



UFAM

UNIVERSIDADE FEDERAL DO AMAZONAS
FACULDADE DE TECNOLOGIA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS

**Desenvolvimento e caracterização de membranas
co-eletrofiadas de poliácido láctico/policaprolactona
com incorporação de extrato de uxi-amarelo
(*Endopleura uchi*) para aplicação biomédica**

MARIA GABRIELE MEIRELLIS DOS SANTOS

MANAUS-AM
2026

MARIA GABRIELE MEIRELLIS DOS SANTOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal do Amazonas, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Marques da Silva
Paula

Ficha Catalográfica

Elaborada automaticamente de acordo com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

-
- S237d Santos, Maria Gabriele Meirellis dos
Desenvolvimento e caracterização de membranas co-eletrofiadas de poliácido láctico/policaprolactona com incorporação de extrato de uxi-amarelo (*Endopleura uchi*) para aplicação biomédica / Maria Gabriele Meirellis dos Santos. - 2026.
94 f. : il., color. ; 31 cm.
- Orientador(a): Marcos Marques da Silva Paula.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal do Amazonas, Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Manaus, 2026.
1. Eletrofição . 2. Poliácido láctico;. 3. Co-eletrofição. 4. Policaprolactona; . I. Paula, Marcos Marques da Silva. II. Universidade Federal do Amazonas. Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais. III. Título
-

MARIA GABRIELE MEIRELLIS DOS SANTOS

TÍTULO COMPLETO DA TESE, DISSERTAÇÃO OU TRABALHO DE CONCLUSÃO
DE CURSO, PREFERENCIALMENTE EM CAIXA ALTA.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal do Amazonas, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais

Aprovada em:23/06/2026

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Marcos Marques da Silva Paula

Presidente

Universidade Federal do Amazonas

Profa. Dra. Lianet Aguilera Domínguez

Membro Titular

Universidade Federal do Amazonas (UFAM)

Prof. Dr. Marcos Antonio Batistella

Membro Titular

Institut Mines Télécom Alès

Dedicatória

Dedico este trabalho a três estrelas que céu ganhou, a primeira João Lúcio em 2018, a segunda e a terceira Maria da Conceição e Maria Raimunda em 2025.

Agradecimentos

Gostaria de expressar minha mais profunda gratidão a todos que contribuíram para a realização desta dissertação. Em primeiro lugar, agradeço ao meu pai e à minha irmã, que sempre me incentivaram em toda a minha trajetória acadêmica. Sou grata pelo apoio incondicional de vocês. A todos que, direta ou indiretamente, fizeram parte deste caminho, deixo minha profunda gratidão. Esta conquista é fruto de muitas oportunidades, aprendizados, desafios e, sobretudo, do apoio daqueles que acreditaram na importância desta jornada

À Universidade Federal do Amazonas (UFAM), minha profunda gratidão por ter sido parte essencial de uma trajetória que começou ainda na graduação e se estendeu até o mestrado. Ao longo desses anos, a UFAM não foi apenas o espaço onde construí minha formação acadêmica, mas também o lugar onde cresci, amadureci e descobri novos caminhos para a ciência.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais (PPGCEM), agradeço a oportunidade de dar continuidade à minha formação e de transformar conhecimentos e experiências em novos aprendizados. A excelência acadêmica, os desafios e as oportunidades proporcionadas pelo programa foram fundamentais para meu crescimento científico e pessoal, contribuindo de maneira significativa para a construção desta pesquisa.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Amazonas (FAPEAM), minha sincera gratidão pelo apoio indispensável para a realização desta pesquisa. Esse incentivo foi fundamental para que esta etapa pudesse ser concretizada.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), agradeço o apoio institucional à pós-graduação e por contribuir para a continuidade da minha formação acadêmica no PPGCEM. O incentivo à pesquisa e à qualificação científica foi essencial para que eu pudesse avançar nesta caminhada e transformar desafios em conquistas.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Marcos Marques da Silva Paula, que me acolheu em um momento delicado. Sua orientação, paciência e sabedoria foram fundamentais para o desenvolvimento deste projeto e aos colegas do Laboratório de Materiais Nanoparticulados (LAMAN): Célio Almeida, Wisley, José Victor, Vitor Almeida, Paulo Peres, Guilherme, Layla Santos e Débora Nogueira. O apoio de vocês foi essencial em cada etapa do processo, e sou eternamente grata por suas contribuições.

Meu sincero agradecimento aos parceiros Célio Macalia e Adriano Carolino, do Laboratório de Polímeros Nanoestruturados (NANOPOL), que foram essenciais para o desenvolvimento da minha pesquisa principalmente na fase da qualificação.

Aos colegas que se tornaram verdadeiros amigos ao longo do mestrado, Isabele Valente, Laiany Teixeira e Denilson Magalhães, vocês foram muito mais do que companheiros de sala. Obrigada pelos inúmeros cafés, almoços, momentos de aflição, desabafos, lágrimas e risadas. Dividir essa caminhada com vocês tornou o percurso mais leve.

Agradeço à professora Dra. Adriana Dantas e aos seus alunos do Laboratório de Microbiologia do Instituto de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Amazonas, que me acolheram e me deram todo o apoio necessário para a realização dos ensaios microbiológicos.

Por fim, agradeço aos meus amigos da época da graduação, Letícia Alves, Ronald Nunes e Gabriel Medeiros, que sempre estiveram ao meu lado, ajudando-me e oferecendo apoio e escuta nos momentos necessários.

Faço também uma menção honrosa ao café, ao chocolate e às cervejas, que estiveram presentes nos momentos de celebração, nas longas jornadas de escrita e nas pausas necessárias ao longo desta caminhada acadêmica. A todos vocês, meu mais profundo agradecimento. Sem a colaboração, o apoio e a companhia de cada um, este trabalho não teria sido possível.

*"Você constrói melhores pontes
entre os cientistas, compartilhando informações
ao invés de retê-las".*

(Garry Nolan

Resumo

Há uma demanda crescente por biomateriais mais baratos e mais viáveis. Uma das novas alternativas é a técnica de co-eletrofiação, que surge como uma promissora abordagem. A co-eletrofiação é uma técnica que permite a produção de membranas eletrofiadas, produz a fabricação de membranas híbridas compostas simultaneamente por dois ou mais tipos de polímeros com propriedades ajustáveis. Porém, somente a membrana co-eletrofiada não possui propriedades antifúngicas ou antimicrobianas. Com isso, a incorporação de extratos, como uxi amarelo com propriedades antimicrobianas e antifúngicas, apresenta-se como uma alternativa promissora. Portanto, este trabalho teve como objetivo desenvolver e caracterizar membranas eletrofiadas e co-eletrofiadas de poliácido láctico (PLA) e policaprolactona (PCL), visando aplicações biomédicas. Foram produzidas membranas de PLA e PCL puros, bem como membranas co-eletrofiadas nas proporções de 1:2, 1:1 e 2:1 (PCL:PLA, m/m). As amostras foram caracterizadas por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), difração de raios X (DRX), análises térmicas (TG/DTG e DSC), ensaios mecânicos de tração, microscopia eletrônica de varredura (MEV) e medidas de ângulo de contato. Por fim, o extrato da casca do uxi amarelo foi inserido na matriz polimérica para avaliar propriedades antimicrobianas e antifúngicas. Os resultados de FTIR confirmaram a preservação das estruturas químicas dos polímeros após os processos de eletrofiação e co-eletrofiação, evidenciada pelas presenças das bandas características dos grupos éster, carbonila (C=O), C-H e C-O-C, sem a formação de novas ligações químicas. Nas membranas co-eletrofiadas observou-se a coexistência das bandas típicas de ambos os polímeros, sem o surgimento de novas bandas ou deslocamentos significativos nos espectros, indicando que a interação entre PLA e PCL ocorre de forma predominantemente física. Os resultados de FTIR confirmaram a preservação das estruturas químicas dos polímeros após os processos de eletrofiação e co-eletrofiação, evidenciada pelas presenças das bandas características dos grupos éster, carbonila (C=O), C-H e C-O-C, sem a formação de novas ligações químicas. As análises de Difração de Raios X (DRX) demonstraram a coexistência das fases cristalinas características do PLA e do PCL, indicando a formação de uma mistura física entre os polímeros. Observou-se redução da cristalinidade nas membranas co-eletrofiadas em comparação ao PCL puro, que apresentou índice de cristalinidade de 50,14%, enquanto as membranas PCL/PLA 1:1, PCL/PLA 1:2 e PCL/PLA 2:1 apresentaram índices de 22,10%, 21,15% e 28,66%, respectivamente. As análises térmicas evidenciaram estabilidade térmica das membranas até aproximadamente 280–300 °C, bem como a preservação das temperaturas de transição vítrea (T_g), cristalização (T_c) e

fusão (T_m) características dos polímeros constituintes. Os ensaios mecânicos de tração mostraram que a incorporação de PCL ao PLA aumentou a capacidade de deformação das membranas, conferindo maior flexibilidade, enquanto a presença de PLA contribuiu para maior resistência mecânica. A composição PCL/PLA 1:1 apresentou o melhor equilíbrio entre resistência à tração 6,7MPa, módulo elástico 32 MPa e deformação na ruptura 290%. As análises morfológicas por MEV revelaram estruturas fibrosas contínuas, altamente porosas e com distribuição aleatória das fibras, características favoráveis para aplicações biomédicas com diâmetros variando de 0 a 7 μm . As membranas apresentaram comportamento hidrofóbico, com ângulos de contato superiores a 120°, sendo observados valores mais elevados nas membranas co-eletrofiadas PCL/PLA 1:1 e 2:1, devido ao aumento da rugosidade superficial com ângulos acima 130°. De modo geral, os resultados demonstraram que a co-eletrofiação de PLA e PCL é uma estratégia eficiente para obtenção de membranas com propriedades estruturais, térmicas, mecânicas e superficiais ajustáveis. Entre as composições avaliadas, a membrana PCL/PLA 1:1 destacou-se por apresentar um conjunto equilibrado de propriedades, evidenciando seu potencial para aplicações biomédicas, com incorporação do extrato da casca do uxi amarelo superficialmente a membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:1 obteve atividade antimicrobiana e antifúngica contra os microrganismos *Staphylococcus aureus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida tropicalis* e *Candida albicans*.

Palavras-chave: Eletrofiação; Poliacido láctico; Policaprolactona; Co-eletrofiação; Uxi Amarelo.

Abstract

There is a growing demand for more affordable and viable biomaterials. Co-electrospinning has emerged as a promising alternative technique. It enables the production of hybrid electrospun membranes composed simultaneously of two or more polymer types with tunable properties. However, the co-electrospun membrane alone lacks antifungal or antimicrobial properties. Consequently, incorporating extracts such as *uxi amarelo*, which possesses antimicrobial and antifungal properties presents a promising alternative. Therefore, this study aimed to develop and characterize electrospun and co-electrospun membranes made of polylactic acid (PLA) and polycaprolactone (PCL) for biomedical applications. Membranes of pure PLA and PCL were produced, as well as co-electrospun membranes in PCL:PLA (w/w) ratios of 1:2, 1:1, and 2:1. The samples were characterized using Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR), X-ray diffraction (XRD), thermal analysis (TG/DTG and DSC), tensile testing, scanning electron microscopy (SEM), and contact angle measurements. Finally, **uxi amarelo** bark extract was incorporated into the polymer matrix to evaluate antimicrobial and antifungal properties. FTIR results confirmed the preservation of the polymers' chemical structures following the electrospinning and co-electrospinning processes, evidenced by the presence of characteristic bands for ester, carbonyl (C=O), C–H, and C–O–C groups, with no formation of new chemical bonds. In the co-electrospun membranes, the coexistence of bands typical of both polymers was observed, with no appearance of new bands or significant spectral shifts, indicating that the interaction between PLA and PCL is predominantly physical. FTIR results confirmed the preservation of the polymers' chemical structures following the electrospinning and co-electrospinning processes, evidenced by the presence of characteristic bands for ester, carbonyl (C=O), C–H, and C–O–C groups, without the formation of new chemical bonds. X-ray diffraction (XRD) analyses demonstrated the coexistence of crystalline phases characteristic of PLA and PCL, indicating the formation of a physical blend between the polymers. A reduction in crystallinity was observed in the co-electrospun membranes compared to pure PCL, which exhibited a crystallinity of 50.14%, whereas the PCL/PLA 1:1, PCL/PLA 1:2, and PCL/PLA 2:1 membranes showed indices of 22.10%, 21.15%, and 28.66%, respectively. Thermal analyses revealed the membranes' thermal stability up to approximately 280–300 °C, as well as the preservation of the glass transition (T_g), crystallization (T_c), and melting (T_m) temperatures characteristic of the constituent polymers. Tensile mechanical tests showed that incorporating PCL into PLA increased the membranes' deformation capacity, imparting greater flexibility, while the presence of PLA contributed to higher mechanical strength. The PCL/PLA 1:1

composition exhibited the best balance between tensile strength (6.7 MPa), elastic modulus (32 MPa), and strain at break (290%). SEM morphological analyses revealed continuous, highly porous fibrous structures with randomly distributed fibers characteristics favorable for biomedical applications with diameters ranging from 0 to 7 μm . The membranes exhibited hydrophobic behavior, with contact angles exceeding 120°; higher values were observed for the 1:1 and 2:1 PCL/PLA co-electrospun membranes, attributed to increased surface roughness resulting in angles above 130°. Overall, the results demonstrated that the co-electrospinning of PLA and PCL is an efficient strategy for producing membranes with tunable structural, thermal, mechanical, and surface properties. Among the compositions evaluated, the 1:1 PCL/PLA membrane stood out for its balanced set of properties, highlighting its potential for biomedical applications; upon surface incorporation of uxi amarelo (yellow uxi) bark extract, the 1:1 PCL/PLA co-electrospun membrane demonstrated antimicrobial and antifungal activity against *Staphylococcus aureus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Candida tropicalis*, and *Candida albicans*.

Keywords: Electrospinning; Polylactic acid; Polycaprolactone; Co-electrospinning; Yellow Uxi.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Polimerização do PLA:	26
Figura 2 Quantidade de artigos publicados sobre Polímero PLA como biomaterial nos último cinco anos (2021–2025).....	26
Figura 3: Polimerização do PCL por abertura de anel.....	28
Figura 4: Quantidade de artigos publicados sobre Polímero PCL como biomaterial nos último cinco anos (2021–2025).....	29
Figura 5: Quantidade de artigos publicados com tema de eletrofiação (2021-2025)	30
Figura 6: Esquema de eletrofiação tradicional.....	31
Figura 7: Representação da formação do cone de Taylor	32
Figura 8: Parâmetros de Eletrofiação	33
Figura 9: Esquema de co-eletrofiação	38
Figura 10: Árvore Uxi Amarelo	44
Figura 11: Fluxograma da metodologia realizada a) eletrofiação do PCL e PLA puros; b) Co-eletrofiação do PCL/PLA; c) Caracterização das membranas puras e co- eletroifadas; d) incorporação superficial do uxi na membrana que apresentou melhor propriedades.	Erro! Indicador não definido.
Figura 12: Eletrofiação do a) PCL e b) PCL.....	49
Figura 13: Co-eletrofiação do PLC e PLA	50
Figura 14: Metodologia do ensaio antimicrobiano	54
Figura 15: Metodologia atividade antifúngica.....	55
Figura 16: Imagem das membranas eletrofiadas: a) PLA; b) PCL c) membrana co- eletrofiada de PCL/PLA 1:2; d) membrana co-eletrofiada de PCL/PLA 1:1); e) membrana co-eletrofiada de PCL/PLA 2:1	56
Figura 17: Espectros de FTIR das membranas de PLA (-----) PCL (-----)	57
Figura 18: Espectros de FTIR das membranas (a) comparação entre membranas puras e co-eletrofiadas; (b) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:2(--- ---); (c) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:1 (-----); (d) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 2:1 (-----)	61
Figura 19: Difratoograma (a) membranas PLC e PLA puro; (b) membrana co-eletrofiada PCL/PLA1:2; (c) membrana co-eletrofiada PCL/PLA1:1; (c) membrana co- eletrofiada PCL/PLA2:1	63

Figura 20: Curva de (A) TG e (B) DTG PCL, PLA e membranas de PCL e PLA eletrofiadas e PCLPLA co-eletrofiadas	67
Figura 21: DSC das amostras de PCL, PLA e membranas de PCL e PLA eletrofiadas e PCLPLA co-eletrofiadas	69
Figura 22: a) Gráfico tensão x deformação fibras eletrofiadas de PLA E PCL e fibras co-eletrofiadas; b) gráfico resu	72
Figura 23: morfologia das fibras eletrofiadas e distribuição de diâmetros do PCL e PLA	75
Figura 24: Morfologia e distribuição de diâmetros das fibras co-eletrofiadas.....	77
Figura 25: ângulo de contato PCL	78
Figura 26: Atividade antimicrobiana antes e depois de 72 h 7 1 PCL/PLA70%;2 PCL/PLA 50%,; PCL/PLA25%; C - controle. a) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa <i>P.aeriginosa</i> ; b) imagem dos halos após 72 horas <i>P.aeriginosa</i> ; c) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa <i>S.aureus</i> ; d) imagem dos halos depois de 72 horas do ensaio para cepa <i>S.aureus</i>	80
Figura 27: Atividade antimicrobiana antes e depois de 72 h 7 1 PCL/PLA70%;2 PCL/PLA 50%,; PCL/PLA25%; C - controle. a) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa <i>microrganismo C.tropicalis</i> b) imagem dos halos após 72 horas <i>C.tropicalis</i> ; c) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa <i>C.albicans</i> ; d) imagem dos halos depois de 72 horas do ensaio para cepa <i>C.albicans</i>	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Relação entre parâmetros de solução e propriedades nas fibras eletrofiadas .	33
Tabela 2:Relação entre parâmetros de processo da eletrofiação nas fibras eletrofiadas	35
Tabela 3: Relação entre parâmetros ambientais nas fibras eletrofiadas	37
Tabela 4: Estudos sobre co-eletrofiação nos últimos 5 anos.....	38
Tabela 5: Proporções da solução de PLA e PCL	48
Tabela 6: Parâmetros de eletrofiação do PLA e PCL	49
Tabela 7: Parâmetros de co-eletrofiação PLA/PCL.....	50
Tabela 8: Principais bandas FTIR experimentais do PLA e do PCL obtidas	57
Tabela 9: Cristalinidade das membranas eletrofiadas.....	65
Tabela 10: Valores médios (quintuplicata) e com desvio padrão do ensaio de tração	73
Tabela 11: Diâmetro do halo de inibição bacteriana observado durante 72h.	81
Tabela 12: Diâmetro do halo de inibição antifúngica durante 72 horas.	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3D	Tridimensional
Ag	Prata
ANVISA	Agência Nacional de Saúde
DRX	Difração de Raios X
DSC	Calorimetria Diferencial de Varredura
DTG	Derivada Termogravimétrica
EC	Etilcelulose
FDA	Food and Drug Administration
Fe ₃ O ₄	Magnetita
FTIR	Espectroscopia no Infravermelho com Transformada de Fourier
HABE	Bioeletreto de Hidroxiapatita
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
PCL	Policaprolactona
PCUs	Poliuretanos de Policarbonato
PDLGA	Poli(D,L-ácido láctico-co-ácido glicólico)
PEO	Polióxido de Etileno
PLA	Poliácido láctico
PMIA	Poli(m-fenileno isoftalamida)
PU	Poliuretano
T _{endset}	Temperatura final de degradação térmica
TG	Termogravimetria
T _g	Transição vítrea
T _{max}	Temperatura de máxima taxa de degradação térmica
T _{onset}	Temperatura inicial de degradação térmica

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	JUSTIFICATIVA	21
3	OBJETIVOS	23
3.1	Objetivo geral	23
3.2	Objetivos específicos	23
4	REVISÃO DA LITERATURA.....	24
4.1	Biomateriais	24
4.2	Polímeros	24
4.2.1	Poliácido Láctico (PLA).....	25
4.2.2	Policaprolactona (PCL)	28
4.3	Eletrofiação.....	30
4.3.1	Parâmetros de eletrofiação.....	32
4.3.2	Co-eletrofiação	37
4.4	Uxi Amarelo (<i>Endopleura uchi</i>).....	43
5	MATERIAIS E MÉTODOS	45
5.1	Materiais	45
5.2	Fluxograma de atividades	Erro! Indicador não definido.
5.3	Definições de parâmetros	48
5.4	Eletrofiação.....	48
5.5	Co-eletrofiação	49
5.6	Espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR).....	51
5.7	Análise Térmica.....	51
5.8	Difração de Raio X (DRX)	51
5.9	Ensaio mecânicos	52
5.10	Microscopia eletrônica de varredura (MEV)	52
5.11	Ângulo de contato.....	52
5.12	Extrato da casca do uxi Amarelo <i>Endopleura uchi</i>	52

5.13	Incorporação do extrato da casca do uxi amarelo.....	53
5.14	Atividade Antimicrobiana	53
5.15	Atividade Antifúngica	54
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	56
6.1	Membranas eletrofiadas e co-eletrofiadas	56
6.2	Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)	57
6.3	Difração de Raio X (DRX).....	62
6.4	Análise Térmica.....	65
6.4.1	Termogravimetria (TG)	65
6.4.2	Calorimetria diferencial exploratória (DSC)	69
6.5	Ensaio Mecânicos.....	70
6.6	Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	74
6.7	Ângulo de Contato	78
6.8	Atividade Antimicrobiana	79
6.9	Atividade Antifúngica	81
7	CONCLUSÃO.....	84
8	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	86
	REFERÊNCIAS	87

1 INTRODUÇÃO

Os biomateriais são produtos implantados em sistemas biológicos para a substituição de partes do corpo doentes ou danificadas. Eles devem apresentar determinadas propriedades (atoxicidade e serem biocompatíveis). Os biomateriais podem ser materiais metálicos, compósitos, poliméricos e/ou cerâmicos (Callister; Rethwisch, 2020). Nas últimas décadas, os polímeros vêm se destacando nessa área devido às suas propriedades mecânicas, físico-químicas, facilidade de processamento, baixo custo de produção (Oleksy; Dynarowicz; Aebisher, 2023). Para este tipo de aplicação, os polímeros devem possuir propriedades como biocompatibilidade, biodegradabilidade e baixa toxicidade (Biswal, 2021). Portanto, os polímeros biodegradáveis, como o poliácido láctico (PLA) e a policaprolactona (PCL), têm se destacado devido às suas propriedades físico-químicas favoráveis. Esses materiais possuem uma gama de aplicações na área biomédica, como fios de sutura, engenharia de tecidos, curativos, implantes ortopédicos e materiais impressos em tridimensional (3D) (Radwan-Pragłowska et al., 2020; Wu et al., 2022).

O PLA é um poliéster biodegradável em condições industriais que advém de fontes renováveis, possui boa rigidez e biocompatibilidade. No entanto, sua fragilidade mecânica e taxa de degradação mais acelerada podem limitar determinadas aplicações estruturais. O PCL por outro lado é derivado de fontes petrolíferas. Porém, é um polímero biodegradável, apresenta maior flexibilidade, elevada resistência ao alongamento, características atribuídas ao seu maior grau de cristalinidade. Esses dois polímeros vêm sendo amplamente utilizados na área médica para engenharia de tecidos, *scaffolds* de regeneração óssea, ortopedia (parafusos, pinos, placas) e medicina veterinária, como implantes subcutâneos em equinos (Oleksy; Dynarowicz; Aebisher, 2023).

A eletrofiação é uma técnica versátil, simples, eficiente e econômica o que a torna uma opção acessível para a produção de micro e nanofibras que podem ser utilizadas em uma gama de aplicações, principalmente na área biomédica (Wu et al., 2022). Além disso, é uma técnica que permite inúmeros polímeros serem processados e formar fibras para diversas aplicações (Olewi et al., 2025). Em sua configuração tradicional o processo é composto por três componentes principais: uma fonte de alimentação de alta voltagem, um capilar e um coletor para produção de membranas fibrosas para aplicações biomédicas (Wu et al., 2022; Pinto et al., 2023). Apesar de sua configuração tradicional, a técnica evoluiu para incluir variações como a co-eletrofiação (ou eletrofiação biaxial/lado-a-lado), na qual duas soluções poliméricas

distintas são processadas simultaneamente. Essa abordagem permite a produção de materiais híbridos, combinando propriedades complementares de diferentes polímeros e possibilitando a fabricação de fibras ajustadas a requisitos específicos de desempenho (Wang et al., 2022).

O PLA e PCL são polímeros amplamente utilizados na eletrofiação, especialmente para o desenvolvimento de materiais com potencial biomédico. No entanto, esses polímeros, isoladamente, apresentam limitações quanto à atividade antimicrobiana e antifúngica intrínseca. Para superar essa restrição, a incorporação de agentes biológicos tem sido uma estratégia recorrente e eficaz (Zhang et al., 2019).

Nos últimos anos a incorporação de extratos amazônicos na eletrofiação surge como uma fronteira promissora para biomateriais funcionais, aproveitando compostos bioativos de plantas e frutos regionais e agregando valor a materiais regionais. O uxi-amarelo (*Endopleura uchi*), fruto nativo da região amazônica amplamente utilizado na medicina, ao ser incorporado em fibras poliméricas pode contribuir para o desenvolvimento de biomateriais com propriedades funcionais adicionais, como atividade antimicrobiana, antifúngica e antiinflamatória (De Oliveira et al., 2021).

Portanto, o presente trabalho tem como objetivo desenvolver fibras obtidas por co-eletrofiação de poliácido láctico (PLA) e policaprolactona (PCL). E como adicional, o extrato de uxi-amarelo será incorporado superficialmente com a finalidade de obter propriedades para aplicações biomédicas.

2 JUSTIFICATIVA

Recentemente, os materiais poliméricos e materiais híbridos têm sido propostos para aplicações biomédicas, tornando-se alvo de muitos estudos devido à sua taxa de degradação versátil, porosidade ideal e boa resistência a altas temperaturas e pressões, especialmente a mistura PLA/PCL (Christen, & Vercesi., 2020). Entre os polímeros mais estudados, destacam-se o PLA e PCL, ambos aprovados pela Food and Drug Administration (FDA) e pela Agência Nacional de Saúde (ANVISA) para aplicações na área biomédica. O PCL e PLA apresentam biocompatibilidade, biodegradabilidade e propriedades físico-químicas adequadas para aplicações no campo de biomateriais (Radwan-Pragłowska et al., 2020; Wu et al., 2022).

O PLA é um polímero alifático de fonte renovável, preferível em aplicações biomédicas devido à sua biocompatibilidade, biodegradabilidade e baixa toxicidade, que apresenta um comportamento frágil com módulo elástico relativamente alto. Por outro lado, o PCL é um polímero dúctil caracterizado por baixo módulo elástico. Também apresenta grande citocompatibilidade, taxa de degradação lenta e excelente resistência. Como o PCL e PLA se complementam em termos de propriedades mecânicas muitas pesquisas têm sido dedicadas a investigar as misturas poliméricas de PLA/PCL para aplicação em biomateriais (Christen, & Vercesi., 2020).

Uma das técnicas que vem ganhando destaque para aplicação na área biomédica é a eletrofiação devido sua facilidade de processamento. Porém, estudos anteriores revelaram que a morfologia das fibras compostas foi afetada pelas razões entre misturas em formas de blendas de PCL/PLA devido à miscibilidade de PCL e PLA. Um dos principais desafios desse método continua sendo preparar membranas com propriedades ajustáveis, a dificuldade de compatibilidade de solventes. (Oleiwi et al., 2025; Terzopoulou et al., 2022).

No processo de co-eletrofiação, é possível controlar individualmente a vazão, a concentração e o sistema de solventes de cada polímero, obtendo membranas híbridas constituídas por fibras distintas de PLA e PCL. Essa abordagem permite combinar as propriedades de ambos os materiais, preservando suas características individuais e evitando as limitações associadas às blendas poliméricas convencionais, como problemas de compatibilidade e separação de fases (Christen & Vercesi, 2020; Scaffaro et al., 2017). Recentemente, este modelo de eletrofiação vem sendo utilizado na área biomédica para regeneração de tecidos, principalmente na regeneração tecidual e óssea, pois as fibras mimetizam a matriz extracelular, oferecendo suporte para o crescimento celular. Esse processo

também é aplicado em reparo de traumas de pele, produção de vasos sanguíneos sintéticos e regeneração nervosa. (Yang et al., 2022).

Apesar de os polímeros apresentarem boas propriedades para aplicações biomédicas, quando utilizados isoladamente, eles não possuem propriedades antibacterianas, antifúngicas ou anti-inflamatórias intrínsecas. Portanto, compostos naturais com propriedades bioativas têm sido interessantes como estratégia para agregar aos biomateriais. A região Amazônica apresenta uma vasta diversidade de flora com potencial biotecnológico. Os frutos e plantas nativos da região destacam-se pela presença de compostos bioativos associados a propriedades antimicrobianas, antioxidantes e anti-inflamatórias. A incorporação desses compostos em fibras poliméricas eletrofiadas, pode contribuir para o desenvolvimento de biomateriais com maior potencial terapêutico, ampliando suas aplicações na área biomédica (Meng, 2025).

Nesse contexto, o uxi-amarelo (*Endopleura uchi*), fruto nativo da região Amazônica amplamente utilizado na medicina, ao ser incorporado em fibras poliméricas pode contribuir para o desenvolvimento de biomateriais com propriedades funcionais adicionais. No entanto, incorporar medicamentos ou extratos bioativos diretamente na solução polimérica eletrofiável pode ser desafiador. Quando o composto é solubilizado no mesmo meio que a matriz polimérica, antes da eletrofição, há risco de desnaturação ou degradação parcial, sobretudo em moléculas sensíveis à ação de solventes orgânicos e ao cisalhamento durante o processo. Além disso, a presença do bioativo pode modificar parâmetros críticos da solução, como viscosidade, condutividade e tensão superficial, prejudicando a formação de fibras contínuas e resultando em estruturas com diâmetro irregular, defeitos morfológicos e distribuição heterogênea do fármaco ao longo das fibras (Guo et al., 2022). Essas alterações podem culminar em perda de atividade biológica, redução da eficácia antifúngica e maior dificuldade de controle da cinética de liberação, o que limita a aplicabilidade dessa abordagem (Pinto et al., 2023).

Em testes preliminares realizados neste trabalho, a incorporação direta do extrato de uxi-amarelo à solução polimérica não apresentou resultados satisfatórios. Dessa forma, optou-se pela incorporação superficial do extrato após a obtenção das membranas, visando preservar seus compostos bioativos e sua atividade biológica. Dessa forma, o desenvolvimento de fibras co-eletrofiadas de PLA/PCL com o extrato extraído da casca do uxi-amarelo apresenta-se como uma estratégia promissora para a obtenção de biomateriais com propriedades estruturais adequadas e potencial atividade biológica, contribuindo para avanços em aplicações na engenharia de tecidos e no desenvolvimento de novos biomateriais.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Desenvolver e caracterizar membranas co-eletrofiadas de poliácido (PLA) e policaprolactona (PCL), com incorporação superficial de extrato de uxi-amarelo, e avaliar atividade antimicrobiana e antifúngica.

3.2 Objetivos específicos

- Estabelecer parâmetros para eletrofiar fibras de PCL e PLA puros e preparar fibras co-eletrofiadas de PCL/PLA nas proporções 1:1; 1:2; 2:1;
- Caracterizar estruturalmente as membranas eletrofiadas puras e co-eletrofiadas através da Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR) e Difração de Raios X (DRX) e analisar o comportamento térmico das fibras por meio de Análise Termogravimétrica (TG/DTG) e Calorimetria Diferencial de Varredura(DSC), verificando os eventos térmicos associados à degradação e às transições térmicas;
- Avaliar e comparar as propriedades mecânicas das fibras por meio de ensaios de tração, determinando o módulo de elasticidade, a resistência à tração e o alongamento na ruptura, a fim de analisar a influência da proporção PLA/PCL.
- Analisar a morfologia e diâmetro das fibras por meio de Microscopia Eletrônica de varredura (MEV) e molhabilidade do material por meio do ângulo de contato;
- Incorporar extrato da casca de uxi amarelo à superfície da fibra co-eletrofiada e determinar se há liberação do extrato em microrganismo e atividades antimicrobianas e antifúngicas

4 REVISÃO DA LITERATURA

4.1 Biomateriais

Dentre as principais aplicações de biomateriais poliméricos destacam-se a fabricação de lentes de contato, próteses, materiais odontológicos, suportes para engenharia de tecidos, dispositivos médicos, sistemas para reparo ósseo, sistemas de liberação controlada de fármacos, terapias gênicas e biossensores (Oleksy; Dynarowicz; Aebisher, 2023). Os poliésteres termoplásticos, em especial, têm ganhado notoriedade na engenharia de tecidos por aliarem citocompatibilidade e biodegradabilidade, o que favorece sua integração com tecidos biológicos e posterior degradação controlada no organismo (Oleksy; Dynarowicz; Aebisher, 2023).

Nessa perspectiva, *scaffolds* poliméricos utilizados na engenharia de tecidos para o reparo de cartilagem, pele, ossos, vasos sanguíneos, nervos e derme constituem exemplos relevantes de biomateriais poliméricos. Tais *scaffolds* são estruturas tridimensionais porosas que fornecem suporte mecânico, permitem a adesão, proliferação e migração celular, além de favorecerem a formação de matriz extracelular, sendo geralmente produzidos a partir de polímeros biodegradáveis e biocompatíveis (Heo et al., 2018).

4.2 Polímeros

O termo polímero deriva das palavras gregas "*poli*" que significa, muito e "*mero*", que significam unidade de repetição. Portanto, um polímero é uma macromolécula formada por várias unidades de repetição denominadas meros. Podem ser provenientes de recursos não renováveis, como o petróleo, ou polímeros naturais, como a borracha natural e a celulose. (Canevarolo, 2002).

Devido às suas propriedades, como facilidade de conformação em geometrias complexas, baixo custo e versatilidade, os polímeros são amplamente utilizados em diversos setores. Suas aplicações abrangem áreas como embalagens, construção civil, indústria aeroespacial, automotiva, elétrica, eletrônica, medicina e saúde, indústria têxtil, além da geração e do armazenamento de energia (Abd-El-Aziz et al., 2020).

Apesar de suas excelentes características, como baixo custo, durabilidade e processabilidade, a maioria dos plásticos sintéticos tem uma breve vida útil antes do descarte. Portanto, a curta vida útil e baixa taxa de reutilização dos resíduos têm gerado problemas

ambientais, como aquecimento global e poluição plástica em rios e mares (Murariu; Dubois, 2016). Devido à problemática ambiental, as demandas e pesquisas com materiais poliméricos biodegradáveis vêm aumentando crescentemente procurando a redução das emissões de carbono e a poluição plástica (Haider et al., 2019).

Apesar do PCL ser proveniente de fontes petroquímicas, ele é um polímero biodegradável que apresenta elevada flexibilidade, boa processabilidade, biocompatibilidade e estabilidade térmica, sendo amplamente utilizado em aplicações biomédicas como *scaffolds* para regeneração tecidual e liberação controlada de fármacos (Terzopoulou et al., 2022). O PLA, por sua vez, é obtido a partir de fontes renováveis, apresenta alta rigidez e resistência mecânica, e é empregado em *scaffolds* para regeneração de tecidos moles, como pele e cartilagem, além de dispositivos de liberação de fármacos (Radwan-Pragłowska et al., 2020). A combinação de PCL e PLA em biomateriais permite otimizar propriedades mecânicas, controlar a taxa de degradação e melhorar a compatibilidade celular, tornando esses polímeros biodegradáveis materiais versáteis e fundamentais para aplicações em engenharia de tecidos

4.2.1 Políácido Lático (PLA)

Derivado de fontes renováveis, como milho e mandioca, o PLA é um bioplástico que pode ser obtido a baixo custo e apresenta propriedades como biodegradabilidade, biocompatibilidade e boas características térmicas e mecânicas (Trivedi; Gupta; Singh, 2023). Em razão dessas propriedades, o PLA vem sendo amplamente empregado em diferentes aplicações, incluindo embalagens biodegradáveis, impressão tridimensional (3D), dispositivos médicos, sistemas de liberação controlada de fármacos e engenharia de tecidos. Dessa forma, destaca-se como um dos polímeros biodegradáveis mais promissores para o desenvolvimento de materiais sustentáveis e biomateriais. (Ranakoti et al., 2022). O PLA é sintetizado a partir do monômero ácido lático por diferentes rotas de polimerização, como a policondensação direta e a polimerização por abertura de anel. Entre esses métodos, a polimerização por abertura de anel é a mais empregada para a obtenção de PLA com elevada massa molar e melhores propriedades mecânicas, sendo amplamente utilizada em escala industrial (Trivedi et al., 2023). A Figura 1 apresenta um esquema do processo de síntese do PLA por polimerização por abertura de anel

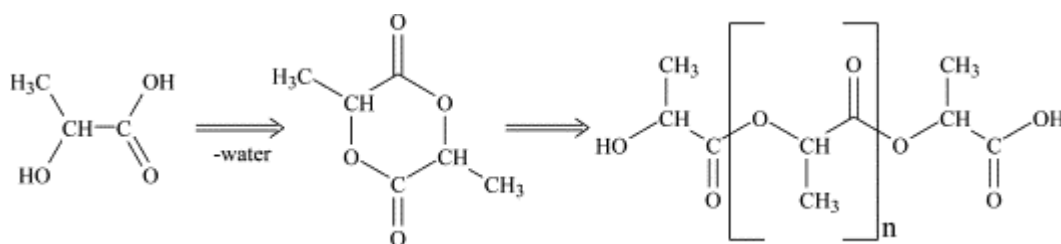


Figura 1: Polimerização do PLA:

Fonte: (Mckeen, 2012)

Para a polimerização do PLA advindo de fontes renováveis, a fermentação bacteriana é usada para produzir o ácido láctico. Em seguida, o ácido é convertido no dímero cíclico de chamado lactídeo por meio do processo de desidratação. Posteriormente, sofre a polimerização pela abertura de anel.

Nos últimos anos, os estudos com PLA para uso na área médica têm aumentado significativamente. A Figura 2 ilustra a quantidade de artigos divulgados nos últimos cinco anos na base de dado “Scopus”, destacando a tendência crescente de pesquisa acerca do uso de polímeros em aplicações biomédicas com as palavras-chave “*Biomaterial*”, “*Polylactic acid*” e “*PLA*”.

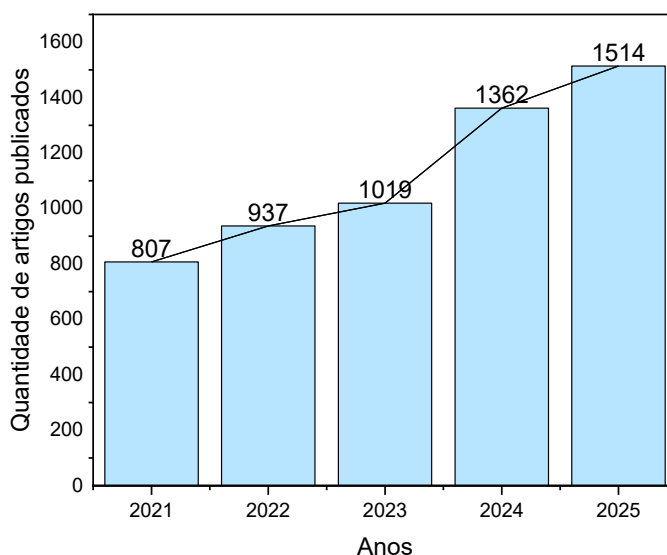


Figura 2 Quantidade de artigos publicados sobre Polímero PLA como biomaterial nos último cinco anos (2021–2025)

Fonte: (“Scopus”, 2025”)

A Figura 2 mostra o gráfico quantidade de artigos *publicados x ano*, do último quadriênio, verifica-se um aumento conforme os anos, entre 2022 e 2023 houve um salto considerável na quantidade artigos publicados. No ano de 2025, a quantidade de artigos atingiu o maior número

de publicações, evidenciando que os estudos envolvendo o polímero para aplicação na área biomédica está em crescimento. Além disso, demonstra a relevância das pesquisas sobre uso PLA como biomaterial, devido suas propriedades (Wu et al., 2022).

O PLA mostrou-se promissor como biomaterial em uma ampla gama de aplicações, como engenharia de tecidos, medicina regenerativa, implantes cardiovasculares, nichos dentários, transportadores de medicamentos, área ortopédicas, terapia para câncer, cicatrização de pele e tendão e equipamentos médicos (Destefano; Khan; Tabada, 2020). O PLA, como polímero biocompatível, tem sido usado para aplicações médicas em implantes e dispositivos médicos desde a década de 1960, nos quais onde o polímero se degrada com o tempo, ou seja, não há necessidade de remover o implante. O produto da degradação do PLA, o ácido lático, é produzido naturalmente pelo corpo humano e, portanto, não é tóxico, o que é uma das principais razões pelas quais esse polímero é usado em aplicações médicas (Allizond et al., 2023; Destefano; Khan; Tabada, 2020).

Dentre esses campos, poliácidos lácticos vêm ganhando destaque na área de engenharia de tecidos devido sua resistência mecânica, elasticidade. Nos últimos anos, a eletrofiação tem se consolidado como uma técnica promissora para a produção de biomateriais à base de PLA. As membranas de PLA obtidas por eletrofiação apresentam vantagens importantes, como rápida evaporação dos solventes durante o processo, elevada permeabilidade ao oxigênio e estrutura com poros ultrafinos, que pode ser projetada para reduzir a contaminação por microrganismos (Di Cristo et al., 2023).

No entanto, o PLA apresenta algumas limitações, como elevada rigidez, baixa resistência ao impacto e uma cinética de degradação que pode não ser adequada para determinadas aplicações biomédicas. Dessa forma, a combinação desse polímero com outros materiais biodegradáveis tem sido amplamente investigada como estratégia para melhorar suas propriedades. Entre os polímeros mais utilizados destaca-se a poli(ϵ -caprolactona) (PCL), cuja associação ao PLA permite combinar as vantagens de ambos os materiais. Enquanto o PLA contribui com maior rigidez e resistência mecânica e o PCL confere maior flexibilidade, resistência ao alongamento e uma degradação mais lenta, resultando em membranas ou *scaffolds* com propriedades mecânicas e biológicas mais adequadas para aplicações em engenharia de tecidos e medicina regenerativa (Oztemur et al., 2023; Malikmammadov et al., 2018).

4.2.2 Policaprolactona (PCL)

A policaprolactona (PCL) é um poliéster termoplástico alifático, semicristalino e macio à temperatura ambiente. Apesar de ser um polímero à base petróleo, é biodegradável e biocompatível. Vem ganhando um destaque considerável em aplicações biomédicas, como sistemas de administração de medicamentos, engenharia de tecidos e implantes biodegradáveis. Além disso, sua elevada compatibilidade com outros polímeros biodegradáveis amplia sua versatilidade, permitindo o desenvolvimento de compósitos e blendas com propriedades mecânicas e biológicas ajustadas para diferentes aplicações. Dessa forma, a PCL destaca-se como um material promissor para o desenvolvimento de biomateriais sustentáveis e de alto desempenho (Malikmammadov et al., 2018; Ntrivala et al., 2025).

O PCL é sintetizado através do processo de polimerização de abertura de anel da ϵ -caprolactama. A Figura 3 mostra a reação de polimerização

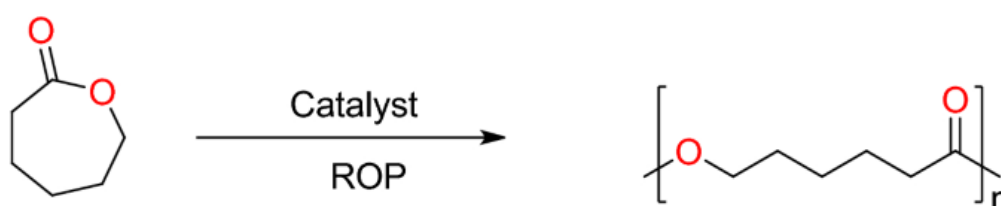


Figura 3: Polimerização do PCL por abertura de anel

Fonte: (Munzeiwa; Omondi; Nyamori, 2024)

A reação de abertura do anel é geralmente iniciada por um catalisador, mas em certos casos, álcoois podem ser adicionados como co-iniciadores muitas vezes fornecendo polímeros com grupos terminais (Munzeiwa; Omondi; Nyamori, 2024). O PCL é um polímero aprovado pela *Food and Drug Administration* (FDA) e está sendo estudado para aplicações biomédicas, incluindo engenharia de tecidos, sistemas de liberação controlada de fármacos e biomateriais implantáveis (Azari et al., 2021). O policaprolactona possui propriedades físicas e químicas que tornam adequado para uso em aplicações médicas, incluindo baixo ponto de fusão e boa solubilidade (Oztemur et al., 2023).

Recentemente, tem sido notável o aumento das pesquisas voltadas ao uso da PCL em biomateriais. A Figura 4 apresenta os dados de biomateriais à base de PCL nos últimos anos na base de dado “*Scopus*”, destacando a tendência crescente de pesquisa acerca do uso de polímeros em aplicações biomédicas com as palavras-chave “*Biomaterial*”, “*Polycaprolactone*” e “*PCL*”.

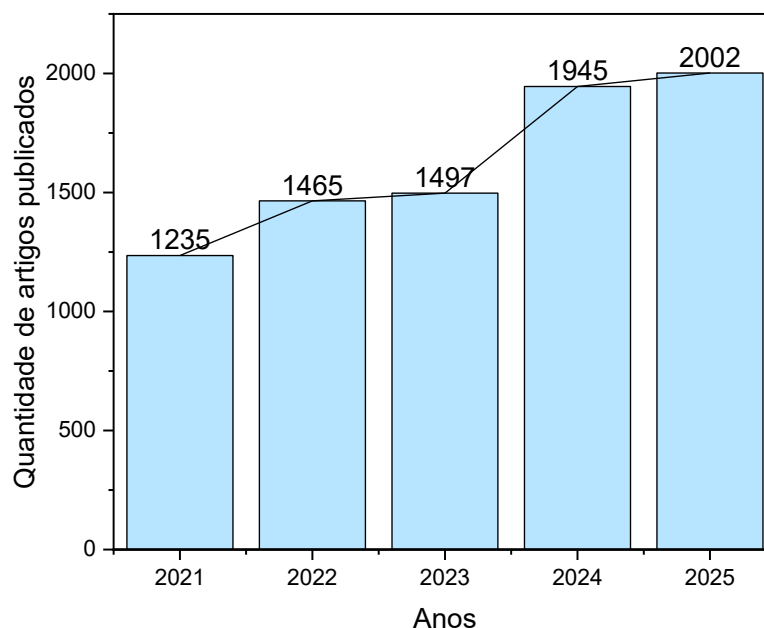


Figura 4: Quantidade de artigos publicados sobre Polímero PCL como biomaterial nos último cinco anos (2021–2025)

Fonte: (“Scopus”, 2025)

A Figura 4 mostra a tendência de crescimento no número de publicações sobre PCL como biomaterial, o que reflete o fortalecimento de seu papel em áreas como engenharia de tecidos, liberação controlada de fármacos e fabricação de *scaffolds* evidenciando que, a partir de 2023, o número de publicações aumentou

O crescente interesse em pesquisas com PCL decorre de suas propriedades, como biocompatibilidade, boa processabilidade e facilidade de modificação de superfície, que o tornam um material promissor para aplicações em biomateriais. Nesse contexto, a eletrofiação tem se destacado como uma técnica especialmente relevante. Ela possibilita a fabricação de membranas e *scaffolds* à base de PCL com estrutura fibrosa, semelhante à matriz extracelular, favorecendo a adesão, a proliferação celular e a integração tecidual (Oztemur et al., 2023).

O PCL tem sido amplamente utilizado para aumentar o desempenho do PLA nas misturas de PLA/PCL que apresentam propriedades sinérgicas atraentes, referindo-se ao seu comportamento mecânico e térmico, principalmente na fabricação de biomaterial por eletrofiação (Malikmammadov et al., 2018). Essa combinação permite equilibrar a rigidez e a resistência do PLA com a flexibilidade e a lenta degradação do PCL, produzindo materiais mais estáveis e adequados para aplicações biomédicas. Essas misturas têm se mostrado promissoras na fabricação de biomateriais por eletrofiação, técnica capaz de gerar fibras nanométricas com alta porosidade e morfologia semelhante à matriz extracelular, favorecendo a adesão e proliferação celular (Sharma; Satapathy, 2022).

4.3 Eletrofiação

Apesar do termo aparecer na década de 90, o processo de eletrofiação foi descoberto pela primeira vez por Rayleigh em 1897. Formhals experimentou a criação de filamentos de polímero usando forças e patenteou o termo em 1934 (Keirouz et al., 2023). Outros desenvolvimentos se seguiram, como o sistema de atomização elétrica de Vonnegut e Newbauer em 1952 e os estudos de aerossol de Drozin em 1955. Em 1966, Simons desenvolveu um dispositivo para a produção de tecidos ultrafinos. A empresa alemã Baumgarten projetou uma máquina de eletrofiação para fibras acrílicas em 1971 (Oleiwi et al., 2025).

Desde a década de 1980, o interesse pela eletrofiação aumentou, principalmente em escalas micrométricas e nanométricas. Em seguida, foram publicados muitos estudos que envolvem muitos desenvolvimentos para melhorar a tecnologia de eletrofiação e fornecem várias estruturas e morfologias de fibras (Keirouz et al., 2023). A Figura 5 mostra a tendência de crescimento nos últimos cinco anos na base de dados *Scopus* com a palavras-chave “*Electrospinning*”

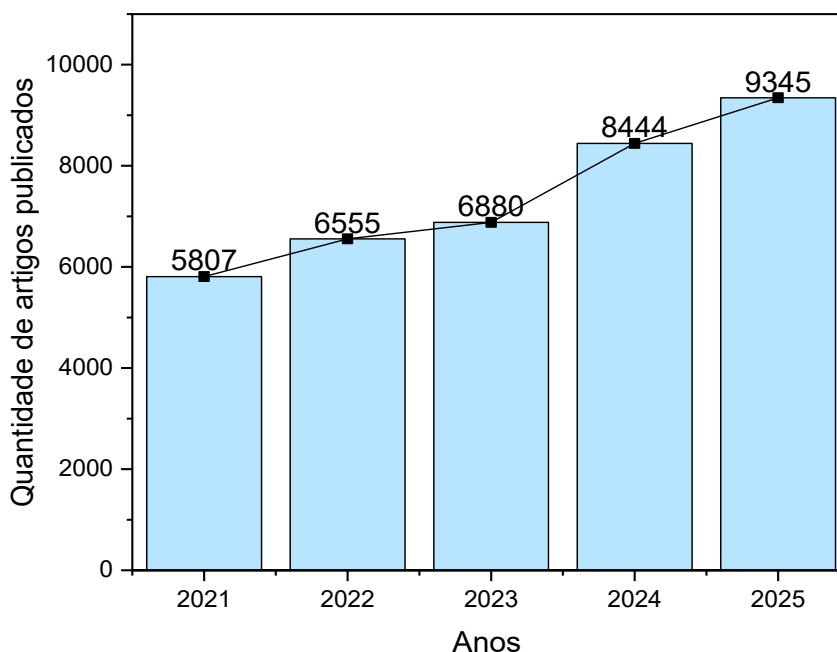


Figura 5: Quantidade de artigos publicados com tema de eletrofiação (2021-2025)

Fonte: (“*Scopus*”, 2025)

Em 2025, foram publicados mais de nove mil artigos sobre eletrofiação e a tendência é que no ano de 2026 esse número aumente devido à vasta aplicação da técnica de eletrofiação como por exemplo, aplicações recentes na área biomédica como entrega de medicamentos, obtenção com liberação de controle de drogas como aspirina e cetoprofeno (Nadaf et al., 2022). A

eletrofiação também é aplicada na engenharia de tecido como *Scaffolds*, visando restaurar, substituir ou intensificar determinada função de um tecido ou órgão (Heo et al., 2018).

Além disso, a eletrofiação tem se destacado em aplicações para curativos de feridas (Shahverdi et al., 2022). As fibras também têm sido utilizadas para filtração e remoção de resíduos tóxicos ambientais, absorção de metais pesados e em sistema de ar e água. As membranas eletrofiadas podem remover metais efetivamente pesados e cátions devido à sua grande área de superfície e grupos de superfície específicos, como hidroxila, carboxila, amino e éster. (Oleiwi et al., 2025). Além disso, a eletrofiação é aplicada também na área de alimentos, como em embalagens ativas e antimicrobianas (Wu et al., 2022).

A eletrofiação é uma técnica que tem como princípio um campo elétrico aplicado a uma solução polimérica para a formação de fibras em escalas nanométricas ou micrométricas (Guo, et al., 2022). A configuração tradicional (Figura 6) da eletrofiação requer uma fonte de alimentação de alta tensão, uma bomba de injeção, um coletor metálico e uma seringa.

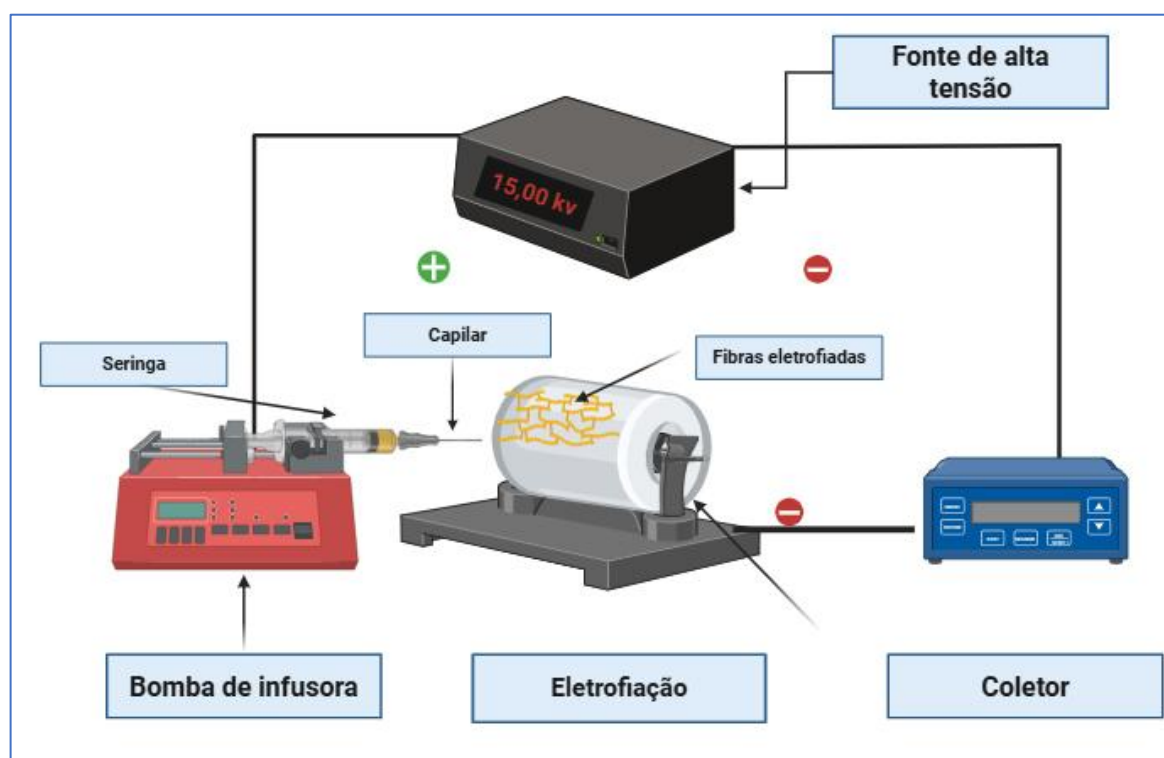


Figura 6: Esquema de eletrofiação tradicional

Fonte: (Criado no “Biorender”, 2026)

A solução polimérica forma uma gota na ponta da agulha da seringa devido à tensão superficial. A fonte de alimentação, conectada à agulha, gera cargas elétricas gerando uma diferença de potencial em toda a solução, que permite que a gota supere a tensão superficial, formando um cone de Taylor e um jato de fibra contínuo, como mostra a Figura 7 (Badmus et al., 2021).

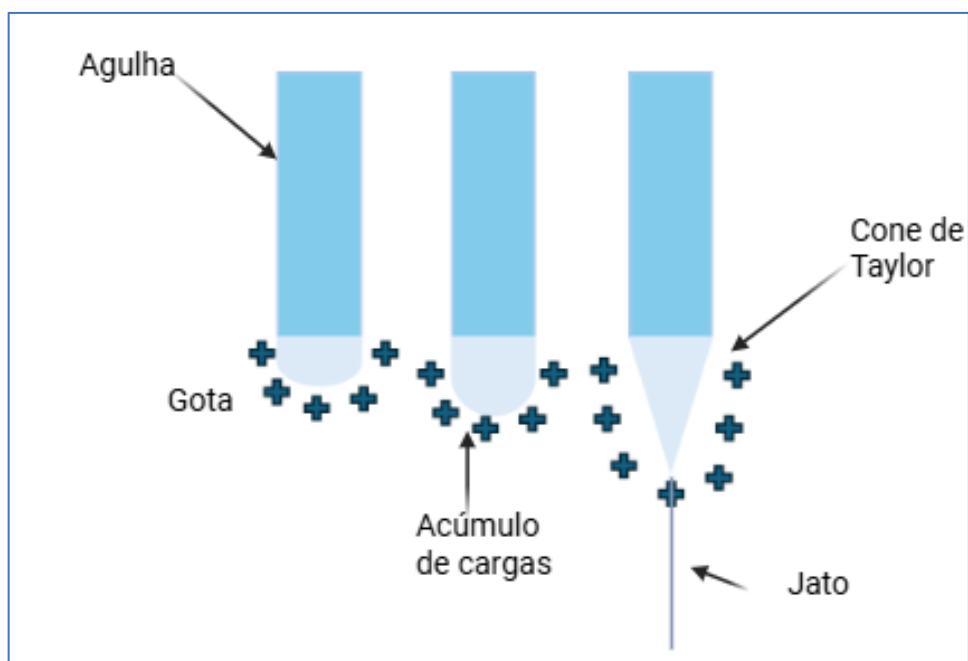


Figura 7: Representação da formação do cone de Taylor

Fonte: *Adaptado de (Guo,2022)*

Quando a força eletrostática é maior que a tensão superficial, a solução supera a tensão superficial e forma jatos. Durante o deslocamento em direção ao coletor, a força eletrostática promove o estiramento dos jatos e evaporação do solvente, o que resulta na obtenção das fibras sólidas (Ding et al., 2019).

O sucesso do processo de eletrofiação está relacionado à escolha adequada dos parâmetros envolvidos, os quais determinam as características morfológicas e estruturais das fibras produzidas.

4.3.1 Parâmetros de eletrofiação

A eletrofiação envolve vários parâmetros para a produção de membranas com nanofibras ou microfibras de alta qualidade dentre eles estão os parâmetros de solução, parâmetros de eletrofiação e parâmetros ambientais (Pinto et al, 2023) como mostrado a Figura 8.



Figura 8: Parâmetros de Eletrofiação
Fonte: (autora, 2026)

4.3.1.1 Parâmetros de Solução

Um dos parâmetros fundamentais envolve a preparação de solução polimérica. O primeiro passo é dissolver o polímero com solvente adequado. A tabela 1 mostra a relação dos parâmetros de solução e efeitos no processo de eletrofiação. É necessário compreender o peso molecular do polímero, para assim entender a concentração, viscosidade e condutividade o polímero (Oleiwi et al., 2025).

Tabela 1: Relação entre parâmetros de solução e propriedades nas fibras eletrofiadas

Parâmetros de Solução		
Parâmetro	Propriedades afetadas	Referências
Peso Molecular	Viscosidade e tensão superficial	Guo, 2022; Haghi & Akbari, 2007
Concentração	Estabilidade do jato, tensão superficial, viscosidade	Haider et al., 2013
Viscosidade	Diâmetro da fibra e morfologia	Aydogdu et al., 2018
Tensão Superficial	Uniformidade das fibras	Guo, 2022

Fonte: (autora, 2026)

O peso molecular do polímero pode afetar as propriedades reológicas da solução, como viscosidade e tensão superficial. Se o peso molecular é grande, a força intermolecular é grande e o polímero também pode gerar mais ligações de hidrogênio entre os solventes, fazendo com que o polímero se expanda, aumentando assim a viscosidade (Haghi & Akbari, 2007).

Outro fator importante é a escolha do solvente. O solvente a ser utilizado precisa ter uma volatilidade adequada a qual está diretamente relacionada à possibilidade de volatilizar antes de atingir o dispositivo de coleta e tem um grande impacto no aparecimento ou não de grânulos (Vega-Lugo & Lim, 2012).

A concentração da solução desempenha um papel fundamental para a formação das fibras eletrofiadas. Em concentrações poliméricas mais baixas, devido ao efeito da tensão aplicada e da tensão superficial da solução polimérica, o jato carregado se fragmenta em gotículas discretas antes de atingir o coletor (Pillay et al., 2013). Em concentração polimérica maior, à medida que a viscosidade aumenta, o emaranhamento da cadeia entre as cadeias poliméricas melhora e as nanofibras são formadas. (Haider et al., 2013). A concentração de polímero na solução influencia diretamente a viscosidade e pode afetar, em menor grau, a tensão superficial e a condutividade da solução. Esses parâmetros desempenham papel fundamental na estabilidade do jato e na formação das fibras durante o processo de eletrofiação (Guo et al., 2022). No entanto, em concentrações além de um certo limite, a viscosidade da solução torna-se extremamente alta, interrompendo o fluxo da solução polimérica através do capilar (Guo et al., 2022). A viscosidade da solução depende da concentração, temperatura ambiente, peso molecular do polímero e impurezas na solução, podendo ser ajustada (Aydogdu et al., 2018).

A concentração polímero-solvente dita ideal para o processo de eletrofiação em que se forme uma fibra contínua, isenta de contas (micro/nano gotas), com viscosidade baixa para não obstruir a agulha, e grau de emaranhamento adequado (Deitzel et al., 2001). Se a viscosidade for muito baixa, significa que o emaranhamento do polímero é baixo e a tensão superficial foram dominantes, as gotículas não podem se conectar às fibras, porém se viscosidade for alta é difícil para os jatos formarem fibras (Liu et al., 2017). A viscosidade da solução pode ser controlada ajustando a concentração do polímero, pode ser aumentada com o aumento da solubilidade quando a condutividade é alta (Liu et al., 2017).

Outro parâmetro importante é a condutividade da solução. Segundo Hayti, 1987, a solução precisa ter uma boa condutividade, caso a solução tenha baixa condutividade haverá grânulos e é difícil formar fibras uniformes, porém se a condutividade estiver muito alta pode ocasionar diâmetro irregular. O diâmetro está relacionado com a condutividade das fibras e diminui com o aumento da condutividade (Lasprilla-Botero et al., 2018; Guo et al, 2022).

A tensão superficial é afetada por muitos fatores e a temperatura e está relacionada com formação do cone de Taylor. Se a tensão superficial for muito baixa, o jato será instável, a distribuição do diâmetro das fibras será desigual e podendo não formar fibras (Guo et al., 2022).

4.3.1.2 Parâmetros do processo de eletrofiação

O processo de eletrofiação é influenciado por vários fatores, categorizados como parâmetros de processo e abrangem o campo elétrico, a distância agulha-coletor, a vazão e o diâmetro da agulha (Ding et al., 2019). A tabela 2 apresenta como essas variáveis afetam a formação e as características das fibras produzidas, demonstrando a importância do ajuste preciso de cada condição para alcançar morfologias uniformes e estáveis.

Tabela 2:Relação entre parâmetros de processo da eletrofiação nas fibras eletrofiadas

Parâmetros de Processo da Eletrofiação		
Parâmetro	Propriedades afetadas	Referências
Tensão	Diâmetro da fibra	Abdulhussain et al., 2023
Taxa de infusão	Diâmetro e morfologia da fibra	Deitzel et al., 2001; Xue et al., 2019
A distância agulha-coletor	Diâmetro da fibra e morfologia	Abdulhussain et al., 2023; Amiri et al., 2018, Guo, 2022
Diâmetro da agulha	Diâmetro, morfologia e uniformidade	Abdulhussain et al., 2023; He et al., 2019

Fonte: (autora, 2026)

A tensão aplicada desempenha um papel fundamental na eletrofiação, servindo como a principal força motriz por trás da formação da fibra. Ela induz o estiramento e a deformação da gota da solução polimérica na ponta da agulha e quando a tensão crítica é atingida, a gota pode ser ejetada formando jato e segue uma trajetória linear até atingir finalmente o coletor (Sill & von Recum, 2008; Abdulhussain et al., 2023).

A literatura informa que o aumento da tensão aplicada leva a uma diminuição no diâmetro das fibras, como a força eletrostática é grande, as gotículas são esticadas por mais tempo (Abdulhussain et al., 2023). A taxa de vazão ou infusão da solução afeta o diâmetro da fibra e morfologia das fibras. Se a taxa de infusão for alta, pode não acontecer a evaporação do solvente da solução (Yuan et al., 2004). O gerenciamento eficaz da vazão é imperativo para manter um cone de Taylor estável e permitir tempo adequado para a evaporação do solvente, sua

estabilidade permite a formação de fibras lisas e uniformes (Deitzel et al., 2001; Xue et al., 2019). Porém, se a taxa de infusão for abaixo do limite crítico leva ao desenvolvimento de um cone de Taylor assimétrico, consequentemente resultando em distribuições mais amplas do diâmetro da fibra, instabilidade do jato carregado, marcada por recuo frequente e reforma do cone de Taylor. Essa instabilidade leva a fluxo intermitente e quebras de fios (Megelski et al., 2002).

A distância agulha-coletor na eletrofição determina o caminho para o jato de polímero carregado durante sua trajetória. Este é um parâmetro crítico que exerce uma influência notável nas características das fibras resultantes (Abdulhussain et al., 2023). Se a distância agulha-coletor for muito curta leva a um tempo de trajetória reduzido, limitando a duração da evaporação do solvente (Amiri et al., 2018). Porém, se a distância for muito grande, o jato não será estável o suficiente e promoverá a produção de fibras mais longas e finas (Guo et al., 2022).

No entanto se a distância for muita pequena ou longa pode enfraquecer o campo elétrico, aumentando a instabilidade podendo resultar em maior diâmetro de fibra, uniformidade reduzida e defeitos (Megelski et al., 2002). Logo é importante estabelecer uma distância adequada que permita um tempo adequado para a evaporação sem comprometer o potencial elétrico (Abdulhussain et al., 2023).

O diâmetro da agulha no processo de eletrofição desempenha um papel fundamental no controle da vazão da solução polimérica e posteriormente, no alongamento do jato ejetado durante a trajetória. Este parâmetro mostrou impactar a morfologia, diâmetro e uniformidade resultantes das fibras eletrofiadas (Abdulhussain et al., 2023). O diâmetro da agulha maior geralmente facilita uma taxa de fluxo mais alta da solução de polímero, levando à produção de fibras mais espessas devido ao alongamento limitado. Por outro lado, um diâmetro de agulha menor restringe a vazão, permitindo maior alongamento do jato, produzindo fibras mais finas. Este fenômeno é atribuído principalmente à taxa de cisalhamento dominante que afeta o movimento da solução polimérica através da agulha (He et al., 2019).

4.3.1.3 Parâmetros Ambientais

Parâmetros ambientais, como temperatura e umidade, influenciam diretamente a morfologia das fibras produzidas por eletrofição. A Tabela 3 apresenta o efeito desses parâmetros nas propriedades das fibras. A compreensão desses efeitos é fundamental para o aprimoramento do processo e a obtenção de fibras com características específicas.

Tabela 3: Relação entre parâmetros ambientais nas fibras eletrofiadas

Parâmetros Ambientais		
Parâmetro	Propriedades afetadas	Referências
Temperatura Ambiente	Diâmetro da fibra	De Vrieze et al., 2009; Gao et al., 2023
Umidade	Diâmetro e morfologia da fibra	Gao et al., 2023

Fonte: (autora, 2026)

Quanto maior for a temperatura, menor a viscosidade e tensão superficial. Portanto, o aumento da temperatura tem relação direta com diâmetro das fibras. Além disso, a umidade influencia na eletrofiação. Quando a umidade é baixa, a taxa de evaporação do solvente é mais rápida, o que tornará o diâmetro das nanofibras maior, devido à hidrofobicidade diferente dos solventes. Alguns solventes orgânicos, absorvem a umidade do ar, o que torna o solvente mais difícil de evaporar, e a força eletrostática é diminuída, o que torna as fibras mais finas. Portanto, isso depende do tipo e solubilidade dos solventes (De Vrieze et al., 2009; Gao et al., 2023). Quando a umidade é muito alta, a distribuição do diâmetro das nanofibras é mais irregular, a superfície é mais áspera e os poros ou fibras são menores (De Vrieze et al., 2009).

Portanto, um bom controle dos parâmetros é essencial para sucesso da eletrofiação, além da configuração tradicional. Existem outros tipos de configuração. Um dos modelos crescentes nos últimos anos é modelo de co-eletrofiação ou modelo biaxial, é chamada de modelo lado a lado do inglês *Side-by-Side*.

4.3.2 Co-eletrofiação

A eletrofiação lado-a-lado, mostrada na Figura 9, é um tipo de eletrofiação de fluido duplo que pode ser fabricado com uma estrutura composta de fase dupla e tem vantagens únicas sobre outros tipos de eletrofiação. As membranas produzidas por dois tipos separados de fibras podem fornecer um material complementar com várias características, e nanofibras apropriadas podem ser fabricadas conforme as condições específicas (Wang et al., 2022). A técnica consiste na deposição simultânea de duas soluções poliméricas distintas, como polímeros naturais e sintéticos, através de seringas adjacentes em um único coletor (Pinto et al., 2024).

Esse tipo de eletrofiação resulta na formação de fibras híbridas e distintas, com configuração em camadas ou entrelaçadas, altamente porosas, com propriedades morfológicas e mecânicas controladas e a orientação das fibras em uma direção minimiza o espaço entre elas,

reduzindo o tamanho dos poros; enquanto o alinhamento pode ser manipulado usando um coletor rotativo com velocidade variável ou controlando o campo elétrico (Wang et al,2022). Além disso, o processo biaxial pode resolver a desvantagem da baixa miscibilidade de dois materiais na fase de solubilização e problemas de incompatibilidade de solventes. (Yang et al., 2022).

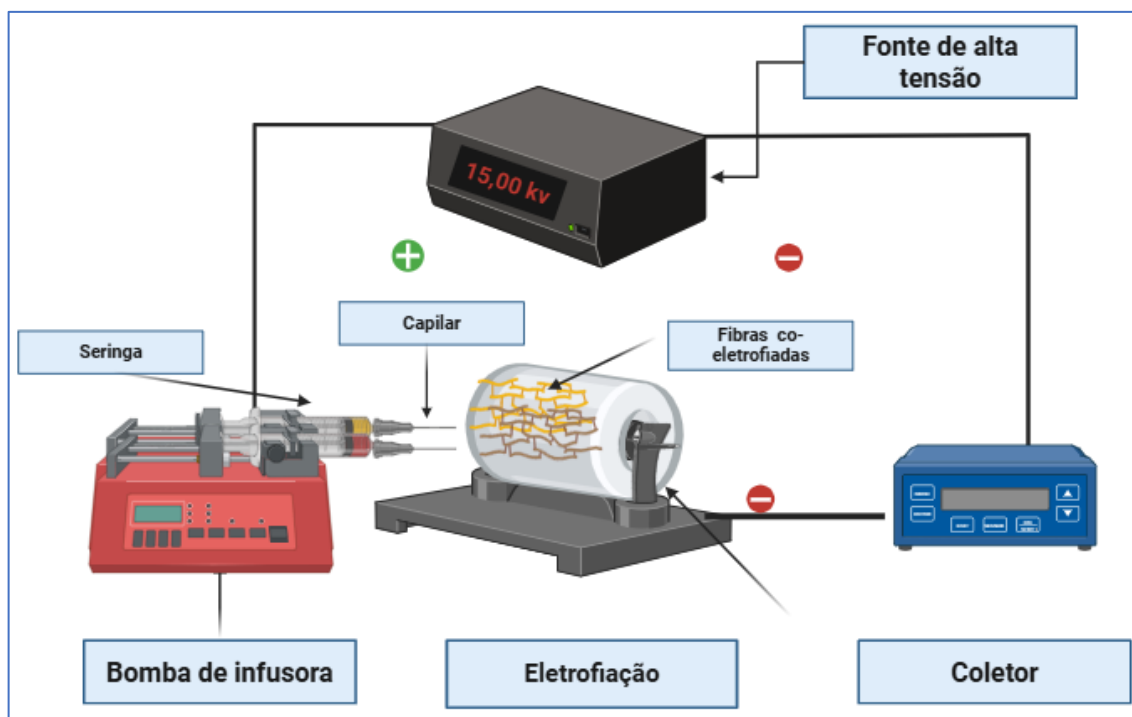


Figura 9: Esquema de co-eletrofição

Fonte: (Criado no “Bioorender”, 2026)

Observa-se na tabela 4, que ao longo do último quinquênio, houve uma intensificação nas pesquisas focadas na técnica da co-eletrofição. Este desenvolvimento contínuo e progressivo demonstra a relevância crescente do tema no campo científico. Em consonância com este panorama, a Tabela 4 é apresentada para consolidar e fornecer uma visão abrangente, detalhando especificamente a relação dos trabalhos e das diversas abordagens de co-eletrofição que foram desenvolvidas e exploradas ao longo desses anos recentes em áreas biomédicas, filtração de ar, separação de óleo e água

Tabela 4: Estudos sobre co-eletrofição nos últimos 5 anos

Polímeros	Agente ativo/reforço	Propriedades resultantes	Referência

PCL/Gelatina	-	Melhoria nas propriedades mecânicas e biocompatibilidade	(Al-Baadani et al., 2021)
PCL/Fibroína de Seda	-	Biocompatibilidade e propriedades mecânicas	(Luo et al., 2021)
PLA-GELATINA/PCL-GELATINA	-	Citocompatibilidade, propriedades mecânicas	(Zhang et al., 2022)
Poli(D,L ácido láctico-co-ácido glicólico) (PDLGA)/policarbonato uretano (PCUs).	Sirolimus e diclofenaco	Propriedades mecânicas e hidrofiliidade	(Włodarczyk et al., 2022)
PCL/PU	-	Propriedades morfológicas	(Kazemzadeh et al., 2022)
PLA/ bioeletreto de hidroxiapatita (HABE)	-	Propriedades mecânicas	(Tang et al., 2023)
PLA/PU	Ácido tânico (TA), nanopartículas de magnetita (Fe ₃ O ₄) e prata (Ag)	Propriedades mecânicas e morfológicas	(Zhang, Ye et al., 2025)
PCL- gentamicina/ submucosa do intestino delgado (SIS)	-	Propriedades mecânicas e morfológicas	(Jones et al., 2025)
Poli(m-fenileno isoftalamida) (PMIA)/ Poliuretano termoplástico (TPU)	-	Propriedades mecânicas, morfológicas e superficiais	(Li et al., 2025)
EC/PEO	Zeína/Curcumina	Propriedades mecânicas, morfológicas e hidrofóbicas	(Wang et al., 2026)

Fonte: (autora, 2026)

Em 2021 Al-Baadani et al, desenvolveram membranas co-eletrofiadas composta por PLC e gelatina, visando criar um fármaco para sistema de entrega com aplicação na regeneração óssea. A PCL foi utilizada com objetivo de melhorar as propriedades mecânicas e gelatina contribuiu para melhoria de biocompatibilidade e adesão. Os pesquisadores relataram que aumento de proporção de PCL, aumentou a resistência mecânica da membrana, melhoram resistência à tração e deformação do material. E a gelatina melhorou desempenho biológico. A co-eletrofiação permitiu carregar fármacos hidrofílicos e hidrofóbicos simultaneamente. A PCL exerce um efeito de blindagem protegendo as fibras de gelatina do contato direto com a água e

retardando sua dissolução devido a origem hidrofóbica da PCL. Isso permite que a liberação de fármacos seja ajustada conforme a necessidade clínica: grupos com mais PCL conseguiram estender a entrega de substâncias por mais de duas semanas, enquanto grupos com menos PCL promoveram uma liberação inicial mais rápida (Al-Baadani et al., 2021).

Luo et al., 2021, utilizou a técnica de co-eletrofiação para desenvolver fibras de PCL com proteína fibroína da seda (SF) para engenharia de tecidos. A técnica de co-eletrofiação permitiu a integração simultânea de fibras em escalas nanométricas e micrométricas, superando as limitações estruturais de membranas compostas por apenas um tipo de fibra. O material combinado ficou nanofibras de fibroína seda e microfibras de PCL. No material desenvolvido, as microfibras fornecem um esqueleto estrutural com microporos maiores que facilitam a migração celular e a difusão de nutrientes, enquanto as nanofibras mimetizam a matriz extracelular, promovendo a adesão e a proliferação celular. As principais melhorias nas propriedades físicas e mecânica. A presença das nanofibras aumentou a resistência do material, enquanto as microfibras de PCL conferiram maior ductilidade e alongamento na ruptura.

Zhang et al. 2022 desenvolveram membranas de PCL/PLA contendo gelatina utilizando a técnica de co-eletrofiação, com o objetivo de aplicação em regeneração tecidual periodontal. O método adotado foi adotada para superar limitações associadas à baixa miscibilidade entre PCL e PLA, comuns em eletrofiação convencional de agulha única, além de melhorar a hidrofiliabilidade e a interação celular por meio da incorporação de gelatina. Dessa forma, os autores concluíram que a membrana PCL-Gel/PLA-Gel contendo 30% de gelatina apresentou o melhor compromisso entre desempenho mecânico, hidrofiliabilidade e biocompatibilidade, destacando-se como uma alternativa promissora para aplicações em engenharia de tecidos. O estudo também evidencia o potencial da co-eletrofiação como estratégia eficaz para o desenvolvimento de sistemas poliméricos multifuncionais voltados à regeneração tecidual.

No estudo de Wlodarczyk et al. (2022), essa técnica foi utilizada para combinar microfibras biodegradáveis de PDLGA com nanofibras não degradáveis de PCU, criando um material híbrido que supera as limitações de cada polímero isoladamente para liberação de fármaco, as nanofibras de Policarbonato Uretano (PCU) atuam como um reforço mecânico, a co-eletrofiação permitiu criar uma rede de fibras entrelaçadas que evita a deformação e garante flexibilidade algo impossível de alcançar usando apenas polímeros biodegradáveis isolados. Os pesquisadores Wlodarczyk et al. (2022), descobriram que, dependendo da hidrofiliabilidade das nanofibras introduzidas da PCU, a taxa de liberação de fármacos pode ser regulada, o que foi mais evidente na liberação de *sirolimus* pouco solúvel do que no caso do sal de sódio diclofenaco facilmente solúvel.

Os pesquisadores Kazemzadeh et al., 2022, compararam o co-eletrofição do PCL com poliuretano (PU), com o eletrofiado por mistura, mas na mesma seringa. O PCL com peso e PU. Diclorometano, etanol, clorofórmio, tetrahidrofurano (THF), N, N-dimetilformamida (DMF) e 1,1,1,3,3-hexafluoro-2-propanol (HFIP). Para eletrofição da mistura, a solução PCL/PU foi preparada dissolvendo dos polímeros PCL e PU (2 g) em 25 mL HFIP a 50°C por meio de agitação magnética por 3 horas. Para a co-eletrofição de PCL e PU, a solução de PCL 10% em etanol/clorofórmio e PU 15% peso m DMF/THF: realizada por 3 e 12 horas, respectivamente, em temperatura ambiente. Os autores verificaram que o diâmetro das fibras demonstrou que a técnica de co-eletrofição foi mais eficiente na obtenção de fibras com menores diâmetros médios quando comparada ao método de mistura e esse resultado está associado à ação do campo elétrico durante o processo de co-eletrofição, uma vez que cada solução polimérica é submetida a um campo elétrico individual e mais intenso, favorecendo o estiramento do jato polimérico e, conseqüentemente, a formação de fibras em escala nanométrica. Além disso, a co-eletrofição possibilita a preservação das propriedades químicas individuais de cada polímero, uma vez que permite a utilização de solventes específicos para cada material. Dessa forma, a co-eletrofição demonstrou superioridade em termos de controle morfológico e preservação das propriedades químicas individuais dos polímeros. Entretanto, para o sistema PCL/PU avaliado, tais vantagens técnicas não se refletiram em melhorias significativas nos resultados biológicos *in vivo*, indicando que a resposta biológica não depende exclusivamente das características morfológicas e químicas obtidas por essa técnica.

Os autores Tang et al. (2023) utilizaram a técnica de co-eletrofição PLA com o bioeletreto de hidroxiapatita nanocristalina (HABE), visando criar membranas com arquitetura bimodal para otimizar o desempenho de filtros de ar. As principais melhorias nas propriedades físicas e mecânicas incluem o reforço da matriz polimérica pelo bioeletreto, que aumentou a resistência à tração.

O estudo de Zhang et al. (2025) apresenta avanços significativos na fabricação de membranas de alto desempenho para a separação óleo-água, utilizando a técnica de eletrofição com duas seringas. Os autores utilizaram policaprolactona (PCL) e poliuretano (PU) modificado com segmentos de cadeia de PCL como carreadores poliméricos para obter uma matriz de fibras bifaciais integradas. Esta técnica permitiu a construção de uma estrutura micro/nano na superfície da membrana, mediada por ácido tânico (TA) para a fixação de nanopartículas de magnetita (Fe_3O_4) e prata (Ag). As membranas apresentaram melhorias em propriedades físicas e morfológicas. Os ensaios mecânicos, a demonstram que as fibras co-eletrofiadas aumentasse a resistência à tração e deformação do material.

Em 2025 Jones et al usou a técnica de co-eletrofiação para o desenvolvimento de *scaffolds* com PCL- gentamicina/ submucosa do intestino delgado (SIS) os modulares que equilibram a bioatividade natural com a robustez sintética, resultando nas melhorias nas propriedades mecânicas aumento a resistência à tração de e alongamento. Além disso, nas propriedades morfológicas. A co-eletrofiação criou um produto com grupos de três diâmetros de fibra (0,2, 1 e 5 μm). Essa diversidade permitiu que as fibras maiores de PCL atuassem como esqueleto, enquanto as fibras menores fornecessem pistas biológicas fornecem sinais bioativos que mimetizam a matriz extracelular, favorecendo adesão, proliferação e remodelamento celular.

Li et al., em 2025 usou a co-eletrofiação para aplicação filtros de ar retardantes usando os polímeros poli(m-fenileno isoftalamida) (PMIA) e poliuretano termoplástico (TPU). A técnica resultou em melhorias significativas nas propriedades mecânicas, com aumento simultâneo da resistência à tração, deformação e flexibilidade, atribuídas à combinação do reforço elastomérico do TPU com a morfologia helicoidal do tipo mola. Do ponto de vista morfológico, observaram maior tamanho de poros, maior porosidade e melhor empilhamento tridimensional das fibras, favorecendo o desempenho funcional do material, apresentou aumento na porosidade e com aumento da porosidade teve melhor desempenho de filtração.

As melhorias observadas nas propriedades das membranas nanofibras desenvolvidas por Wang et al. (2026) estão diretamente associadas ao modelo lado a lado obtida por co-eletrofiação, a qual possibilitou a integração simultânea de componentes hidrofílicos como óxido de polietileno (PEO) e hidrofóbicos etilcelulose (EC) em uma única estrutura fibrosa estável. No que se refere às propriedades mecânicas, a incorporação da etilcelulose, aliada à formação de ligações de hidrogênio entre a curcumina, o PEO e a zeína, promoveu aumento significativo da resistência à tração, em função do melhor empacotamento das cadeias poliméricas e da maior coesão interfásica. Embora tenha sido observada leve redução na ductilidade, o equilíbrio entre resistência e deformabilidade conferiu à membrana capacidade adequada de suportar estresses mecânicos, preservando sua morfologia. Do ponto de vista morfológico, o ajuste da taxa de fluxo e da velocidade do jato resultou em refinamento do diâmetro das fibras, aumentando a área superficial específica e favorecendo interações mais eficientes com microrganismos, as propriedades de barreira e hidrofobicidade também foram aprimoradas pela presença da etilcelulose.

A co-eletrofiação vem se mostrando uma técnica viável para produção de membranas híbridas, podendo combinar propriedades de polímeros diferentes. Estudos recentes mostram que é possível combinar propriedades para um produto. Em relação às propriedades mecânicas quando co-eletrofiadas a gelatina com polímeros como PCL, PLA entre outros as propriedades

melhoram. Em relação a hidrofobicidade de materiais, a co-eletrofiação também tem influência na molhabilidade das membranas podem resolver problemas hidrofóbicos de polímeros. Além disso, a morfologia de membranas eletrofiadas geralmente apresentam diâmetros controlados. Portanto, a co-eletrofiação vem se mostrando uma técnica eficiente para produzir de fibras híbridas e resolver problemas como incompatibilidade se solventes.

Apesar dos avanços proporcionados pela co-eletrofiação no desenvolvimento de membranas com potencial para aplicações antimicrobianas, materiais eletrofiados constituídos exclusivamente por polímeros frequentemente apresentam atividade biológica limitada, uma vez que sua função principal está relacionada ao suporte estrutural e à morfologia das fibras. Dessa forma, uma estratégia amplamente adotada para contornar essa limitação consiste na incorporação de agentes bioativos, tais como nanopartículas, óleos essenciais e extratos naturais, capazes de conferir funcionalidade antimicrobiana às membranas sem comprometer suas propriedades mecânicas e morfológicas (Christen, & Vercesi., 2020; Scaffaro et al., 2017; Meng, 2025).

Um adendo, a incorporação de extratos ou agentes antimicrobianos no processo de eletrofiação é um desafio. Uma desvantagem foi relatada quando o composto bioativo é solubilizado junto com a matriz polimérica antes do processo de eletrofiação devido à perda de propriedades do composto, pois o solvente usado no processo de eletrofiação pode desnaturar alguns tipos de moléculas bioativas e quando o composto bioativo é solubilizado junto com a matriz polimérica antes do processo de eletrofiação (Pinto et al., 2023).

Nesse contexto, a região Amazônica destaca-se como uma das mais ricas do mundo em biodiversidade, abrigando inúmeras espécies vegetais com reconhecido potencial terapêutico. Entre essas, o uxi-amarelo (*Endopleura uchi*) tem sido amplamente estudado devido às suas propriedades antimicrobianas, anti-inflamatórias e antioxidantes, associadas à presença de compostos fenólicos e metabólitos bioativos (De Oliveira et al., 2021). A incorporação do uxi-amarelo em membranas co-eletrofiadas de PLA/PCL surge, portanto, como uma abordagem promissora para agregar bioatividade ao material, aliando o suporte mecânico proporcionado pela matriz polimérica à ação antimicrobiana de origem natural, além de ser um trabalho inovador.

4.4 Uxi Amarelo (*Endopleura uchi*)

O uxi pertence à família *Humiriaceae* e pode atingir altura de até 20 metros. As folhas são simples, alternadas, coriáceas, elípticas-oblongas que passam de avermelhadas quando jovens para verde-escuro na maturidade, com margens serrilhadas (De Sá Hyacienth et al.,

2020). Segundo Empresa Brasileira de Pesquisa Agropecuária (Embrapa), a espécie nativa e endêmica da Amazônia brasileira e vem de florestas primárias e secundárias de terras baixas em terreno firme (terra firme) sob climas quentes e úmidos. Sua distribuição geográfica pela Região Norte, abrange os estados do Acre, Amazonas, Amapá, Pará, Rondônia e Tocantins, porém sua maior ocorrência é entre os estados do Amazonas e Pará.



Figura 10: Árvore Uxi Amarelo

Fonte: (Embrapa, 2013)

O uxi amarelo é uma espécie vegetal amplamente encontrada em florestas de terra firme da bacia amazônica. É popularmente conhecida como "uxi-liso", "uchi", "uxi", "uxi-ordinário" e "uxi-amarelo". E essa planta é usada para tratar colesterol, diabetes, artrite, questões ginecológicas como infecção uterina, miomas, ovário policístico e inflamações relacionadas a ginecológicas (De Sá Hyacienth et al., 2020). Além disso, tem sido usada por moradores locais em alguns tratamentos de patologias. A fruta uxi possui compostos, como vitaminas A e E, minerais, ácidos fenólicos bioativos e orgânicos, além de ações anti-inflamatórias, antioxidantes, antibacterianas, antidiabéticas e antiolesterol. O composto isocumarina, bergenina, é responsável por muitas das atividades biológicas relatadas dessa espécie. O uxi pode ser usado para fabricar produtos nas indústrias alimentícia, farmacêutica e cosmética, demonstrando seu valor, crescimento econômico regional e potencial para dominar o mercado mundial (De Oliveira et al., 2021).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão descritos os principais materiais, equipamentos, procedimentos iniciais bem como os métodos empregados neste estudo. No item 5.1, apresenta o fluxograma ilustrando as principais atividades realizadas.

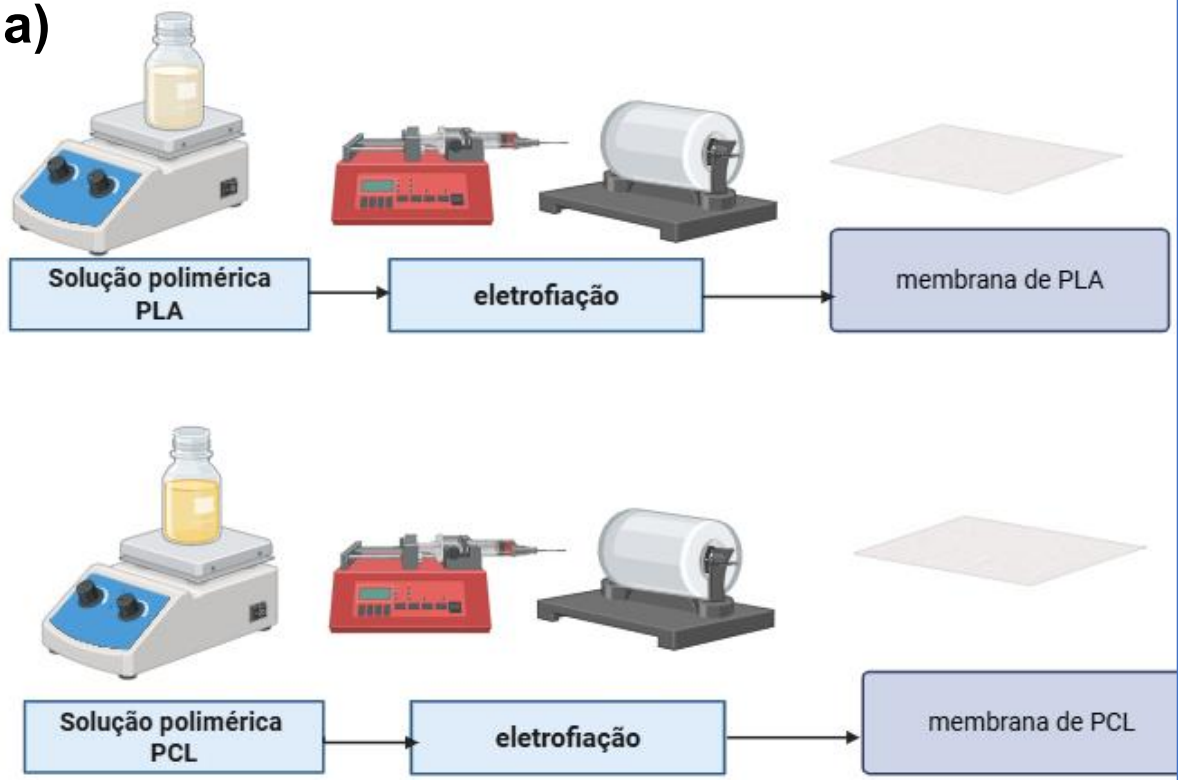
5.1 Materiais

Os *pellets* de políácido láctico (PLA) virgem foram adquiridos da empresa 3D Lab Indústria Ltda e os *pellets* de PCL foram adquiridos da empresa Alibaba Group. Os solventes dimetilformamida (DMF) e diclorometano (DCM) foram obtidos junto à empresa Êxodo Científico Química Fina Indústria E Comércio Ltda e etanol Os frutos de Uxi-amarelo (*Endopleura uchi*) foram obtidos em parceria com a Central Analítica do Campus Manaus Centro do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Amazonas (CMC/IFAM) sendo coletados no mês de fevereiro de 2025 no município de Coari (AM)

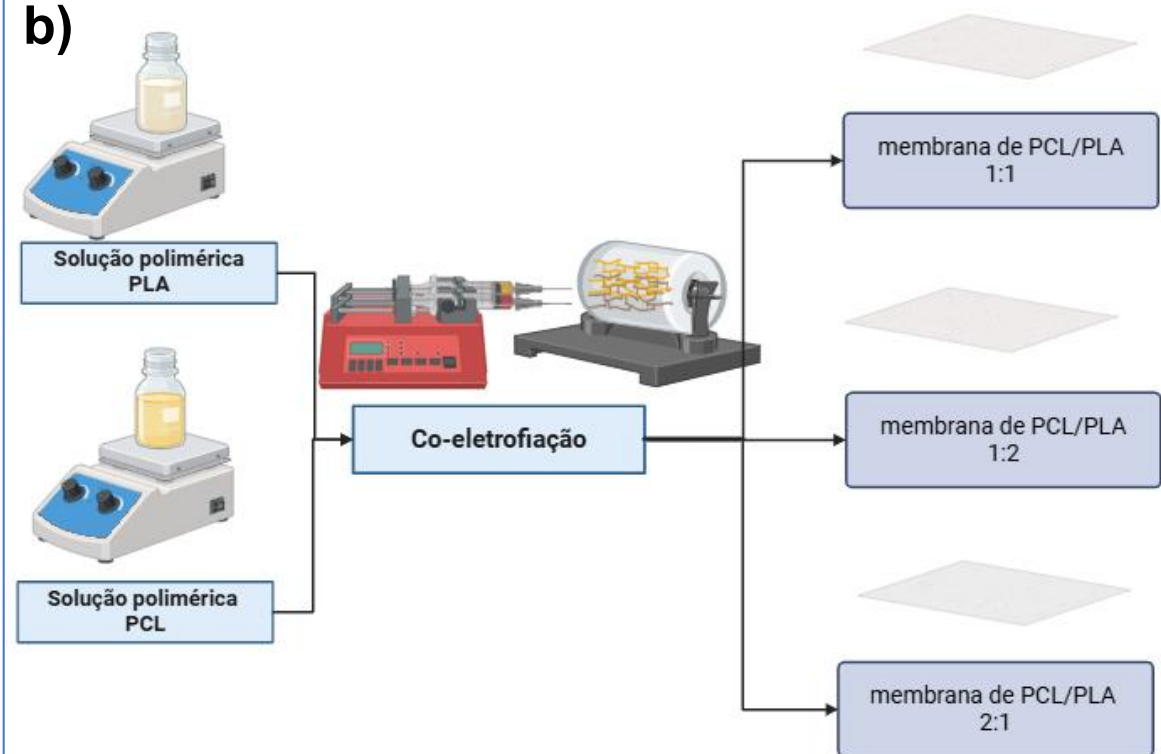
5.2 Fluxograma do procedimento experimental

A Figura 11 apresenta o fluxograma da metodologia adotada neste trabalho. Inicialmente, foram produzidas membranas de PCL e PLA por eletrofição convencional, de forma individual, com o objetivo de estabelecer as condições de processamento de cada polímero. Em seguida, foram obtidas membranas co-eletrofiadas de PLA/PCL, as quais foram caracterizadas quanto às suas propriedades químicas, estruturais, térmicas, mecânicas, morfológicas e de molhabilidade. Com base nos resultados dessa caracterização, foi selecionada a membrana que apresentou o melhor desempenho para a incorporação superficial do extrato da casca de uxi-amarelo (*Endopleura uchi*). Por fim, as membranas funcionalizadas foram submetidas a ensaios para avaliação das atividades antimicrobiana e antifúngica.

a)



b)



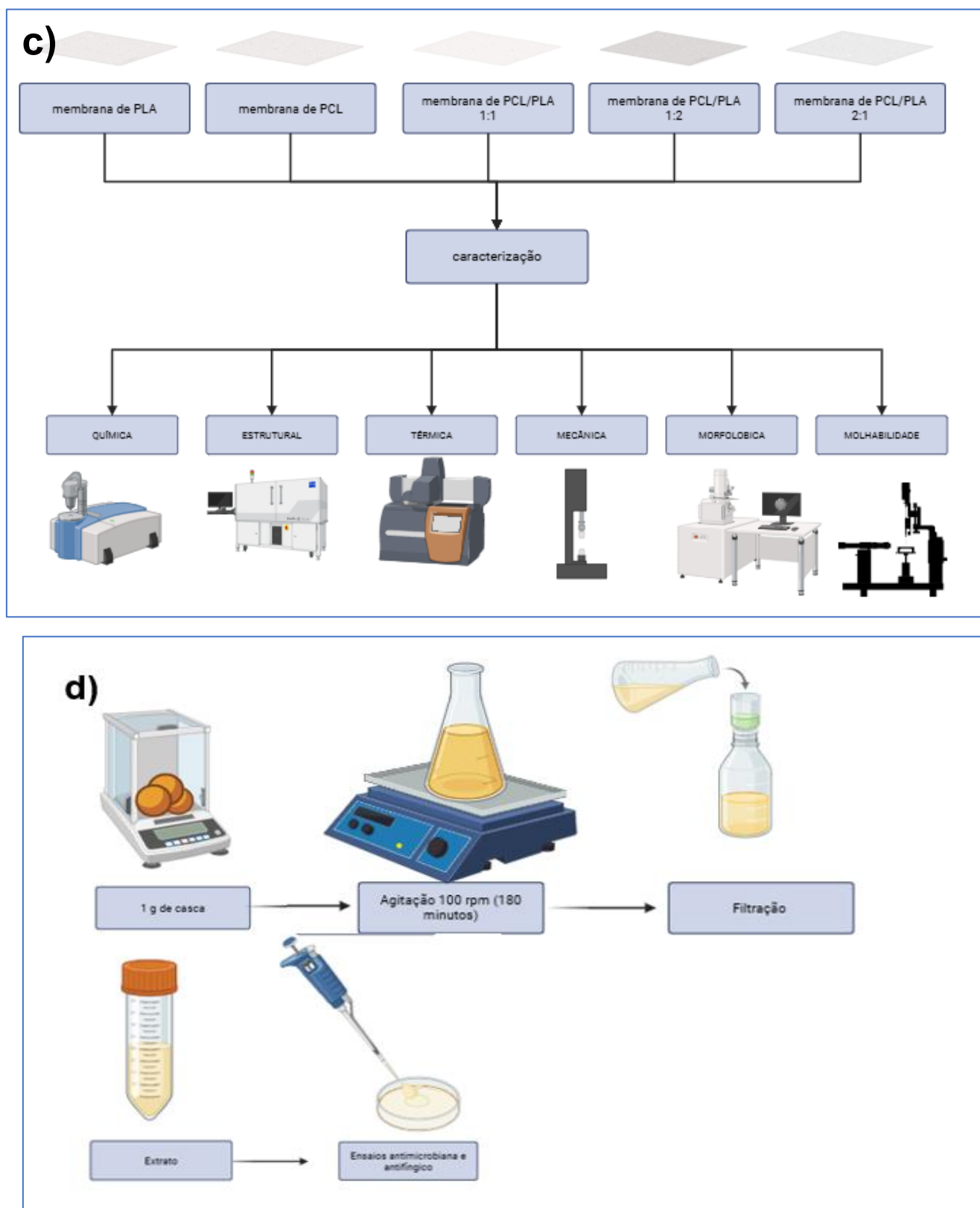


Figura 11: Fluxograma de metodologia a) eletrofição membranas puras b) co-eletrofição das membranas; c) caracterização das membranas puras e co-eletrofiada; d) extração do extrato do uxi

Fonte: (criado no biorender, 2026)

5.3 Definição de parâmetros

A Tabela 5 apresenta os parâmetros utilizados na preparação das soluções poliméricas para a eletrofiação. Inicialmente, foi realizado um estudo preliminar para definição das condições experimentais mais adequadas. Para o PLA, foram avaliadas soluções nas concentrações de 10%, 15% e 20% (m/v), enquanto para o PCL foram testadas diferentes concentrações até a definição da solução a 20% (m/v). A seleção das condições foi baseada na estabilidade do processo de eletrofiação, na formação contínua das fibras, na ausência de *beads* e na uniformidade morfológica das membranas obtidas. Com base nesses critérios, foram selecionadas as soluções de PCL a 20% (m/v), preparada em diclorometano e etanol na proporção 4:1, conforme a metodologia de Scaffaro, Lopresti e Botta (2017), com adaptações, e de PLA a 10% (m/v), preparada em clorofórmio e dimetilformamida (DMF) na proporção 7:3, adaptada da metodologia proposta por Macías-Naranjo et al. (2025).

Tabela 5: Proporções da solução de PLA e PCL

Polímero	Proporção PCL:PLA (% m/m)	Concentração (m/v%)	Solventes	
PCL puro	100:0	20%	Etanol	DCM
PLA puro	0:100	10%	Clorofórmio	DMF

Fonte:(autora,2026)

Para a preparação da solução de PCL, adotou-se como referência a metodologia proposta por Scaffaro, Lopresti e Botta (2017), com adaptações, utilizando concentração de 20% (m/v) e sistema solvente composto por diclorometano e etanol na proporção de 4:1 (v/v). Para a solução de PLA, utilizou-se como base a metodologia descrita por Macías-Naranjo et al. (2025), também com adaptações, empregando concentração de 10% (m/v) e mistura de clorofórmio e dimetilformamida (DMF) na proporção de 7:3 (v/v).

5.4 Eletrofiação

Para a eletrofiação, os parâmetros experimentais foram definidos com base em testes preliminares e na literatura, buscando condições que permitissem a obtenção de fibras contínuas e homogêneas para ambos os polímeros, além de possibilitar a co-eletrofiação sem a necessidade de alterar tensão, vazão ou distância entre a agulha e o coletor. Em seguida, as soluções foram transferidas para seringas de 10 mL e acopladas à bomba de infusão. Cada

agulha foi posicionada a uma distância fixa de 10 cm do coletor rotativo. A co-eletrofiação foi realizada de forma simultânea, com tensão elétrica variando de 15 a 21 kV e taxa de infusão de 500 $\mu\text{L/h}$, conforme apresentado na Tabela 7. As fibras formadas foram depositadas sobre um coletor cilíndrico de alumínio, acionado por motor elétrico e operando em velocidade constante.

Tabela 6: Parâmetros de eletrofiação do PLA e PCL

Polímero	Distância agulha-coletor (cm)	Taxa de infusão (μL)	Tensão (kV)	Diâmetro da agulha (mm)
PLA	10 cm	500	15-21	1,20
PCL	10 cm	500	15-21	0,80

Fonte: (autora, 2026)

A Figura 12 a), mostra o processo de eletrofiação do PCL e a Figura 12 b) mostra eletrofiação do PLA puro.

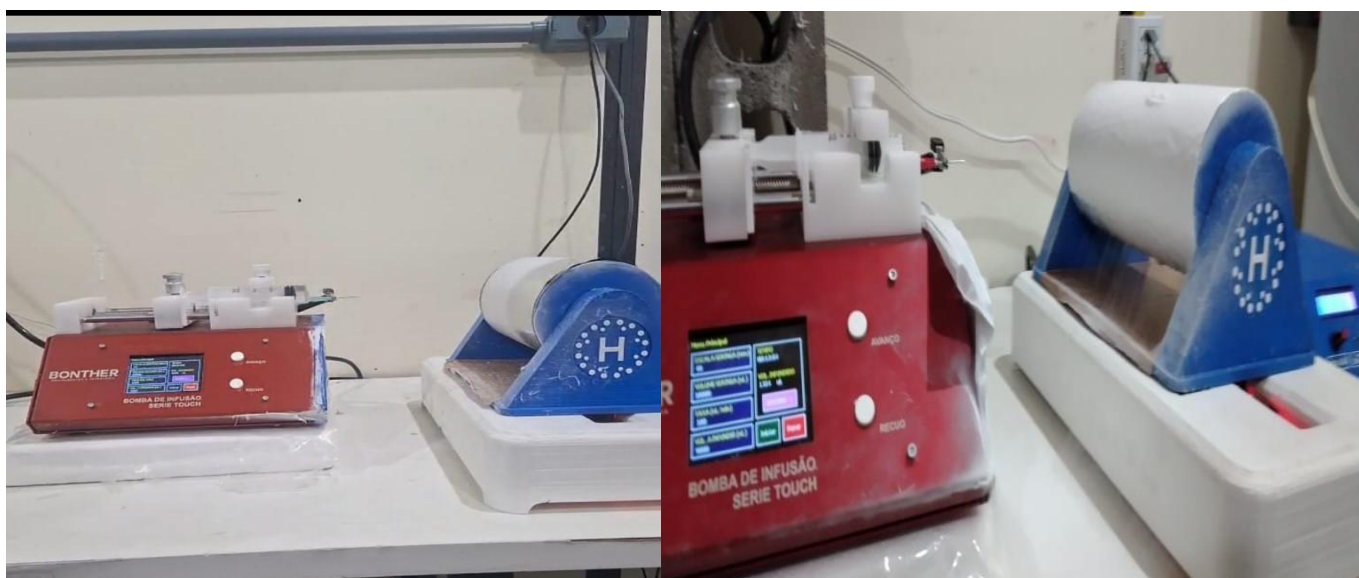


Figura 12: Eletrofiação do a) PCL e b) PCL

Fonte: (autora, 2026)

5.5 Co-eletrofiação

Para a obtenção das fibras co-eletrofiadas, utilizou-se, conforme ilustrado na Figura 13, um sistema de eletrofiação composto por uma fonte de alta tensão, uma bomba de infusão com suporte para duas seringas e um coletor rotativo cilíndrico, sendo constituído por uma fonte de alimentação de alta tensão capaz de operar até 30 kV, configurados para permitir a deposição simultânea das fibras de PLA e PCL. Inicialmente, foram conduzidos testes preliminares para determinar os parâmetros adequados de co-eletrofiação, assegurando a formação de jatos estáveis e a obtenção de fibras contínuas. Para isso, prepararam-se separadamente as soluções de PLA a 10% (m/m) em clorofórmio/DMF (7:3) e de PCL a 20% (m/m) em

diclorometano/etanol (4:1), de acordo com metodologias adaptadas de Scaffaro et al. (2017) e Macías-Naranjo et al. (2025).



Figura 13: Co-eletrofiação do PLC e PLA

Fonte: (autora, 2026)

Em seguida, as soluções foram transferidas para seringas de 10 mL e acopladas à bomba de infusão. Cada agulha foi posicionada a uma distância fixa de 10 cm do coletor rotativo. A co-eletrofiação foi realizada de forma simultânea, com tensão elétrica a partir de 15 kV e variando até 21 kV e taxa de infusão de 500 $\mu\text{L}/\text{min}$, conforme apresentado na Tabela 7. As fibras formadas foram depositadas sobre um coletor cilíndrico de alumínio, acionado por motor elétrico, que operou a velocidade constante para favorecer o alinhamento parcial das fibras e proporcionar uniformidade na espessura das membranas.

Amostra	PLA (%)	PCL (%)	Distância agulha-coletor (cm)	Taxa de infusão (μL)	Tensão (kV)
PCLPLA	1	1	10	500	15 a 21
PCLAPLA	2	1	10	500	15 a 21
PCLPLA	1		10	500	15 a 21

Tabela 7: Parâmetros de co-eletrofiação PLA/PCL

Fonte: (autora, 2026)

O processo foi repetido para a produção das três formulações PLA/PCL (1:1, 2:1 e 1:2), mantendo-se todos os parâmetros constantes a fim de permitir comparação direta entre as

membranas produzidas. Todas as membranas híbridas PCL/PLA apresentaram características macroscópicas semelhantes, com boa conformação, deposição uniforme e dimensões.

5.6 Espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier (FTIR)

A análise química das membranas ocorreu pela técnica de espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier. As análises foram realizadas em um espectrofotômetro Agilent Cary 630 FTIR, equipado com cristal de seleneto de zinco e módulo de reflexão total atenuada (ATR) localizado no Laboratório de Polímeros Nanoestruturados (NANOPOL), operando na faixa de varredura entre 650 à 4000 cm^{-1} com resolução de 8 cm^{-1} . Para o tratamento e análise de dados obtidos por difração de raio X, utilizou-se o *software Origin 2018*.

5.7 Análise Térmica

As análises térmicas foram realizadas de acordo com metodologia de (CARVALHO et al, 2021) em um equipamento SDT Q600 da TA Instrument, localizado no laboratório LFQM Laboratório de Ensaios Físico-Químicos dos Materiais localizada na Universidade Federal do Amazonas. As amostras foram aferidas a aproximadamente 11 mg, a taxa de aquecimento foi de 10 $^{\circ}\text{C}/\text{min}$ até a temperatura final de 600 $^{\circ}\text{C}$, com fluxo de gás N 5.0 de 30 ml/min para todas as amostras. O cadinho utilizado nos testes foi o de alumina de 90 microlitros sem tampa.

5.8 Difração de Raio X (DRX)

Para a caracterização estrutural das membranas eletrofiadas, foi realizada a técnica de difração de raio X. Os difratogramas de raio X das cinco amostras foram obtidos em um difratômetro da marca Shimadzu, modelo XRD 7000, utilizando radiação Cu-K α ($\lambda = 0,15406$ nm). As medidas foram realizadas na faixa de 2θ entre 10 $^{\circ}$ e 80 $^{\circ}$, com velocidade de varredura de 2 $^{\circ}/\text{min}$. Os ensaios foram conduzidos na Central Analítica do Instituto Federal do Amazonas (IFAM), campus Centro Manaus. Para o tratamento e análise de dados obtidos por difração de raio X, utilizou-se o *software Origin 2018*. Os difratogramas foram processados para a plotagem dos gráficos e aplicação do método de integração de áreas, visando à determinação do grau de cristalinidade das amostras. Esse método baseia-se na separação das contribuições correspondentes às regiões cristalinas e amorfas, permitindo a quantificação relativa da cristalinidade dos materiais analisados.

5.9 Ensaios mecânicos

As propriedades mecânicas das membranas eletrofiadas foram avaliadas por meio do ensaio de resistência à tração, conforme a norma ASTM D882-02. Os corpos de prova foram confeccionados em prensa hidráulica, utilizando cunho de tração especificado pela mesma norma, cortados em tiras regulares de 50 mm x 25 mm. Os ensaios foram realizados a uma velocidade de 10 mm/min, com célula de carga de 2 kN, utilizando a máquina de ensaio universal da marca Instron modelo EMIC 23-30 (Verde Brasil Ind. de Produtos Plásticos Ltda).

5.10 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A caracterização da morfologia das membranas eletrofiadas foram realizadas no Centro Multiusuário para Análise de Fenômenos Biomédicos (CMABio – UEA) através de um microscópio eletrônico de varredura (MEV) da marca JEOL Ltd., modelo JSM IT500-HR, com potência de 5.0 kV e para análise do diâmetro das fibras foi utilizado o *software ImageJ* com mapeamento de 100 pontos.

5.11 Ângulo de contato

O ângulo de contato foi determinado utilizando um goniômetro modelo OCA 11, da marca DataPhysics Instrument. As medidas foram realizadas pelo método da gota séssil (Sessile Drop), utilizando gotas de água destilada com volume de 5 µL depositadas sobre a superfície das membranas. O instante de análise foi definido como $T = 0$ s, correspondente ao momento imediatamente após o contato da gota com o substrato. Os valores do ângulo de contato foram obtidos por análise da imagem da gota sobre a superfície das amostras. O goniômetro está localizado dentro do Laboratório de Materiais Nanoestruturados.

5.12 Extrato da casca do uxi Amarelo *Endopleura uchi*

A casca do uxi foi lavada e triturada para obtenção do extrato foi pesado 1 g do material e colocados em frascos Erlenmeyer com 100 mL de solvente como 70:30 etanol e água. A extração foi realizada em agitador orbital (modelo 220 rpm) a 100 rpm, por 180 min. Os extratos foram filtrados e armazenados a 25 °C.

5.13 Incorporação do extrato da casca do uxi amarelo

Para esta etapa, foram pesados fragmentos da membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:1, com massa de 0,035 g. Em seguida, diferentes concentrações do extrato da casca de uxi-amarelo foram aplicadas uniformemente sobre toda a superfície da membrana com o auxílio de uma micropipeta, correspondendo a 25%, 50% e 75% em relação à massa da membrana. Após a aplicação do extrato, as membranas permaneceram à temperatura ambiente até a secagem completa, sendo posteriormente submetidas às análises de atividade antimicrobiana e antifúngica.

5.14 Atividade Antimicrobiana

O ensaio ocorreu no Laboratório de Microbiologia localizado no Instituto de Ciências Biológicas II no setor sul da Universidade Federal do Amazonas. As cepas padrão de *Staphylococcus aureus* (ATCC 25923) e *Pseudomonas aeruginosa* (ATCC 27853) foram utilizadas como referência para o ensaio. Utilizou-se o meio de cultura Ágar Müeller Hinton (AMH) para a realização do ensaio. Após esterilização do AMH, o meio foi distribuído 15 mL do meio de cultura AMH em placas de Petri estéreis. As placas foram mantidas em temperatura ambiente até solidificar. Após, foi realizado o processo de estriamento das placas. Foi utilizado um *swab* diferente para cada cepa. Os microrganismos foram semeados na superfície da placa. As amostras foram esterilizadas em luz ultravioleta germicida para o ensaio de antibiograma, a membrana composta co-eletrofiada, foi cortada em dimensão de 15 mm de diâmetro. Posteriormente, foram adicionados de diferentes concentrações (25%, 50% e 75%) de extrato da casca de uxi amarelo, sobre a membrana cortada. Como controle negativo foi utilizado a membrana co-eletrofiada e a membrana e controle positivo foi utilizado e 15µL tetraciclina para controle antibiótico. As amostras permaneceram em cultura por 24 horas em incubadora biológica da marca SolidStreel e modelo SSB.O.D.-120L a 37°C. Após o tempo de cultivo, foram realizados a medição dos halos de inibição e imagens macroscópicas. O ensaio de antibiograma para cada grupo de amostras foi realizado em triplicata conforme a Figura 14.

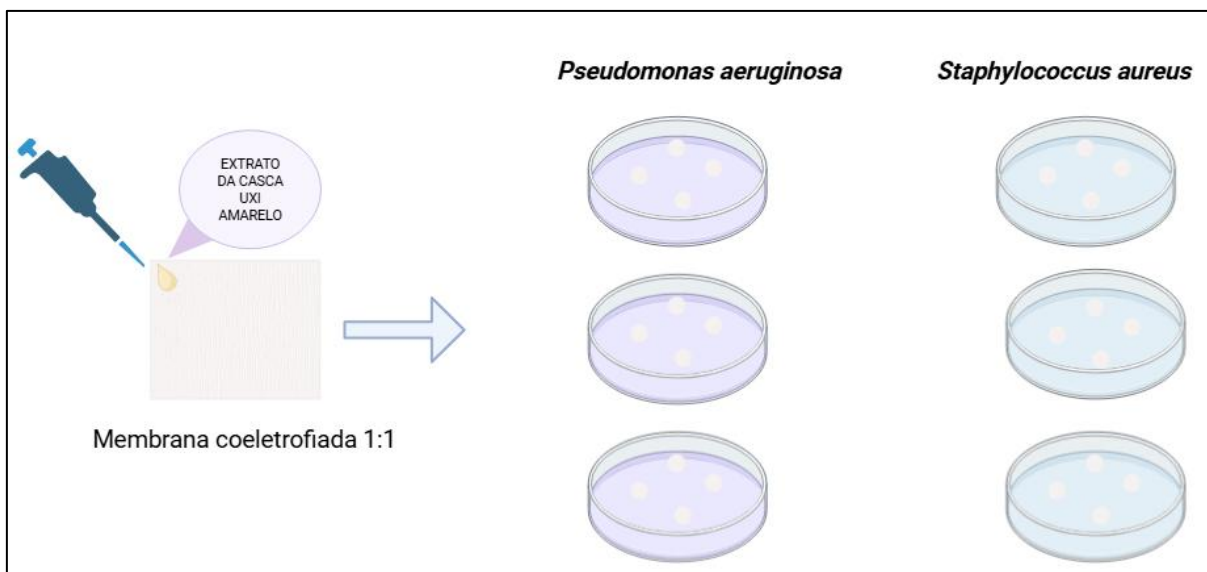


Figura 14: Metodologia do ensaio antimicrobiano

Fonte: (autora, 2026)

5.15 Atividade Antifúngica

Para o ensaio antifúngico utilizou-se a mesma metodologia do item 5.14 mudando apenas os microrganismos pelas cepas padrão de *Candida tropicalis* (CFAM1450) e *Candida albicans* (CFAM1458) foram utilizadas como referência para o ensaio. Posteriormente, foram adicionados 15 µL de diferentes concentrações (25%, 50% e 75%) de extrato da casca de uxi amarelo, sobre a membrana cortada. Como controle negativo foi utilizado a membrana coeletrofiada e a membrana e controle positivo a traxonol (itraconazol) foi utilizada como controle antibiótico.

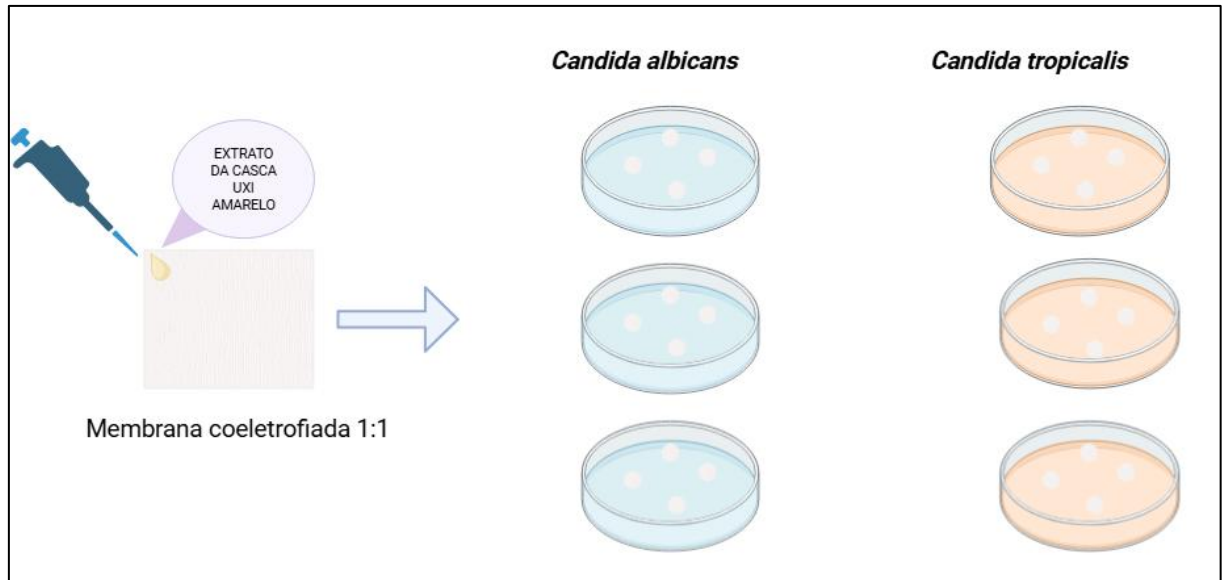


Figura 15: Metodologia atividade antifúngica

Fonte: (Autora, 2026)

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 Membranas eletrofiadas e co-eletrofiadas

A Figura 16 apresenta as membranas eletrofiadas e co-eletrofiadas obtidas neste trabalho. Observou-se, por inspeção visual, que todas as membranas apresentaram formação contínua e aspecto uniforme, sem defeitos macroscópicos aparentes. As membranas de PCL e PLA puras, bem como as membranas co-eletrofiadas nas proporções PCL/PLA 1:2, 1:1 e 2:1, apresentaram superfície visualmente homogênea e livre de descontinuidades



Figura 16: Imagem das membranas eletrofiadas: a) PLA; b) PCL c) membrana co-eletrofiada de PCL/PLA 1:2; d) membrana co-eletrofiada de PCL/PLA 1:1; e) membrana co-eletrofiada de PCL/PLA 2:1

(Fonte: autora, 2026)

6.2 Espectroscopia de Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR) foi empregada com o objetivo de identificar os principais grupos funcionais presentes nas membranas eletrofiadas de PCL e PLA. A Figura 17 apresenta os espectros FTIR das fibras eletrofiadas de PLA e PCL.

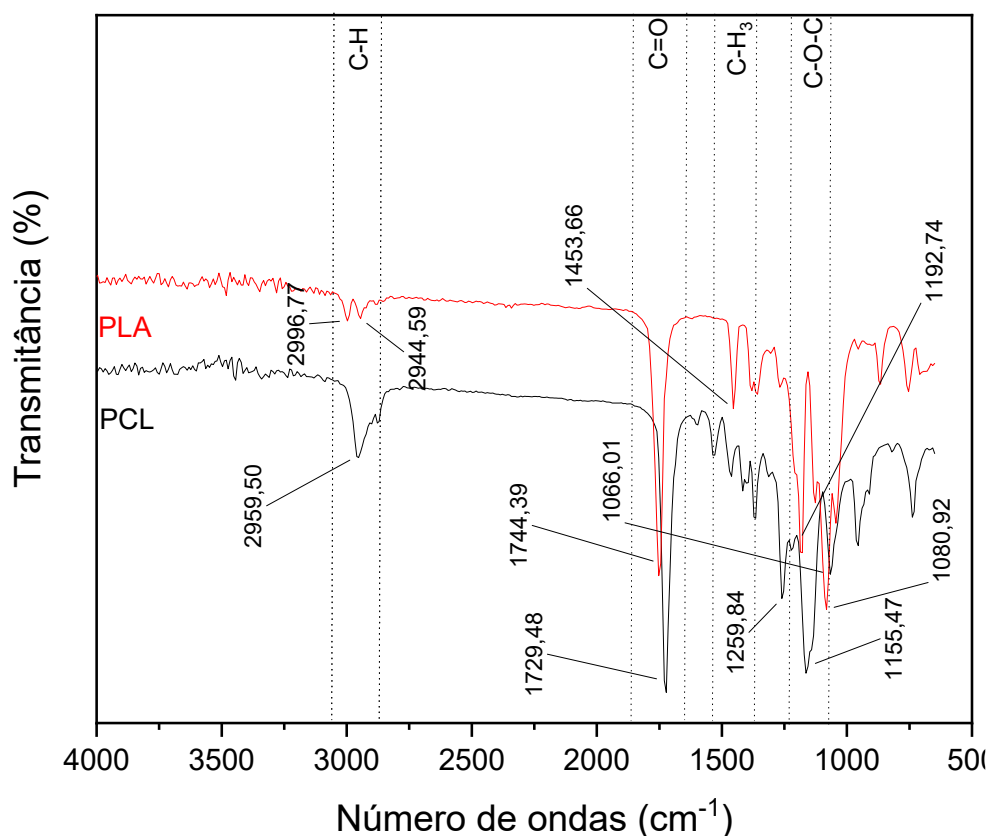


Figura 17: Espectros de FTIR das membranas de PLA (-----) PCL (-----)

Fonte: (autora, 2026)

A Tabela 8 reúne os principais números de onda experimentais e suas atribuições vibracionais, confirmando a integridade da estrutura química dos polímeros e evidenciando as bandas características dos grupos funcionais C=O, C-H e C-O-C. Essas bandas permaneceram preservadas após o processo de eletrofiação.

Tabela 8: Principais bandas FTIR experimentais do PLA e do PCL obtidas

Polímero	Número de onda (cm ⁻¹)	Grupo funcional	Vibração
PCL	2959,5	C-H	Estiramento assimétrico
PCL	1729,48	C=O	Estiramento
PCL	1259,84	C-O-C	Estiramento

PCL	1155,47	C–O–C	Estiramento
PCL	1066,01	C–O	Estiramento
PLA	2996,77	C–H	Estiramento assimétrico
PLA	2944,59	C–H	Estiramento simétrico
PLA	1744,39	C=O	Estiramento
PLA	1453,66	CH ₃	Deformação angular
PLA	1182,74	C–O–C	Estiramento
PLA	1080,92	C–O–C	Estiramento
PLA	2996,77	C–H	Estiramento assimétrico

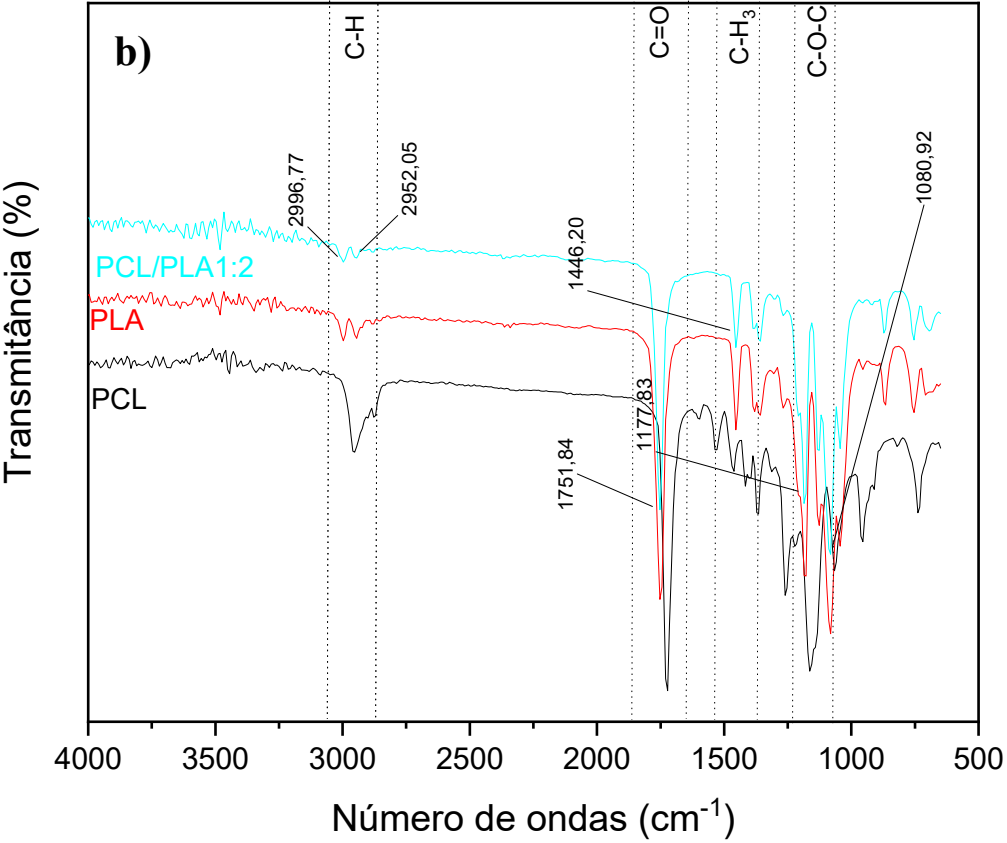
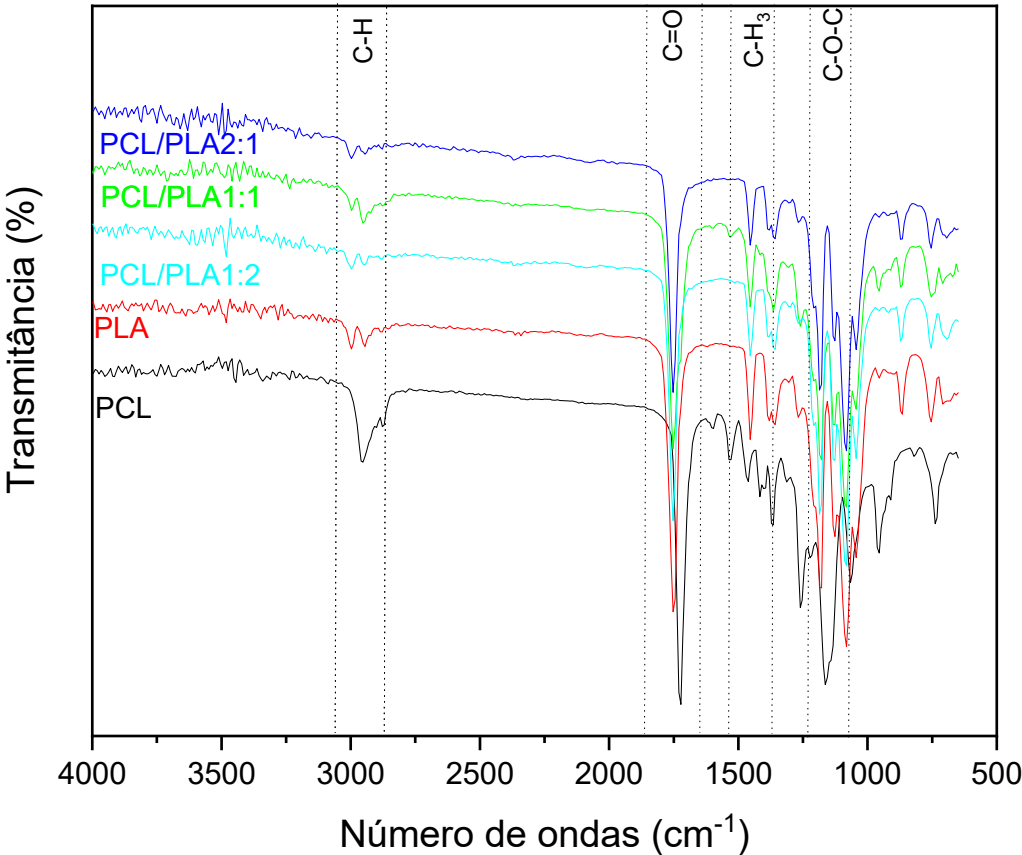
Fonte: (autora, 2026)

No PLA a banda mais relevante é o estiramento da carbonila (C=O), localizada tipicamente ao redor de 1744,39 cm⁻¹, amplamente reconhecida como assinatura vibracional do PLA e que permanece inalterada após a eletrofiação, indicando ausência de degradação ou reação química indesejada durante o processamento. Além dessa vibração dominante, observam-se bandas de estiramento C–H associadas aos grupos metila e metileno, como as registradas em 2996,77 cm⁻¹ e 2944,59 cm⁻¹, valores compatíveis com o comportamento vibracional esperado para as cadeias alifáticas do PLA, reforçando a identificação do polímero e sua estabilidade estrutural (Tang et al., 2023). A banda 1453,66 cm⁻¹ foi atribuído à deformação angular do grupo CH₃, reforçando a identificação da cadeia lateral do polímero. Já na região de menor número de onda, observa-se banda em 1080,92 cm⁻¹, associada ao estiramento C–O–C do grupo éster, típica de materiais PLA e indicativa da manutenção da estrutura química original das fibras eletrofiadas (Farooq & Al-Abduljabbar, 2025).

A caracterização por FTIR do PCL eletrofiado revela um conjunto de bandas bem definidas que confirmam a preservação da estrutura química do polímero após o processo de eletrofiação. As bandas mais características correspondem aos estiramentos dos grupos metileno, observados em 2959,50 cm⁻¹, atribuídos às vibrações assimétrica e simétrica de CH₂. Assim como no PLA a banda mais marcante do PCL, associada ao estiramento da carbonila do éster (C=O), aparece consistentemente entre 1729,48 cm⁻¹. Além disso, aparece estiramentos do grupo éster C–O–C surgem tipicamente em torno de 1155,47 cm⁻¹ e de deformação das compondo o padrão espectral clássico do PCL. Não foram observadas bandas adicionais no PLA e PCL que pudessem indicar a presença de resíduos de solventes ou impurezas, sugerindo a eficiente evaporação dos solventes durante a formação das fibras. Dessa forma, a análise de FTIR confirma que as fibras eletrofiadas preservaram a estrutura molecular do PCL, sendo

adequadas para aplicações que exigem estabilidade química e integridade estrutural do polímero.

As membranas obtidas por co-eletrofiação de PLA e PCL constituem uma mistura física, na qual os polímeros mantêm suas identidades químicas individuais, sem formação de copolímeros ou de novas ligações covalentes durante o processo de eletrofiação. Esse comportamento era esperado, uma vez que a co-eletrofiação é um processo físico de deposição simultânea de fibras, não envolvendo reações químicas entre os polímeros. Dessa forma, a manutenção das bandas características de PLA e PCL nos espectros de FTIR confirma a preservação das estruturas químicas de ambos os polímeros após o processo de co-eletrofiação.



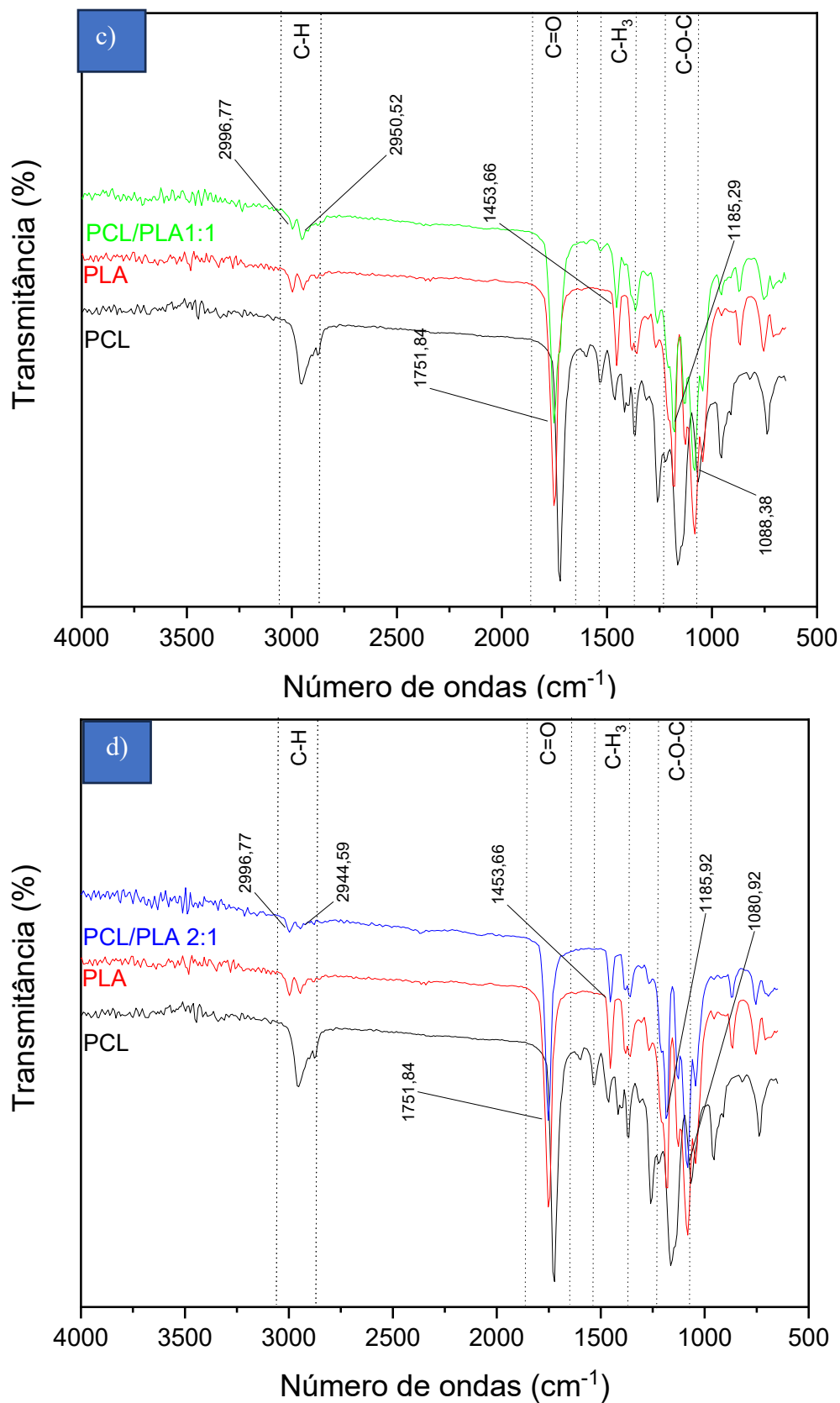


Figura 18: Espectros de FTIR das membranas (a) comparação entre membranas puras e co-eletrofiadas; (b) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:2 (—); (c) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:1 (—); (d) comparação entre membrana co-eletrofiada PCL/PLA 2:1 (—)

Na Figura 18 (d), referente à membrana co-eletrofiada PCL/PLA (2:1), o espectro de FTIR observam-se as bandas de estiramento C–H, atribuídas às vibrações dos grupos –CH₃ e –CH₂ presentes nas cadeias poliméricas. A banda intensa em torno de 1751,94 cm⁻¹ corresponde ao estiramento da carbonila (C=O) dos grupos éster, evidenciando a sobreposição das contribuições típicas de PLA e PCL. Em aproximadamente 1452 cm⁻¹ verifica-se a deformação angular de C–H, enquanto na faixa entre 1185 e 1080 cm⁻¹ aparecem as bandas relacionadas ao estiramento C–O–C dos grupos éster. O leve alargamento observado em algumas regiões é decorrente da sobreposição dos modos vibracionais dos dois polímeros.

O espectro de FTIR da membrana co-eletrofiada PCL/PLA (1:2) confirma a presença simultânea de ambos os poliésteres na estrutura fibrosa, evidenciada pelas bandas características dos grupos funcionais constituintes. Observam-se que aproximadamente 2996 e 2952 cm⁻¹ são atribuídas ao estiramento das ligações C–H dos grupos –CH₃ do PLA e do PCL indicando a contribuição das duas cadeias poliméricas. A banda intensa em torno de 1751–1754 cm⁻¹ corresponde ao estiramento da carbonila (C=O) dos grupos éster, típica de poliésteres alifáticos e é possível notar a sobreposição das contribuições típicas de PLA e PCL. Na região de 1453 cm⁻¹ observa-se deformação angular de C–H, enquanto as bandas entre 1200 e 1000 cm⁻¹, com destaque para aproximadamente 1177 e 1080 cm⁻¹, são atribuídas ao estiramento C–O–C e C–O dos grupos éster.

A sobreposição dessas vibrações confirma a formação de uma blenda física, sem surgimento de novas bandas ou deslocamentos significativos, indicando que o processo de co-eletrofiação preservou as estruturas químicas originais, com interações predominantemente intermoleculares entre as cadeias de PCL e PLA.

6.3 Difração de Raio X (DRX)

A análise de DRX foi utilizada para observar os picos cristalográficos nas membranas eletrofiadas de PLA e PCL puras, e nas membranas co-eletrofiadas nas proporções 1:1, 2:1 e 1:2 (PCL:PLA), permitindo verificar como a composição influencia a organização estrutural das fibras. A Figura 19 (a) mostra a difratograma das membranas eletrofiadas de PLA e PCL

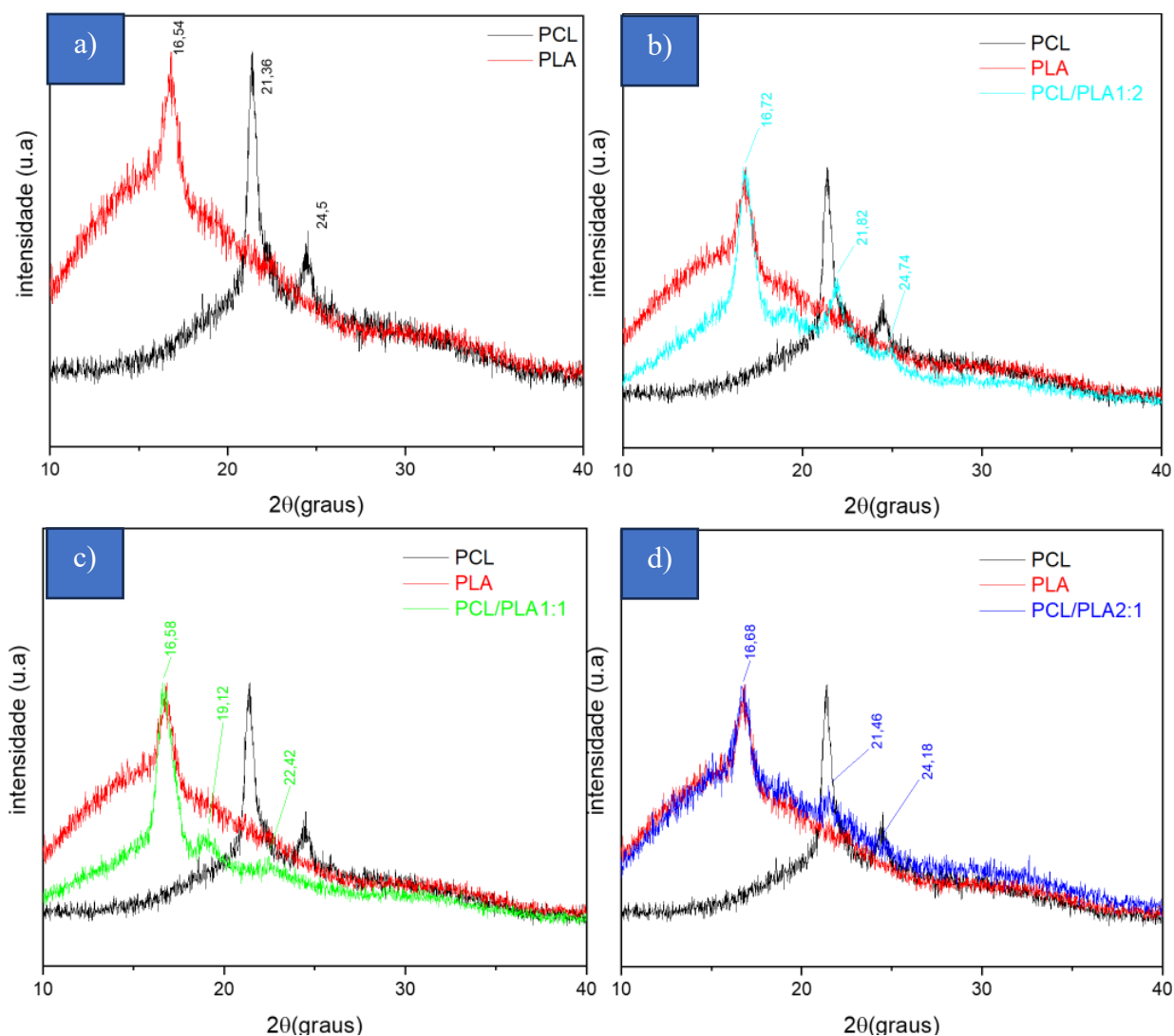


Figura 19: Difratoograma (a) membranas PCL e PLA puro; (b) membrana co-eletrofiada PCL/PLA1:2; (c) membrana co-eletrofiada PCL/PLA1:1; (d) membrana co-eletrofiada PCL/PLA2:1

Fonte: (autora, 2026)

No difratograma da Figura 19 (a) do PCL puro, observa-se um pico cristalino intenso e estreito na região de aproximadamente $21,36^\circ$ e outro pico em $24,5^\circ$, característico da fase ortorrômbica do PCL, confirmando seu comportamento semicristalino mesmo após a eletrofição (Weng et al., 2025). Esse pico bem definido indica que PCL mantém um grau significativo de ordenamento molecular, apesar das condições de estiramento e solidificação rápida impostas durante o processo. Por outro lado, o PLA apresentando pico na região em $16,54^\circ$ típico de sua fase semicristalina. O alargamento do pico comparado com literatura sugere uma estrutura predominantemente amorfa, o que é comum em fibras eletrofiadas devido à rápida evaporação do solvente e menor tempo para reorganização molecular. A ausência de múltiplos picos cristalinos confirma que o PLA apresenta baixa cristalinidade nessas condições (Weng et al., 2025).

A imagem 19 (c) mostra o difratograma da membrana co-eletrofiada PCL/PLA1:1. Apresenta um pico predominante em $16,58^\circ$, característico da fase semicristalina do PLA, indicando que esta fase ainda contribui significativamente para a organização estrutural do material. Também ocorre a presença de picos em torno de $19,12^\circ$ e $22,42^\circ$, associada à cristalização do PCL; entretanto, esses picos aparecem com intensidade reduzida e maior alargamento se comparados ao PCL puro. Durante o processo de eletrofiação é possível ter redução de cristalinidade, o que sugere que as cadeias poliméricas de PCL e PLA interagem de forma física durante a co-eletrofiação, interferindo no empacotamento regular das macromoléculas e dificultando a formação dos cristais. A tabela 9 mostra índice de cristalinidade (IC) da membrana PCL/PLA1:1 foi de 22,10% e confirmar que membrana apresenta IC intermediário entre as dos polímeros. Esse comportamento é comumente observado em fibras eletrofiadas devido à rápida solidificação e à diminuição do tempo disponível para reorganização molecular, resultando em uma estrutura com maior fração amorfa em comparação aos materiais puros (Luo et al., 2021).

A Figura 19 (d) apresenta os difratogramas da co-eletrofiação PCL/PLA 2:1. No PCL observa-se um do pico em torno de $16,68^\circ$, indicando a contribuição estrutural do PLA e os picos característicos do PCL em $21,46^\circ$ e $24,18^\circ$. Entretanto, esses picos apresentam menor intensidade e maior alargamento quando comparados ao PCL puro, sugerindo redução no grau de cristalinidade. Além disso, a interação física entre as cadeias de PLA e PCL dificulta o empacotamento regular necessário para o crescimento cristalino, promovendo aumento da fração amorfa. A diminuição da intensidade relativa dos picos cristalinos. A presença simultânea dos picos característicos de ambos os polímeros indica que não houve formação de uma nova fase cristalina, mas sim a coexistência das fases individuais com alteração no grau de ordenação estrutural. A cristalinidade do PCL/PLA2:1 ficou em torno de 28,67%, evidenciando tendência crescente de cristalinidade com o aumento do teor de PCL. Contudo, mesmo na composição 2:1, o IC permanece significativamente inferior ao do PCL isolado (50,14%), demonstrando que a co-eletrofiação acaba afetando a cristalinidade do material.

A membrana co-eletrofiada PCL/PLA 1:2 apresentou índice de cristalinidade de 21,15%, conforme mostrado na Tabela 9, indicando uma estrutura predominantemente amorfa quando comparada ao PCL. No difratograma Figura 19 (b), observa-se um pico predominante em $16,72^\circ$, característico da fase semicristalina do PLA, evidenciando sua contribuição estrutural majoritária na membrana. Os picos associados ao PCL, em aproximadamente $21,82^\circ$ e $24,74^\circ$, ainda estão presentes, porém com intensidade reduzida e maior alargamento em relação ao PCL puro, indicando menor organização cristalina dessa fase na blenda. A redução

da intensidade e o alargamento dos picos sugerem que o processo de co-eletrofiação interfere no empacotamento regular das cadeias poliméricas. Dessa forma, o valor de IC de 21,15% confirma que a composição 1:2 apresenta estrutura com predominância amorfa, mantendo, entretanto, a coexistência das fases características de ambos os polímeros, sem evidência de formação de nova fase cristalina (Wang et al., 2026).

A tabela 9 mostra como a co-eletrofiação permite que os componentes mantenham suas características cristalinas individuais sem a geração de novas fases químicas, indicando que a mistura entre as populações de fibras é puramente física. Deslocamentos de picos para ângulos maiores podem indicar defeitos de vacância no cristal ou contração de rede induzida pelas forças de estiramento do processo e acabou ocorrendo nas membranas co-eletrofiadas PCL/PLA 1:1 (Luo et al., 2021).

Tabela 9: Cristalinidade das membranas eletrofiadas

Amostra	IC (%)
PLA	16,89
PCL	50,14
PCL/PLA 1:2	21,15
PCL/PLA 1:1	22,10
PCL/PLA 2:1	28,66

Fonte: (autora, 2026)

Para aplicação biomédica, essa característica é relevante. Materiais com maior fração amorfa tendem a favorecer maior flexibilidade da membrana e melhor adaptação ao tecido biológico, características desejáveis em aplicações como *scaffolds* para engenharia tecidual, curativos bioativos ou sistemas de liberação controlada de fármacos. A presença simultânea das fases de PLA e PCL permite ainda combinar propriedades mecânicas moderadas com biodegradação controlada, possibilitando ajuste do desempenho do material conforme a aplicação clínica pretendida

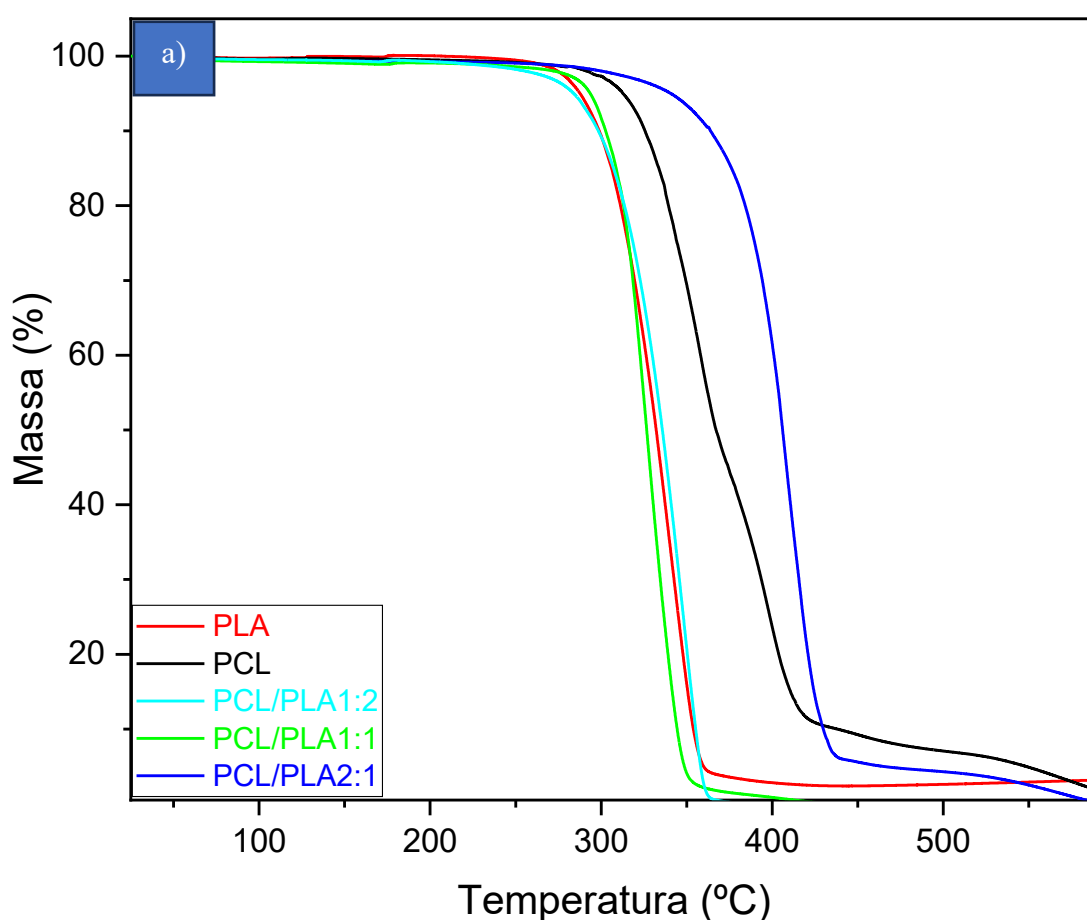
6.4 Análise Térmica

6.4.1 Termogravimetria (TG)

A termogravimetria (TG) e análise térmica diferencial (DTA) e DSC são usadas para caracterizar estabilidade térmica e decomposição de nanofibras de PLA eletrofiado, revelando perdas de massa em etapas. Análise térmica das membranas eletrofiadas foi avaliada por meio de análise termogravimétrica (TGA) e sua respectiva derivada (DTG), conforme apresentado

na Figura 19. Foram analisadas as membranas de PLA puro, PCL puro e as membranas co-eletrofiadas nas proporções 1:1, 2:1 e 1:2 (PCL:PLA).

Observa-se que todas as amostras apresentam estabilidade térmica até aproximadamente 280–300 °C, sem perdas de massa significativas na faixa inicial de aquecimento, indicando ausência de solventes residuais provenientes do processo de eletrofiação



Embora se esperasse que as formulações co-eletrofiadas apresentassem comportamento intermediário entre o PLA e o PCL, as curvas térmicas não seguiram essa tendência de forma linear. Esse comportamento pode ser atribuído à natureza da co-eletrofiação, que produz uma mistura física de fibras de PLA e PCL, e não um material completamente homogêneo em nível molecular. Além disso, fatores como a proporção entre os polímeros, a morfologia das fibras, a cristalinidade e as interações físicas entre as fases influenciam a estabilidade térmica das membranas, podendo deslocar os eventos térmicos em relação aos polímeros puros.

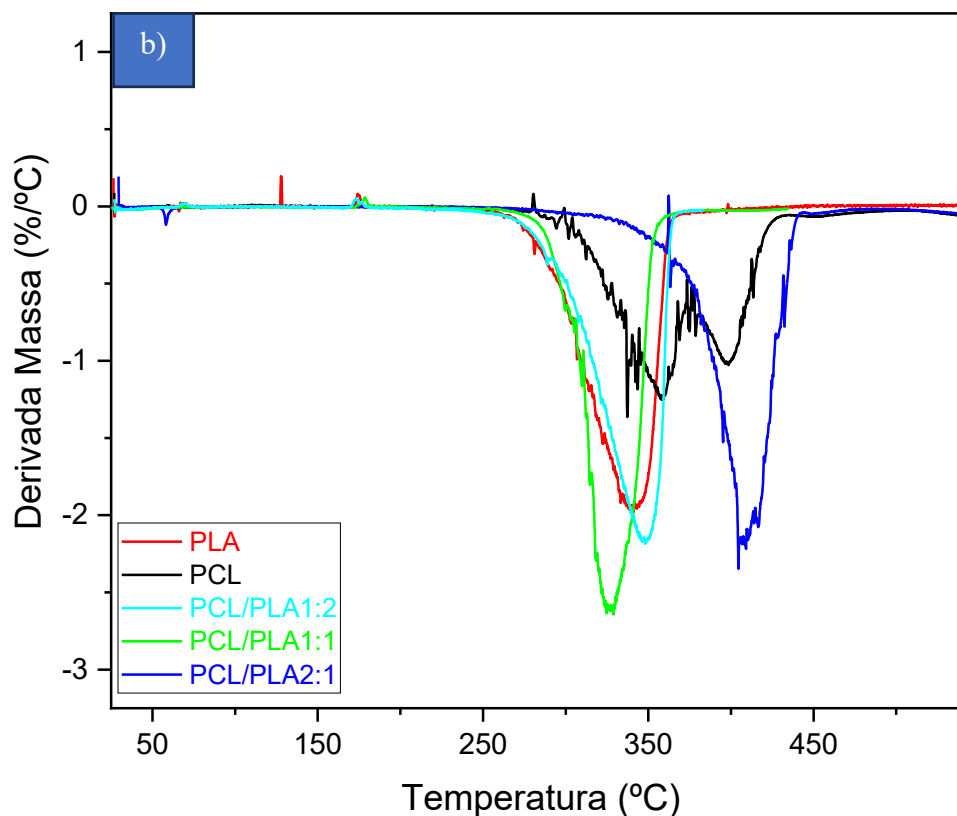


Figura 20: Curva de (A) TG e (B) DTG PCL, PLA e membranas de PCL e PLA eletrofiadas e PCLPLA co-eletrofiadas

Fonte: (autora, 2026)

O PCL puro apresentou início de degradação térmica (Tonset) em torno de 304,2°C, seguido por um processo de decomposição que se estende aproximadamente até 430 °C. A curva DTG revelou dois eventos parcialmente sobrepostos, com um primeiro pico mais intenso. O primeiro começa por volta de 320 °C e tem sua taxa máxima de perda de massa no gráfico de DTG (Figura 20(b)) em torno de 358 °C, sendo devido à ruptura das cadeias ésteres, levando à formação de H₂O, CO₂ e ácido 5-hexenóico. Então, por volta de 450 °C, o segundo pico de degradação leva à despolimerização, produzindo policaprolactona (Longo et al., 2022).

Além disso a literatura demonstra que PCL pode apresentar comportamento de degradação em múltiplas etapas, especialmente quando analisado sob atmosfera inerte predominantemente por cisão aleatória das ligações éster ao longo da cadeia polimérica, podendo envolver inicialmente regiões amorfas e, em seguida, regiões cristalinas mais organizadas. Estudos cinéticos mostram que o processo pode envolver mecanismos paralelos, incluindo formação de produtos voláteis como CO₂ e compostos de menor massa molar, justificando a possível presença de mais de uns eventos térmicos na DTG. Em materiais

semicristalinos processados por técnicas como eletrofiação, diferenças estruturais entre regiões amorfas e cristalinas podem se tornar mais evidentes, favorecendo a resolução de eventos parcialmente sobrepostos na curva derivada (Longo et al., 2022).

O PLA puro apresentou T_{onset} inferior ao do PCL, aproximadamente entre 288 °C, com um único evento principal de degradação observado na DTG, caracterizado por pico máximo próximo de 340,60 °C. Esse comportamento é característico do políácido láctico, cuja degradação ocorre principalmente por despolimerização e cisão intramolecular das ligações éster, resultando em perda de massa mais abrupta e concentrada em uma única etapa (Sharma et al., 2022) .

A membrana co-eletrofiada PCL/PLA na proporção 1:1 apresentou comportamento térmico caracterizado por início de degradação (T_{onset}) em 285,12 °C. Observa-se que o valor de T_{onset} é inferior ao do PCL puro e próximo ao comportamento típico do PLA, sugerindo que a presença do PLA influencia diretamente o início do processo de degradação térmica do sistema híbrido.

A curva DTG evidenciou um pico máximo de degradação (T_{max}) em 328,20 °C, indicando que a perda de massa ocorre de forma relativamente concentrada nessa região de temperatura. Diferentemente do PCL puro, que apresenta dois eventos parcialmente sobrepostos, a membrana 1:1 demonstrou comportamento apenas com um evento.

Esse comportamento pode ser explicado pela estrutura bifásica formada durante a co-eletrofiação. Na proporção 1:1, ocorre interação física entre as fibras de PCL e PLA, sem formação de novas ligações químicas, preservando as fases características de ambos os polímeros, conforme evidenciado pelos resultados de FTIR e difração de raios X. A degradação térmica nesse sistema resulta da contribuição simultânea da despolimerização característica do PLA e da cisão das ligações éster do PCL, porém com sobreposição dos eventos, levando a um único pico principal na DTG.

A redução do T_{onset} em relação ao PCL puro pode estar associada à maior fração amorfa introduzida pelo PLA no sistema. Como discutido na literatura, regiões amorfas apresentam maior mobilidade molecular e menor energia necessária para ruptura das cadeias, resultando em início de degradação em temperaturas mais baixas (Canevarolo, 2007). Além disso, o processo de eletrofiação pode favorecer orientação molecular e alterações na cristalinidade, influenciando diretamente o comportamento térmico do material. Apesar da co-eletrofiação

6.4.2 Calorimetria diferencial exploratória (DSC)

A Figura 21 mostra as curvas de DSC das fibras eletrofiadas de PCL e PLA, das fibras co-eletrofiadas nas proporções 1:1, 2:1 e 1:2, são apresentadas na Figura 21. O PCL puro apresentou um pico endotérmico em torno de 60,19 °C, correspondente à fusão de sua fase cristalina (T_m), confirmando seu comportamento semicristalino mesmo após o processo de eletrofiação. A análise DSC do PLA revelou transições térmicas como transição vítrea (T_g) em torno de 62,30°C, e pico de fusão endotérmico (T_m) em 174,33°C.

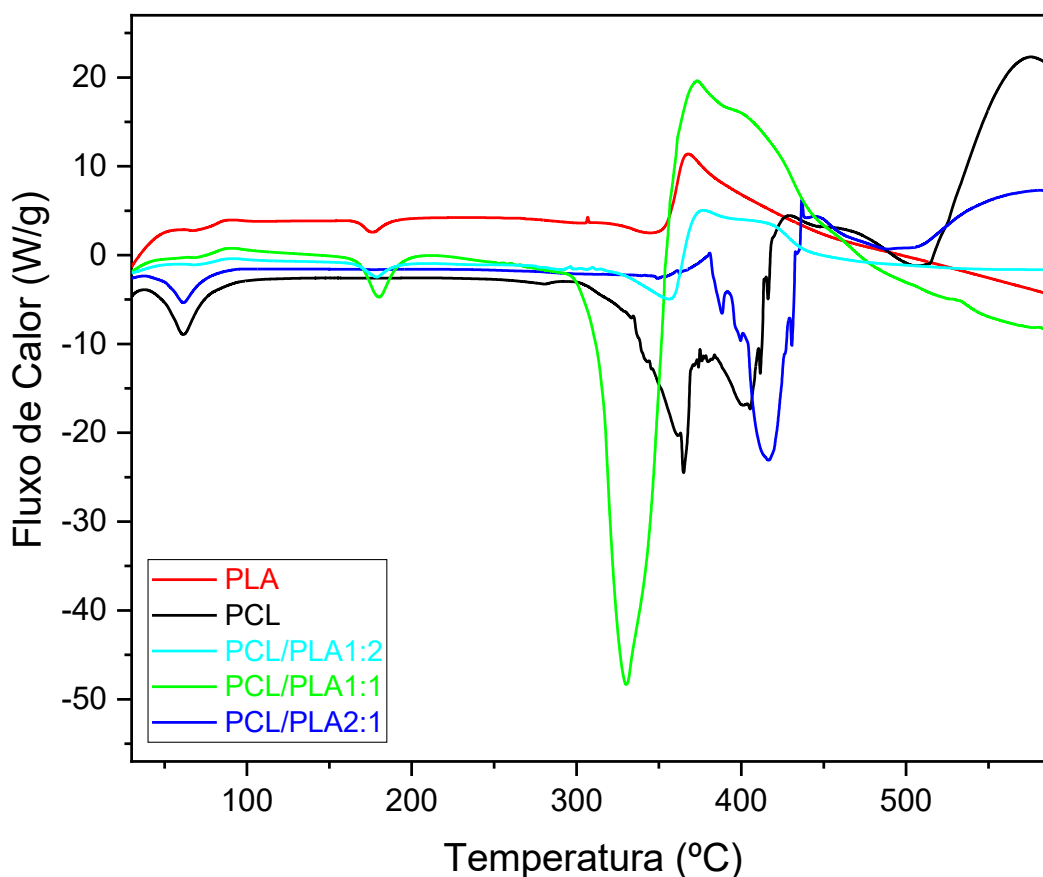


Figura 21: DSC das amostras de PCL, PLA e membranas de PCL e PLA eletrofiadas e PCL/PLA co-eletrofiadas

Fonte: (autora, 2026)

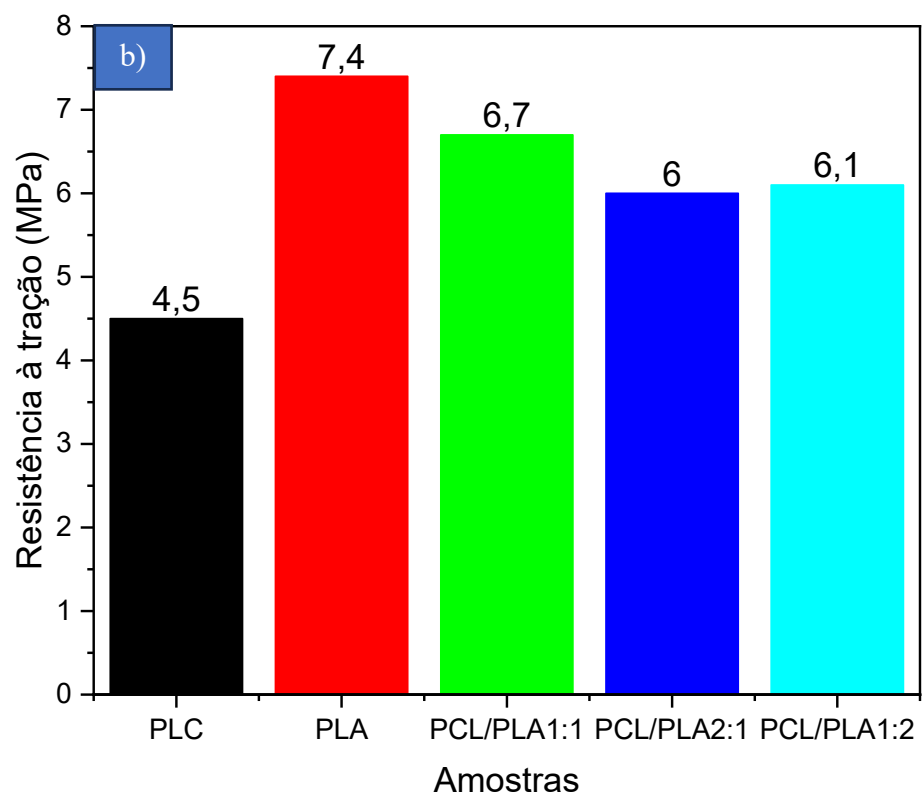
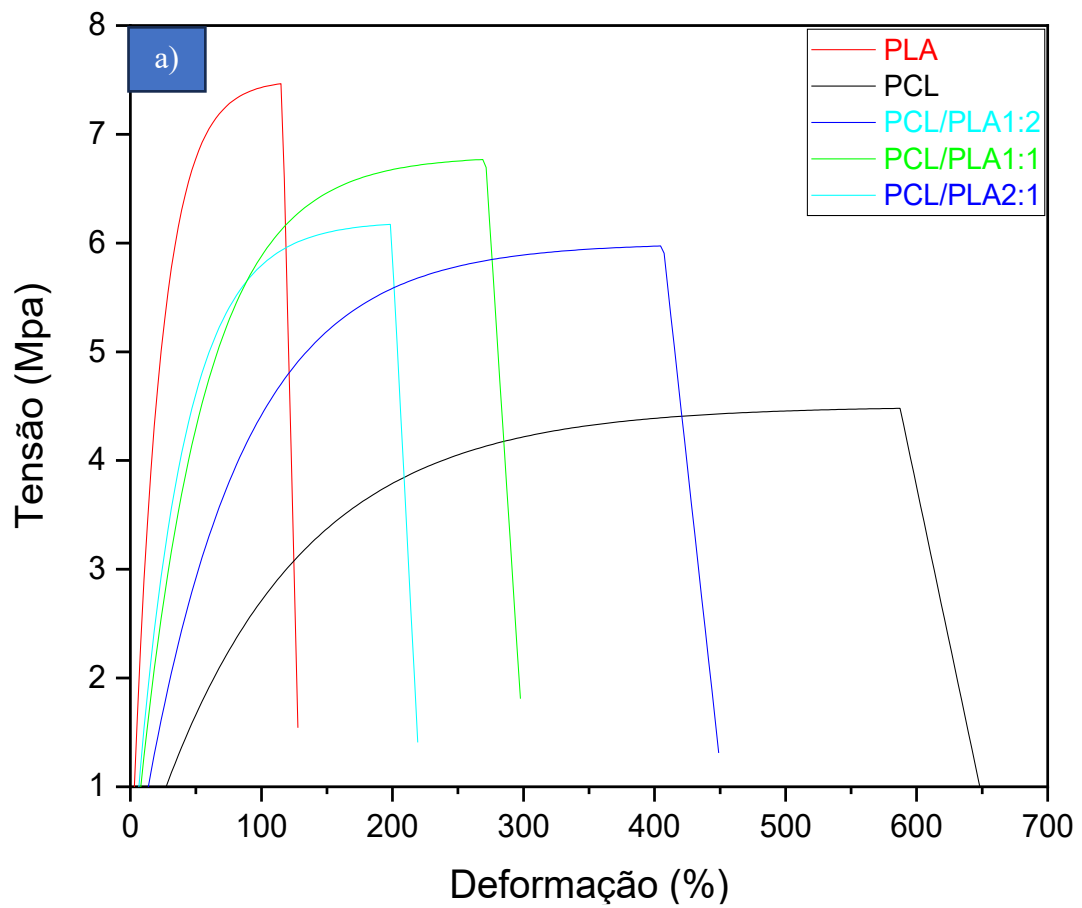
O gráfico DSC da membrana co-eletrofiada PCL/PLA 2:1 apresentou um pico endotérmico em 60,86 °C, atribuído à fusão da fase cristalina da PCL, indicando que a fração de PCL manteve sua organização semicristalina após o processo de co-eletrofiação. Em temperaturas mais elevadas, observou-se um evento endotérmico pronunciado em 418,51 °C, associado à degradação térmica da membrana. O comportamento térmico da amostra mostrou-se mais próximo ao da PCL, o que é coerente com a maior proporção desse polímero na

composição 2:1. Para membrana 1:1, houve uma leve mudança na linha de base em 61,34 °C corresponde à Tg do PLA, típica para regiões amorfas nessa mistura, enquanto o pico endotérmico em 179,12 °C indica a fusão da fase cristalina do PLA (Tm usual entre 170-180 °C). Pico a 328,50 °C trata-se do início da degradação térmica da membrana, comum fibras eletrofiadas (Tang et al, 2023). A Tm do PCL pode estar suprimido ou sobreposto devido à co-eletrofiação, que reduz a cristalinidade geral das fases. A curva de DSC da fibra co-eletrofiada PCL/PLA na proporção 1:2 mostra transições térmicas consistentes com o maior teor de PLA, que domina as propriedades amorfas e cristalinas. A mudança na linha de base em 66,60 °C reflete a Tg do PLA ligeiramente elevada pela co-eletrofiação e interação com PCL, enquanto a inflexão em 88,63 °C sugere relaxação entálpica ou início de cristalização a frio (Tc). O pico endotérmico em 177,68 °C indica fusão da fase cristalina PLA, com cristalinidade possivelmente reduzida pelo PCL; o evento em 355,31 °C corresponde à degradação térmica (Tang et al, 2023; Rojas et al, 2020).

Nas membranas co-eletrofiadas PCL/PLA, observou-se a presença de eventos térmicos característicos dos polímeros constituintes, indicando que ambas as fases mantêm parcialmente suas propriedades térmicas após o processo de co-eletrofiação. A amostra PCL/PLA 2:1 apresentou comportamento térmico mais próximo ao do PCL, enquanto a composição PCL/PLA 1:2 mostrou maior influência do PLA. A composição 1:1 apresentou comportamento intermediário, sugerindo coexistência das fases poliméricas nas fibras formadas.

6.5 Ensaios Mecânicos

Para aplicações biomédicas, como engenharia de tecidos e/ou curativos avançados, os biomateriais eletrofiados devem apresentar equilíbrio rigidez e flexibilidade, suportando esforços mecânicos sem falhas e adaptando-se ao ambiente biológico (Pinto et al., 2023) Além disso, ensaio mecânico de resistência à tração foi realizado no intuito de avaliar as mudanças no comportamento mecânico das membranas de co-eletrofiação. A Figura 22 apresenta as curvas típicas de tensão versus deformação das fibras eletrofiadas e os gráficos de resistência à tração, alongamento na ruptura e módulo de elasticidade.



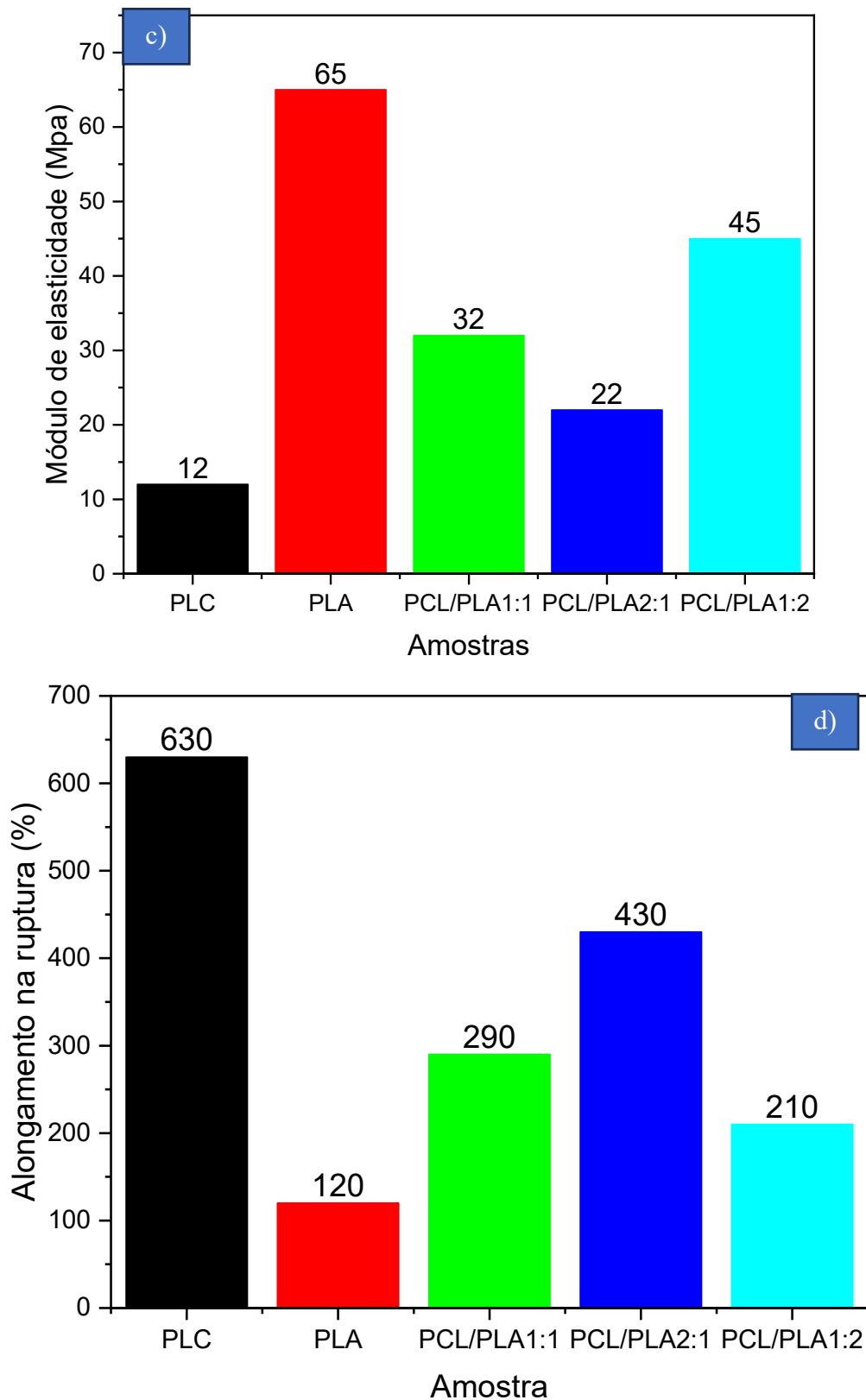


Figura 22: a) Gráfico tensão x deformação fibras eletrofiadas de PLA E PCL e fibras co-eletrofiadas; b) gráfico resultados resistência à tração; c) módulo de elasticidade; d) alongamento na ruptura

Fonte: (autora, 2026)

O gráfico resistência a ruptura (Figura 22 b)) é possível observar que a fibra de PLA demonstrou maior resistência inicial à tração, com valores de 7 MPa, porém menor capacidade de deformação, típico de sua rigidez e fragilidade, com elevado módulo elástico. Em contrapartida, a membrana de PCL exibiu menor resistência. Porém como mostra a Figura 22 d) a deformação é 600%, devido à maior mobilidade das cadeias poliméricas e deformação plástica (Zhang, Siyi et al., 2022).

Após a mistura das fibras de PLA e PCL entre si, as propriedades mecânicas das fibras co-eletrofiadas são compensadas, mostrando as propriedades intrínsecas de cada uma. O compósito final com mais fibra de PLA deve ter melhor resistência à tração e módulo inicial do que o composto com mais fibra PCL (Zhang, Siyi et al., 2022; Pinto et al., 2024).

A composição PCL/PLA 1:2 apresentou maior resistência mecânica entre as misturas, indicando maior influência da fase PLA na estrutura fibrosa. Já a composição PCL/PLA 2:1 apresentou maior deformação na ruptura, atingindo aproximadamente 430%, evidenciando o aumento da ductilidade devido à maior fração de PCL. A membrana PCL/PLA 1:1 apresentou comportamento intermediário, com resistência à tração próxima de 6,7 MPa e deformação de aproximadamente 290%, indicando um equilíbrio entre rigidez e flexibilidade.

A Figura 22 c) mostra o módulo de elasticidades, as membranas apresentaram módulos de elasticidade intermediários entre os polímeros puros, evidenciando a influência da composição na rigidez do material como mostrado na tabela 10.

Tabela 10: Valores médios (quintuplicata) e com desvio padrão do ensaio de tração

Amostra	Resistência à tração (MPa)	Alongamento na ruptura (%)	Módulo de elasticidade (MPa)
PLC	4,5±0,1	630±36	12±3
PLA	7,4±0,8	120±15	65±6
PCL/PLA1:1	6,7±0,3	290±25	32±4
PCL/PLA2:1	6,0±0,4	430±21	22±3
PCL/PLA1:2	6,1±0,7	210±34	45±5

Fonte: (autora, 2026)

Esses resultados demonstram que a co-eletrofiação de PLA e PCL permite modular as propriedades mecânicas das mantas fibrosas, equilibrando a rigidez do PLA com a ductilidade do PCL. Dessa forma, fibras contendo maior fração de PLA tendem a apresentar maior resistência à tração e maior módulo elástico inicial, enquanto o aumento da fração de PCL

favorece maior capacidade de deformação, resultando em materiais com propriedades mecânicas ajustáveis e potencial aplicação em biomateriais e engenharia de tecidos.

6.6 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

A morfologia das membranas de PLA, PCL e das membranas co-eletrofiadas são apresentados na Figura 20 com ampliação de 300 e 1000x, assim como os respectivos gráficos da frequência de diâmetros das fibras para cada amostra.

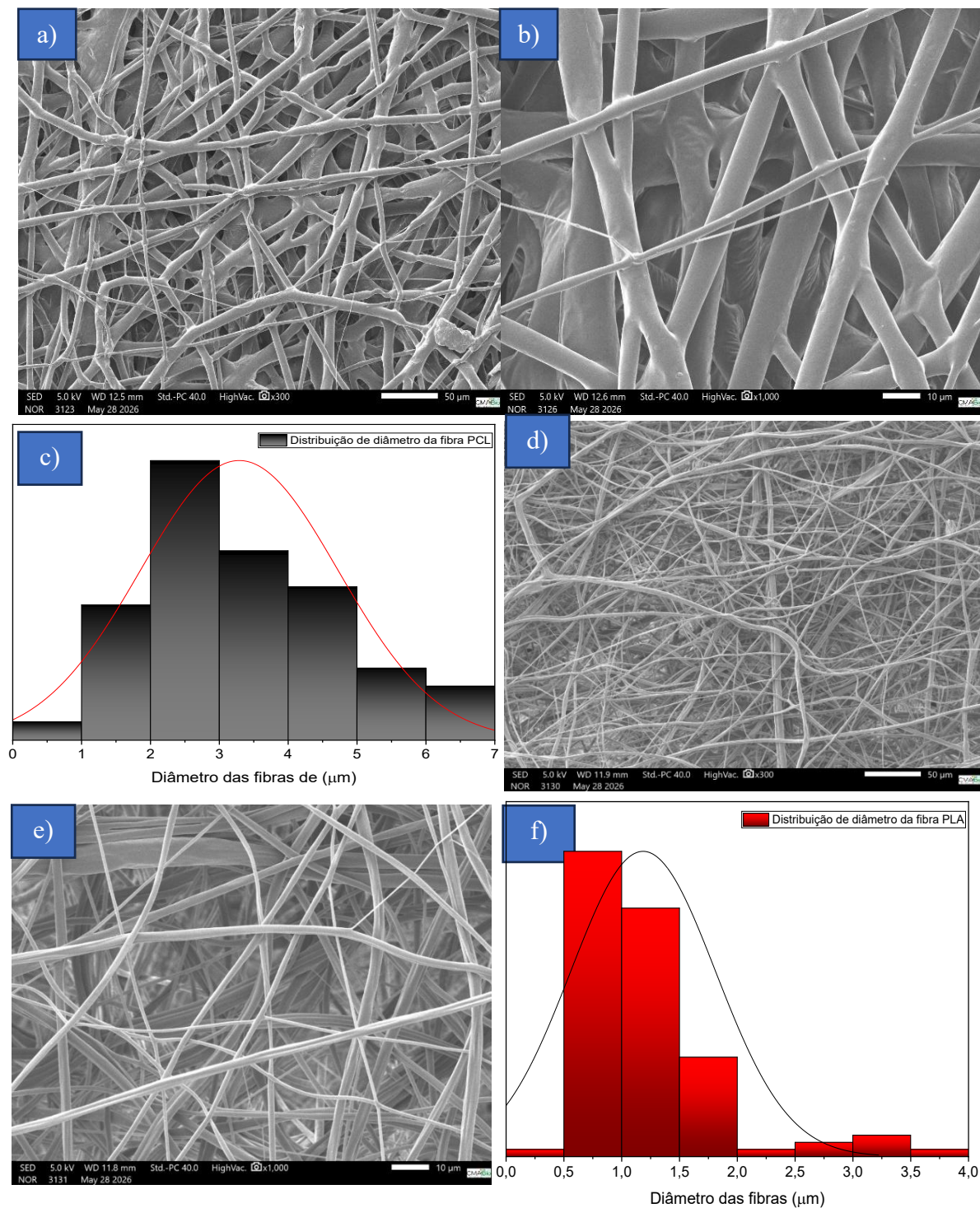


Figura 23: morfologia das fibras eletrofiadas e distribuição de diâmetros do PCL e PLA

Fonte: (autora, 2026)

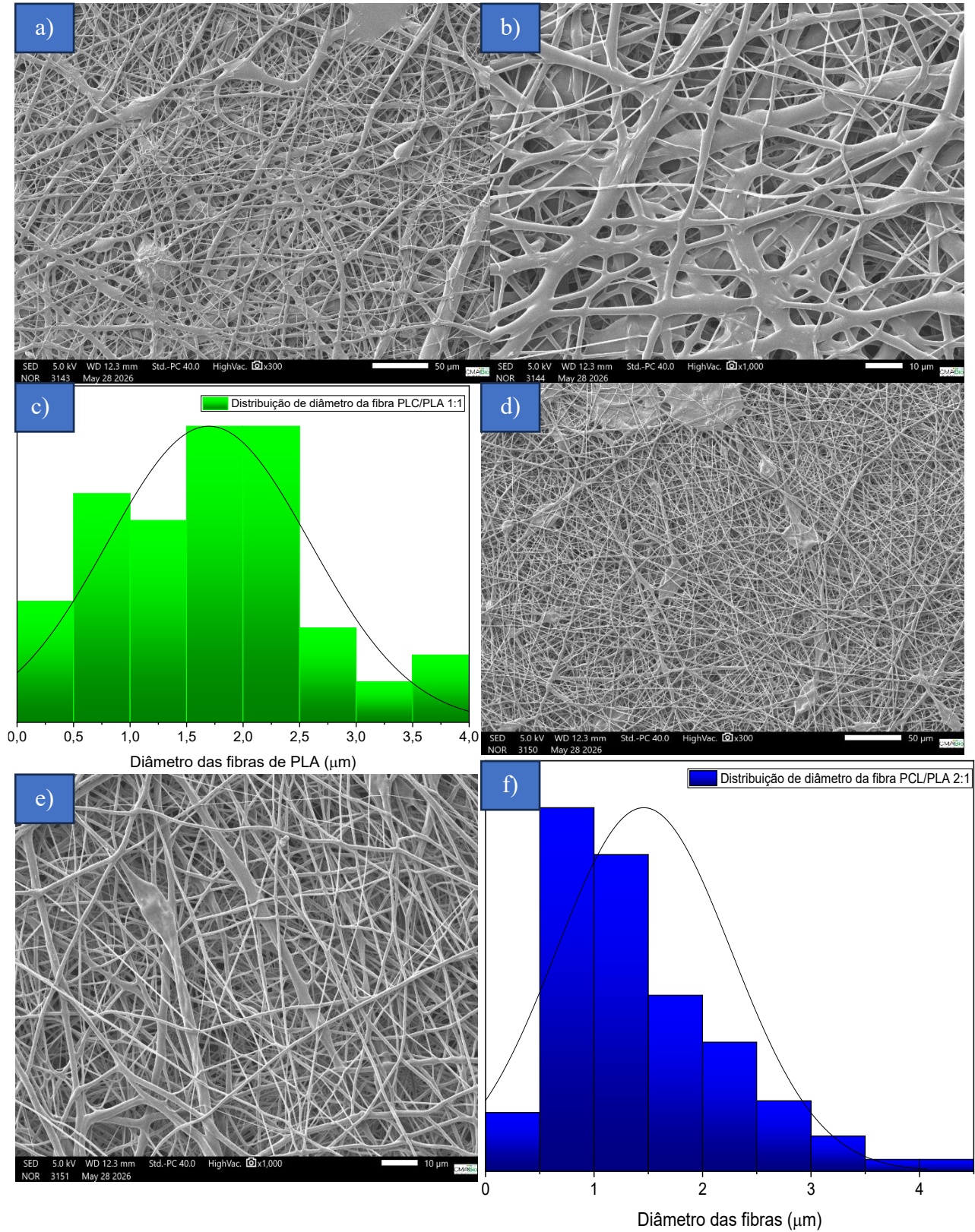
Figura 23 a) e b) apresenta a morfologia das fibras de PCL, verificou-se que apresenta fibras orientadas aleatoriamente e com poucos “beads”. A Figura c) apresenta distribuição de diâmetros das fibras de PCL, observou-se grande variação de diâmetro da fibra, variando de 0,2 até 7 μm com valores concentrados em 3 μm . Além disso, verificou-se fibras mais finas conectadas com fibras com diâmetro maior. Apesar de não apresentar “beads” significantes, apareceu pequenas gotículas devido os solventes utilizados DMC e etanol. (Scaffaro; Lopresti; Botta, 2017). As Figuras d) e f) refere-se a morfologia do PLA, apresentou fibras mais homogêneas e lisa comparada com PCL e livres de defeitos, contínuas, mas com orientação aleatória formando uma rede interconectada. O histograma (Figura e) mostra diâmetros variando entre 0,2 até 4 μm , concentra-se principalmente entre 0,5 e 1,5 μm , com poucas fibras maiores de 2 μm menor variação de diâmetros.

A Figura 24 mostra a morfologia das fibras co-eletrofiadas. Foi possível que durante a co-eletrofiação ocorreu algumas interferências nos jatos, pois as amostras co-eletrofiadas apresentaram alguns defeitos. Essa instabilidade ocorre porque dois ou mais jatos simultâneos interagem entre si por forças eletrostáticas, podendo se repelir ou desviar mutuamente, causando descontinuidade no jato e irregularidades morfológicas nas fibras. As amostras co-eletrofiadas apresentaram alguns defeitos, como variações no diâmetro das fibras e formação de “beads” (Reyes & Lagerwall, 2020).

A Figura 24 a) e b) mostra as membranas co-eletrofiadas de PCL/PLA 1:1 foi possível verificar uma rede tridimensional caracterizada por fibras distribuídas aleatoriamente com variação de diâmetro. Segundo Scaffaro; 2017 e Zhang, Siyi et al., 2022 a co-eletrofiação de PCL atribui para a obtenção de estruturas mais flexíveis e dúcteis, enquanto o PLA promove maior resistência mecânica. Além disso, a co-eletrofiação favorece a formação de redes fibrosas heterogêneas e altamente porosas quando comparadas às membranas produzidas a partir de polímeros sozinhos. A morfologia corrobora com os resultados dos ensaios mecânicos obtidos para a composição PLA/PCL 1:1, que apresentou resistência à tração de $6,7 \pm 0,3 \text{ MPa}$ e alongamento na ruptura de $290 \pm 25\%$, evidenciando um equilíbrio entre resistência mecânica e flexibilidade. A Figura 24 c) é possível observar os diâmetros das fibras da co-eletrofiação PCL/PLA 1:1 uma variação de 0,2 a 4 μm e com concentração entre 1 e 2 μm .

A morfologia das fibras co-eletrofiadas 2:1 (Figura 24 d) e e)) também apresentou vários beads A distribuição dos diâmetros das fibras, conforme a Figura 24 f), demonstra a

coexistência das fibras de PLC e PLA pois a presença de fibras mais fina do PLA e aumenta a área superficial e a porosidade, enquanto fibras mais grossas do PCL. Histograma mostra que a maior distribuição das fibras foi em torno de 1 e 2 μm .



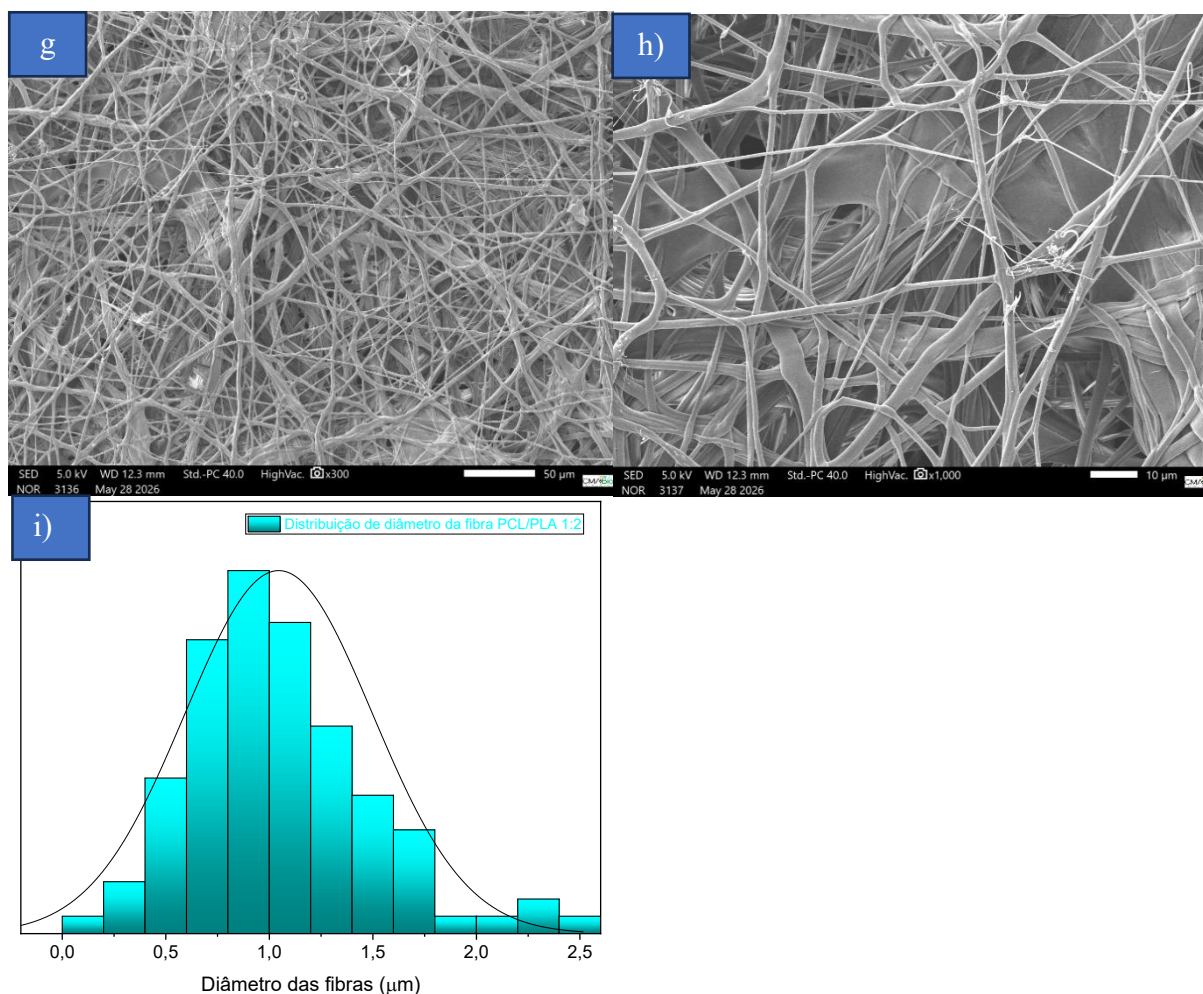


Figura 24: Morfologia e distribuição de diâmetros das fibras co-eletrofiadas

Fonte: (autora, 2026)

A Figura 24 g) e h) são referentes a morfologia das fibras co-eletrofiadas 1:2. Foi possível verificar fibras sem muitos defeitos, com emaranhado de fibras, porém com poucos defeitos de “beads” e pouca fusão excessiva entre as fibras. A proporção 1:2 indica maior quantidade de PLA na composição. Nesta condição, espera-se que as fibras oriundas da seringa contendo PLA predominem em número, enquanto as fibras de PCL, mais espessas e flexíveis, atuam como fase dispersa na matriz fibrosa.

Apesar desses defeitos morfológicos, as membranas co-eletrofiadas mantêm uma estrutura fibrosa contínua com porosidade. Os poros proporcionam uma área superficial maior às fibras, o que é conveniente para aplicações biomédicas. A presença desses poros auxilia na migração, proliferação e adesão celular e a orientação aleatória ajuda no reparo tecidual (Pinto, 2025).

A otimização dos parâmetros de eletrofição (como aumento da concentração polimérica, ajuste da vazão ou modificação do sistema solvente) é recomendada para minimizar os defeitos observados em futuras sínteses.

6.7 Ângulo de Contato

A medição do ângulo de contato foi realizada para avaliar o comportamento de molhabilidade das membranas após a co-eletrofição com diferentes concentrações conforme mostra a Figura 25. Os ângulos de contato abaixo de 90° são associados a um maior grau de hidrofobicidade, enquanto ângulos maiores são atribuídos a superfícies hidrofóbicas. Porém, superfícies extremamente hidrofóbicas geram ângulos de contato superiores a 150° devido a repulsão gerada (Egri, 2019; Sadeghianmaryan et al., 2020).

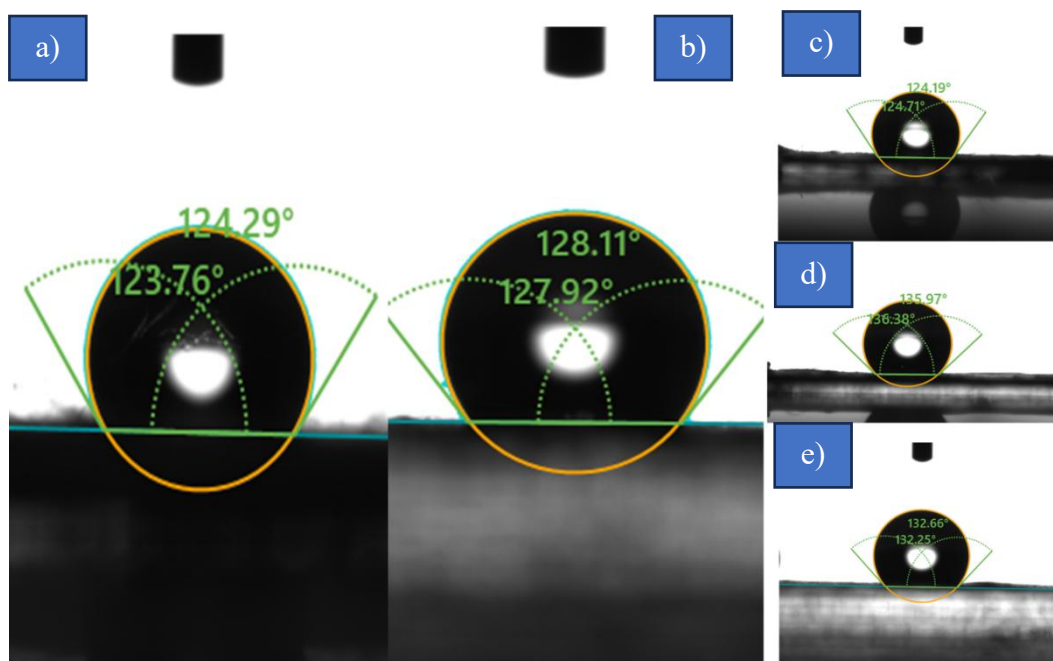


Figura 25: ângulo de contato PCL

Na Figura 25 a) a molhabilidade da membrana de PCL pura, forma um ângulo de aproximadamente $124,29^\circ$, indicando uma superfície relativamente hidrofóbica. O PLA também é um polímero hidrofóbico formou um ângulo de $128, 11^\circ$. No caso da PCL, os materiais hidrofóbicos preparados por eletrofição são comuns membranas eletrofiadas de PCL

apresentam faixa de 113–136°. O método de eletrofiação a também se tornou uma excelente forma de fabricar materiais à base de PLA hidrofóbicos e superhidrofóbicos. Foi relatado que nanofibras de PLA preparadas dessa forma apresentam ângulo de contato de 110° a 152°. (Novák et al., 2024). Os valores são totalmente consistentes com o seu resultado do PCL e PLA puro.

A membrana co-eletrofiada 2:1 possui ângulo de 124,19° bem próximos do PLC (Figura 25 c). Já as membranas co-eletrofiadas PLC/PLA1:1 e 1:2 o ângulo de contato aumentaram para ângulos 135,97° e 132,66° é viável já que co-eletrofiação podem modificar substancialmente o ângulo de contato às vezes aumentando e às vezes diminuindo. A morfologia pela co-eletrofiação pode elevar o ângulo de contato acima dos valores individuais dos polímeros, devido ao efeito de rugosidade. Em misturas PCL/PLA, a literatura mostra que a microestrutura e a distribuição superficial dos polímeros podem aumentar ainda mais a hidrofobicidade das membranas, resultando em ângulos superiores aos dos polímeros puros. Nas membranas co-eletrofiadas PCL/PLA, a interação entre os polímeros e a microestrutura resultante pode intensificar ainda mais essa hidrofobicidade, levando a ângulos de contato superiores aos dos polímeros individuais (Zang et.al., 2026).

6.8 Atividade Antimicrobiana

O ensaio de difusão de disco é um teste padronizado amplamente utilizado para determinar a sensibilidade de bactérias. Ele mede o diâmetro do halo de inibição ao redor de discos impregnados com antibióticos sobre meio de cultura, no caso do ensaio Ágar Müller-Hilton. A Figura 26 mostra que para cepa *S. aureus* e *P.aeruginosa* a membrana com extrato da casca de uxi obteve resultados positivos formando halos de inibição bacteriana.

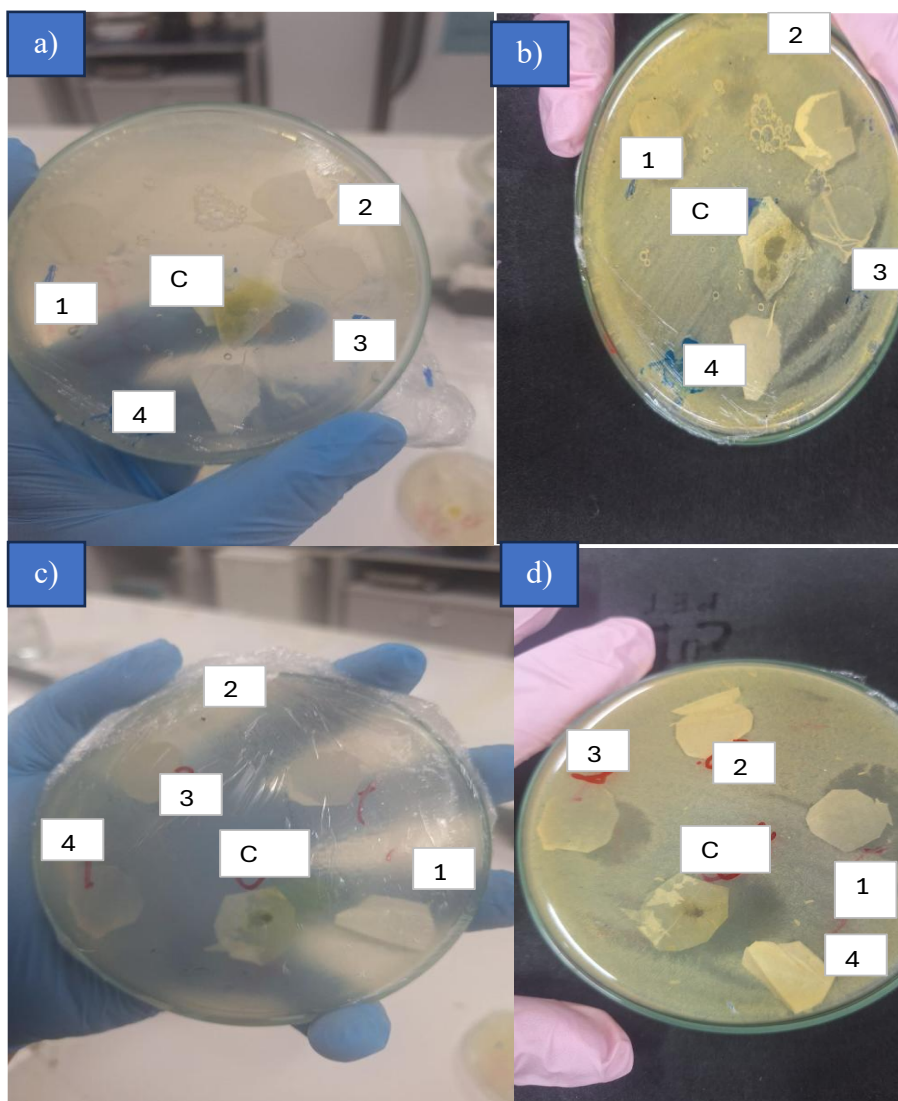


Figura 26: Atividade antimicrobiana antes e depois de 72 h 1 PCL/PLA70%;2 PCL/PLA 50%,; PCL/PLA25%; C - controle. a) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa *P.aeruginosa*; b) imagem dos halos após 72 horas *P.aeruginosa*; c) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa *S.aureus* ; d) imagem dos halos depois de 72 horas do ensaio para cepa *S.aureus*

Fonte: (autora, 2026)

A Figura 27 mostra halos de inibição ao redor de algumas amostras, indicando atividade antimicrobiana das membranas de PCL/PLA co-eletrofiadas com extrato de uxi-amarelo (*Endopleura uchi*). A formação de halos mais evidentes demonstra que o extrato se difundiu do material para o meio de cultura, inibindo o crescimento microbiano nas regiões adjacentes. Em contraste, o controle apresentou crescimento mais uniforme com maior halo de crescimento comparada com membrana co-eletrofiada com uxi.

Tabela 11: Diâmetro do halo de inibição bacteriana observado durante 72h.

CEPA	AMOSTRAS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	INIBIÇÃO (%)
<i>P.aeruginosa</i>	CONTROLE	16,33	1,70	100,0
	PCL/PLA 75	11,37	9,85	69,6
	PCL/PLA 50	13,70	2,31	83,9
	PCL/PLA 25	8,73	7,57	53,5
	PCL/PLA	0	0	0
<i>S.aureus</i>	CONTROLE	18,97	0,29	100,0
	PCL/PLA 75	18,37	1,25	96,8
	PCL/PLA 50	13,97	0,42	73,6
	PCL/PLA 25	17,63	2,23	93,0
	PCL/PLA	0	0	0

Fonte: (autora, 2026)

A tabela 11 mostra os diâmetros de halo de inibição, observa-se que as membranas contendo extrato de uxi-amarelo apresentaram atividade antimicrobiana contra *Pseudomonas aeruginosa* e *Staphylococcus aureus*, embora com comportamentos distintos entre as cepas. os resultados são compatíveis com os estudos Silva, 2015 e de Freitas et al, 2018.

Estes resultados validam o uxi-amarelo como recurso promissor da biodiversidade amazônica para desenvolvimento de biomateriais funcionais com atividade antimicrobiana ampla com aplicação potencial em *scaffolds*, membranas para queimaduras, liberação de fármacos, curativo. A estratégia de co-eletrofiação com incorporação superficial é eficaz para conferir propriedade antimicrobiana a biomateriais inertes, representando produto inovador para aplicação biomédico (Pinto et al., 2023).

6.9 Atividade Antifúngica

A atividade antifúngica, após 72 horas de cultura, da membrana co-eletrofiada e incorporada com 25%, 50% e 75% extrato da casca de uxi contra *C. tropicalis*, é apresentada na Figura 27 a) e b) e *C.albicans* na Figura 27 c) e d).

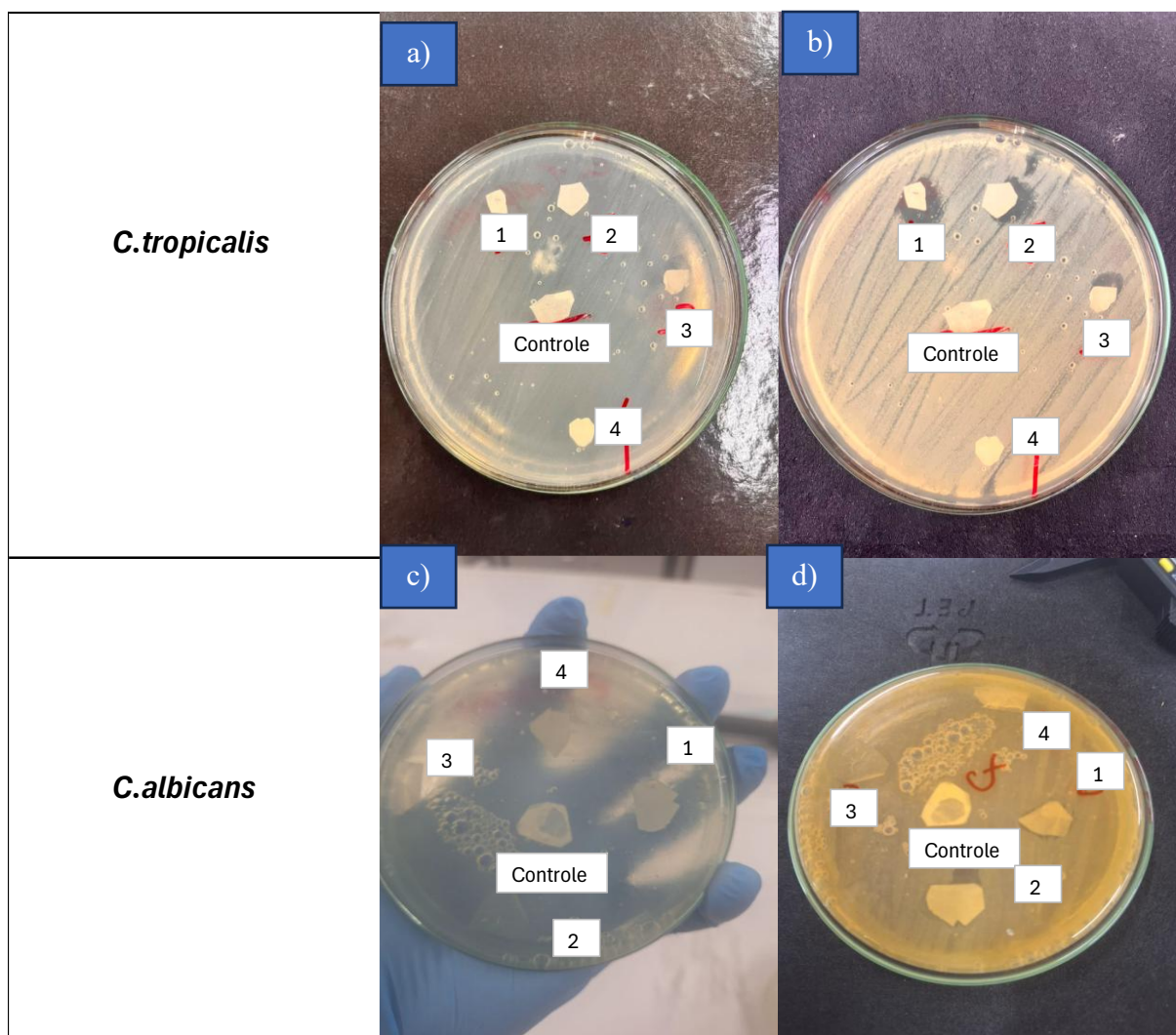


Figura 27: Atividade antimicrobiana antes e depois de 72 h 1 PCL/PLA70%;2 PCL/PLA 50%,; PCL/PLA25%; C - controle. a) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa *microrganismo C.tropicalis* b) imagem dos halos após 72 horas *C.tropicalis*; c) imagem antes 72 horas do ensaio para cepa *C.albicans* ; d) imagem dos halos depois de 72 horas do ensaio para cepa *C.albicans*

Fonte: (autora, 2026)

A membrana co-eletrofiada de PLA/PCL pura não apresentou atividade inibitória significativa. Para *C.tropicalis* as membranas contendo extrato de uxi amarelo exibiram halos de inibição de aproximadamente 14 mm como mostrado na tabela 11.

Tabela 12: Diâmetro do halo de inibição antifúngica durante 72 horas.

CEPA	AMOSTRAS	MÉDIA	DESVIO PADRÃO	INIBIÇÃO (%)
<i>C. tropicalis</i>	CONTROLE	5,67	0,58	100,0
	PCL/PLA 75	12,80	1,31	225,9
	PCL/PLA 50	10,00	1,00	176,5
	PCL/PLA 25	9,33	1,53	164,7

	PCL/PLA	0	0	0
<i>C. albicans</i>	CONTROLE	9,67	8,39	100,0
	PCL/PLA 75	7,70	6,74	79,7
	PCL/PLA 50	8,93	7,75	92,4
	PCL/PLA 25	8,93	7,77	92,4
	PCL/PLA	0	0	0

Fonte: (autora, 2026)

As membranas apresentaram atividade antifúngica para *C.albicans* (Figura 27 d)) e a atividade menor comprada com *Candida tropicalis*. Embora os halos obtidos tenham sido menores ao controle positivo da tetracina apresentou, os resultados demonstram que as membranas tiveram PCL/PLA 50 e PCL/PLA 25 apresentaram médias de halo de 8,93 mm, enquanto a formulação PCL/PLA 75 apresentou média de 7,70 mm.

Estes resultados corroboram com a pesquisa de Oliveira et al., (2021) e que identificaram o extrato de uxi-amarelo como agente antifúngico promissor, contra *C. albicans*. Menezes et al., (2009) realizaram pesquisas com atividade *in vitro* contra leveduras do gênero *Candida*, incluindo *C. albicans*, *C. guilliermondii* e *C. tropicalis*, utilizando extrato aquoso da casca. A consistência dos resultados entre diferentes estudos e diferentes métodos de extração válida a robustez da atividade antifúngica do extrato de uxi-amarelo.

Esses resultados indicam que a atividade antifúngica observada está associada aos compostos bioativos presentes no extrato vegetal incorporado às membranas. Embora o controle positivo com itraconazol não tenha demonstrado o efeito inibitório esperado nas condições do ensaio para *C.tropicalis*, mas para *C.albicans* apresentou maior atividade que as membranas. Mas as membranas contendo extrato da casca de uxi apresentaram resposta antifúngica evidente. Esse efeito pode estar relacionado à presença de metabólitos secundários, como taninos, flavonoides, saponinas e bergenina, que podem comprometer a integridade da membrana celular, a parede fúngica e processos metabólicos de *Candida tropicalis*, reduzindo seu crescimento (De Oliveria Et al., 2021).

Dessa forma, a membrana demonstra o potencial do sistema para aplicações biomédicas e como plataforma de liberação de agentes naturais é uma alternativa promissora devido a *C. tropicalis* apresentar taxas crescentes de resistência a antifúngicos comerciais. Algumas cepas de *Candida tropicalis* são resistentes ao fluconazol e a outros agentes antifúngicos. Segundo Menezes; Mendes; Cunha, (2009). *Candida tropicalis* foi a causa mais comum de fungemia em estudo realizado com pacientes hematológicos. Portanto, a membrana polimérica com ativos da biodiversidade amazônica é um produto promissor para aplicação em biomateriais para liberação de fármacos e curativos ativos.

7 CONCLUSÃO

O estudo demonstrou que a técnica de co-eletrofiação de PCL/PLA com diferentes concentrações produziu membranas fibrosas com propriedades adequadas para aplicações futuras em biomateriais. A co-eletrofiação das membranas indicou uma melhoria na estabilidade térmica e na compatibilidade dos componentes, especialmente na amostra PCL/PLA 1:1, que apresentou elasticidade, propriedades mecânicas, térmicas e químicas. Análises por FTIR indicaram que os processos de eletrofiação e co-eletrofiação preservaram a estrutura química dos polímeros, sem sinais de degradação ou de novas ligações químicas, sugerindo interação predominantemente física entre PLA e PCL. Difração de raios X (DRX) evidenciou a coexistência das fases cristalinas características de cada polímero, sem formação de novas fases cristalinas; entretanto, observou-se redução da cristalinidade nas membranas co-eletrofiadas em comparação ao PCL puro, indicando aumento da fração amorfa. As análises térmicas mostraram que todas as membranas são termicamente estáveis em faixas adequadas para aplicações biomédicas, mantendo integridade. As amostras co-eletrofiadas exibiram comportamento térmico intermediário entre os polímeros puros, dependente da proporção PLA/PCL. Ensaio mecânicos demonstraram que a co-eletrofiação combina a alta resistência do PLA com a elevada ductilidade do PCL. A composição PCL/PLA 1:1 apresentou o melhor equilíbrio entre resistência à tração, módulo elástico e alongamento na ruptura, apontando para maior adequação a aplicações que exigem simultaneamente resistência e flexibilidade. A morfologia revelou fibras contínuas, porosas e aleatoriamente distribuídas. Embora tenham sido observados alguns defeitos *beads* e variação de diâmetros nas membranas co-eletrofiadas, a porosidade e a interconectividade permaneceram elevadas, características favoráveis à adesão, proliferação e migração celular. Medidas de ângulo de contato indicaram comportamento hidrofóbico em todas as membranas. A co-eletrofiação aumentou a hidrofobicidade em relação aos polímeros puros, efeito associado à rugosidade superficial e à microestrutura gerada durante a formação das fibras. Conclui-se que a co-eletrofiação de PLA e PCL é uma estratégia eficaz para produzir membranas com propriedades ajustáveis, combinando as vantagens de ambos os polímeros. A composição PCL/PLA 1:1 destacou-se pelo conjunto otimizado de propriedades estruturais, térmicas, mecânicas e morfológicas, mostrando-se promissora para engenharia tecidual, curativos bioativos e sistemas de liberação controlada de fármacos. Foi observado efeito antimicrobiano e antifúngico significativo das membranas co eletrofiadas com uxi amarelo. Os ensaios microbiológicos validam que a membrana com extrato de uxi-amarelo

como recurso promissor da biodiversidade amazônica para desenvolvimento de biomateriais funcionais com atividade antimicrobiana ampla com aplicação potencial na área médicos.

.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como perspectivas, recomenda-se otimizar parâmetros de eletrofiação para reduzir defeitos morfológicos e realizar ensaios biológicos in vitro (citotoxicidade, adesão celular e atividade antimicrobiana) para validar o potencial das membranas em aplicações biomédicas

- Analisar outras composições de co-eletrofiação de PLA/PCL;
- Comparar propriedades da eletrofiação de blendas de PLA/PCL com a co-eletrofiação;
- Realizar de teste de biocompatibilidade in vitro nas fibras co-eletrofiadas;
- Estudar as propriedades das fibras co-eletrofiadas em vivo;
- Inserir outras porcentagens do extrato da casaca de uxi a fim de verificar melhor propriedades antibacterianas, antiinflamatórias e antifúngicos;
- Acompanhar processo degradação das fibras;
- Caracterização do extrato

REFERÊNCIAS

Abd-El-Aziz, A. S., Antonietti, M., Barner-Kowollik, C., Binder, W. H., Böker, A., Boyer, C., Buchmeiser, M. R., Cheng, S. Z. D., D'Agosto, F., Floudas, G., Frey, H., Galli, G., Genzer, J., Hartmann, L., Hoogenboom, R., Ishizone, T., Kaplan, D. L., Leclerc, M., Lendlein, A., ... Zhang, G. (2020). The Next 100 Years of Polymer Science. *Macromolecular Chemistry and Physics*, 221(16). <https://doi.org/10.1002/macp.202000216>.

Abdulhussain, R., Adebisi, A., Conway, B. R., & Asare-Addo, K. (2023). Electrospun nanofibers: Exploring process parameters, polymer selection, and recent applications in pharmaceuticals and drug delivery. *Journal of Drug Delivery Science and Technology*, 90. <https://doi.org/10.1016/j.jddst.2023.105156>.

Al-Baadani, M. A., Hii Ru Yie, K., Al-Bishari, A. M., Alshobi, B. A., Zhou, Z., Fang, K., Dai, B., Shen, Y., Ma, J., Liu, J., & Shen, X. (2021a). Co-electrospinning polycaprolactone/gelatin membrane as a tunable drug delivery system for bone tissue regeneration. *Materials & Design*, 209, 109962. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2021.109962>

Allizond, V., Banche, G., Salvoni, M., Malandrino, M., Cecone, C., Cuffini, A. M., & Bracco, P. (2023). Facile One-Step Electrospinning Process to Prepare AgNPs-Loaded PLA and PLA/PEO Mats with Antibacterial Activity. *Polymers*, 15(6). <https://doi.org/10.3390/polym15061470>.

Amiri, N., Rozbeh, Z., Afrough, T., Sajadi Tabassi, S. A., Moradi, A., & Movaffagh, J. (2018). Optimization of Chitosan-Gelatin Nanofibers Production: Investigating the Effect of Solution Properties and Working Parameters on Fibers Diameter. *BioNanoScience*, 8(3), 778–789. <https://doi.org/10.1007/s12668-018-0540-5>

Aydogdu, A., Sumnu, G., & Sahin, S. (2018). A novel electrospun hydroxypropyl methylcellulose/polyethylene oxide blend nanofibers: Morphology and physicochemical properties. *Carbohydrate Polymers*, 181, 234–246. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2017.10.071>

Azari, A., Golchin, A., Mahmoodinia Maymand, M., Mansouri, F., & Ardeshtyrlajimi, A. (2021). Electrospun Polycaprolactone Nanofibers: Current Research and Applications in Biomedical Application. *Advanced Pharmaceutical Bulletin*. <https://doi.org/10.34172/apb.2022.070>

Azimi, B., Maleki, H., Zavagna, L., de la Ossa, J. G., Linari, S., Lazzeri, A., & Danti, S. (2020). Bio-Based Electrospun Fibers for Wound Healing. *Journal of Functional Biomaterials*, 11(3), 67. <https://doi.org/10.3390/jfb11030067>

Badmus, M., Liu, J., Wang, N., Radacsi, N., & Zhao, Y. (2021). Hierarchically electrospun nanofibers and their applications: A review. *Nano Materials Science*, 3(3), 213–232. <https://doi.org/10.1016/j.nanoms.2020.11.003>

Bastos, L., da Silva, F., de Souza, L., Sá, I., Mesquita, R., de Souza, A., & Nunomura, R. (2020). Integrative Approach Based on Simplex-Centroid Design, ESI-MS and Chemometric Analysis

for Comprehensive Characterization of Phenolic Compounds from *Endopleura uchi* Bark. *Journal of the Brazilian Chemical Society*. <https://doi.org/10.21577/0103-5053.20190187>

Biswal, T. (2021). Biopolymers for tissue engineering applications: A review. *Materials Today: Proceedings*, 41, 397–402. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.09.628>

Callister, W. D. Jr., & RETHWISCH, D. G. (2020). *Ciência e Engenharia de Materiais - Uma Introdução* (9th ed., Vol. 1).

Canevarolo JR, Sebastião V. *Ciência dos polímeros*. Artiliber editora, São Paulo, v. 24, p. 18, 2002.

Christen, M.-O., & Vercesi, F. (2020). <p>Polycaprolactone: How a Well-Known and Futuristic Polymer Has Become an Innovative Collagen-Stimulator in Esthetics</p>. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dermatology*, Volume 13, 31–48. <https://doi.org/10.2147/CCID.S229054>.

de Freitas, F. A., Araújo, R. C., Soares, E. R., Nunomura, R. C. S., da Silva, F. M. A., da Silva, S. R. S., de Souza, A. Q. L., de Souza, A. D. L., Franco-Montalbán, F., Acho, L. D. R., Lima, E. S., Bataglion, G. A., & Koolen, H. H. F. (2018). Biological evaluation and quantitative analysis of antioxidant compounds in pulps of the Amazonian fruits bacuri (*Platonia insignis* Mart.), ingá (*Inga edulis* Mart.), and uchi (*Sacoglottis uchi* Huber) by UHPLC-ESI-MS/MS. *Journal of Food Biochemistry*, 42(1), e12455. <https://doi.org/10.1111/jfbc.12455>.

de Oliveira, R. T., dos Santos Rolim, C. S., do Nascimento Rolim, L., de Sousa Gomes, M. L., Martins, G. A. S., de Castro, L. M., do Nascimento, W. M., Saraiva-Bonatto, E. C., de Cássia Saraiva Nunomura, R., Lamarão, C. V., & Zanotto, S. P. (2021). *Endopleura uchi* – A review about its nutritional compounds, biological activities and production market. In *Food Research International* (Vol. 139). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.foodres.2020.109884>

de Sá Hyacienth, B. M., Sánchez-Ortiz, B. L., Picanço, K. R. T., Pereira, A. C. M., de Sá Hyacienth, D. C., de Souza, G. C., Rodrigues Sarquis, R. do S. F., Aduanga, G. M. G., Navarrete, A., & Carvalho, J. C. T. (2020). *Endopleura uchi* (Huber) Cuatrec.: A medicinal plant for gynecological treatments – A reproductive toxicity assessment in zebrafish (Danio rerio). *Journal of Ethnopharmacology*, 250. <https://doi.org/10.1016/j.jep.2019.112457>

de Vrieze, S., van Camp, T., Nelvig, A., Hagström, B., Westbroek, P., & de Clerck, K. (2009). The effect of temperature and humidity on electrospinning. *Journal of Materials Science*, 44(5), 1357–1362. <https://doi.org/10.1007/s10853-008-3010-6>

DeStefano, V., Khan, S., & Tabada, A. (2020). Applications of PLA in modern medicine. *Engineered Regeneration*, 1, 76–87. <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.08.002>

di Cristo, F., Valentino, A., de Luca, I., Peluso, G., Bonadies, I., di Salle, A., & Calarco, A. (2023a). Polylactic Acid/Poly(vinylpyrrolidone) Co-Electrospun Fibrous Membrane as a Tunable Quercetin Delivery Platform for Diabetic Wounds. *Pharmaceutics*, 15(3), 805. <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics15030805>

Ding, C., Fang, H., Duan, G., Zou, Y., Chen, S., & Hou, H. (2019). Investigating the draw ratio and velocity of an electrically charged liquid jet during electrospinning. *RSC Advances*, 9(24), 13608–13613. <https://doi.org/10.1039/c9ra02024a>

Farooq, I., & Al-Abduljabbar, A. (2025). Efficient Production and Experimental Analysis of Bio-Based PLA-CA Composite Membranes via Electrospinning for Enhanced Mechanical Performance and Thermal Stability. *Polymers*, 17(8), 1118. <https://doi.org/10.3390/polym17081118>

Gao, Q., Agarwal, S., Greiner, A., & Zhang, T. (2023). Electrospun fiber-based flexible electronics: Fiber fabrication, device platform, functionality integration and applications. *Progress in Materials Science*, 137, 101139. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2023.101139>

Guo, Y., Wang, X., Shen, Y., Dong, K., Shen, L., & Alzalab, A. A. A. (2022). Research progress, models and simulation of electrospinning technology: a review. In *Journal of Materials Science* (Vol. 57, Issue 1, pp. 58–104). Springer. <https://doi.org/10.1007/s10853-021-06575-w>

Haghi, A. K., & Akbari, M. (2007). Trends in electrospinning of natural nanofibers. *Physica Status Solidi (a)*, 204(6), 1830–1834. <https://doi.org/10.1002/pssa.200675301>

Haider, A., Haider, S., & Kang, I. K. (2018). A comprehensive review summarizing the effect of electrospinning parameters and potential applications of nanofibers in biomedical and biotechnology. In *Arabian Journal of Chemistry* (Vol. 11, Issue 8, pp. 1165–1188). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.arabjc.2015.11.015>

Haider, S., Al-Zeghayer, Y., Ahmed Ali, F. A., Haider, A., Mahmood, A., Al-Masry, W. A., Imran, M., & Aijaz, M. O. (2013). Highly aligned narrow diameter chitosan electrospun nanofibers. *Journal of Polymer Research*, 20(4). <https://doi.org/10.1007/s10965-013-0105-9>

Haider, T. P., Völker, C., Kramm, J., Landfester, K., & Wurm, F. R. (2019). Plastics of the Future? The Impact of Biodegradable Polymers on the Environment and on Society. *Angewandte Chemie International Edition*, 58(1), 50–62. <https://doi.org/10.1002/anie.201805766>

He, H., Kara, Y., & Molnar, K. (2019). Effect of needle characteristic on fibrous PEO produced by electrospinning. *Resolution and Discovery*, 4(1), 7–11. <https://doi.org/10.1556/2051.2018.00063>

Heo, M., Lee, S. J., Heo, D. N., Lee, D., Lim, H. N., Moon, J. H., & Kwon, I. K. (2018). Multilayered co-electrospun scaffold containing silver sulfadiazine as a prophylactic against osteomyelitis: Characterization and biological in vitro evaluations. *Applied Surface Science*, 432, 308–316. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2017.04.147>

Kazemzadeh, G., Jirofti, N., Mohebbi-Kalhari, D., Sarhaddi, F., & Taheri, R. (2022). Pathological examination of blended and co-electrospinning hybrid polycaprolactone/polyurethane nanofibers for soft tissue engineering applications. *Journal of Industrial Textiles*, 51(4), 6816S-6837S. <https://doi.org/10.1177/15280837221074070>

Jones, S., Laude, M., Oyeibanji, Z., Birur, R., Luengo Martinez, A., Gilbert, I., Baek, P., Longbottom, N., McCullough, N., Horn, S. J., Lin, C. Y., Lohr, M. J., Clubb, F., Rausch, M. K., & Cosgriff-Hernandez, E. (2025). Co-Electrospinning Extracellular Matrix with Polycaprolactone Enables a Modular Approach to Balance Bioactivity and Mechanics of a Multifunctional Bone Wrap. *Advanced Healthcare Materials*. <https://doi.org/10.1002/adhm.202502020>

Keirouz, A., Wang, Z., Reddy, V. S., Nagy, Z. K., Vass, P., Buzgo, M., Ramakrishna, S., & Radacsi, N. (2023). The History of Electrospinning: Past, Present, and Future Developments. In *Advanced Materials Technologies* (Vol. 8, Issue 11). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/admt.202201723>

Lasprilla-Botero, J., Álvarez-Láinez, M., & Lagaron, J. M. (2018). The influence of electrospinning parameters and solvent selection on the morphology and diameter of polyimide nanofibers. *Materials Today Communications*, 14, 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2017.12.003>

Li, Y., Zhang, Y., Zhao, T., Xu, Y., Zhang, X., Liu, K., Liu, J., & Zeng, Y. (2025). Processing PMIA-based nanofibers by air-assisted co-electrospinning for flame-retardant fiber filter. *Separation and Purification Technology*, 361. <https://doi.org/10.1016/j.seppur.2024.131317>

Liu, G., Gu, Z., Hong, Y., Cheng, L., & Li, C. (2017). Electrospun starch nanofibers: Recent advances, challenges, and strategies for potential pharmaceutical applications. In *Journal of Controlled Release* (Vol. 252, pp. 95–107). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2017.03.016>

Longo, R., Catauro, M., Sorrentino, A., & Guadagno, L. (2022). Thermal and mechanical characterization of complex electrospun systems based on polycaprolactone and gelatin. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 147(9), 5391–5399. <https://doi.org/10.1007/s10973-022-11225-7>

Luo, J., Zhu, J., Wang, L., Kang, J., Wang, X., & Xiong, J. (2021). Co-electrospun nano-/microfibrous composite scaffolds with structural and chemical gradients for bone tissue engineering. *Materials Science and Engineering C*, 119. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111622>

Macías-Naranjo, M., Sánchez-Domínguez, M., Rodríguez, C. A., García-López, E., & Vazquez-Lepe, E. (2025). Electrospinning of <sc>PLA</sc> Nanofibers for Coronary Stents: Influence of Solution Properties and Process Parameters. *Journal of Applied Polymer Science*. <https://doi.org/10.1002/app.57064>

Malikmammadov, E., Tanir, T. E., Kiziltay, A., Hasirci, V., & Hasirci, N. (2018). PCL and PCL-based materials in biomedical applications. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 29(7–9), 863–893. <https://doi.org/10.1080/09205063.2017.1394711>

Menezes, E. A., Mendes, L. G., & Cunha, F. A. (2009). Resistência a antifúngicos de *Candida tropicalis* isoladas no Estado do Ceará. *Revista Da Sociedade Brasileira de Medicina Tropical*, 42(3), 354–355. <https://doi.org/10.1590/S0037-86822009000300024>

- McKeen, L. (2012). Renewable Resource and Biodegradable Polymers. In *The Effect of Sterilization on Plastics and Elastomers* (pp. 305–317). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-2598-4.00012-5>
- Meng, C. (2025). Electrospinning PLLA/PCL Blend Fibre-Based Materials and Their Biomedical Application: A Mini Review. *Polymers*, 17(20), 2802. <https://doi.org/10.3390/polym17202802>
- Munzeiwa, W. A., Omondi, B. O., & Nyamori, V. O. (2024). A perspective into ring-opening polymerization of ϵ -caprolactone and lactides: effect of, ligand, catalyst structure and system dynamics, on catalytic activity and polymer properties. *Polymer Bulletin*, 81(11), 9419–9464. <https://doi.org/10.1007/s00289-024-05149-5>
- Murariu, M., & Dubois, P. (2016). PLA composites: From production to properties. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 17–46. <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.04.003>
- Nadaf, A., Gupta, A., Hasan, N., Fauziya, Ahmad, S., Kesharwani, P., & Ahmad, F. J. (2022). Recent update on electrospinning and electrospun nanofibers: current trends and their applications. *RSC Advances*, 12(37), 23808–23828. <https://doi.org/10.1039/D2RA02864F>
- Novák, M., Milasheuskaya, Y., Srb, M., Podzimek, Š., Bouška, M., & Jambor, R. (2024). Synthesis of star-shaped poly(lactide)s, poly(valerolactone)s and poly(caprolactone)s *via* ROP catalyzed by N-donor tin(II) cations and comparison of their wetting properties with linear analogues. *RSC Advances*, 14(32), 23273–23285. <https://doi.org/10.1039/D4RA03515A>.
- Oleksy, M., Dynarowicz, K., & Aebisher, D. (2023). Advances in Biodegradable Polymers and Biomaterials for Medical Applications—A Review. *Molecules*, 28(17), 6213. <https://doi.org/10.3390/molecules28176213>
- Palak, H., Güler, E., Nofar, M., & Karagüzel Kayaoğlu, B. (2022). Effects of D-lactide content and molecular weight on the morphological, thermal, and mechanical properties of electrospun nanofiber polylactide mats. *Journal of Industrial Textiles*, 51(2_suppl), 3030S-3056S. <https://doi.org/10.1177/15280837221090260>
- Pillay, V., Dott, C., Choonara, Y. E., Tyagi, C., Tomar, L., Kumar, P., du Toit, L. C., & Ndesendo, V. M. K. (2013). A review of the effect of processing variables on the fabrication of electrospun nanofibers for drug delivery applications. In *Journal of Nanomaterials* (Vol. 2013). <https://doi.org/10.1155/2013/789289>
- Pinto, M. F., Quevedo, B. v., Asami, J., Komatsu, D., Hausen, M. de A., & Duek, E. A. de R. (2023a). Electrospun Membrane Based on Poly(L-co-D,L lactic acid) and Natural Rubber Containing Copaiba Oil Designed as a Dressing with Antimicrobial Properties. *Antibiotics*, 12(5). <https://doi.org/10.3390/antibiotics12050898>
- Pinto, M. F., v. Quevedo, B., Komatsu, D., de Moraes, S. C., Duarte, M. A. T., & Duek, E. A. de R. (2024). Development of co-electrospun membrane composed poly(l-co-d,l-lactic acid) and natural rubber with potential application in dermal dressing. *Journal of Applied Polymer Science*, 141(26). <https://doi.org/10.1002/app.55573>

Radwan-Pragłowska, J., Janus, Ł., Piątkowski, M., Bogdał, D., & Matýsek, D. (2020). Hybrid Bilayer PLA/Chitosan Nanofibrous Scaffolds Doped with ZnO, Fe₃O₄, and Au Nanoparticles with Bioactive Properties for Skin Tissue Engineering. *Polymers*, 12(1), 159. <https://doi.org/10.3390/polym12010159>

Ranakoti, L., Gangil, B., Mishra, S. K., Singh, T., Sharma, S., Ilyas, R. A., & El-Khatib, S. (2022). Critical Review on Polylactic Acid: Properties, Structure, Processing, Biocomposites, and Nanocomposites. In *Materials* (Vol. 15, Issue 12). MDPI. <https://doi.org/10.3390/ma15124312>

Reyes, C. G., & Lagerwall, J. P. F. (2020). Disruption of Electrospinning due to Water Condensation into the Taylor Cone. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 12(23), 26566–26576. <https://doi.org/10.1021/acsami.0c03338>

Rojas, A., Velásquez, E., Garrido, L., Galotto, M. J., & López de Dicastillo, C. (2020). Design of active electrospun mats with single and core-shell structures to achieve different curcumin release kinetics. *Journal of Food Engineering*, 273, 109900. <https://doi.org/10.1016/j.jfoodeng.2019.109900>

Scaffaro, R., Lopresti, F., & Botta, L. (2017a). Preparation, characterization and hydrolytic degradation of PLA/PCL co-mingled nanofibrous mats prepared via dual-jet electrospinning. *European Polymer Journal*, 96, 266–277. <https://doi.org/10.1016/j.eurpolymj.2017.09.016>.

Silva, L. R., & Teixeira, R. (2015). Phenolic profile and biological potential of *Endopleura uchi* extracts. *Asian Pacific Journal of Tropical Medicine*, 8(11), 889–897. <https://doi.org/10.1016/j.apjtm.2015.10.013>

Sharma, D., Dhingra, S., Banerjee, A., Saha, S., Bhattacharyya, J., & Satapathy, B. K. (2022). Designing suture-proof cell-attachable copolymer-mediated and curcumin- β -cyclodextrin inclusion complex loaded aliphatic polyester-based electrospun antibacterial constructs. *International Journal of Biological Macromolecules*, 216, 397–413. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.06.204>

Sharma, D., & Satapathy, B. K. (2022). Optimization and physical performance evaluation of electrospun nanofibrous mats of PLA, PCL and their blends. *Journal of Industrial Textiles*, 51(4_suppl), 6640S–6665S. <https://doi.org/10.1177/1528083720944502>

Sill, T. J., & von Recum, H. A. (2008). Electrospinning: Applications in drug delivery and tissue engineering. In *Biomaterials* (Vol. 29, Issue 13, pp. 1989–2006). <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.01.011>

Skoog, D. A., Holler, F. J., & Crouch, S. R. (2018). *Principles of Instrumental Analysis*. Cengage Learning

Stuart, B.H., 2004. *Infrared spectroscopy: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons.

Tang, M., Jiang, L., Wang, C., Li, X., He, X., Li, Y., Liu, C., Wang, Y., Gao, J., & Xu, H. (2023). Bioelectrets in Electrospun Bimodal Poly(lactic acid) Fibers: Realization of Multiple Mechanisms for Efficient and Long-Term Filtration of Fine PMs. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 15(21), 25919–25931. <https://doi.org/10.1021/acsami.3c02365>

Terzopoulou, Z., Zamboulis, A., Koumentakou, I., Michailidou, G., Noordam, M. J., & Bikiaris, D. N. (2022). Biocompatible Synthetic Polymers for Tissue Engineering Purposes. *Biomacromolecules*, 23(5), 1841–1863. <https://doi.org/10.1021/acs.biomac.2c00047>

Test Method for Tensile Properties of Thin Plastic Sheeting. (2010). ASTM International. <https://doi.org/10.1520/D0882-10>

Valor Econômico Atual ou Potencial, de. (n.d.). Plantas para o Futuro-Região Norte Espécies Nativas da Flora Brasileira.

Wang, M., Yu, D. G., Williams, G. R., & Bligh, S. W. A. (2022). Co-Loading of Inorganic Nanoparticles and Natural Oil in the Electrospun Janus Nanofibers for a Synergetic Antibacterial Effect. *Pharmaceutics*, 14(6). <https://doi.org/10.3390/pharmaceutics14061208>

Wang, H., Meng, L., Li, H., Li, Z., Li, S., Bai, R., Chi, H., & Wang, X. (2026). Study on physicochemical properties and light-controlled antibacterial activity of side-by-side nanofiber films prepared by dual-channel electrospinning system. *Food Research International*, 118482. <https://doi.org/10.1016/j.foodres.2026.118482>

Weng, Q. H., Hu, M. H., Wang, J. F., & Hu, J. J. (2025). Enhancing the Flexibility and Hydrophilicity of PLA via Polymer Blends: Electrospinning vs. Solvent Casting. *Polymers*, 17(6). <https://doi.org/10.3390/polym17060800>

Wlodarczyk, J., Musial-Kulik, M., Jelonek, K., Stojko, M., Karpeta-Jarzabek, P., Pastusiak, M., Janeczek, H., Dobrzynski, P., Sobota, M., & Kasperczyk, J. (2022). Dual-jet electrospun PDLGA/PCU nonwovens as promising mesh implant materials with controlled release of sirolimus and diclofenac. *International Journal of Pharmaceutics*, 625. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2022.122113>

Wu, J., Hu, T., Wang, H., Zong, M., Wu, H., & Wen, P. (2022). Electrospinning of PLA Nanofibers: Recent Advances and Its Potential Application for Food Packaging. *Journal of Agricultural and Food Chemistry*, 70(27), 8207–8221. <https://doi.org/10.1021/acs.jafc.2c02611>

Xue, J., Wu, T., Dai, Y., & Xia, Y. (2019). Electrospinning and electrospun nanofibers: Methods, materials, and applications. In *Chemical Reviews* (Vol. 119, Issue 8, pp. 5298–5415). American Chemical Society. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.8b00593>

Yang, Y., Du, Y., Zhang, J., Zhang, H., & Guo, B. (2022). Structural and Functional Design of Electrospun Nanofibers for Hemostasis and Wound Healing. In *Advanced Fiber Materials* (Vol. 4, Issue 5, pp. 1027–1057). Springer. <https://doi.org/10.1007/s42765-022-00178-z>

Yuan, X. Y., Zhang, Y. Y., Dong, C., & Sheng, J. (2004). Morphology of ultrafine polysulfone fibers prepared by electrospinning. *Polymer International*, 53(11), 1704–1710. <https://doi.org/10.1002/pi.1538>

Zhang, Q., Wang, Y., Zhang, W., Hickey, M. E., Lin, Z., Tu, Q., & Wang, J. (2019). In situ assembly of well-dispersed Ag nanoparticles on the surface of polylactic acid-Au@polydopamine nanofibers for antimicrobial applications. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 184, 110506. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2019.110506>

Zhang, S., Yan, D., Zhao, L., & Lin, J. (2022). Composite fibrous membrane comprising PLA and PCL fibers for biomedical application. *Composites Communications*, 34, 101268. <https://doi.org/10.1016/j.coco.2022.101268>

Zhang, Y., Wang, Y., Zhang, H., Wang, Z., & Li, L. (2025). Side-by-side PCL-PU fiber-based high-performance membranes for oil-water separation. *Journal of Environmental Chemical Engineering*, 13(6). <https://doi.org/10.1016/j.jece.2025.120126>