

DESENVOLVIMENTO DE DISPOSITIVOS VESTÍVEIS BASEADOS EM FIBRAS ELETROFIADAS

DOI: 10.22533/at.ed.52823131217

Gabriella Onila do Nascimento Soares

Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte – MG

Rodrigo Lambert Oréfica

Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais, Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte – MG

INTRODUÇÃO

Os dispositivos vestíveis representam uma nova era no campo dos materiais inteligentes e têm sido alvo de diversos estudos na atualidade.¹ Estes dispositivos podem detectar estímulos externos dinâmicos com alta precisão, garantindo inúmeras aplicações importantes, que se estendem desde a medicina e o esporte, até áreas como mineração e segurança. Com o avanço da computação e o desenvolvimento de sensores de baixo custo, a tecnologia vestível passou a ser cada vez mais utilizada em áreas e pesquisas relacionadas à saúde.^{2,3}

O monitoramento remoto por meio de tecnologias vestíveis, isto é, tecnologias anexadas a pele, permite um melhor acompanhamento da saúde e do desempenho físico do usuário. Além da capacidade de integração e biomonitoramento de sinais fisiológicos, os dispositivos médicos vestíveis possuem ainda potencial aplicação como sistema de liberação de agentes terapêuticos de maneira conveniente.⁴ O cenário de pandemia iniciado pelo Coronavírus (COVID-19) trouxe ainda novas perspectivas para o uso de vestíveis como tecnologia de detecção de doenças. Esses dispositivos começaram a ser estudados com o intuito de identificar doenças e monitorar remotamente a recuperação de indivíduos em tratamento ou isolamento.⁵

Embora tecnologias ligadas a acessórios inteligentes sejam costumeiramente vinculadas a eventos recentes, o uso do primeiro dispositivo de saúde baseado em tecnologia eletrônica foi criado em 1960: um marca-passo cardíaco implantável voltado para pacientes com

arritmia.^{6,7} Na década de 90, contudo, os dispositivos vestíveis eletrônicos começaram a ganhar destaque à medida em que foram integrados a tecnologias de comunicação sem fio. Os avanços nas tecnologias de sensores resultaram em uma variedade de dispositivos vestíveis, não apenas capazes de monitorar continuamente a saúde do indivíduo, como também de medir parâmetros de atividades (queima de calorias, contagem de passos, padrões de sono, hábitos alimentares etc.), permitindo a transferência de dados entre dispositivos por meio das tecnologias sem fio.⁷

Durante os últimos anos, dispositivos vestíveis para aplicações biomédicas tiveram muitas conquistas notáveis. Em termos econômicos, o mercado global de tecnologia vestível foi avaliado em US\$ 32,63 bilhões em 2019 e deve crescer de US\$ 116,2 bilhões em 2021 para US\$ 265,4 bilhões em 2026.^{8,9} O crescente avanço dos dispositivos conectados, o aumento da consciência social e das preocupações com a saúde são fatores sólidos que tem e devem continuar impulsionando a demanda dessas tecnologias. No entanto, as preocupações referentes à privacidade de dados, bem como a duração da bateria e o alto custo inicial dos dispositivos, podem representar um desafio para o crescimento da receita até 2027.^{8,9}

Existem vários exemplos de tecnologias vestíveis comercialmente disponíveis atualmente, entre elas, destacam-se as camisetas biométricas para detecção ambiental e monitoramento de parâmetros fisiológicos.¹⁰ A camisa inteligente Hexoskin da Adidas,¹¹ por exemplo, inclui sensores têxteis para monitoramento cardíaco, respiratório e atividades gerais, e possibilita a análise de dados através de uma plataforma conectada. Já a camisa *PoloTech* da Ralph Lauren,¹² apresenta em sua composição fibras de prata que coletam e transmitem os dados via *Bluetooth*. Embora os vestíveis já tenham se consagrado no mercado, ainda existe a necessidade de se melhorar a funcionalidade desses produtos, garantindo o conforto, economia, confiabilidade e estabilidade.⁷

A aplicação da eletrônica na medicina propiciou o desenvolvimento de dispositivos vestíveis capazes de melhorar questões relacionadas à saúde e ao conforto do paciente, e que podem ser subdivididos em dois campos estratégicos: os sensores vestíveis (incluindo têxteis inteligentes) e os atuadores vestíveis. Enquanto os sensores detectam um estímulo externo e o convertem em um sinal, os atuadores contemplam os sistemas capazes não apenas de detectar, como também de responder ativamente a sinais elétricos ou a estímulos. O estudo de atuadores, diferentemente dos sensores, encontra-se nos estágios iniciais de crescimento e se baseia na nanotecnologia para superar os desafios da área, estimulando a demanda de novos vestíveis.¹³

Tecnologias avançadas de processamento de materiais oferecem meios interessantes para a fabricação de eletrônicos finos, flexíveis, laváveis e duráveis para a próxima geração de vestíveis, com a promessa de se ajustar melhor ao corpo humano e garantir a medição dos parâmetros fisiológicos com maior precisão.⁷ Assim, os sistemas vestíveis de alta sensibilidade têm mostrado perspectivas crescentes para aplicações

como no monitoramento da saúde humana, detecção de doenças, liberação controlada de fármacos, produtos eletrônicos inteligentes, dentre outros.^{14,15} Os dispositivos médicos vestíveis da geração atual possuem precisão limitada e dependem da intervenção dos usuários no registro de dados. Progressos relevantes na concepção destes dispositivos ocorreram nos últimos anos e a integração com substratos poliméricos deu origem às plataformas elásticas e flexíveis capazes de digitalizar sinais biológicos ou até mesmo monitorar a administração de fármacos com elevado grau de eficiência.^{16,17}

Nesse cenário, os materiais avançados baseados em nanotecnologia, em especial nanofibras, têm sido estudados visando o desenvolvimento de dispositivos flexíveis com alto grau de sensibilidade e funções exclusivas. De fato, a nanotecnologia é um campo multidisciplinar que vem ganhando notoriedade dentro do contexto dos biomateriais devido seu enorme potencial de desenvolvimento de novos materiais com aplicações avançadas. A superfície destes nanomateriais promove um comportamento mecânico, químico e biológico interessante e distinto dos macromateriais, o que torna seu desempenho rentável e singular. Em função da vasta empregabilidade, a nanomedicina constitui-se como um ramo de destaque dentro da nanotecnologia.¹⁸⁻²⁰ No entanto, vários obstáculos limitam a aplicação prática de tais sistemas, como a dificuldade de produzir/sintetizar e processar esses materiais. A eletrofição, entretanto, destaca-se por ser um procedimento simples, seguro e com elevado custo-benefício e, portanto, tem sido amplamente estudada para superar essas limitações.^{21,22}

17.2 DISPOSITIVOS VESTÍVEIS

A pele humana, um sensor multifuncional natural, é capaz de transmitir uma série de estímulos que podem ser monitorados remotamente por dispositivos vestíveis, os quais são comumente anexados à pele como acessório ou embutidos em roupas.^{3,23} Os sinais biológicos transmitidos pela pele fornecem informações importantes sobre o estado de saúde, a partir dos quais é possível avaliar temperatura corporal, frequência cardíaca, pressão arterial, nível de oxigênio e velocidade da onda de pulso, por exemplo (Fig. 17.1). Além disso, o suor também pode ser empregado como um analito rico em biomarcadores. Esses biossinais são capazes de detectar alterações significativas do organismo e revelam-se como um meio muito eficaz de monitoramento da saúde do indivíduo, sendo continuamente estudados, portanto, no desenvolvimento de dispositivos altamente tecnológicos.¹⁷

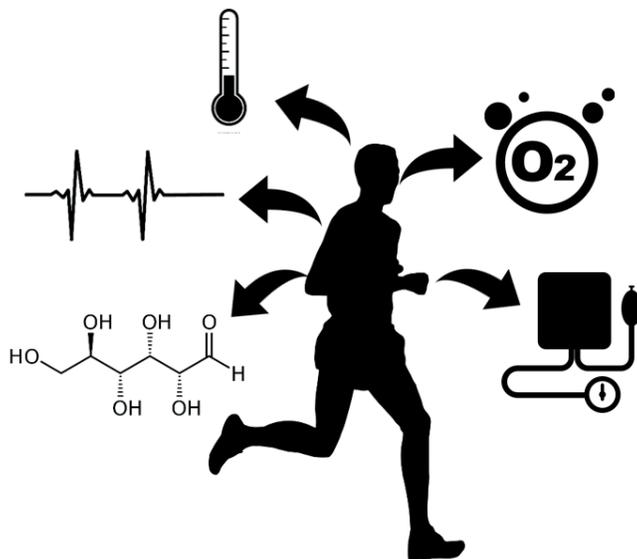


Figura 17.1. Esquema dos sinais biológicos (e.g., pressão, temperatura, pulsação, biomarcadores, etc.) passíveis de monitoramento.

A complexidade do sistema vestível está diretamente relacionada ao sinal/analito de interesse, bem como sua quantidade física disponível para a análise. A funcionalidade do sistema pode ser estendida e o desempenho dos sensores pode ser melhorado a partir da avaliação multiplexada, isto é, análise simultânea de duas ou mais informações, criando dados adicionais para compensação e calibração, sem exigir acesso a grandes conjuntos de dados de treinamento. Isso porque a análise multiplexada no processo de tomada de decisão algorítmica pode reduzir consideravelmente os efeitos de fatores comportamentais, ambientais e externos (e.g., saúde do indivíduo, alimentação, ambiente, álcool, estresse, drogas, dentre outros) nos resultados do diagnóstico. Vale ressaltar que além da confiabilidade dos dados, os dispositivos vestíveis de última geração também devem ser biocompatíveis, energeticamente eficientes e compactos, sem comprometer o desempenho final.⁵

Os dispositivos eletrônicos médicos vestíveis disponíveis comercialmente atualmente, no entanto, tendem a apresentar integração deficiente com a pele e relativo incômodo por serem essencialmente rígidos e volumosos. Ademais, dificultam a mobilidade e o contínuo monitoramento preciso a longo prazo.^{16,17} A bioadesão entre os dispositivos vestíveis e a pele é fator determinante para obtenção dos sinais e, em muitos casos, é uma questão crítica, uma vez que a pele se caracteriza por ser uma estrutura complexa, não plana e em constante movimento. Para superar esses contratempos é comum o uso de elementos como braçadeira mecânica, fita adesiva, gel, agulhas penetrantes, dentre outros.^{24,25} Todos esses métodos, no entanto, apresentam falhas quanto ao conforto e

conveniência, bem como desgaste a longo prazo e precisão deficiente do monitoramento da saúde. Os sensores metálicos tradicionais, por exemplo, apresentam extensibilidade limitada, prejudicando a adesão a pele e, conseqüentemente, a avaliação e confiabilidade das informações.^{1,25}

A seleção de materiais é fator crucial no desenvolvimento do vestível, pois deve ser atendida uma série de características e funções para garantir o desempenho final. Dentre esses requisitos, devem ser estáveis estruturalmente, apresentarem flexibilidade, conforto e serem biocompatíveis. No caso dos atuadores, esses dispositivos ainda devem ter sensibilidade aprimorada e baixo tempo de resposta, além de serem capazes de responder ativamente aos estímulos aplicados.¹³ Nesse aspecto, comparado aos componentes baseados em metais, os polímeros, em função de suas características como comportamento mecânico adequado, fácil processamento, baixo peso e custo, bem como alto desempenho, têm gerado atenção crescente para a confecção de vestíveis, seja sensores ou atuadores.²⁶

As direções de pesquisas futuras e os desafios da área biomédica para esses sistemas baseados em polímeros incluem o desenvolvimento de dispositivos altamente sensíveis e extensíveis, visando fornecer resultados mais precisos. Desse modo, requisitos devem ser atendidos, como alta elasticidade e sensibilidade, grande conforto e desgaste de longo prazo (vida útil). Pesquisadores têm dedicado esforços consideráveis na criação dessas tecnologias e progressos importantes já foram alcançados em relação às inovações da tecnologia de processamento.¹ Nessa perspectiva, polímeros eletroativos (*e.g.*, poli(3,4-etilenodioxítiofeno):poli(sulfonato de estireno) (PEDOT:PSS), poli(flúoreto de vinilideno) (PVDF)) e nanomateriais derivados do carbono (*e.g.*, nanotubos de carbono e grafeno) são alguns exemplos que já se tornaram bastante populares nesse panorama.¹³

Recentemente, o uso da pele eletrônica artificial (*e-skin*) possibilita oportunidades únicas no cenário de vestíveis. Capaz de detectar e discriminar sinais fisiológicos humanos estáticos e estímulos táteis dinâmicos, a pele eletrônica artificial baseada em sensores de pressão ganhou destaque e passou a ser intensamente estudada para seu potencial uso em aplicações como sistemas de monitoramento de saúde, diagnósticos médicos, robótica leve, auto tratamento e interfaces homem-máquina (Fig. 17.2).²¹ No entanto, a elaboração de dispositivos com flexibilidade adequada, baixo peso e custo, continua sendo um desafio para a concepção dos sensores de pressão.²⁷

Nesse sentido, tem-se testemunhado, também, grande avanço no estudo de novas fontes de energia ultrafinas, elásticas e confiáveis capazes de garantir sua aplicação de forma efetiva, com o intuito de atender melhor a requisitos como flexibilidade. E, embora o cenário de peles sintéticas ainda apresente inúmeros desafios, os crescentes avanços nos estudos de interfaces já permitem visualizar conquistas admiráveis na biomedicina.²⁸

Os sensores de pressão, em função de características como peso e flexibilidade, estão sendo estudados para o desenvolvimento dispositivos vestíveis e avançaram bastante

no campo de monitoramento de sinais fisiológicos humanos. Entre os vários mecanismos de transdução, os efeitos piezoresistivo, capacitivo, triboelétrico e piezoeétrico são geralmente utilizados para converter os estímulos em sinais elétricos. Dentre esses mecanismos, o efeito piezoeétrico apresenta grande destaque por possuir maior sensibilidade e tempo rápido de resposta, por essa razão é comumente utilizado na concepção das *e-skins*.²⁷

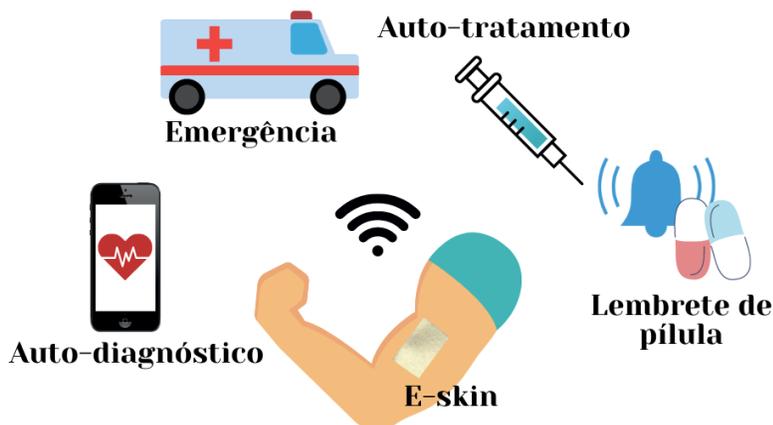


Figura 17.2. Representação de potenciais aplicações da pele eletrônica (*e-skin*) no monitoramento/diagnóstico de saúde sem fio.

A nanoengenharia tem se consolidado em diversas áreas e se apresenta no campo de vestíveis como um meio promissor e funcional à concepção e criação dos têxteis inteligentes, isto é, produtos têxteis baseados em fibras, filamentos e fios, tecidos ou não, capazes de interagir com o ambiente/usuário.^{29,30} Esses materiais nanoestruturados dão origem a dispositivos leves e flexíveis, além de satisfazer requisitos, como bom desempenho e aparência, isto é, o aspecto e a configuração. O grande desafio atual é que as abordagens convencionais para funcionalizar os tecidos levam à deterioração, como consequência dos efeitos a longo prazo (*e.g.*, lavagem), assim, a nanotecnologia pode desempenhar um papel importante na introdução de funções inovadoras com efeitos prolongados aos têxteis. Nesse aspecto, estruturas com funções específicas (hidrofobia, ação antibacteriana, comportamento antiestético etc.) têm sido estudadas com o intuito de introduzir funcionalidades mais elevadas aos dispositivos vestíveis.^{29,31}

Neste contexto, as estruturas poliméricas tridimensionais baseadas em nanofibras têm ganhado grande destaque. Características exclusivas das nanofibras como transparência óptica, alta área superficial, baixo custo e boa flexibilidade/resistência mecânica oferecem a esses materiais um grande potencial para serem aplicados como dispositivos vestíveis e de armazenamento de energia.³² Os métodos mais comuns reportados na literatura para a produção de sistemas vestíveis baseado em nanofibras

condutoras incluem: a eletrofiação de compostos poliméricos condutores em substratos flexíveis^{33,34} ou a imersão de fibras eletrofiadas em soluções contendo material condutor (maiores detalhes no Capítulo 2).³⁵ Essas técnicas, no entanto, apresentam deficiências potencialmente prejudiciais às características elétricas do material resultante. Quanto a primeira estratégia, o preparo de uma solução eletrofiável pode resultar na degradação das propriedades elétricas intrínsecas dos componentes condutores, já no que tange ao segundo método, a imersão das fibras eletrofiadas em uma solução contendo material condutor requer várias etapas e tende a gerar superfícies irregulares que podem prejudicar o desempenho do dispositivo final. Embora possam apresentar deficiências, esses processos têm-se mostrado muito promissores no desenvolvimento de novas estruturas condutoras baseadas em nanofibras.^{21,26,36,37}

Embora apresente algumas limitações, as fibras eletrofiadas ainda assim têm sido alvo de inúmeras investigações visando aplicações como sensores (maiores detalhes no Capítulo 12). Essas nanoestruturas garantem, dentre outros fatores, maior flexibilidade na seleção de materiais, bem como facilidade na incorporação de agentes. Ademais, a partir da eletrofiação é possível controlar e obter estruturas finais com características e propriedades específicas e, no geral, essas estruturas apresentam desempenho superior em termos de sensibilidade se comparadas a filmes do mesmo material.³¹

17.3 POLÍMEROS E SISTEMAS MULTICOMPONENTES

Os materiais piezoelétricos são capazes de gerar tensão elétrica por meio de deformações induzidas por forças como pressão, vibração, alongamento, flexão ou torção. Os polímeros, em especial, apresentam-se como uma classe promissora para este fim, uma vez que combinam propriedades como flexibilidade estrutural, facilidade de processamento e boa resistência química.³⁸ O desenvolvimento de vestíveis com alimentação própria (*e.g.*, *e-skin*) tem se concentrado na busca por piezoelétricos com flexibilidade adequada, baixo peso e custo, facilidade de processamento e segurança ambiental, mas a escolha e concepção destes materiais continua sendo desafiadora.²⁷

O uso de nanofibras na produção de materiais piezoelétricos para vestíveis é destaque em diversas pesquisas, e o emprego do PVDF recebe especial atenção nesse contexto. O PVDF é um polímero termoplástico sintético e pode se apresentar também na forma de copolímero pela introdução aleatória dos monômeros trifluoretileno (TrFE) e hexafluorpropileno (HFP). Essas estruturas apresentam alta polaridade devido à simetria espacial dos átomos de hidrogênio e flúor. Assim, ao receber um estímulo mecânico, o dipolo formado entre as cadeias pelos grupos CF_2 e CH_2 gera o efeito piezoelétrico que permite a aplicação deste material em sensores, atuadores, células solares, etc.^{39,40} Persano *et al.*³⁸ produziram matrizes independentes de nanofibras alinhadas de PVDF. O estudo apontou que a estrutura resultante obtida a partir da eletrofiação empregando

um coletor de rotação rápida apresentava potencial aplicação para sensores de pressão simples, exibindo excelente resposta no regime de pressão extremamente pequena. O alinhamento das fibras permitiu esse desempenho otimizado sem a necessidade de processamento adicional. Zeng *et al.*⁴¹ apresentaram um novo nanogerador de energia elétrica vestível baseado em nanofibras de PVDF-NaNbO₃ (componente piezoelétrico) e um tecido de malha condutor elástico de poliuretano segmentado e fios de poliamida revestida de prata, como os eletrodos superior e inferior, respectivamente. Segundo os autores, o nanogerador foi capaz de produzir consistentemente tensões comparáveis ao movimento de caminhada humana. Além disso, foi verificado que a estrutura era capaz de manter seu desempenho após 1.000.000 de ciclos de compressão, consagrando-se como uma promessa ao cenário de vestíveis. Hansen *et al.*,⁴² contudo, propuseram uma vertente diferente para a aplicação do PVDF como nanogerador. Os autores criaram um dispositivo híbrido composto de nanofibras de PVDF para a coleta de energia mecânica e uma célula biocombustível enzimática para a coleta de energia bioquímica (glicose/O₂), podendo funcionar de forma simultânea ou individual. O objetivo do estudo consistia em construir um nanossistema autoalimentado para aplicações biomédicas. A criação de um dispositivo autoalimentado baseado em nanofibras de PVDF também foi alvo de estudo de Zhou *et al.*³ Os autores projetaram uma *e-skin* altamente sensível à pressão a partir de nanofibras de PVDF revestidas com poli(3,4-etilenodioxitiofeno) (PEDOT) (Fig. 17.3). Foram visualizadas mudanças significativas na área de contato sob carga ultrabaixa em ampla faixa de pressão, com tempo de resposta rápido e boa durabilidade.

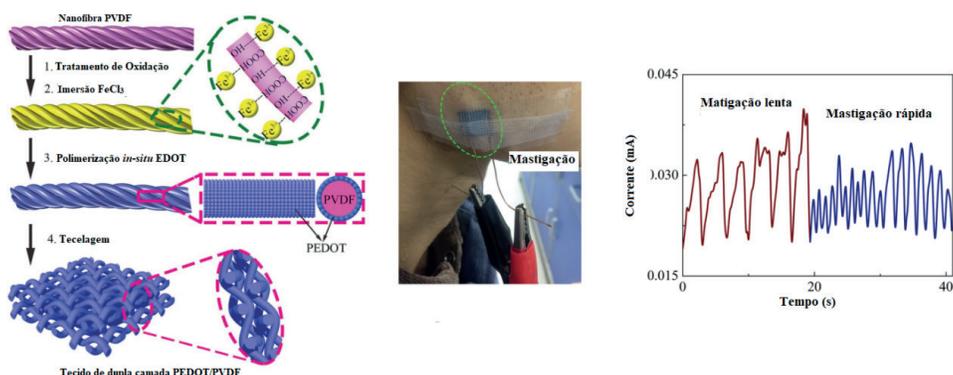


Figura 17.3. Ilustração esquemática da preparação do tecido de nanofibra PEDOT/PVDF e o monitoramento do movimento muscular do rosto humano. Adaptada da referência ³ sob os termos da licença Creative Commons 4.0 (CC BY). Copyright 2017 Y. Zhou, *et al.*

Verpoorten *et al.*⁴³ reportaram a fabricação de um sensor piezoelétrico flexível baseado em nanofibras eletrofiadas de poli(óxido de etileno) (PEO) e PEDOT:PSS. As nanofibras foram depositadas diretamente sobre uma fina placa de polidimetilsiloxano

(PDMS) para proporcionar estabilidade e flexibilidade, melhorando a conveniência de aplicação (Fig. 17.4a). Foi realizado o tratamento térmico da nanoestrutura para promover a reticulação entre PEO e PSS de forma a aumentar condutividade do material, preservando a morfologia das nanofibras. Por último, contatos elétricos foram criados espalhando uma pasta condutora obtida pela mistura de nanotubos de carbono de paredes múltiplas (MWCNT, do inglês *Multi-Walled Carbon Nanotubes*) e PDMS nas extremidades das mantas de nanofibras. Os autores identificaram que a manta de nanofibras reticuladas apresentaram alta condutividade e alta porosidade. Ademais, o tratamento térmico aplicado garantiu uma boa adesão entre as mantas e o substrato PDMS, o que permitiu uma transferência ideal da tensão mecânica aplicada para as nanofibras. A caracterização elétrica do material indicou, sobretudo, que essa nova estrutura pode ser potencialmente aplicada como um sensor flexível para monitoramento do corpo humano (Fig. 17.4b).

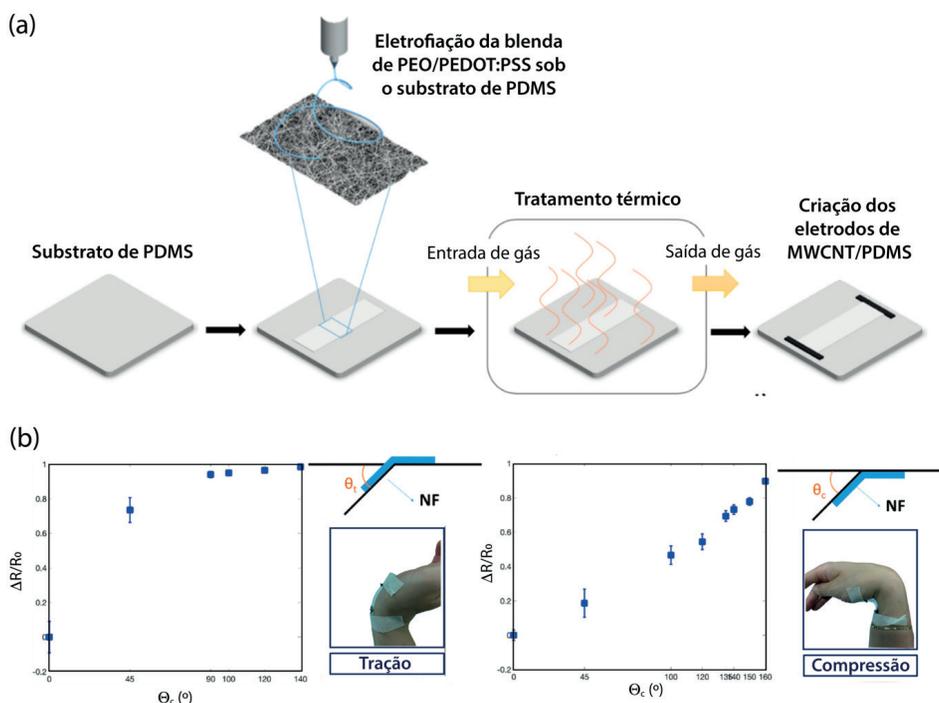


Figura 17.4. (a) Representação esquemática do fluxo do processo usado para fabricar o sensor piezoelétrico baseado em nanofibras reticuladas de PEO/PEDOT:PSS e (b) caracterização elétrica. Adaptada da referência ⁴³ sob os termos da licença Creative Commons 4.0 (CC BY). Copyright 2020 E Verpoorten, *et al.*

As peles eletrônicas com autoalimentação apresentam oportunidades únicas para detecção e discriminação de sinais estáticos e dinâmicos e, embora o uso de PVDF se destaque, recentemente a piezoelectricidade de nanofibras de gelatina tem sido estudada,

se consagrando como um dos materiais piezoelétricos naturais mais abundantes.²⁷ Nesse aspecto, Ghosh *et al.*²⁷ produziram uma bio-*e-skin* totalmente autônoma para monitoramento de pressão cutânea baseada em nanofibras de gelatina de peixe (NGP) eletrofiadas. Os efeitos piezoelétricos superiores das NGPs permitiram a detecção de pressão dinâmica em ampla faixa, possuindo, ainda, alta durabilidade (mais de 108.000 ciclos) sob estímulo tátil dinâmico. Os resultados sugerem que o sensor desenvolvido pode ser aplicado não apenas como pele eletrônica, mas também como dispositivo médico implantável e em cirurgias, visando o monitoramento da saúde e diagnósticos. A piezoelectricidade na gelatina surge pela orientação dos dipolos formados pelos grupos –CONH. Além disso, os dispositivos eletrônicos produzidos a partir deste material possuem funcionalidades como biodegradabilidade, biocompatibilidade, não toxicidade e não carcinogenicidade.²⁷

Os sensores piezoresistivos também são alvos de diversos estudos que buscam produzir dispositivos flexíveis e extensíveis de monitoramento de saúde, interfaces homem-máquina e pele eletrônica.^{44,45} Esses materiais são capazes de traduzir estímulos mecânicos em sinais elétricos por meio de mudanças na resistência elétrica, diferentemente dos piezoelétricos que, quando submetidos a uma deformação, geram tensão.^{45,46} A produção de sensores com alta sensibilidade, resposta rápida, boa estabilidade e baixo custo de fabricação ainda é um desafio, embora progressos consideráveis na área já tenham sido alcançados. Nesse aspecto, a morfologia e microestrutura são fatores cruciais para melhorar a sensibilidade dos sensores de pressão. Nanotubos de carbono, grafeno, polímeros condutores, entre outros, são frequentemente utilizados no desenvolvimento de sensores piezoresistivos devido às suas excelentes propriedades de conversão mecânica, elétrica e térmica.⁴⁷

Qi *et al.*⁴⁸ desenvolveram um sensor têxtil vestível e flexível piezoresistivo a partir de nanofibras eletrofiadas de poliuretano incorporadas com nanotubos de carbono capazes de detectar e diferenciar os múltiplos estímulos mecânicos de pressão, alongamento e flexão. A estrutura complexa do sensor, composta por fios macroscópicos, nanofibras elásticas submicrométricas e redes de percolação de nanotubos de carbono, garantiram uma maior área de contato, isto é, com múltiplos locais de contato e espaço amplo de deformação para detecção multimodal, com sensibilidade aprimorada e ampla faixa de detecção. Além disso, o dispositivo se mostrou capaz de diferenciar múltiplos estímulos mecânicos com diferentes respostas resistivas, apresentando, ainda, alta durabilidade. Os autores evidenciaram que o sensor apresenta enorme potencial para ser aplicado no monitoramento de saúde, como pele eletrônica ou inteligência artificial. Kweon, Lee e Oh²¹ produziram esponjas baseadas em nanofibras com estrutura casca/núcleo de poli(fluoreto de vinilideno-co-hexafluoropropeno) (PVDF-FP)/ PEDOT usando eletrofição tridimensional (3D). O processo de obtenção de nanofibras por eletrofição coaxial é uma remodelação da eletrofição convencional, criado com a finalidade de aperfeiçoar a qualidade e a funcionalidade das estruturas resultantes.⁴⁹ A esponja obtida foi utilizada para criar um sensor de pressão do tipo piezoresistivo. As

mantas de nanofibras apresentaram uma sensibilidade à pressão superior às estruturas dimensionais convencionais devido à sua porosidade aprimorada e área de contato ajustável por pressão.²¹ Hou, Zhang e Fang⁵⁰ desenvolveram um material candidato promissor para aplicação como sensor piezoresistivo e dispositivo vestível. Os autores desenvolveram aerogéis de nanofibras de carbono superelásticos com estrutura de rede fibrosa 3D a partir de um método simples e de baixo custo utilizando nanofibras eletrofiadas de poliamida como precursoras. Os estudos demonstraram que a estrutura resultante apresentava densidade ultrabaixa e resiliência elástica robusta mesmo sob pressão compressiva, além de exibir deformação plástica ultrabaixa e baixa dissipação de energia mesmo após 1000 ciclos de carga-descarga.

Os sensores triboelétricos constituem-se como outra frente de estudo no desenvolvimento dos vestíveis e são capazes de converter energia oriunda do atrito mecânico em energia elétrica. A conformidade mecânica e a elasticidade são igualmente importantes para esses sensores. Polímeros elastoméricos como PDMS,⁵¹⁻⁵³ silicone, etileno-acetato de vinila (EVA)⁵⁴ são alguns exemplos de materiais que têm sido reportados na literatura para a fabricação desses sensores. No entanto, o emprego das nanofibras obtidas por eletrofiação oferece vantagens superiores, como maior flexibilidade, respirabilidade e facilidade de produção, além de apresentarem uma área de contato maior, melhorando, assim, o efeito de triboelétrico e, conseqüentemente, o desempenho desses dispositivos.⁵⁵ Nesse sentido, inúmeros trabalhos têm utilizado nanofibras eletrofiadas na produção de vestíveis visando sensores triboelétricos. Li *et al.*⁵⁵ propuseram uma nova estrutura baseada em nanofibras elásticas para a produção de um sensor triboelétrico. A manta foi produzida pela eletrofiação simultânea de PVDF-HFP e eletropulverização do copolímero tribloco poli(estireno-b-etileno-co-butileno-b-etireno) (SEBS). As microesferas da fase borracha atuam como ligantes elásticos e modificadores hidrofóbicos para aumentar a elasticidade e a impermeabilidade das nanofibras. A estrutura resultante apresentou alta flexibilidade, grande hidrofobia, respirabilidade, excelente integração com têxteis elásticos e capacidade de alimentar uma matriz de 200 diodos emissores de luz (LEDs) e um relógio eletrônico. Huang *et al.*⁵⁶ co-eletrofiaram etilcelulose com poliamida 6 para atuar como o material triboelétrico positivo, e para o negativo utilizaram MXene (monocamadas de carbonetos e nitretos de metais de transição com excelente condutividade elétrica e capacitância volumétrica) incorporada em nanofibras de PVDF (Fig. 17.5). O dispositivo apresentou excelente durabilidade, estabilidade e desempenho, além de mostrar capacidade de coletar energia para alimentar LEDs e monitorar os movimentos humanos. A combinação de efeitos também é estudada na literatura. Por exemplo, Li *et al.*⁵⁷ buscaram melhorar o desempenho piezoelétrico e triboelétrico das nanofibras de PVDF com adição de nanopartículas de óxido de zinco revestidas de carbono como aditivo. O dispositivo produzido apresentou alta sensibilidade e excelente estabilidade, evidenciando que a adição de nanopartículas piezoelétricas fornece uma abordagem interessante e inovadora para melhorar simultaneamente os efeitos piezoelétricos e triboelétricos do polímero ferroelétrico, visando aplicações como sensores vestíveis altamente sensíveis.

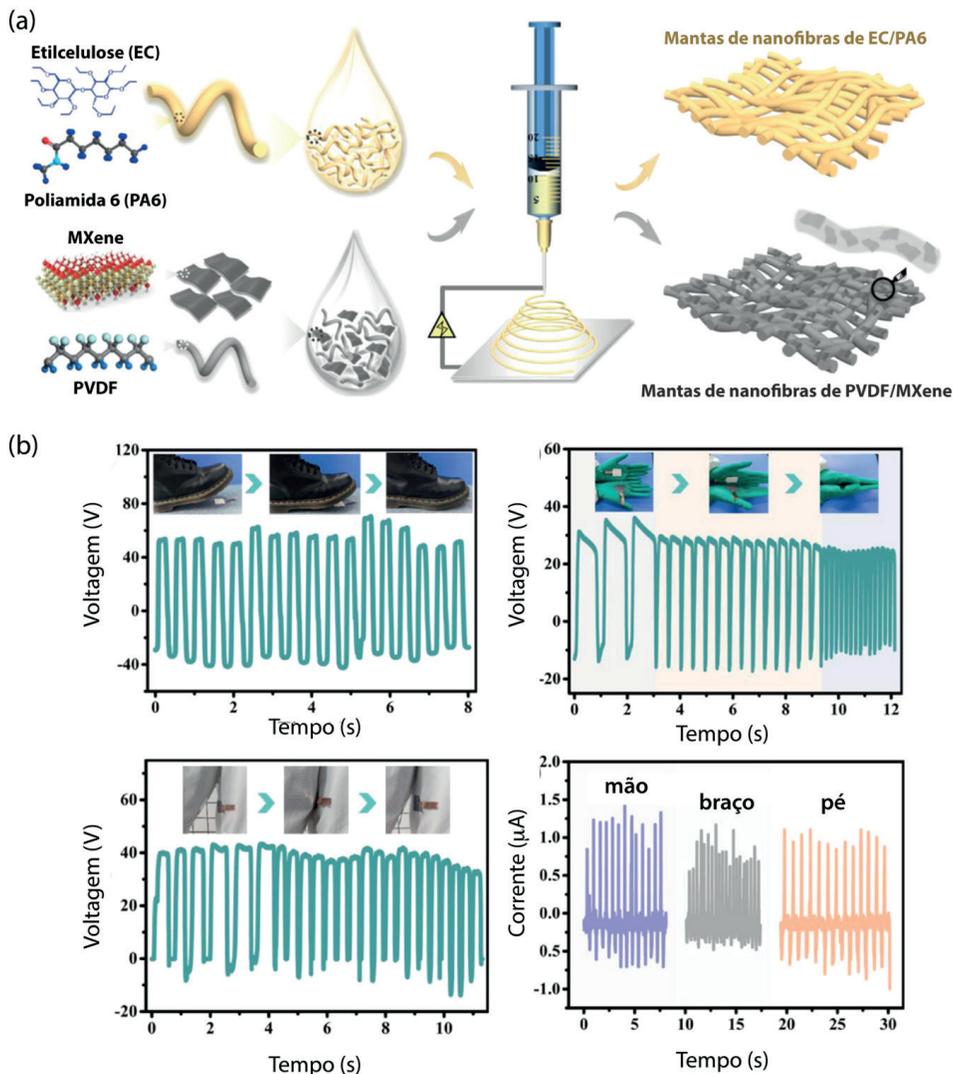


Figura 17.5. (a) Processo de fabricação do sensor triboelétrico totalmente estruturado em nanofibras (b) aplicações do sensor autoalimentado para detecção de movimento humano, como andar, bater palmas e mover os braços. Adaptada com permissão da referência ⁵⁶. Copyright 2021 American Chemical Society.

A detecção precoce de doenças por meio de sensores vestíveis é outra área bastante visada atualmente, visto que pode resultar em desfechos clínicos potencialmente melhores, uma vez que nesses casos o tratamento terapêutico tende a apresentar maior eficiência. Os biomarcadores digitais apresentam informações relevantes e potencial para indicar alterações neurológicas e fisiológicas, como a previsão de doenças como Alzheimer e câncer, bem como o monitoramento de suas progressões. Diversas pesquisas estão sendo conduzidas atualmente nesse campo dos sistemas vestíveis e alguns resultados

já indicaram a correlação das alterações mínimas no perfil do indivíduo com um declínio posterior da saúde. Esses estudos visam analisar, principalmente, sinais por meio de técnicas avançadas de processamento, coletando uma série de dados para a construção do chamado fenótipo digital (estado do indivíduo). Assim, seria possível discernir mudanças singulares da saúde do usuário por meio de alterações cognitivas, comportamentais, sensoriais e motoras que podem preceder as manifestações de determinadas doenças.^{58,59}

O cenário dos dispositivos eletrônicos vestíveis, no entanto, expandiu com o advento da pandemia do coronavírus e novos estudos buscam a detecção precoce de casos assintomáticos e pré-sintomáticos de COVID-19 por meio destes dispositivos. Ao contrário dos testes clínicos, os sistemas vestíveis podem oferecer um monitoramento contínuo e em tempo real da saúde do indivíduo, permitindo controle mais preciso sobre as condições fisiológicas e o seu estado. Esses estudos, contudo, apresentam limitações, uma vez que a disponibilidade dos dispositivos vestíveis para as populações de baixa renda é limitada. Além disso, os métodos de detecção também requerem dados robustos e completos e a falta de informações fisiológicas adicionais pode reduzir o desempenho diagnóstico.⁵ O uso das nanofibras na construção dos dispositivos vestíveis, entretanto, pode ser capaz de superar algumas dessas limitações, por ser uma alternativa barata capaz de atender a um maior número de pessoas, especialmente em regiões que carecem de recursos.⁶⁰

As nanofibras, por possuírem características únicas como alta área superficial, têm sido estudadas para a formulação de sensores químicos visando a detecção de biomarcadores específicos de certas enfermidades ou marcadores químicos indicativos da saúde do indivíduo (maiores detalhes no Capítulo 12). A elevada razão de aspecto das nanofibras permite maior contato com o analito alvo, garantindo, assim, maior sensibilidade e seletividade do sensor. Progressos relevantes na detecção de malária, câncer e uma série de outras doenças já foram observados nos últimos anos.^{60,61}

Para aplicações como vestíveis de detecção é comum o uso de nanofibras contendo nanotubos de carbono, materiais inorgânicos, polímeros naturais e sintéticos.⁶²⁻⁶⁵ A escolha do material, no entanto, é fator crucial na construção do sistema e deve ser avaliada levando em conta a aplicação, custo e propriedade final requerida. Além disso, características das nanofibras como diâmetro, distribuição de diâmetro, alinhamento e funcionalização também apresentam grande impacto sobre o desempenho final do dispositivo vestível e devem ser considerados e analisados previamente no estudo e desenvolvimento do sistema.⁶⁰

Peng *et al.*⁶⁶ projetaram uma *e-skin* autoalimentada baseada em multicamadas de nanofibras de poliamida 66 e poliacrilonitrila para monitoramento da respiração em tempo real e diagnóstico da síndrome de apneia-hipopneia obstrutiva do sono. A respiração é um indicador muito importante para avaliar o estado de saúde e doenças relacionadas ao sono. A estrutura porosa espacial micro/nanohierárquica formada entre as nanofibras entrelaçadas e entre as camadas de nanofibras foi capaz de fornecer alta área de superfície específica, garantindo uma sensibilidade à pressão aprimorada. Assim, os autores desenvolveram um

sistema de monitoramento e detecção que apresentou conforto no uso, alta sensibilidade e foi facilmente fabricado. Ademais, o dispositivo apresentou excelente estabilidade ao trabalho e boa permeabilidade ao ar, apresentando, assim, potencial aplicação no monitoramento da respiração.

O diagnóstico de doenças a partir de dispositivos vestíveis segue avançando, visto que a detecção precoce permite tratamentos aprimorados e mais eficazes, melhorando significativamente os resultados clínicos. Esse campo, no entanto, encontra-se nos estágios iniciais de desenvolvimento, mas projeções indicam que as nanofibras apresentam-se como materiais promissores para tal aplicação e, atualmente, já fazem parte de diversas pesquisas no campo de imunossensores e detecção de doenças.⁶⁰

O desenvolvimento de e-têxteis e têxteis inteligentes ampliou as aplicações de atuadores vestíveis que passaram a ser empregados como elementos de aquecimento, dispositivos terapêuticos, músculos artificiais, dispositivos de reabilitação e sistemas de administração de fármacos.¹³ Os atuadores podem ser definidos como dispositivos que respondem a um sinal elétrico, estímulo ou sinal obtido pelo sensor. Esses estímulos podem ser em decorrência de uma tensão mecânica aplicada, temperatura, campo magnético, agentes químicos, dentre uma infinidade de outros mecanismos. Já as respostas contemplam uma série de reações como deformações, liberação de substâncias, mudanças na superfície, morfologia, aumento da permeabilidade, etc. (Fig. 17.6).^{13,67} Essa característica é significativa em tecnologias vestíveis, uma vez que é capaz de atuar ativamente na manutenção e reparo do organismo, minimizando respostas adversas.^{68,69}



Figura 17.6. Estímulos e mecanismos de transdução.

A análise de biofluidos a partir de dispositivos vestíveis para monitoramento das condições fisiológicas e bioquímicas dos organismos é um exemplo do emprego e relevância dos atuadores vestíveis na biomedicina atualmente. Existem sistemas, por

exemplo, capazes de monitorar o nível de glicose a partir do suor e ativar a administração de medicamentos a partir de microagulhas para corrigir o nível glicêmico e controlar a diabetes, superando as desvantagens do monitoramento glicêmico convencional.^{70,71}

Embora a importância dos nanomateriais em atuadores vestíveis não seja comparável à sua presença em sensores vestíveis, o seu uso tem-se destacado em algumas aplicações interessantes como dispositivos terapêuticos e de administração de fármacos. A aplicação das nanofibras nesse contexto, no entanto, ainda não é tão evidente, mas se apresenta como um campo em grande ascensão.¹³

Buscando criar um sistema vestível ativo, Yang *et al.*⁷² desenvolveram máscaras faciais com gerenciamento térmico, de modo a aumentar o conforto do usuário. As máscaras foram fabricadas a partir de nanofibras de poliamida 6 em um substrato nanoporoso de polietileno (nanoPE). As fibras atuaram removendo partículas poluentes, afetando minimamente o fluxo de ar. O design fibras/nanoPE permitiu não apenas o controle e otimização da filtragem de partículas como garantiu as propriedades térmicas desejadas ao produto. Os sistemas fibras/nanoPE e fibras/Ag/nanoPE foram fabricados a partir da transferência de nanofibras eletrofiadas de poliamida 6 para nanoPE perfurado ou substrato de nanoPE revestido com Ag. Enquanto o primeiro sistema sem a presença da prata permitiu alta eficiência de captura de partículas poluentes, baixa queda de pressão e excelentes propriedades de resfriamento radiativo, a presença da prata no segundo sistema possibilitou, ainda, refletir a maior parte da radiação do corpo humano, resultando no aquecimento. O design da máscara facial proposta é demonstrado na Figura 17.7.

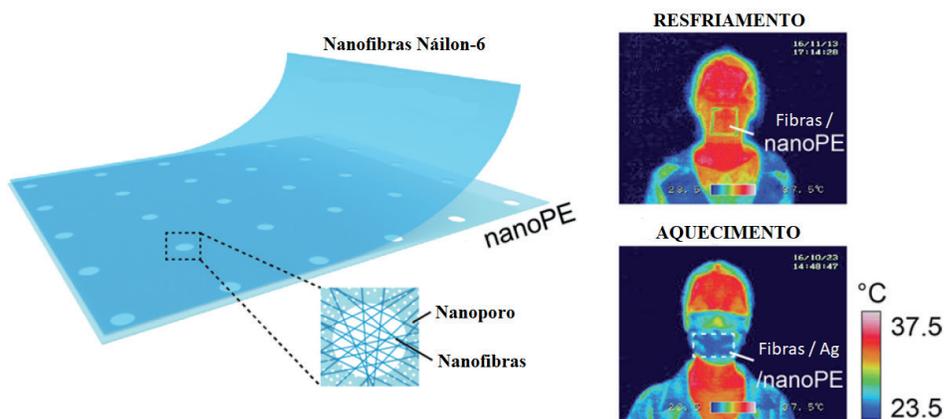


Figura 17.7. Design da máscara facial baseada em nanofibras de poliamida 6 em um substrato nanoporoso de polietileno (nanoPE). Adaptada com permissão da referência ⁷². Copyright 2017 American Chemical Society.

A aplicação da eletrônica na medicina propiciou o desenvolvimento de dispositivos de liberação de fármacos capazes de melhorar questões relacionadas a saúde e conforto do paciente. O uso destes dispositivos permite, por exemplo, uma ampla gama de terapias inteligentes, aptas a fornecer informações científicas relacionadas ao medicamento ou ao tempo da próxima dose.⁷³ As inconveniências atuais com os dispositivos eletrônicos vestíveis incluem problemas relacionados à biocompatibilidade, vida útil e consumo de energia. Fatores esses que têm limitado o uso de sistemas automatizados aptos a detectarem estímulos fisiológicos e dosarem a terapia de forma efetiva a longo prazo, mas que vêm sendo estudados em diversas frentes de pesquisa com o intuito de melhor ajustá-los a aplicações biomédicas.⁷⁴

A terapia por meio de sistemas vestíveis de entrega controlada de fármaco é mais uma aplicação dos atuadores e surge como um meio inovador de grande potencial para a realização da administração transdérmica. Esse meio de administração busca superar as dificuldades e impertinências da administração convencional oral, nasal, intramuscular e intravenosa. Destaca-se por apresentar maior eficácia terapêutica e redução significativa da toxicidade, além de se constituir como um método indolor e não invasivo. Micelas, nanopartículas, nanofibras e filmes finos podem ser usados como sistemas de liberação de fármacos e podem ser projetados para acionarem a liberação ativa do fármaco por meio de estímulos externos que possibilita o tratamento de longo prazo, por exemplo, para doenças crônicas.^{4,75}

Aplicações repetidas em determinado local para tratamentos prolongados e prevenção de efeitos colaterais nocivos gastrointestinais também se constituem como benefícios da administração transdérmica.^{70,76–78} Além disso, é possível aplicar dosagens inferiores do fármaco por esse método, uma vez que não há degradação enzimática química de primeira passagem e metabolismo hepático do fármaco. Essa técnica, contudo, apresenta algumas dificuldades inerentes da aplicação, como no caso da camada do estrato córneo (SC) que se configura como barreira principal ao transporte de fármaco à derme. Ademais, a determinação do intervalo de tempo entre a administração e o alcance de concentração terapêutica, definido como *lag-time*, e a possibilidade de desencadeamento de tolerância e/ou resistência também são contratempos deste método de ministração de fármacos. Assim, novos estudos buscam na nanotecnologia formas de superar os limites da administração transdérmica típica.^{4,78–80}

Dada as vantagens da liberação transdérmica, diversos estudos têm buscado avançar nesse campo. Esta evolução pode ser subdividida em gerações, que se destacam quanto ao foco e método estudado. A primeira geração dedicou-se em adaptar as propriedades físico-químicas dos fármacos, como meio de facilitar a difusão através da pele. Buscando uma nova vertente, a pesquisa de segunda geração focou em melhorar a permeabilidade do fármaco à pele por meio de estimuladores acionados por forças motrizes externas, tais como temperatura, forças mecânicas etc. Deste modo, a liberação

de fármacos pôde ser facilmente ativada e desativada, controlando-se estes estímulos externos. Já a terceira geração concentrou-se na pele e adotou métodos que pudessem causar a destruição microscópica da epiderme para favorecer a entrega de drogas, como exemplo as microagulhas. Embora os avanços na administração transdérmica das gerações anteriores buscassem maximizar a eficiência da administração de medicamentos, a geração atual mira um ponto a mais, a liberação controlada e induzida por *feedback*, por meio de sensores e dispositivos eletrônicos capazes de monitorarem e controlarem o tratamento de forma individualizada.⁸¹ De fato, os sistemas vestíveis biointegrados com capacidade de detecção e armazenamento de dados fazem parte desta área em crescimento.⁸² O desenvolvimento desses dispositivos ainda encontra alguns desafios, principalmente referente à bioaplicação, de modo a garantir o bom desempenho elétrico sob as várias deformações impostas pelos tecidos biológicos.⁸³

Yun *et al.*⁸⁴ produziram um sistema de entrega transdérmica eletro-responsivo a partir de nanofibras eletrofiadas de poli(álcool vinílico)/poli(ácido acrílico)/MWCNTs. A modificação da superfície dos nanotubos foi realizada por oxifluoração para melhorar a eletrossensibilidade do hidrogel com a distribuição uniforme do eletrocondutor. Resultados apontaram que a liberação do fármaco apresentava variação em detrimento da tensão elétrica aplicada, que segundo os autores, ocorre devido às variações da ionização dos grupos funcionais nas matrizes poliméricas. Ademais, os testes de viabilidade celular revelaram que as nanofibras são biocompatíveis.

Gogurla *et al.*⁸⁵ desenvolveram uma tatuagem eletrônica epidérmica (*e-tattoo*) baseada em nanotubos de carbono dispersos em uma rede de nanofibras de seda. O sistema visava aplicações multifuncionais, entre elas gerar calor para terapia e atuar como um estimulador para administração transdérmica de fármacos, apresentando profundidade de penetração na pele superior a 500 μm . Resultados indicaram que a condutividade da tatuagem foi altamente estável sob a deformação mecânica. Os testes desenvolvidos pelos autores utilizando pele de porco apontaram, ainda, a possibilidade de monitorar o aquecimento e a liberação de fármaco através da estimulação da *e-tattoo* por meio de correntes elétricas e ópticas, ou seja, a tatuagem foi capaz de converter a potência óptica aplicada em calor para a terapia e minimizar os possíveis danos pela iluminação direta na pele. As tatuagens eletrônicas integradas à pele humana abrem um novo caminho da geração de vestíveis, mas ainda se encontram nos estágios iniciais de desenvolvimento.

17.4 DESENVOLVIMENTOS, DESEMPENHOS E INOVAÇÕES

O uso dos sistemas vestíveis é notável e crescente no contexto atual, principalmente por apresentarem inúmeras funcionalidades dentro da biomedicina. O avanço da computação, das tecnologias sem fio e do processamento de materiais têm estimulado a criação de sensores/atuadores flexíveis, inteligentes e de baixo custo. É evidente que os estudos de

vestíveis evoluem de forma contínua para atender as necessidades e novas demandas da sociedade. Nesse aspecto, mudanças globais no cenário socioeconômico também têm impulsionado e acelerado o desenvolvimento desses sistemas com o intuito de aderirem melhor às novas realidades. A concepção de dispositivos com maior grau de conforto, precisão e sensibilidade, capazes de fornecerem dados mais específicos e aprimorados é vastamente explorado atualmente. Assim, estudos atuais e direções de pesquisas futuras dedicam esforços às inovações baseadas em nanofibras eletrofiadas devidos às suas características únicas e otimizadas. Essas estruturas já são empregadas no projeto de inúmeras aplicações como monitoramento remoto, peles eletrônicas, sensores autoalimentados, dispositivos para detecção de doenças e sistemas inteligentes capazes de atuar em resposta a um estímulo. Diferentemente dos sensores, no entanto, os atuadores vestíveis ainda estão nos estágios iniciais de desenvolvimento devido a algumas limitações relacionadas principalmente a materiais e suas funcionalidades. Os dispositivos vestíveis, sensores ou atuadores, marcam a nova era do controle e monitoramento da saúde humana e a nanotecnologia se consagra como uma oportunidade de superar os desafios para o desenvolvimento desses sistemas.

REFERÊNCIAS

1. Gao, Q.; Zhang, J.; Xie, Z.; Omisore, O.; Zhang, J.; Wang, L.; Li, H. Highly stretchable sensors for wearable biomedical applications. *J Mater Sci* **2019**, *54*, 5187–5223.
2. Awolusi, I.; Marks, E.; Hallowell, M. ;*Autom Constr* **2018**, *85*, 96.
3. Zhou, Y.; He, J.; Wang, H.; Qi, K.; Nan, N.; You, X.; Shao, W.; Wang, L.; Ding, B.; Cui, S. ;*Sci Rep* **2017**, *1*.
4. Amjadi, M.; Sheykhansari, S.; Nelson, B. J.; Sitti, M. ;*Advanced Materials* **2018**, *30*, 1.
5. Ates, H. C.; Yetisen, A. K.; Güder, F.; Dincer, C. ;*Nat Electron* **2021**, *4*, 13.
6. Cima, M. J. ;*Nat Biotechnol* **2014**, *32*, 642.
7. Koydemir, H. C.; Ozcan, A. Wearable and Implantable Sensors for Biomedical Applications. *Annual Review of Analytical Chemistry* **2018**, *11*, 127–146.
8. Grand View Research Wearable Technology Market Size | Industry Report, 2020-2027.
9. Markets and Markets Wearable Technology Market by Product (Wristwear, Headwear, Footwear, Fashion & Jewelry, Bodywear), Type (Smart Textile, Non-Textile), Application (Consumer Electronics, Healthcare, Enterprise & Industrial), and Geography - Global Forecast to 2026.
10. Feitosa, A. Esta camiseta conectada é capaz de monitorar seu estado de saúde para prevenir ataques cardíacos - Gizmodo Brasil <https://gizmodo.uol.com.br/chronolife-camiseta-conectada-saude/> (accessed Sep 4, 2022).

11. Camisas inteligentes Hexoskin - Métricas cardíacas, respiratórias, de sono e atividade <https://www.hexoskin.com/> (accessed Sep 4, 2022).
12. RL Mag - PoloTech: Cardio https://www.ralphlauren.com/rlmag/polotech-cardio.html?ab=en_US_rlmag_polotech-strength_L1 (accessed Sep 4, 2022).
13. Jayathilaka, W. A. D. M.; Qi, K.; Qin, Y.; Chinnappan, A.; Serrano-García, W.; Baskar, C.; Wang, H.; He, J.; Cui, S.; Thomas, S. W.; Ramakrishna, S. ;*Advanced Materials* **2019**, *31*, 1805921.
14. Nahavandi, D.; Alizadehsani, R.; Khosravi, A.; Acharya, U. R. ;*Comput Methods Programs Biomed* **2022**, *213*, 106541.
15. Iqbal, S. M. A.; Mahgoub, I.; Du, E.; Leavitt, M. A.; Asghar, W. ;*npj Flexible Electronics* **2021** *5*:1 **2021**, *5*, 1.
16. Wang, B.; Facchetti, A. Mechanically Flexible Conductors for Stretchable and Wearable E-Skin and E-Textile Devices. *Advanced Materials* **2019**, *31*.
17. Liu, Y.; Pharr, M.; Salvatore, G. A. Lab-on-Skin: A Review of Flexible and Stretchable Electronics for Wearable Health Monitoring. *ACS Nano* **2017**, *11*, 9614–9635.
18. Emerich, D. F.; Thanos, C. G. ;*Expert Opin Biol Ther* **2003**, *3*, 655.
19. Subbiah, T.; Bhat, G. S.; Tock, R. W.; Parameswaran, S.; Ramkumar, S. S. ;*J Appl Polym Sci* **2005**, *96*, 557.
20. Wu, W.; Haick, H. ;*Advanced Materials* **2018**, *30*, 1705024.
21. Kweon, O. Y.; Lee, S. J.; Oh, J. H. ;*NPG Asia Mater* **2018**, *10*, 540.
22. Garg, K.; Bowlin, G. L. ;*Biomicrofluidics* **2011**, *5*, 013403.
23. Yang, H.; Yu, J.; Zo, H.; Choi, M. ;*Telematics and Informatics* **2016**, *33*, 256.
24. Tang, Y.; Zhao, Z.; Hu, H.; Liu, Y.; Wang, X.; Zhou, S.; Qiu, J. ;*ACS Appl Mater Interfaces* **2015**, *7*, 27432.
25. Ma, Z.; Bourquard, C.; Gao, Q.; Jiang, S.; Iure-Grimmel, T. de; Huo, R.; Li, X.; He, Z.; Yang, Z.; Yang, G.; Wang, Y.; Lam, E.; Gao, Z.; Supponen, O.; Li, J. ;*Science (1979)* **2022**, *377*, 751.
26. Wu, S.; Liu, P.; Zhang, Y.; Zhang, H.; Qin, X. ;*Sens Actuators B Chem* **2017**, *252*, 697.
27. Ghosh, S. K.; Adhikary, P.; Jana, S.; Biswas, A.; Sencadas, V.; Gupta, S. D.; Tudu, B.; Mandal, D. ;*Nano Energy* **2017**, *36*, 166.
28. Tian, R.; Liu, Y.; Koumoto, K.; Chen, J. ;*Joule* **2019**, *3*, 1399.
29. Stoppa, M.; Chiolerio, A. ;*Sensors 2014, Vol. 14, Pages 11957-11992* **2014**, *14*, 11957.
30. Oatley, G.; Choudhury, T.; Buckman, P. ;*Sensors 2021, Vol. 21, Page 8008* **2021**, *21*, 8008.

31. Chinnappan, A.; Baskar, C.; Baskar, S.; Ratheesh, G.; Ramakrishna, S. ;*J Mater Chem C Mater* **2017**, *5*, 12657.
32. Guo, L.; Wan, K.; Liu, B.; Wang, Y.; Wei, G. ;*Nanotechnology* **2021**, *32*, 442001.
33. Mousavi, S.; Kang, K.; Park, J.; Park, I. ;*RSC Adv* **2016**, *6*, 104131.
34. Peng, S.; Zhu, P.; Wu, Y.; Mhaisalkar, S. G.; Ramakrishna, S. ;*RSC Adv* **2011**, *2*, 652.
35. Zhan, P.; Zhai, W.; Wang, N.; Wei, X.; Zheng, G.; Dai, K.; Liu, C.; Shen, C. ;*Mater Lett* **2019**, *236*, 60.
36. Merlini, C.; Barra, G. M. O.; Medeiros Araujo, T.; Pegoretti, A. ;*RSC Adv* **2014**, *4*, 15749.
37. Chinnappan, A.; Baskar, C.; Baskar, S.; Ratheesh, G.; Ramakrishna, S. An overview of electrospun nanofibers and their application in energy storage, sensors and wearable/flexible electronics. *J Mater Chem C Mater* **2017**, *5*, 12657–12673.
38. Persano, L.; Dagdeviren, C.; Su, Y.; Zhang, Y.; Girardo, S.; Pisignano, D.; Huang, Y.; Rogers, J. A. ;*Nat Commun* **2013**, *4*, 1.
39. Song, J. Y.; Wang, Y. Y.; Wan, C. C. ;*J Electrochem Soc* **2000**, *147*, 3219.
40. Nunes-Pereira, J.; Sencadas, V.; Correia, V.; Rocha, J. G.; Lanceros-Méndez, S. ;*Sens Actuators A Phys* **2013**, *196*, 55.
41. Zeng, W.; Tao, X.-M.; Chen, S.; Shang, S.; Chan, H. L. W.; Choy, S. H. ;*Energy Environ Sci* **2013**, *6*, 2631.
42. Hansen, B. J.; Liu, Y.; Yang, R.; Wang, Z. L. ;*ACS Nano* **2010**, *4*, 3647.
43. Verpoorten, E.; Massaglia, G.; Ciardelli, G.; Pirri, C. F.; Quaglio, M. ;*Nanomaterials* **2020**, *10*, 2166.
44. Li, J.; Fang, L.; Sun, B.; Li, X.; Kang, S. H. ;*J Electrochem Soc* **2020**, *167*, 037561.
45. Duan, L.; D'hooge, D. R.; Cardon, L. ;*Prog Mater Sci* **2020**, *114*, 100617.
46. Nguyen, T.; Dinh, T.; Phan, H. P.; Pham, T. A.; Dau, V. T.; Nguyen, N. T.; Dao, D. V. ;*Mater Horiz* **2021**, *8*, 2123.
47. Cheng, Y.; Ma, Y.; Li, L.; Zhu, M.; Yue, Y.; Liu, W.; Wang, L.; Jia, S.; Li, C.; Qi, T.; Wang, J.; Gao, Y. ;*ACS Nano* **2020**, *14*, 2145.
48. Qi, K.; Zhou, Y.; Ou, K.; Dai, Y.; You, X.; Wang, H.; He, J.; Qin, X.; Wang, R. ;*Carbon N Y* **2020**, *170*, 464.
49. Jiang, H.; Wang, L.; Zhu, K. ;*Journal of Controlled Release* **2014**, *193*, 296.
50. Hou, X.; Zhang, R.; Fang, D. ;*Ceram Int* **2020**, *46*, 2122.

51. Chen, J.; Guo, H.; He, X.; Liu, G.; Xi, Y.; Shi, H.; Hu, C. ;*ACS Appl Mater Interfaces* **2016**, *8*, 736.
52. Shin, S. Y.; Saravanakumar, B.; Ramadoss, A.; Kim, S. J. ;*Int J Energy Res* **2016**, *40*, 288.
53. Ko, Y. H.; Nagaraju, G.; Lee, S. H.; Yu, J. S. ;*ACS Appl Mater Interfaces* **2014**, *6*, 6631.
54. Zhang, D.; Wu, C.; Guo, Q.; Zhou, Q. ;*Advances in Transdisciplinary Engineering* **2022**, *22*, 161.
55. Li, Y.; Xiong, J.; Lv, J.; Chen, J.; Gao, D.; Zhang, X.; Lee, P. S. ;*Nano Energy* **2020**, *78*, 105358.
56. Huang, J.; Hao, Y.; Zhao, M.; Li, W.; Huang, F.; Wei, Q. ;*ACS Appl Mater Interfaces* **2021**, *13*, 24774.
57. Li, X.; Ji, D.; Yu, B.; Ghosh, R.; He, J.; Qin, X.; Ramakrishna, S. ;*Chemical Engineering Journal* **2021**, *426*, 130345.
58. Elenko, E.; Underwood, L.; Zohar, D. ;*Nat Biotechnol* **2015**, *33*, 456.
59. Kourtis, L. C.; Regele, O. B.; Wright, J. M.; Jones, G. B. ;*NPJ Digit Med* **2019**, *2*, 9.
60. Horne, J.; McLoughlin, L.; Bridgers, B.; Wujcik, E. K. ;*Sensors and Actuators Reports* **2020**, *2*, 100005.
61. Krilaviciute, A.; Heiss, J. A.; Leja, M.; Kupcinskas, J.; Haick, H.; Brenner, H. ;*Oncotarget* **2015**, *6*, 38643.
62. Zhang, D. A.; Rand, E.; Marsh, M.; Andrews, R. J.; Lee, K. H.; Meyyappan, M.; Koehne, J. E. ;*Molecular Neurobiology* **2013**, *48*, 380.
63. Asghari, S.; Rezaei, Z.; Mahmoudifard, M. ;*Analyst* **2020**, *145*, 2854.
64. Park, S. J.; Lee, S. H.; Yang, H.; Park, C. S.; Lee, C. S.; Kwon, O. S.; Park, T. H.; Jang, J. ;*ACS Appl Mater Interfaces* **2016**, *8*, 28897.
65. Gupta, R. K.; Periyakaruppan, A.; Meyyappan, M.; Koehne, J. E. ;*Biosens Bioelectron* **2014**, *59*, 112.
66. Peng, X.; Dong, K.; Ning, C.; Cheng, R.; Yi, J.; Zhang, Y.; Sheng, F.; Wu, Z.; Wang, Z. L. ;*Adv Funct Mater* **2021**, *31*.
67. Gao, S.; Tang, G.; Hua, D.; Xiong, R.; Han, J.; Jiang, S.; Zhang, Q.; Huang, C. ;*J Mater Chem B* **2019**, *7*, 709.
68. Galler, K. M.; D'Souza, R. N.; Hartgerink, J. D. ;*J Mater Chem* **2010**, *20*, 8730.
69. Franz, S.; Rammelt, S.; Scharnweber, D.; Simon, J. C. ;*Biomaterials* **2011**, *32*, 6692.
70. Lee, H.; Song, C.; Baik, S.; Kim, D.; Hyeon, T.; Kim, D. H. ;*Adv Drug Deliv Rev* **2018**, *127*, 35.

71. Gao, W.; Emaminejad, S.; Nyein, H. Y. Y.; Challa, S.; Chen, K.; Peck, A.; Fahad, H. M.; Ota, H.; Shiraki, H.; Kiriya, D.; Lien, D.-H.; Brooks, G. A.; Davis, R. W.; Javey, A. ;*Nature* **2016**, *529*, 509.
72. Yang, A.; Cai, L.; Zhang, R.; Wang, J.; Hsu, P.-C.; Wang, H.; Zhou, G.; Xu, J.; Cui, Y. ;*Nano Lett* **2017**, *17*, 3506.
73. Nagarajan, S.; Bechelany, M.; Kalkura, N. S.; Miele, P.; Bohatier, C. P.; Balme, S. In *Applications of Targeted Nano Drugs and Delivery Systems*; Elsevier, 2019; pp. 595–625.
74. Yetisen, A. K.; Martinez-Hurtado, J. L.; Ünal, B.; Khademhosseini, A.; Butt, H. ;*Advanced Materials* **2018**, *30*, 1706910.
75. Cianchetti, M.; Laschi, C.; Menciassi, A.; Dario, P. ;*Nat Rev Mater* **2018**, *3*, 143.
76. Prausnitz, M. R.; Langer, R. Transdermal drug delivery. *Nat Biotechnol* **2008**, *26*, 1261–1268.
77. Chien, Y. W. ;*Drug Dev Ind Pharm* **1987**, *13*, 589.
78. Pastore, M. N.; Kalia, Y. N.; Horstmann, M.; Roberts, M. S. ;*Br J Pharmacol* **2015**, *172*, 2179.
79. Martins, M. R. F. M.; Veiga, F. ;*Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas* **2002**, *38*, 33.
80. Wang, J.; Kaplan, J. A.; Colson, Y. L.; Grinstaff, M. W. ;*Adv Drug Deliv Rev* **2017**, *108*, 68.
81. Lee, H.; Song, C.; Baik, S.; Kim, D.; Hyeon, T.; Kim, D.-H. ;*Adv Drug Deliv Rev* **2018**, *127*, 35.
82. Son, D.; Lee, J.; Qiao, S.; Ghaffari, R.; Kim, J.; Lee, J. E.; Song, C.; Kim, S. J.; Lee, D. J.; Jun, S. W.; Yang, S.; Park, M.; Shin, J.; Do, K.; Lee, M.; Kang, K.; Hwang, C. S.; Lu, N.; Hyeon, T.; Kim, D.-H. ;*Nat Nanotechnol* **2014**, *9*, 397.
83. Gogurla, N.; Kim, Y.; Cho, S.; Kim, J.; Kim, S. ;*Advanced Materials* **2021**, *33*, 2008308.
84. Yun, J.; Im, J. S.; Lee, Y. S.; Kim, H. II ;*Eur Polym J* **2011**, *47*, 1893.

SOBRE OS AUTORES



GABRIELLA ONILA DO NASCIMENTO SOARES: Possui graduação em Engenharia de Materiais pelo Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais (CEFET-MG) com pesquisas voltadas ao processamento de materiais poliméricos, nanotecnologia e liberação controlada de fármacos. Mestrado em Engenharia Metalúrgica, Materiais e de Minas pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG-PPGEM), na área de concentração de biomateriais e nanotecnologia de vestíveis para liberação tópica de fármacos. Cargo atual de representante comercial e promotora de soluções customizadas ao cliente na Bayer, indústria química.

<http://lattes.cnpq.br/9074527988265712>



RODRIGO LAMBERT ORÉFICE: Possui graduação em Engenharia Metalúrgica pela Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais/PPGEM pela UFMG, doutorado em Materials Science and Engineering pela University of Florida/USA e pós-doutorado na Cornell University/USA. Atualmente é professor titular do Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da UFMG, coordenador do Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica, Materiais e de Minas da UFMG e coordenador do Conselho de Pós-graduação da Escola de Engenharia da UFMG. Foi membro da câmara de assessoramento de ciências exatas e materiais da FAPEMIG (2014-2017) e diretor da regional Minas Gerais da Associação Brasileira de Polímeros (2015-2017). Atualmente faz parte da diretoria da ABPol nacional e do CA-MM do CNPq. Atua na área de Engenharia de Materiais e Metalúrgica, com ênfase em Materiais Conjugados Não-Metálicos, Polímeros e Biomateriais.

<http://lattes.cnpq.br/4612177644565039>