. W.; Lee, C. Y.; Kim, H. K.; Park, J. U.; Smart contact lens and transparent heat patch for remote monitoring and therapy of chronic ocular surface inflammation using mobiles. *Science Advances* **2021**, *7*, eabf7194. [Crossref] [PubMed]
 97. Weng, X.; Li, M.; Chen, L.; Peng, B.; Jiang, H.; A wearable nanozyme–enzyme electrochemical biosensor for sweat lactate monitoring. *Talanta* **2024**, *279*, 126675. [Crossref] [PubMed]
 98. Iula, G.; Miglione, A.; Kalligosfyri, P. M.; Spinelli, M.; Amoresano, A.; Di Natale, C.; Darwish, I. A.; Cinti, S.; On-body electrochemical measurement of sweat lactate with the use of paper-based fluidics and 3D-printed flexible wearable biosensor. *Analytical and Bioanalytical Chemistry* **2025**, *417*, 3825. [Crossref] [PubMed]
 99. Wang, J.; Wang, L.; Li, G.; Yan, D.; Liu, C.; Xu, T.; Zhang, X.; Ultra-small wearable flexible biosensor for continuous sweat analysis. *ACS Sensors* **2022**, *7*, 3102. [Crossref] [PubMed]

100. Wang, R.; Zhai, Q.; An, T.; Gong, S.; Cheng, W.; Stretchable gold fiber-based wearable textile electrochemical biosensor for lactate monitoring in sweat. *Talanta* **2021**, *222*, 121484. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
101. Xuan, X.; Chen, C.; Pérez-Ràfols, C.; Swarén, M.; Wedholm, L.; Cuartero, M.; Crespo, G. A.; A wearable biosensor for sweat lactate as a proxy for sport performance monitoring. *Analysis & Sensing* **2023**, *3*, e202200047. [[Crossref](#)]
102. Asadian, E.; Hekmat, F.; Kahnamouei, M. H.; Mohammadpour, R.; Shahrokhian, S.; Sasanpour, P.; Supercapacitor-powered wearable biosensor for continuous lactate monitoring from sweat. *Biosensors and Bioelectronics* **2025**, *275*, 117226. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
103. Fiore, L.; Mazzaracchio, V.; Serani, A.; Fabiani, G.; Fabiani, L.; Volpe, G.; Moscone, D.; Bianco, G. M.; Occhiuzzi, C.; Marrocco, G.; Arduini, F.; Microfluidic paper-based wearable electrochemical biosensor for reliable cortisol detection in sweat. *Sensors and Actuators B: Chemical* **2023**, *379*, 133258. [[Crossref](#)]
104. An, J. E.; Kim, K. H.; Park, S. J.; Seo, S. E.; Kim, J.; Ha, S.; Bae, J.; Kwon, O. S.; Wearable cortisol aptasensor for simple and rapid real-time monitoring. *ACS Sensors* **2022**, *7*, 99. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
105. Cheng, C.; Li, X.; Xu, G.; Lu, Y.; Low, S. S.; Liu, G.; Zhu, L.; Li, C.; Liu, Q.; Battery-free, wireless, and flexible electrochemical patch for *in situ* analysis of sweat cortisol via near field communication. *Biosensors and Bioelectronics* **2021**, *172*, 112782. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
106. Nah, J. S.; Barman, S. C.; Zahed, M. A.; Sharifuzzaman, M.; Yoon, H.; Chani, P.; Yoon, S.; Zhang, S.; Park, J. Y.; A wearable microfluidics-integrated impedimetric immunosensor based on Ti₃C₂Tx MXene incorporated laser-burned graphene for noninvasive sweat cortisol detection. *Sensors and Actuators B: Chemical* **2021**, *329*, 129206. [[Crossref](#)]
107. Shamili, C.; Pillai, A. S.; Sadhasivakurup, S.; Chandran, A.; Varma, M. R.; Peethambharan, S. K.; All-printed wearable biosensor based on MWCNT-iron oxide nanocomposite ink for physiological level detection of glucose in human sweat. *Biosensors and Bioelectronics* **2024**, *258*, 116358. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
108. Lin, P. H.; Sheu, S. C.; Chen, C. W.; Huang, S. C.; Li, B. R.; Wearable hydrogel patch with noninvasive, electrochemical glucose sensor for natural sweat detection. *Talanta* **2022**, *241*, 123187. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
109. Wang, J.; Chen, L.; Chen, F.; Lu, X.; Li, X.; Bao, Y.; Wang, W.; Han, D.; Niu, L.; Coral-like Ti₃C₂T_x/PANIBinary Nanocomposite Wearable Enzyme Electrochemical Biosensor for Continuous Monitoring of Human Sweat Glucose. *Chemosensors* **2024**, *12*, 222. [[Crossref](#)]
110. Piper, A.; Månsson, I. Ö.; Khaliliazar, S.; Landin, R.; Hamed, M. M.; A disposable, wearable, flexible, stitched textile electrochemical biosensing platform. *Biosensors and Bioelectronics* **2021**, *194*, 113604. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
111. Zhang, X.; Zhang, J.; Cai, Y.; Xu, S.; Wu, H.; Chen, X.; Huang, Y.; Li, F.; Integrated electrochemical aptasensor array toward monitoring anticancer drugs in sweat. *Analytical Chemistry* **2024**, *96*, 4997. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
112. Hussain, S.; Park, S. Y.; Sweat-based noninvasive skin-patchable urea biosensors with photonic interpenetrating polymer network films integrated into PDMS chips. *ACS Sensors* **2020**, *5*, 3988. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
113. Moonla, C.; Khan, M. I.; Akgonullu, S.; Saha, T.; Wang, J.; Touch-based uric acid sweat biosensor towards personal health and nutrition. *Biosensors and Bioelectronics* **2025**, *277*, 117289. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
114. Hao, Z.; Wang, Z.; Li, Y.; Zhu, Y.; Wang, X.; De Moraes, C. G.; Pan, Y.; Zhao, X.; Lin, Q.; Measurement of cytokine biomarkers using an aptamer-based affinity graphene nanosensor on a flexible substrate toward wearable applications. *Nanoscale* **2018**, *10*, 21681. [[Crossref](#)]
115. Chu, H.; Hu, X.; Lee, C. Y.; Zhang, A.; Ye, Y.; Wang, Y.; Chen, Y.; Yan, X.; Wang, X.; Wei, J.; He, S.; Li, Y.; A wearable electrochemical fabric for cytokine monitoring. *Biosensors and Bioelectronics* **2023**, *232*, 115301. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
116. García-Carmona, L.; Martín, A.; Sempionatto, J. R.; Moreto, J. R.; González, M. C.; Wang, J.; Escarpa, A.; Pacifier biosensor: toward noninvasive saliva biomarker monitoring. *Analytical Chemistry* **2019**, *91*, 13883. [[Crossref](#)]
117. Arakawa, T.; Tomoto, K.; Nitta, H.; Toma, K.; Takeuchi, S.; Sekita, T.; Minakuchi, S.; Mitsubayashi, K.; A wearable cellulose acetate-coated mouthguard biosensor for *in vivo* salivary glucose measurement. *Analytical Chemistry* **2020**, *92*, 12201. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
118. Mishra, R. K.; Sempionatto, J. R.; Li, Z.; Brown, C.; Galdino, N. M.; Shah, R.; Liu, S.; Hubble, L. J.; Bagot, K.; Tapert, S.; Wang, J.; Simultaneous detection of salivary Δ^9 -tetrahydrocannabinol and alcohol using a Wearable Electrochemical Ring Sensor. *Talanta* **2020**, *211*, 120757. [[Crossref](#)]
119. Zheng, M.; Wang, Z.; Chang, H.; Wang, L.; Chew, S. W. T.; Lio, D. C. S.; Cui, M.; Liu, L.; Tee, B. C. K.; Xu, C.; Osmosis-powered hydrogel microneedles for microliters of skin interstitial fluid extraction within minutes. *Advanced Healthcare Materials* **2020**, *9*, 1901683. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
120. De la Paz, E.; Barfidokht, A.; Rios, S.; Brown, C.; Chao, E.; Wang, J.; Extended noninvasive glucose monitoring in the interstitial fluid using an epidermal biosensing patch. *Analytical Chemistry* **2021**, *93*, 12767. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
121. Kim, G. J.; Kim, K. O.; Novel glucose-responsive of the transparent nanofiber hydrogel patches as a wearable biosensor via electrospinning. *Scientific Reports* **2020**, *10*, 18858. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
122. Dervisevic, M.; Fornerod, M. J. J.; Harberts, J.; Zangabad, P. S.; Voelcker, N. H.; Wearable microneedle patch for transdermal electrochemical monitoring of urea in interstitial fluid. *ACS Sensors* **2024**, *9*, 932. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]

123. Dervisevic, M.; Alba, M.; Adams, T. E.; Prieto-Simon, B.; Voelcker, N. H.; Electrochemical immunosensor for breast cancer biomarker detection using high-density silicon microneedle array. *Biosensors and Bioelectronics* **2021**, *192*, 113496. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
124. Keyvani, F.; Zheng, H.; Kaysir, M. R.; Mantaila, D. F.; Nejad, P. G.; Rahman, F. A.; Quadrilatero, J.; Ban, D.; Poudineh, M.; A Hydrogel Microneedle Assay Combined with Nucleic Acid Probes for On-Site Detection of Small Molecules and Proteins. *Angewandte Chemie* **2023**, *135*, e202301624. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
125. Poursharifi, N.; Hassanpouramiri, M.; Zink, A.; Ucuncu, M.; Parlak, O.; Transdermal Sensing of Enzyme Biomarker Enabled by Chemo-Responsive Probe-Modified Epidermal Microneedle Patch in Human Skin Tissue. *Advanced Materials* **2024**, *36*, 2403758. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
126. de Camargos, L. G.; Marra, I. da F.; Fonseca, K. de S.; Macedo, N. C.; Lima, V. O.; Salgado, R. L.; Carvalho, Y. D. M.; Reis, V.; Silva, M. M. de C.; Melo, K. R. S. T.; Wearables e dispositivos médicos: Impacto no autocuidado e na monitorização de doenças crônicas. *Lumen Et Virtus* **2025**, *16*, 1644. [[Crossref](#)]
127. dos Santos, C. C.; Lucena, G. N.; Pinto, G. C.; Júnior, M. J.; Marques, R. F. C.; Advances and current challenges in non-invasive wearable sensors and wearable biosensors—A mini-review. *Medical Devices & Sensors* **2021**, *4*, e10130. [[Crossref](#)]
128. Chenani, H.; Saeidi, M.; Rastkhiz, M. A.; Bolghanabadi, N.; Aghaii, A. H.; Orouji, M.; Hatamie, A.; Simchi, A.; Challenges and advances of hydrogel-based wearable electrochemical biosensors for real-time monitoring of biofluids: from lab to market. A review. *Analytical Chemistry* **2024**, *96*, 8160. [[Crossref](#)] [[PubMed](#)]
129. Masson, J. F.; Consideration of sample matrix effects and “biological” noise in optimizing the limit of detection of biosensors. *ACS Sensors* **2020**, *5*, 3290. [[Crossref](#)]