



ANÁLISE DE SUPERFÍCIE DE FIBRAS ELETROFIADAS A PARTIR DE BLENDA POLIMÉRICAS DE BN:PVP E PCL:PVP

KL ANDRADE¹, RS CUNHA¹, D BRESOLIN¹, ED ACOSTA¹,
FL FAITA², RAF MACHADO¹

¹ Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Tecnologia, Departamento de Engenharia Química e de Engenharia de Alimentos

² Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Instituto de Física
e-mail para contato: karina_andrade27@hotmail.com

RESUMO: *A eletrofição tornou-se popular devido ao seu baixo custo de processo, facilidade e simplicidade de uso e capacidade de produção de materiais funcionais para as mais diversas aplicações. Fibras eletrofiadas desenvolvidas com polímeros (sintéticos, naturais ou associação de ambos) destacam-se em aplicações biomédicas. No entanto, a escolha de tais polímeros vai além das suas propriedades biológicas, sendo necessária a análise de suas propriedades de superfície. Nesse estudo, objetivou-se, utilizando o método de eletrofição, obter fibras a partir da blenda polimérica de borracha natural/polivinilpirrolidona (BN:PVP) e de poli(ϵ -caprolactona)/polivinilpirrolidona (PCL:PVP) e analisar a sua superfície, visando, futuramente, aplicação na área biomédica. As fibras foram produzidas a partir da mistura de soluções individuais (100 mg.mL^{-1} do polímero solubilizado em clorofórmio), produzindo blendas de BN:PVP e PCL:PVP, na proporção de 1:1. A morfologia das fibras foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV), onde observou-se a formação de pequenos defeitos para as fibras da blenda de PCL:PVP. Com auxílio do programa ImageJ foi possível identificar um diâmetro médio de $3,34 \pm 0,53 \mu\text{m}$ para a blenda de BN:PVP e $1,21 \pm 0,79 \mu\text{m}$ para PCL:PVP. Na determinação do ângulo de contato, verificou-se a formação de superfície hidrofóbica para ambas blendas poliméricas. Destaca-se a necessidade de adequações nos parâmetros das soluções ou o uso de algum método de alteração de superfície para que sejam adequadas algumas características desses materiais e que a sua utilização em aplicações biomédicas seja viabilizada.*

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de fibras poliméricas a partir da técnica de eletrofição (*electrospinning*) é uma estratégia interessante devido ao seu potencial na fabricação de materiais funcionais e por isso ganha destaque na área biomédica. A produção dessas fibras pode ser feita a partir de polímeros sintéticos ou naturais (RODRÍGUEZ-TOBIÁS;



MORALES; GRANDE, 2019). A poli(ϵ -caprolactona) (PCL) é um polímero sintético apolar, hidrofóbico, biodegradável, biocompatível quimicamente e resistente mecanicamente (COSTA, 2014; XUE et al., 2014). A polivinilpirrolidona (PVP), diferente do PCL, é um polímero sintético polar e hidrofílico, porém apresenta também bicompatibilidade e biodegradabilidade, além de possuir propriedades de bioatividade, resistência à temperatura e estabilidade de pH. Por ser detentor de propriedades versáteis, o PVP é explorado e amplamente utilizado na fabricação de produtos com finalidades biomédicas (KURAKULA; GSN, 2020).

Além de apresentarem excelentes propriedades mecânicas, os polímeros sintéticos podem ser associados a um polímero natural, permitindo melhores propriedades mecânicas e maior estabilidade ao conjunto (NAGARAJAN et al., 2017). Neste sentido, destaca-se o uso da borracha natural (BN), um polímero natural muito explorado em diversas aplicações clínicas devido às suas propriedades biológicas de promoção de adesão celular, formação de matriz extracelular, aceleração de reparação tecidual com o aumento da angiogênese na lesão (SANTOS KOTAKE et al., 2018).

Devido à possibilidade de obtenção de um material com características funcionais biocompatíveis, blendas poliméricas surgem como alternativa promissora para a obtenção de materiais com propriedades distintas. Diante disso, o objetivo desse estudo foi, com o uso da técnica de eletrofição, obter fibras a partir da blenda polimérica de BN:PVP e PCL:PVP e analisar a sua superfície, visando, futuramente, aplicação na área biomédica.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

O látex de BN foi coletado em Colina – SP, estabilizado com 1 % do seu volume total em hidróxido de amônio, armazenado e refrigerado. Posteriormente, foi centrifugado a 11.000 rpm, a 5 °C por 60 min, para separação da fração superior do látex, que contém partículas de borracha e baixa ou nenhuma quantidade de proteínas alergênicas. Essa fração (BN) foi mantida em estufa a 55 °C por 48 h e após a sua secagem, solubilizou-se o sistema com clorofórmio (grau de pureza $\geq 99.8\%$ - Dinâmica Química Contemporânea LTDA) sob agitação magnética por um período de 5 dias, obtendo-se uma solução de BN com concentração de 100 mg.mL⁻¹. Ainda, foram desenvolvidas mediante solubilização em clorofórmio, soluções de PCL e PVP na mesma concentração (100 mg.mL⁻¹, 2 h sob agitação magnética). Após o preparo destas soluções, foram produzidas misturas de BN:PVP e PCL:PVP, sob agitação magnética por 2 h, na proporção de 1:1 (considerando a massa do polímero). As soluções foram submetidas à eletrofição com tensão de 16 kV, distância de 12 cm entre a agulha e o coletor metálico (estático), e vazão volumétrica de 0,36 mL.h⁻¹. A morfologia das fibras eletrofiadas foi verificada por microscopia eletrônica de varredura (MEV, HITACHI TM3030). Dessa forma, as amostras de fibras eletrofiadas, foram fixadas em *stubs* utilizando fita de carbono e recobertas com ouro por 90 s. A tensão aplicada nas análises foi de 15 kV. Com auxílio do programa ImageJ, determinou-se o diâmetro médio das fibras, a partir da média de 200 leituras. A medida de ângulo de contato, pelo método da gota sésil, foi determinada no Goniômetro ramé-hart®, modelo 250, a fim de avaliar as características de superfície das amostras.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

As fibras obtidas a partir da blenda polimérica de BN:PVP apresentaram diâmetro médio de $3,34 \pm 0,53 \mu\text{m}$, sendo observada heterogeneidade dos diâmetros e ausência de defeitos (Figura 1A). Já as fibras de PCL:PVP apresentaram menor diâmetro médio de fibras, sendo este valor de $1,21 \pm 0,79 \mu\text{m}$, demonstrando também heterogeneidade das medidas, mas com presença de pequenos defeitos tipo contas (Figura 1B). A formação de defeitos e a heterogeneidade dos diâmetros das fibras podem estar relacionadas a elevada taxa de evaporação do solvente e à aplicação de alta voltagem aplicada (COSTA, 2014).

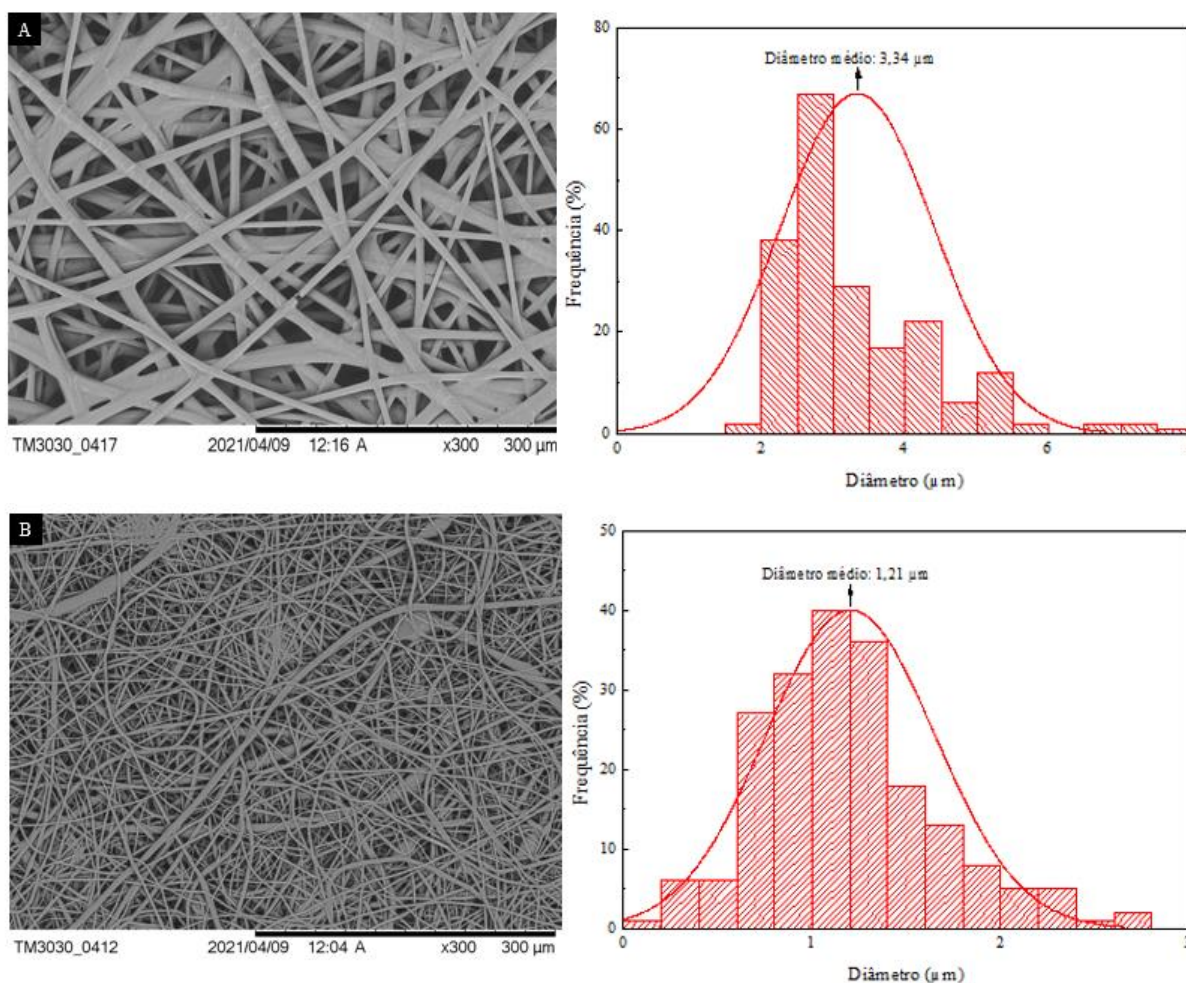


Figura 1 – Imagens de MEV das fibras a partir da blenda de (A) BN:PVP e (B) PCL:PVP.

Na Tabela 1 são elencados os dados referentes ao ângulo de contato (Θ) das amostras, onde verificou-se valores de $116,96^\circ \pm 0,28$ e $115,91^\circ \pm 0,23$ para fibras de BN:PVP e PCL:PVP, respectivamente, definindo as superfícies como hidrofóbicas ($\Theta > 90^\circ$). Liu et al. (2019), afirmam que para um material ter aplicação na área biomédica, uma superfície hidrofílica é essencial ($\Theta < 90^\circ$), pois facilita a adesão, disseminação e proliferação celular.

Diante disso, observa-se que as fibras desenvolvidas necessitam de adequações para tal tipo de aplicação. Um método capaz de alterar as propriedades de hidrofobicidade/hidrofilicidade trata-se do tratamento de plasma, que facilita a adaptação destes materiais para determinadas aplicações (GOMATHI; SURESHKUMAR; NEOGI, 2008).

Tabela 1 – Valores de ângulo de contato das amostras.

Amostra	$\Theta \pm \sigma$ (em graus)
Fibras BN:PVP	$116,96^\circ \pm 0,28$
Fibras PCL:PVP	$115,91^\circ \pm 0,23$

4. CONCLUSÃO

As fibras obtidas a partir da blenda polimérica de BN:PVP apresentaram maior diâmetro médio ($3,34 \pm 0,53 \mu\text{m}$) e ausência de defeito tipo contas, enquanto a blenda de PCL:PVP resultou na formação de fibras de menor diâmetro médio ($1,21 \pm 0,79 \mu\text{m}$) e formação de pequenas contas. Ambas as blendas exibiram heterogeneidade nos diâmetros de fibras. As superfícies desenvolvidas demonstraram caráter hidrofóbico, fato este não desejável para a aplicação em questão. Destaca-se, portanto, a necessidade de adequações nos parâmetros das soluções ou o uso de algum método de alteração de superfície para que as características desses materiais sejam adequadas e que a sua utilização em aplicações biomédicas seja viabilizada.

5. REFERÊNCIAS

- COSTA LMM, *Desenvolvimento e caracterização de membranas eletrofiadas a base de borracha natural e poli(ϵ -caprolactona)*. Tese (Doutorado em Nanociências e Materiais Avançados) - Universidade Federal do ABC, 2014.
- GOMATHI N, SURESHKUMAR A, NEOGI S, RF Plasma-Treated Polymers for Biomedical Applications. *Curr. Sci. India*, v. 94, p. 1478–1486, 2008.
- KURAKULA M, GSN R, Moving polyvinyl pyrrolidone electrospun nanofibers and bioprinted scaffolds toward multidisciplinary biomedical Applications. *Eur. Polym. J.*, v. 136, p. 109919, 2020.
- LIU Y et al, Electrospun nanofibers as a wound dressing for treating diabetic foot ulcer. *Asian J. Pharm. Sci.*, v. 14, p. 130-143, 2019.
- NAGARAJAN S. et al, Conference paper Electrospun fibers in regenerative tissue engineering and drug delivery. *Pure Appl. Chem*, p. 1799–1808, 2017.
- RODRÍGUEZ-TOBIÁS H, MORALES G, GRANDE, D, Comprehensive review on electrospinning techniques as versatile approaches toward antimicrobial biopolymeric composite fibers. *Mater. Sci. Eng. C*, v. 101, p. 306–322, 2019.
- SANTOS KOTAKE BG et al, Bone repair of critical-sized defects in Wistar rats treated with autogenic, allogenic or xenogenic bone grafts alone or in combination with natural latex fraction F1. *Biomed Mater*, v. 13, p. 025022, 2018.
- XUE J et al, Preparation and in vivo efficient anti-infection property of GTR/GBR implant made by metronidazole loaded electrospun polycaprolactone nanofiber membrane. *Int. J. Pharm.*, v. 475, p. 566–577, 2014.