

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE ENGENHARIA
CÂMPUS ILHA SOLTEIRA**

TAMARA MARQUES PREVI

**NANOCOMPÓSITO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS À BASE DE MANTA DE
NANOFIBRAS ELETROFIADAS DE PCL ADITIVADA COM PVA E EXTRATO
GLICÓLICO DE ALOE VERA**

Ilha Solteira

2025



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Câmpus de Ilha Solteira

TAMARA MARQUES PREVI

**NANOCOMPÓSITO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS À BASE DE MANTA DE
NANOFIBRAS ELETROFIADAS DE PCL ADITIVADA COM PVA E EXTRATO
GLICÓLICO DE ALOE VERA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Engenharia do Câmpus de Ilha Solteira – UNESP como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ciência dos Materiais.

Área de concentração: Química dos Materiais.
Profa. Dra. Marcia Regina de Moura Aouada.

Orientadora

Profa. Dra. Ligia Maria Manzine Costa

Coorientadora

Ilha Solteira

2025

FICHA CATALOGRÁFICA

Desenvolvida pela Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação

P944n Previ, Tamara Marques.
Nanocompósito para aplicações biomédicas à base de manta de nanofibras eletrofiadas de PCL aditivada com PVA e extrato glicólico de *Aloe Vera* / Tamara Marques Previ. -- Ilha Solteira: [s.n.], 2025
89 f. : il.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira. Área de conhecimento: Química dos Materiais, 2025

Orientador: Marcia Regina de Moura Aouada

Coorientador: Ligia Maria Manzine Costa

Inclui bibliografia

1. Nanocompósito. 2. Eletrofiação. 3. Policaprolactona. 4. Poli(álcool vinílico). 5. *Aloe Vera*.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: NANOCOMPÓSITO PARA APLICAÇÕES BIOMÉDICAS À BASE DE MANTA DE NANOFIBRAS ELETROFIADAS DE PCL ADITIVADA COM PVA E EXTRATO GLICÓLICO DE ALOE VERA

AUTORA: TAMARA MARQUES PREVI

ORIENTADORA: MARCIA REGINA DE MOURA AOUADA

COORDINADORA: LIGIA MARIA MANZINE COSTA

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em Ciência dos Materiais, área: Química dos Materiais pela Comissão Examinadora:

Documento assinado digitalmente
 **MARCIA REGINA DE MOURA AOUADA**
Data: 02/12/2025 10:26:55-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. MARCIA REGINA DE MOURA AOUADA (Participação Presencial)
Departamento de Física e Química / UNESP / Câmpus de Ilha Solteira - FEIS

Documento assinado digitalmente
 **JOSIANE CAETANO DRAGUNSKI**
Data: 03/12/2025 09:37:49-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. JOSIANE CAETANO DRAGUNSKI (Participação Virtual)
Departamento de Química / Universidade Estadual do Oeste do Paraná - UNIOESTE

Documento assinado digitalmente
 **THALITA JESSIKA BONDANCIA**
Data: 02/12/2025 14:18:00-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Pós-Doutoranda THALITA JESSIKA BONDANCIA (Participação Virtual)
EMBRAPA Instrumentação

Ilha Solteira, 02 de dezembro de 2025.

Dedico este trabalho aos meus amados pais, Pedro (in memoriam) e Neuza, e ao meu esposo Rodrigo, pelo apoio, carinho, incentivo e amor incondicional que sempre me acompanharam em todas as etapas da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus pelo dom da vida, por me conceder saúde, força e resiliência para seguir em frente.

Agradeço aos meus pais, meus maiores incentivadores e melhores exemplos, por todo amor, cuidado e carinho incondicionais.

Ao meu esposo Rodrigo, por me ensinar o verdadeiro sentido da palavra persistência e por compreender, tantas vezes, minha ausência.

À Prof.^a Dr.^a Márcia Regina de Moura Aouada, minha orientadora, pela valiosa orientação, pelo conhecimento tão generosamente compartilhado, pela amizade, paciência, empatia e confiança a mim depositada. Minha eterna admiração como profissional, mulher e mãe.

À Prof.^a Dr.^a Lúcia Maria Manzi Costa, minha coorientadora, por todos os esforços e ensinamentos transmitidos, pela paciência, perseverança e confiança em meu trabalho. Obrigada por ser esse ser humano iluminado.

Ao Prof. Dr. Fauze Ahmad Aouada, pela amizade, pelo incentivo constante, pela partilha de conhecimento e por inspirar a superação e a persistência.

Aos amigos que sempre me ofereceram força e incentivo ao longo desta caminhada, meu sincero agradecimento.

Ao meu amigo Higor, pelo compartilhamento de experiências, conhecimentos e pelo companheirismo ao longo desta trajetória.

Aos colegas do GCNH, em especial ao Sidney e Lacan, pelas risadas, conselhos, correções, ensinamentos, análises e ensaios compartilhados, e que contribuíram de forma significativa para este trabalho; e até pelos momentos difíceis, que nos fazem evoluir como seres humanos. Sem vocês, essa jornada teria sido muito mais desafiadora.

Aos colegas, funcionários e professores do Departamento de Física e Química, pela colaboração e disponibilidade ao longo do desenvolvimento desta pesquisa.

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” e ao Programa de Pós-Graduação em Ciência dos Materiais, pela oportunidade de crescimento pessoal e acadêmico.

Às agências de fomento CAPES e CNPq, pelo apoio e incentivo às pesquisas científicas no país.

*“O começo de todas as ciências é o espanto de as
coisas serem o que são.” (Aristóteles)*

RESUMO

As feridas cutâneas, especialmente as de difícil cicatrização, representam um desafio recorrente na área da saúde e impulsionam a busca por curativos avançados que associem suporte físico à atividade terapêutica. Neste contexto, este trabalho descreve o desenvolvimento de um nanocompósito bioativo com potencial aplicação como curativo, voltado à regeneração tecidual e ao tratamento eficiente de feridas. Para isso, foi desenvolvida manta de nanofibras eletrofiadas de policaprolactona (PCL), aditivada com poli(álcool vinílico) (PVA) e extrato glicólico de *Aloe vera* (EGAV). O material proposto consiste em uma manta de nanofibras de PCL obtida via eletrofiação, posteriormente aditivada com uma solução de PVA incorporada com EGAV. A escolha dos materiais baseou-se na combinação entre a resistência estrutural e biocompatibilidade do PCL, a hidrossolubilidade e biodegradabilidade do PVA, e as propriedades terapêuticas do *Aloe vera*, reconhecido por sua ação cicatrizante, anti-inflamatória e antimicrobiana. A metodologia envolveu a produção das nanofibras de PCL com morfologia homogênea, seguida pelo recobrimento com a solução de PVA/EGAV. A caracterização das amostras incluiu análises morfológicas por microscopia eletrônica de varredura (MEV), grau de entumescimento, análises térmicas (TG e DSC), ensaio mecânico, estudo *in vitro* de liberação do extrato bioativo, UV-Vis, FTIR, e avaliação do comportamento hidrofílico por ângulo de contato. Os resultados demonstraram que o nanocompósito apresenta uma estrutura bem integrada, com transição eficaz de comportamento hidrofóbico para hidrofílico, mantendo boa estabilidade térmica e promovendo liberação sustentada do ativo por até 168 horas. Além disso, a morfologia da manta mimetiza a matriz extracelular, favorecendo um ambiente adequado à regeneração celular. Conclui-se que o nanocompósito desenvolvido representa uma proposta promissora de curativo funcional, reunindo propriedades mecânicas, biológicas e farmacológicas em um único sistema, contribuindo para o avanço de terapias regenerativas eficientes e sustentáveis no campo da engenharia de tecidos.

Palavras-chave: Nanocompósito, Eletrofiação, Policaprolactona, Poli(álcool vinílico), *Aloe vera*.

ABSTRACT

Skin wounds, especially those that are difficult to heal, represent a recurring challenge in healthcare and drive the search for advanced dressings that combine physical support with therapeutic activity. In this context, this study describes the development of a bioactive nanocomposite with potential application as a dressing, aimed at tissue regeneration and efficient wound treatment. To this end, a polycaprolactone (PCL) electrospun nanofiber blanket was developed, with the addition of poly(vinyl alcohol) (PVA) and glycolic extract of Aloe vera (EGAV). The proposed material consists of a PCL nanofiber blanket obtained via electrospinning, subsequently added with a PVA solution incorporated with EGAV. The choice of materials was based on the combination of the structural strength and biocompatibility of PCL, the water solubility and biodegradability of PVA, and the therapeutic properties of Aloe vera, recognized for its healing, anti-inflammatory, and antimicrobial action. The methodology involved the production of PCL nanofibers with homogeneous morphology, followed by coating with the PVA/EGAV solution. The characterization of the samples included morphological analyses by scanning electron microscopy (SEM), degree of swelling, thermal analyses (TG and DSC), mechanical testing, in vitro study of bioactive extract release, UV-Vis, FTIR, and evaluation of hydrophilic behavior by contact angle. The results demonstrated that the nanocomposite has a well-integrated structure, with an effective transition from hydrophobic to hydrophilic behavior, maintaining good thermal stability and promoting sustained release of the active ingredient for up to 168 hours. In addition, the morphology of the blanket mimics the extracellular matrix, favoring an environment suitable for cell regeneration. It is concluded that the developed nanocomposite represents a promising proposal for a functional dressing, combining mechanical, biological, and pharmacological properties in a single system, contributing to the advancement of efficient and sustainable regenerative therapies in the field of tissue engineering.

Keywords: Nanocomposite, Electrospinning, Polycaprolactone, Poly(vinyl alcohol), *Aloe vera*.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Fases da cicatrização de feridas.....	17
Figura 2: Esquematização do processo de eletrofiação.....	26
Figura 3: Síntese de PCL por abertura de anel de radical livre (ROP) da ϵ -caprolactona.....	28
Figura 4: (A) Fórmula estrutural do Poli(acetato de vinila), (B) Fórmula estrutural do PVA parcialmente hidrolisado, (C) Fórmula estrutural do PVA totalmente hidrolisado.....	29
Figura 5: Esquematização do processo de preparo do extrato glicólico de <i>Aloe vera</i>	33
Figura 6: Processo sintetizado representativo das etapas 1 e 2 do preparo do compósito eletrofiado aditivado com PVA/EGAV.....	34
Figura 7: Esquematização do preparo da solução de PCL e eletrofiação da manta.....	35
Figura 8: Esquematização do preparo da manta eletrofiada de PCL: (A) processo de eletrofiação; (B) manta aderida à folha de papel alumínio coletora; (C) manta finalizada e destacada do coletor.....	35
Figura 9: Esquematização do preparo da manta eletrofiada de PCL: (A) processo de eletrofiação; (B) manta aderida à folha de papel alumínio coletora; (C) manta finalizada e destacada do coletor.....	36
Figura 10: (A) Manta de nanofibras eletrofiada de PCL; (B) Micrografia obtida por MEV da superfície da manta eletrofiada de PCL, evidenciando os poros (setas vermelhas); (C) Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; (D) Micrografia obtida por MEV da superfície da manta eletrofiada de PCL aditivada com PVA/EGAV, evidenciando o recobrimento dos poros pelo PVA (setas amarelas).....	42
Figura 11: Nanofibras eletrofiadas de PCL visualizadas em MEV utilizadas para medir o diâmetro médio.....	44
Figura 12: Curvas cinéticas do grau de intumescimento (Q%) em função do tempo (h) para as amostras de manta eletrofiada de PCL e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.....	46
Figura 13: (A) Curvas de TG; (B) Curvas de DTG das amostras: manta eletrofiada de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.....	49
Figura 14: Curvas DSC da temperatura de transição vítrea e temperatura de fusão, das amostras de manta de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.....	53
Figura 15: Curvas de tensão-deformação obtidas para a manta eletrofiada de PCL, o filme de	

PVA puro e o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.....	56
Figura 16: Estudo de liberação do ativo <i>in vitro</i> do nanocompósito: (A) Perda de massa (g) ao longo do tempo (h); (B) Perda de massa (%) em função do tempo (h).....	60
Figura 17: Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV analisado por micrografia obtida por MEV após teste de liberação em distintos períodos de tempo: (A) 0 hora; (B) 1 hora; (C) 4 horas; (D) 8 horas; (E) 16 horas; (F) 24 horas; (G) 48 horas; (H) 72 horas; (I) 96 horas; (J) 120 horas; (K) 144 horas e (L) 168 horas.....	62
Figura 18: Espectros de absorção na região do UV-Vis das soluções de PVA puro e do extrato glicólico de <i>Aloe vera</i>	63
Figura 19: Espectros de absorção UV-Vis do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV em ensaios de liberação realizados em solução salina 0,9% (SF 0,9%) nos intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas	65
Figura 20: Curva de calibração construída para quantificação de extrato glicólico de <i>Aloe vera</i> (EGAV).....	66
Figura 21: Espectros FTIR da manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta eletrofiada de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA, filme de PVA/EGAV e no nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.....	68
Figura 22: Espectros FTIR do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV das amostras após o estudo de liberação <i>in vitro</i> nos intervalos de tempo de 1, 4, 24, 72, 144 e 168 horas.....	71
Figura 23: Comparação visual da transparência dos materiais obtidos em diferentes etapas do processo experimental: manta eletrofiada de PCL puro (Etapa 1); nanocompósito eletrofiado contendo EGAV (Etapa 2); nanocompósito eletrofiado com EGAV após o teste de liberação do ativo.....	74
Figura 24: Ângulo de contato para materiais hidrofílicos e hidrofóbicos.....	75
Figura 25: Gota de líquido padrão sobre a superfície: (A) manta eletrofiada de PCL; (B) filme de PVA/EGAV; (C) Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após estudo de liberação <i>in vitro</i> : (D) Liberação 1 h; (E) Liberação 16 h; (F) Liberação 96 h e (G) Liberação 168 h.....	77

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Temperaturas inicial e final de degradação manta de PCL, filme de PVA, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV e filme de PVA/EGAV.....	52
Tabela 2: Resultados de DSC referentes ao 1º aquecimento e resfriamento das amostras de manta de PCL, filme de PVA, nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.....	56
Tabela 3: Propriedades mecânicas global da manta eletrofiada de PCL, filme de PVA e nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.....	58
Tabela 4: Valores de absorbância obtidos nos espectros de UV-Vis e respectivas concentrações de EGAV liberadas pelo nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV em solução salina 0,9% (SF 0,9%) nos intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas, determinadas por interpolação a partir da curva de calibração a 254 nm.....	67
Tabela 5: Medida do ângulo de contato (θ médio) em amostras manta eletrofiada de PCL; filme de PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após de liberação <i>in vitro</i> longo do tempo dos intervalos de tempo.....	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PCL - Policaprolactona
PVA - Poli (álcool vinílico)
EGAV - Extrato glicólico de *Aloe vera*
MEC - Matriz extracelular
NIH - Instituto Nacional de Saúde
0D - Zero-dimensionais
1D - Unidimensionais
2D - Bidimensionais
3D - Tridimensionais
°C – Graus Celsius
ROP - Abertura de anel de radical livre
PVAc – Poli (acetato de vinila)
Ac - Grupos acetato
FDA - Food and Drug Administration
p/v – Parte por volume
v/v – Volume por volume
G - Gauge
MDGF - Fator de crescimento derivado de macrófagos
kV – Quilovolt
h – Hora
Md – Massa inicial
Ma – Massa final
g – Gramas
 θ – Ângulo de contato
TG - Análise Termogravimétrica
DSC - Calorimetria Exploratória Diferencial
MEV - Microscopia Eletrônica de Varredura
nm – Nanômetro
cm – Centímetro
OH - Grupos hidroxila
Td - Temperatura de degradação
Tdi – Temperatura de degradação inicial

Tdf – Temperatura de degradação final

DTG - Termogravimetria derivada

PHB - Poli-(3-hidroxibutirato)

Tm - Temperatura de fusão

ΔH_m - Entalpia de fusão

Tc - Temperatura de cristalização

TPU – Poliuretano

HAp - Hidroxiapatita

Q - Grau de intumescimento

UV-Vis - Ultravioleta-visível

FTIR - Espectroscopia de absorção no infravermelho com transformada de Fourier

ATR - Reflexão total atenuada

Mpa – Megapascal

C=O – Grupos carbonílicos

UVC - Luz ultravioleta C

UVB - Luz ultravioleta B

UVA - Luz ultravioleta A

CH₂ - Grupo metileno

H₂O – Água

COO⁻ - Grupo carboxilato

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
2	REVISÃO DE LITERATURA	17
2.1	FERIDAS CUTÂNEAS E CICATRIZAÇÃO	17
2.1.1	Fases da cicatrização de feridas	17
2.1.2	Tratamento de feridas cutâneas	18
2.2	CURATIVOS	19
2.2.1	Curativo bioativo	20
2.2.2	Curativo medicamentoso	20
2.2.3	Curativo composto	21
2.3	BIOMATERIAIS	21
2.3.1	Nanotecnologia	23
2.3.1.1	Nanocompósito	24
2.3.1.2	Nanofibras	25
2.3.1.3	Eletrofição	26
2.3.2	Biopolímeros	27
2.3.2.1	Policaprolactona (PCL)	27
2.3.2.2	Poli (álcool polivinílico) (PVA)	28
2.4	ALOE VERA	29
3	OBJETIVOS	32
3.1	OBJETIVO GERAL	32
3.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	32
4	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL	33
4.1	MATERIAL	33
4.2	MÉTODOS	33
4.2.1	Preparo do extrato glicólico de <i>Aloe vera</i> 50%	33
4.2.2	Preparo do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV	34

4.2.3	Preparo do filme PVA puro e PVA/EGAV	36
4.2.4	Preparo da manta de PCL aditivada com PVA e EGAV	37
4.2.5	Caraterizações.....	37
4.2.5.1	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)</i>	37
4.2.5.2	<i>Grau de intumescimento (Q)</i>	38
4.2.5.3	<i>Espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis)</i>	38
4.2.5.5	<i>Propriedades térmicas</i>	39
4.2.5.5.1	<i>Análise Termogravimétrica (TG)</i>	39
4.2.5.5.2	<i>Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	40
4.2.5.8	<i>Caracterização visual de propriedade óptica</i>	41
4.2.5.9	<i>Ângulo de contato</i>	41
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	42
5.1	CARACTERIZAÇÃO DO NANOCOMPÓSITO ELETROFIADO DE PCL ADITIVADO COM PVA/EGAV	42
5.1.1	Morfologia.....	42
5.1.2	Grau de intumescimento (Q).....	45
5.1.3	Propriedades térmicas	48
5.1.3.1	<i>Análise Termogravimétrica (TG)</i>	48
5.1.3.2	<i>Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	52
5.1.4	Ensaio mecânicos	56
5.2	ESTUDO DE LIBERAÇÃO DO ATIVO <i>IN VITRO</i> E CARACTERIZAÇÕES	58
5.2.1	Estudo de liberação do ativo <i>in vitro</i>	58
5.2.2	Microscopia eletrônica de varredura (MEV).....	61
5.2.3	Espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis)	63
5.2.4	Espectroscopia de absorção no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR).....	67
5.2.5	Caracterização visual de propriedade óptica.....	72
5.2.6	Ângulo de contato	75

6 CONCLUSÃO	79
REFERÊNCIAS	80

1 INTRODUÇÃO

A pele é o maior órgão do corpo humano e exerce um papel fundamental na manutenção da homeostase, atuando como barreira primária contra traumas e agentes externos (Hang *et al.*, 2023). Sua integridade é essencial para a proteção do organismo, e sua ruptura resulta na formação de feridas cutâneas, que podem ser ocasionadas por traumas físicos, intervenções cirúrgicas, doenças crônicas, queimaduras ou infecções microbiológicas (Sánchez-Machado *et al.*, 2023).

Diante da ocorrência dessas lesões, o tratamento tradicional baseia-se na utilização de curativos, cuja função principal é proteger a ferida, manter um ambiente úmido e reduzir a tensão na pele lesada, favorecendo, assim, o processo de cicatrização (Mulholland, 2020). A escolha do curativo mais adequado depende de diversos fatores intrínsecos e extrínsecos, como a natureza e a localização da lesão, sua extensão e a fase do processo cicatricial (Franco; Gonçalves, 2008).

No entanto, os curativos convencionais nem sempre atendem de forma eficaz às exigências das feridas complexas, o que tem impulsionado a pesquisa e o desenvolvimento de novos materiais para aplicação na cicatrização e na engenharia de tecidos. Nesse contexto, os curativos produzidos a partir de biomateriais multifuncionais vêm se destacando por sua eficácia na promoção e aceleração do reparo tecidual (Xu *et al.*, 2023).

Dentre os biomateriais investigados, destaca-se a policaprolactona (PCL), um polímero sintético biodegradável amplamente utilizado em engenharia de tecidos e regeneração óssea, graças à sua biocompatibilidade e à taxa de degradação controlada. Suas propriedades permitem a confecção de estruturas porosas com características mecânicas ajustáveis e poros bem definidos, favorecendo a adesão e proliferação celular, bem como o processo de cicatrização (Khan *et al.*, 2023).

Complementando essas propriedades, o poli(álcool vinílico) (PVA) surge como um polímero sintético de grande interesse biomédico, devido à sua biocompatibilidade, biodegradabilidade, citocompatibilidade e versatilidade em termos de modulação físico-química (Satpathy *et al.*, 2019). Por ser hidrossolúvel e formar filmes estruturados, o PVA permite a criação de ambientes bioativos e úmidos, fundamentais para estimular a adesão, proliferação e diferenciação celular (Xu *et al.*, 2020).

A integração desses polímeros em estruturas fibrosas pode ser obtida por meio da técnica de eletrofiação, que possibilita a produção de nanofibras ultrafinas a partir da ejeção de soluções poliméricas sob campo elétrico de alta tensão. Essa técnica resulta em filamentos com

alta porosidade e permeabilidade, características essenciais para aplicações em curativos para feridas cutâneas (Chen *et al.*, 2022). Além disso, a morfologia das nanofibras influencia diretamente o comportamento celular, promovendo a migração e o crescimento celular ao mimetizar a matriz extracelular (Zhou *et al.*, 2022).

Nesse cenário, sistemas multicamadas têm sido explorados como alternativas aos curativos de camada única, os quais apresentam limitações funcionais devido à sua estrutura homogênea. Os dispositivos multicamadas permitem a combinação de diferentes propriedades em uma única estrutura, como a incorporação de uma camada superior hidrofóbica protetora e uma camada inferior bioativa, proporcionando soluções mais eficazes para o tratamento de feridas complexas (Xu *et al.*, 2023).

Entre os agentes bioativos utilizados em curativos, destaca-se a *Aloe vera*, planta amplamente empregada desde a antiguidade por suas propriedades terapêuticas no tratamento de doenças e lesões cutâneas (Hekmatpou *et al.*, 2019). Sua constituição envolve folhas com três camadas: uma externa protetora, uma intermediária contendo antraquinonas e glicosídeos, e uma camada interna gelatinosa rica em água (99%) e, em menor proporção, aminoácidos, minerais, proteínas e antioxidantes (Altinkaynak *et al.*, 2023).

A eficácia da *Aloe vera* está relacionada à sua composição, que confere propriedades antioxidantes, antibacterianas e anti-inflamatórias. Os aminoácidos presentes no gel interno contribuem significativamente para a regeneração tecidual, enquanto estudos apontam que sua aplicação tópica promove o aumento da síntese de colágeno, aceleração da cicatrização e maior resistência à tração no local da lesão (Pereira; Bártolo, 2016; Noori *et al.*, 2022).

Dessa forma, o presente trabalho propõe o desenvolvimento de um biomaterial compósito constituído por uma estrutura nanofibrilar de PCL, capaz de mimetizar a matriz extracelular, associada a um filme de PVA incorporado com EGAV. A estratégia visa integrar as propriedades estruturais e mecânicas da PCL com a bioatividade do EGAV, promovendo uma liberação sustentada do ativo. Espera-se, com isso, obter um compósito funcional com potencial aplicação como curativo eficaz na regeneração de tecidos lesionados.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FERIDAS CUTÂNEAS E CICATRIZAÇÃO

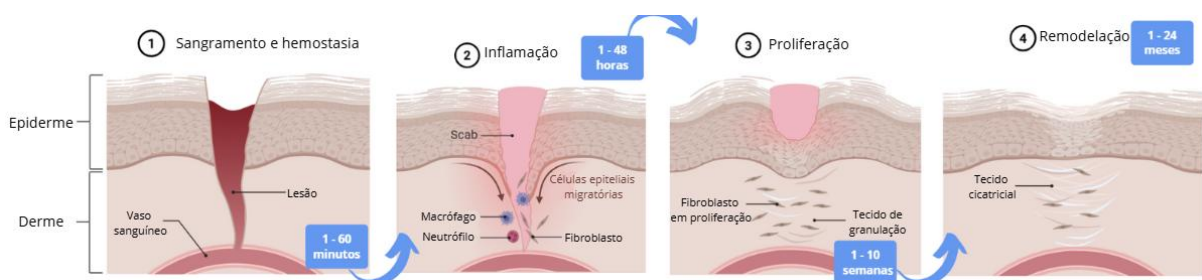
As feridas podem apresentar origens diversas, como procedimentos cirúrgicos, traumas físicos, fatores externos (cortes, queimaduras ou pressão excessiva) e condições clínicas crônicas, incluindo diabetes e doenças vasculares. Dependendo da causa e da evolução, classificam-se em feridas agudas ou crônicas. Feridas agudas tendem a seguir um processo regenerativo ordenado, resultando na recuperação anatômica e funcional do tecido. Já as feridas crônicas apresentam dificuldade em atingir essa restauração ideal (Tottoli *et al.*, 2020).

A cicatrização depende de múltiplos fatores, incluindo os mecanismos patológicos envolvidos, o estado geral do paciente e o local da lesão. Aspectos como idade, presença de doenças crônicas (vasculares, autoimunes ou metabólicas) e uso de certos medicamentos podem influenciar significativamente o processo de cicatrização. Uma cicatrização considerada ideal ocorre quando há completa restauração da estrutura, função e aparência originais. Em contrapartida, uma cicatrização mínima restaura apenas a integridade anatômica, sem recuperação funcional duradoura, o que pode favorecer recorrências (Lazarus *et al.*, 1994).

2.1.1 Fases da cicatrização de feridas

O processo de cicatrização de feridas é composto por uma sequência bem organizada de fases, em que diferentes tipos celulares desempenham papéis específicos. Tradicionalmente, esse processo é dividido em quatro etapas principais: coagulação inicial (hemostasia), resposta inflamatória, regeneração tecidual (incluindo a proliferação celular e a formação do tecido de granulação) e, por fim, a fase de remodelação e reparação do tecido (Peña; Martin, 2024).

Figura 1: Fases da cicatrização de feridas.



Fonte: Adaptado de (Kolimi *et al.*, 2022).

O processo de hemostasia inicia-se com a formação de um coágulo plaquetário, seguido pelo desenvolvimento de uma matriz de fibrina que serve como suporte estrutural para a migração celular. A ativação do sistema complemento ocorre em resposta à degranulação das plaquetas, à liberação de sinais quimiotáticos provenientes de tecidos danificados e à presença de componentes derivados de bactérias. Esses eventos promovem o recrutamento de neutrófilos para o local da lesão, marcando o início da resposta inflamatória (Velnar; Bailey; Smrkolj, 2009).

Na fase inflamatória do processo de cicatrização, os macrófagos assumem um papel central na organização das respostas celulares e moleculares desencadeadas após a lesão. Além de promoverem a remoção de fibrina e resíduos celulares por fagocitose, os macrófagos secretam o fator de crescimento derivado de macrófagos (MDGF), que estimula a ativação de fibroblastos e células endoteliais, favorecendo a progressão para as fases proliferativa e de remodelação tecidual (Kim *et al.*, 2019).

A regeneração tecidual tem início geralmente entre o segundo e o décimo dia após a lesão, caracterizando-se pela proliferação celular e migração de diversos tipos celulares. Em casos em que a derme é afetada, ocorre a formação de um tecido conjuntivo imaturo e ricamente vascularizado, conhecido como tecido de granulação. Nesse mesmo período, inicia-se a reepitelização, processo no qual os queratinócitos se multiplicam e migram das bordas da ferida em direção ao centro, utilizando o tecido de granulação como suporte estrutural para preencher a área lesionada (Alhajj; Goya, 2020).

A fase de remodelação tem início aproximadamente três semanas após a ocorrência da lesão e pode se estender por mais de um ano. Nesse estágio, os mecanismos ativados nas fases anteriores vão sendo gradualmente desativados. Os macrófagos, miofibroblastos e células endoteliais restantes passam por apoptose ou são removidos do local da ferida, resultando em um tecido predominantemente composto por colágeno e outras proteínas estruturais da matriz extracelular (MEC). A manutenção da integridade cutânea e da homeostase é regulada por interações dinâmicas entre epiderme e derme, associadas a mecanismos de retroalimentação (Enoch; Leaper, 2012).

2.1.2 Tratamento de feridas cutâneas

As feridas agudas tendem a seguir um curso fisiológico bem definido de cicatrização, o que geralmente resulta na reconstituição adequada da estrutura e da função da pele após o término das etapas de reparo tecidual (Lindholm; Searle, 2016).

O manejo de feridas crônicas ou de difícil cicatrização baseia-se nas diretrizes conhecidas como 'TIME', uma abordagem sistemática que envolve a análise do tecido (T) e remoção de material necrótico, controle da infecção e inflamação (I), manutenção do equilíbrio de umidade (M) e estimulação da migração epitelial nas bordas da ferida (E). Essas lesões demandam longos períodos para cicatrização e estão associadas a elevados custos terapêuticos (Dowsett; Newton, 2005). O tratamento tradicional dessas feridas, envolve uma combinação de abordagens cirúrgicas e não cirúrgicas, bem como o uso de fármacos tópicos. As intervenções cirúrgicas mais comuns incluem o desbridamento, além da aplicação de enxertos e retalhos cutâneos. Já os métodos não cirúrgicos abrangem o uso de cremes e pomadas, curativos especializados e substitutos dérmicos desenvolvidos para auxiliar no processo de regeneração da pele (Bellingeri *et al.*, 2016).

As abordagens não cirúrgicas mais utilizadas no tratamento de feridas envolvem o uso de curativos específicos, formulações tópicas, enxertos desenvolvidos com scaffolds ou hidrogéis e substitutos dérmicos. Tais terapias contribuem para o desbridamento do leito da ferida, promovem o controle da umidade, auxiliam na contenção de infecções e inflamações, além de favorecerem a reepitelização e a contração dos tecidos lesionados (Powers *et al.*, 2016).

2.2 CURATIVOS

Os curativos desempenham papel essencial no processo de cicatrização por manterem a umidade adequada no local da lesão e permitirem a difusão eficiente de oxigênio, condição essencial para a regeneração tecidual. Entre os tipos mais utilizados, destacam-se aqueles que contêm agentes antimicrobianos, antiinflamatórios e cicatrizantes, especialmente eficazes no tratamento de feridas agudas (Dhivya; Padma; Santhini, 2015).

No contexto da cicatrização de feridas, uma ampla variedade de curativos tem sido empregada, abrangendo desde soluções convencionais até tecnologias mais avançadas. Entre os principais tipos, destacam-se as gazes de algodão, a membrana amniótica humana, os filmes poliméricos transparentes, espumas absorventes, hidrocoloides, alginatos, formulações à base de ácido hialurônico e diversos biomateriais poliméricos. Adicionalmente, alternativas inovadoras como hidrogéis, nanofibras, celulose microbiana, coberturas com ação antimicrobiana e curativos integrados à ter (Zeng *et al.*, 2018).

Os curativos para o tratamento de feridas são geralmente formulados com biomateriais naturais ou sintéticos, muitas vezes associados a substâncias bioativas. Materiais como alginato e ácido hialurônico mimetizam a matriz extracelular, favorecendo a cicatrização (Qin, 2008).

Compostos híbridos e tecnologias baseadas em nanotecnologia, como curativos com nanopartículas e antibióticos, ampliam a eficácia terapêutica. Mais recentemente, curativos inteligentes e bioimpressos têm se destacado por oferecer soluções personalizadas e otimizadas para feridas complexas (He *et al.*, 2020).

O curativo ideal para o tratamento de feridas deve apresentar aderência seletiva ao tecido lesado, promover um ambiente com umidade controlada, permitir a difusão de oxigênio e atuar como barreira contra microrganismos patogênicos. Essas características são essenciais para manter um microambiente favorável à regeneração tecidual e à aceleração do processo cicatricial (Dhivya; Padma; Santhini, 2015).

2.2.1 Curativo bioativo

Os curativos bioativos representam avanços recentes no tratamento de feridas, sendo desenvolvidos a partir de biomateriais que contribuem ativamente para o processo de cicatrização. Destacam-se por serem biocompatíveis, biodegradáveis e atóxicos, com origem natural ou sintética (Bartlett, 1981). Os polímeros utilizados podem ser aplicados isoladamente ou em combinação, de acordo com as características da lesão. Frequentemente, esses curativos são enriquecidos com agentes antimicrobianos e fatores de crescimento, a fim de potencializar a regeneração tecidual, apresentando assim desempenho superior quando comparados a outras categorias de curativos tradicionais (Dhivya; Padma; Santhini, 2015).

2.2.2 Curativo medicamentoso

Os curativos medicamentosos são sistemas terapêuticos que incorporam substâncias farmacologicamente ativas com o propósito de auxiliar o processo de cicatrização, tanto por meio da remoção de tecido necrótico quanto pela prevenção de infecções. Esse efeito pode ser obtido por meio da liberação controlada de agentes desbridantes, antimicrobianos ou compostos bioativos que estimulam a regeneração tecidual. Entre os princípios ativos comumente utilizados destacam-se antimicrobianos, fatores de crescimento e enzimas específicas. Em especial, os antimicrobianos têm papel fundamental na prevenção e no controle de infecções, sendo amplamente aplicados em lesões crônicas (Ueno; Mori; Fujinaga, 2001).

2.2.3 Curativo composto

A combinação de polímeros tanto naturais, quanto sintéticos, tem sido amplamente explorada com o objetivo de prolongar o tempo de degradação dos biomateriais até a conclusão do processo de cicatrização, visando aprimorar as propriedades mecânicas do material sem comprometer sua permeabilidade ao oxigênio e ao vapor d'água, além de preservar a biocompatibilidade tanto do biomaterial quanto dos subprodutos gerados durante sua degradação (Song *et al.*, 2018).

A incorporação de ativos fitoterápicos nas matrizes poliméricas tem consolidado-se como uma estratégia promissora no desenvolvimento de curativos modernos para o tratamento de feridas. Os compostos bioativos derivados de plantas conferem ao material propriedades antioxidantes e antimicrobianas, que contribuem significativamente para a modulação do ambiente inflamatório local. Além disso, esses curativos favorecem processos essenciais à regeneração tecidual, como a constrição da ferida, a formação de novos vasos sanguíneos e a epitelização (Krishnan K; Thomas, 2019). A liberação controlada desses bioativos, podem exercer um papel crucial na modulação da resposta inflamatória, na indução de mecanismos angiogênicos e na estimulação da síntese de colágeno, contribuindo significativamente para a aceleração do processo de cicatrização de feridas (Hajialyani *et al.*, 2018).

2.3 BIOMATERIAIS

O conceito de biomaterial foi originalmente definido em 1986 como um material não viável utilizados em dispositivos médicos com o intuito de interagir com organismos biológicos. Naquele contexto, tais materiais eram utilizados principalmente para restaurar, substituir ou auxiliar funções corporais sem provocar reações adversas no organismo. Com o avanço das pesquisas e das aplicações clínicas, uma nova definição foi proposta e amplamente aceita durante uma conferência internacional em 2018: biomaterial é uma substância desenvolvida com o propósito de assumir uma configuração que possibilite, por meio da interação com sistemas biológicos, orientar ou modular o desenvolvimento de processos terapêuticos ou diagnósticos específicos (Ghasemi-Mobarakeh *et al.*, 2019). De forma mais abrangente o Instituto Nacional de Saúde (NIH) define biomateriais como qualquer substância, seja de origem natural, sintética ou uma combinação de ambas, além de drogas, utilizadas com a finalidade de substituir ou restaurar total ou parcialmente tecidos, órgãos ou funções

fisiológicas, contribuindo assim para a manutenção ou melhoria da qualidade de vida dos pacientes (Farag, 2023).

Os biomateriais desempenharam um papel essencial na evolução das práticas médicas ao longo das últimas décadas. Com base na natureza de sua interação com o organismo, esses materiais podem ser classificados em três gerações distintas: bioinertes, bioativos/biodegradáveis e materiais responsivos celulares e moleculares. Essa categorização reflete o progresso na capacidade dos biomateriais de interagir funcionalmente com tecidos biológicos, desde os primeiros materiais passivos até os mais recentes, que promovem respostas celulares específicas e integração tecidual (Hench; Thompson, 2010).

Na primeira geração de biomateriais, os bioinertes são caracterizados por sua biocompatibilidade passiva, interagindo com os tecidos corporais sem provocar respostas tóxicas ou inflamatórias significativas, como ligas metálicas e materiais cerâmicos. Já na segunda geração, os bioativos e biodegradáveis apresentam a capacidade de liberar agentes terapêuticos, embora essa liberação ocorra, em muitos casos, de maneira não controlada e unidirecional, o que pode limitar sua eficácia em aplicações clínicas mais específicas, exemplos desses materiais são as cerâmicas, metais e polímeros biodegradáveis (Montoya *et al.*, 2021). A terceira geração de biomateriais, foram desenvolvidos matérias biocompatíveis e biodegradáveis com o objetivo de induzir respostas celulares direcionadas em escala molecular, por meio da utilização de substâncias bioativas e reabsorvíveis incorporadas em estruturas porosas interconectadas, como por exemplo andaimes tridimensionais, hidrogéis e nanofibras (Larry L; Julia M, 2002) (Baskaran; Muthiah; Uthirapathy, 2025).

A biocompatibilidade refere-se a capacidade de um determinado material de desempenhar sua função terapêutica prevista, provocando uma resposta adequada do organismo em uma aplicação específica, sem causar efeitos colaterais como toxicidade, inflamação, rejeição imunológica ou outras reações sistêmicas ou locais indesejáveis (Ghasemi-Mobarakeh *et al.*, 2019).

Os biomateriais também podem ser classificados de acordo com o tipo: natural ou sintético. Os biomateriais de origem natural podem ser organizados em diferentes classes com base em sua composição e fonte biológica, abrangendo proteínas, polissacarídeos e materiais provenientes de tecidos. Os biomateriais de origem sintética são divididos em categorias distintas, como polímeros, cerâmicas, compósitos, bem como metais e suas ligas, sendo essa classificação fundamentada em suas aplicações nas diversas áreas da biomedicina (Baskaran; Muthiah; Uthirapathy, 2025).

O objetivo de um biomaterial é direcionar o andamento do tratamento médico, seja no processo de diagnóstico ou terapêutico, através do controle específico das interações com os sistemas biológicos do paciente (Williams, 2009).

2.3.1 Nanotecnologia

A nanotecnologia pode ser compreendida em uma definição mais genérica, como uma tecnologia aplicada na nanoescala. Ao longo do tempo, diversas definições foram propostas para ampliar essa compreensão inicial, que exige uma explicação mais precisa do conceito de nanoescala, geralmente definida como a faixa entre 1 e 100 nanômetros, entretanto pode haver variações. Em linhas gerais, a nanotecnologia também é referida como engenharia com precisão atômica ou tecnologia atômica precisa. De forma ampla, a nanotecnologia é reconhecida como uma área multidisciplinar que se situa entre subcampos da ciência e tecnologia, como química, física, biologia e ciência coloidal, e dedica-se ao estudo de fenômenos e processos que ocorrem em escala nanométrica (Nasrollahzadeh *et al.*, 2019).

A nanotecnologia, segundo os princípios do Comitê Técnico ISO 229, é entendida como o estudo e a manipulação de materiais e processos em escala nanométrica, geralmente abaixo de 100 nanômetros em uma ou mais dimensões. Nessa faixa, surgem fenômenos dependentes do tamanho que abrem caminho para aplicações inovadoras. Além disso, essa área busca explorar as características únicas que os materiais apresentam na nanoescala, distintas daquelas observadas em átomos, moléculas ou materiais macroscópicos, afim de criar materiais, dispositivos e sistemas mais avançados (Ansi, 2017).

Materiais que estão na escala nanométrica frequentemente apresentam características físicas (como propriedades elétricas e magnéticas) e químicas (como atividade catalítica) que diferem bastante das observadas nos mesmos materiais quando em dimensões micro ou macroscópicas. Essas diferenças são principalmente atribuídas ao aumento significativo da relação entre a área superficial e o volume, típico das estruturas em nanoescala (Sanfelice; Pavinatto; Corrêa, 2022).

Os nanomateriais podem ser organizados em categorias de acordo suas dimensões que permanecem fora da escala nanométrica, ou seja, considerando as partes do material que ainda pertencem à faixa macroscópica. Essa classificação ajuda a diferenciar os tipos de nanomateriais conforme o grau dimensional de suas nanoestruturas: nanomateriais zero-dimensionais (0D), onde todas as direções espaciais (x, y, z) estão confinadas à escala nanométrica, como nas nanopartículas e nos pontos quânticos; nanomateriais unidimensionais

(1D), nos quais uma dimensão é maior e foge da nanoescala, como acontece em nanotubos, nanofibras e nanofios; nanomateriais bidimensionais (2D), que apresentam duas dimensões fora da escala nanométrica, exemplificados por filmes finos; e nanomateriais tridimensionais (3D), que surgem do arranjo de estruturas 0D, 1D ou 2D ou de matrizes tridimensionais porosas (Pokropivny; Skorokhod, 2007).

No campo da saúde, a nanotecnologia expande significativamente as fronteiras da indústria de ciências biológicas. Essa área apresenta grande potencial ao possibilitar a manipulação de materiais em nível atômico, promovendo avanços em diversas dimensões do cuidado médico, incluindo diagnóstico, monitoramento de enfermidades, funcionamento de equipamentos médicos, medicina regenerativa, desenvolvimento de vacinas e estratégias inovadoras de administração de fármacos. Além disso, por meio de instrumentos de pesquisa avançados, a nanotecnologia contribui para o desenvolvimento de novos medicamentos, visando aprimorar os tratamentos disponíveis para uma ampla gama de doenças (Haleem *et al.*, 2023).

As abordagens terapêuticas emergentes englobam nanoterapêuticos, terapias com células-tronco, fototerapia e diversas terapias biológicas, como aquelas baseadas no microbioma, em espécies reativas de oxigênio e em geradores de óxido nítrico. Dentre essas estratégias inovadoras, os tratamentos baseados em nanoterapêuticos têm se destacado, demonstrando notável eficácia na promoção da cicatrização de feridas por meio da aplicação de diferentes tipos de nanomateriais (Rajendran *et al.*, 2018).

Na terapia utilizando nanotecnologia, diversas formas de nanomateriais, como nanopartículas, nanofibras, nanogéis e nanoemulsões, são carregadas com agentes antimicrobianos, peptídeos, fatores de crescimento, interferons, entre outros, para serem aplicados diretamente no local da lesão, visando o tratamento de diferentes tipos de feridas. Além disso, estratégias baseadas em nanotecnologia têm mostrado capacidade superior, quando comparadas as técnicas tradicionais, utilizadas para enfrentar desafios comuns na cicatrização de feridas, como a sepse, a penetração insuficiente em camadas mais profundas da pele e o atraso no processo de recuperação da ferida (Kolimi *et al.*, 2022).

2.3.1.1 Nanocompósito

Os compósitos são formados pela união de dois ou mais materiais com características distintas. O produto final desse sistema multimaterial geralmente exibe uma elevada relação resistência-peso, além de maior resistência à corrosão, fadiga, impacto, desgaste e fluência,

mesmo com os materiais originais mantendo suas propriedades individuais (Egbo, 2021). Os compósitos podem ser divididos em diferentes categorias de acordo com os materiais que os compõem, ou seja, a matriz e os reforços. Com base no tipo de matriz utilizada, eles são classificados como compósitos de matriz polimérica, cerâmica ou metálica. O reforço que confere maior resistência à matriz pode ser constituído por partículas ou fibras. Quando pelo menos uma das fases do compósito possui dimensões na escala nanométrica, o material passa a ser chamado de nanocompósito. Atualmente, diversos nanomateriais estão sendo empregados na fabricação desses nanocompósitos (Goyal, 2018).

O formato, as dimensões, a interação com a matriz e a fração em volume do nanomaterial influenciam diversos aspectos dos nanocompósitos, como a facilidade de fabricação e suas propriedades mecânicas, elétricas e térmicas (Logakannan *et al.*, 2025).

2.3.1.2 Nanofibras

As nanofibras têm sido utilizadas em diversas aplicações biomédicas, incluindo curativos, materiais cirúrgicos, implantes, engenharia de tecidos e componentes de órgãos artificiais. Atualmente, pesquisadores trabalham no desenvolvimento de curativos inteligentes que, após a cicatrização total da ferida, são naturalmente absorvidos pelo tecido. Esses curativos inovadores podem conter nanofibras incorporadas com substâncias hemostáticas, agentes antimicrobianos e até sensores capazes de identificar sinais precoces de infecção. (Haleem *et al.*, 2023).

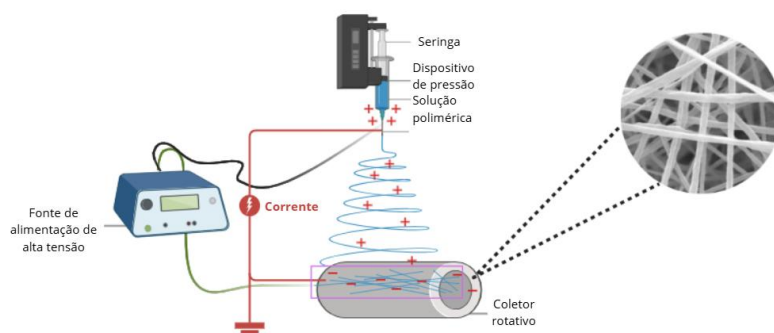
As nanofibras são consideradas nanomateriais unidimensionais (1D), e representam um dos principais grupos dentro dos nanomateriais poliméricos. Elas podem ser formadas por polímeros naturais, como colágeno, celulose e fibroína, ou por polímeros sintéticos, produzidos por diferentes métodos de fabricação. O diâmetro dessas fibras é influenciado tanto pelo tipo de polímero utilizado quanto pela técnica empregada e pelas condições do processo. Quando o diâmetro está na faixa nanométrica, essas estruturas são classificadas como nanofibras, se o diâmetro atinge a escala micrométrica, passam a ser chamadas de microfibras. Entre as várias técnicas disponíveis para fabricar nanofibras sintéticas, a eletrofiação se destaca por sua versatilidade e ampla compatibilidade com diversos polímeros (Sanfelice; Pavinatto; Corrêa, 2022).

2.3.1.3 Eletrofiação

A eletrofiação é um método acessível e de relativa simplicidade empregado na produção de nanofibras, capaz de gerar materiais com alta área superficial e estrutura porosa, cujos diâmetros variam desde a escala nanométrica até a micrométrica. Esse processo utiliza um campo eletrostático para estirar a solução polimérica, permitindo um controle preciso sobre o tamanho e a forma das fibras, ajustando-se tanto os parâmetros operacionais quanto os tipos de bicos e coletores empregados (Bonakdar; Rodrigue, 2024).

O processo de eletrofiação é realizado com uma configuração simples composta por quatro componentes principais: uma fonte de alta tensão, uma bomba de seringa, uma fieira (uma seringa equipada com uma agulha de ponta romba) e um coletor de fibras. Durante a operação, o polímero dissolvido em um solvente volátil é bombeado a uma taxa controlada pela bomba de seringa. A ação do campo eletrostático provoca a separação das cargas positivas e negativas dentro da solução, fazendo com que as cargas correspondentes à polaridade da agulha se acumulem na superfície, levando à formação de uma gota carregada na ponta da agulha (Xue *et al.*, 2019). Quando a intensidade do campo eletrostático aplicado é aumentada, ocorre um acúmulo crescente de cargas na superfície da gota, intensificando a repulsão entre elas. Para aliviar essa repulsão, a gota tende a expandir sua área superficial, alterando sua forma para o chamado cone de Taylor. Em determinado ponto, a força eletrostática excede a tensão superficial do líquido, fazendo com que um jato fino seja lançado em direção ao coletor. Durante esse percurso, o jato sofre alongamento contínuo e instabilidades dinâmicas, enquanto o solvente presente na solução polimérica evapora. Como resultado desse processo combinado, são geradas fibras com dimensões muito reduzidas, típicas das nanofibras (Subbiah *et al.*, 2005).

Figura 2: Esquemática do processo de eletrofiação.



Fonte: Adaptado de (Bonakdar; Rodrigue, 2024).

2.3.2 Biopolímeros

Novas tecnologias baseadas em polímeros biodegradáveis e derivados de fontes biológicas oferecem grande potencial para diminuir a dependência de combustíveis fósseis e minimizar os problemas globais relacionados à poluição e ao acúmulo de resíduos plásticos. Esses materiais exercem um papel essencial na abordagem de desafios complexos ligados à sustentabilidade, à preservação ambiental e à saúde pública, desafios esses historicamente associados ao uso predominante de polímeros sintéticos produzidos a partir do petróleo (Kunarbekova *et al.*, 2023).

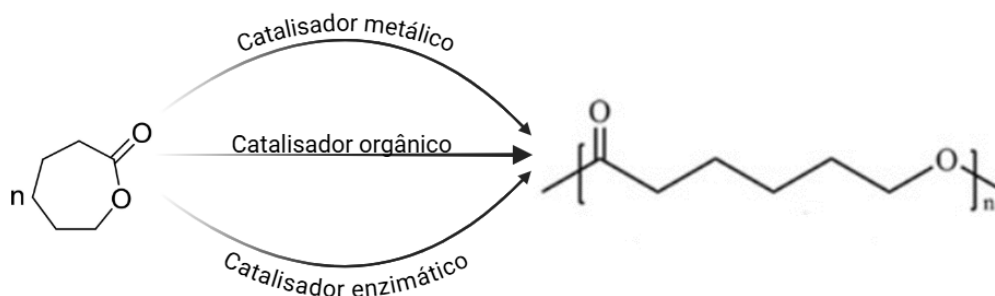
Os biopolímeros podem ser divididos em: biodegradáveis naturais (como polissacarídeos e proteínas) e biopolímeros sintéticos (ésteres, amidas, éteres, uretanos ou sistemas híbridos), descrevendo suas propriedades estruturais adequadas às aplicações biomédicas (Sharma; Malik; Jain, 2018).

O avanço na criação de polímeros biodegradáveis híbridos, que combinam flexibilidade e biocompatibilidade prolongada, tem impulsionado o surgimento de diversos biomateriais não tóxicos, ideais para aplicações biomédicas, incluindo ortopedia, implantes duradouros, medicina regenerativa, sistemas de liberação controlada de fármacos e curativos. As intensas pesquisas dedicadas a esses polímeros vêm ampliando significativamente o desenvolvimento de novos produtos promissores para aplicação em ensaios clínicos (Jain *et al.*, 2014; Mukherjee *et al.*, 2023).

2.3.2.1 Policaprolactona (PCL)

A policaprolactona (PCL) é um polímero orgânico, pertencente a classe dos poliésteres alifáticos biodegradáveis, sintetizada por meio do processo de polimerização por abertura de anel dos monômeros de ϵ -caprolactona (Xu *et al.*, 2023). Caracteriza-se por sua alta estabilidade térmica (superior a 300 °C), baixo ponto de fusão (59–64 °C), elevado tempo de degradação e excelente compatibilidade em sistemas poliméricos mistos. Esse polímero apresenta natureza semicristalina e comportamento hidrofóbico, sendo insolúvel em hidrocarbonetos alifáticos, álcoois e éteres sob condições ambientais, mas mostrando boa solubilidade em solventes orgânicos como clorofórmio, tolueno, benzeno e diclorometano, além de solubilidade moderada em acetona, acetonitrila e 2-butanona. As propriedades físico-químicas do PCL afetam seu grau de cristalinidade e peso molecular, que geralmente variam entre 3.000 e 90.000 g/mol (Rahimkhoei *et al.*, 2023).

Figura 3: Síntese de PCL por abertura de anel de radical livre (ROP) da ϵ -caprolactona.



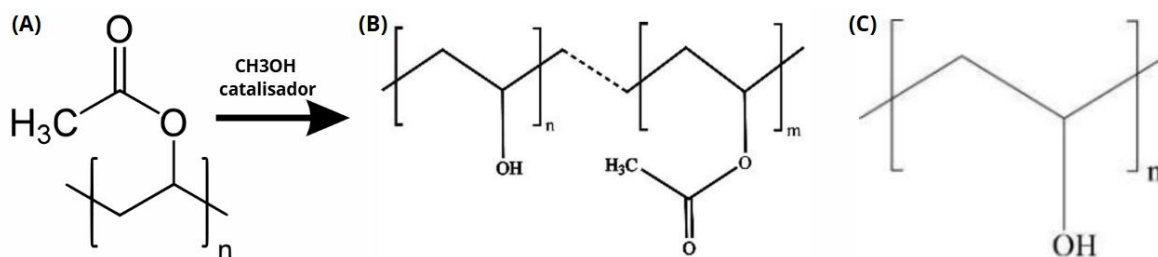
Fonte: Adaptado de (Rahimkhoei *et al.*, 2023).

A presença de grupos éster na estrutura da policaprolactona (PCL) confere ao material capacidade degradável, permitindo sua clivagem por hidrólise e subsequente fragmentação em oligômeros que podem ser fagocitados e metabolizados por macrófagos (Labet; Thielemans, 2009). A velocidade com que ocorre essa degradação pode ser ajustada por fatores como peso molecular, morfologia, efeitos de autocatálise, entre outros (Malikmammadov *et al.*, 2018). No entanto, a PCL apresenta uma taxa de degradação consideravelmente mais lenta quando comparada a outros polímeros sintéticos biodegradáveis, característica que a torna especialmente indicada para aplicações que demandam liberação prolongada de fármacos. Atualmente, devido à sua combinação favorável de propriedades como facilidade de processamento, boa resistência mecânica, biodegradabilidade e elevada biocompatibilidade, é amplamente explorada em engenharia de tecidos, abrangendo aplicações em reparo ósseo, cartilaginoso, nervoso, cardiovascular, cutâneo, entre outros (Yang *et al.*, 2021).

2.3.2.2 Poli (álcool polivinílico) (PVA)

Poli (álcool vinílico) (PVA) é produzido por meio da polimerização por radicais livres do acetato de vinila, que gera inicialmente poli (acetato de vinila) (PVAc), seguido por uma etapa de hidrólise dos grupos acetato (Ac) distribuídos ao longo das cadeias poliméricas. Como essa reação nem sempre ocorre de forma completa, o PVA pode apresentar diferentes graus de hidrólise, variando desde parcialmente hidrolisado (80,0–98,5%) e altamente hidrolisado (>98,5%) até totalmente hidrolisado (100,0%). O resultado final é um copolímero composto por unidades de PVA e PVAc, caracterizado por uma estrutura química baseada em uma cadeia principal de átomos de carbono-carbono (C–C), contendo grupos pendentes de acetato e hidroxila (Teodorescu; Bercea; Morariu, 2019).

Figura 4: (A) Fórmula estrutural do Poli(acetato de vinila), (B) Fórmula estrutural do PVA parcialmente hidrolisado, (C) Fórmula estrutural do PVA totalmente hidrolisado



Fonte: Adaptado de (Liu; Zhang, 2022), (Gaaz *et al.*, 2015).

As macromoléculas de PVA podem apresentar diferentes formas de organização (tacticidade), dependendo do método de síntese empregado, além de variações no comprimento das cadeias de PVAc iniciais e das condições do processo (ácidas ou alcalinas) (Gaaz *et al.*, 2015). Esses fatores influenciam diretamente suas propriedades físico-químicas, como solubilidade, difusão, cristalinidade, biodegradabilidade, adesão e resistência mecânica. Essas características são fundamentais no desenvolvimento de hidrogéis destinados a usos biomédicos e farmacêuticos (Al-Sabagh; Abdeen, 2010)

Poli (álcool vinílico) (PVA) destaca-se por ser o único polímero vinílico que pode ser metabolizado por bactérias, funcionando como fonte de carbono e energia. Estudos mostram que, sob a ação de microrganismos e enzimas, cerca de 75% do PVA pode ser degradado em até 46 dias, classificando-o como um polímero biodegradável (Chiellini *et al.*, 2003). Caracteriza-se como material hidrossolúvel, composto por uma cadeia principal de carbono com abundantes grupos hidroxila nas cadeias laterais (Zainab *et al.*, 2025).

A produção em larga escala do PVA pode ser realizada por processos não derivados do petróleo, resultando em um produto de baixo custo e excelentes propriedades de formação de filme. A estrutura da resina PVA gera filmes flexíveis, transparentes, não tóxicos e biocompatíveis, com boas características mecânicas, resistência química e eficácia como barreira a gases (Abral *et al.*, 2020). Além disso, esses filmes são totalmente biodegradáveis, alinhando-se às demandas por soluções ambientalmente sustentáveis (Jayaramudu *et al.*, 2013).

2.4 ALOE VERA

O gênero *Aloe*, pertencente à família *Liliaceae*, engloba diversas espécies de plantas suculentas, destacando-se a *Aloe vera* como a espécie de maior relevância ornamental e

medicinal, amplamente cultivadas em diferentes regiões do mundo (Bendjedid; Benouchenne, 2023).

A *Aloe vera*, popularmente conhecida como Babosa, é uma planta suculenta herbácea originária da África do Sul, com ampla adaptação a regiões tropicais. A sua estrutura anatômica é composta por três camadas distintas, a partir das quais são obtidos gel, casca e outros resíduos vegetais. A camada interna, também denominada camada mucilagínosa, consiste majoritariamente em água, enquanto o restante é constituído por lipídios, aminoácidos, glucomananos e vitaminas. A camada intermediária corresponde ao látex, uma seiva amarelada rica em glicosídeos e antraquinonas, responsáveis por diversas atividades biológicas. A camada externa é composta por uma casca espessa, com função primordialmente protetora, além de ser o local de síntese de proteínas e carboidratos (Shukla *et al.*, 2023).

Os dois constituintes principais constituintes das folhas frescas de *Aloe vera*, consiste em um exsudato amarelo e amargo, rico em antraquinonas, cuja ação laxativa e catártica é regulamentada pela Food and Drug Administration (FDA) dos Estados Unidos; e um gel mucilaginoso translúcido extraído do parênquima foliar, aplicado topicamente para o tratamento de lesões cutâneas e queimaduras. O gel é constituído predominantemente por uma fase líquida (99–99,5%), essencialmente composta por água, e por uma fase sólida (0,5–1,0%), que inclui mono e polissacarídeos (representando cerca de 27,8% do peso seco, como glucomanano, polimano acetilado, acemanano e manose-6-fosfato), proteínas (aproximadamente 8,9%), polissacarídeos não amiláceos e lignina (35%), além de vitaminas (A, C, E, B12, tiamina, niacina e ácido fólico) e minerais como sódio, potássio, cálcio, magnésio, manganês, cobre, zinco, cromo e ferro (Boudreau; Beland, 2006).

Até o momento, foram identificados mais de 75 constituintes biologicamente ativos no gel de *Aloe vera*, incluindo vitaminas, minerais, monossacarídeos, polissacarídeos, aminoácidos, antraquinonas, saponinas, fitoesteróis, compostos fenólicos e ácidos salicílicos. A manutenção das propriedades químicas e da atividade biológica desses compostos é fundamental para assegurar a qualidade e a eficácia do produto final, portanto, de acordo com finalidade desejada, o processamento das folhas de *Aloe vera* pode ser realizado por diferentes métodos, incluindo filetagem mecânica, processamento integral das folhas ou filetagem manual para obtenção do gel (Martínez-Burgos *et al.*, 2022).

O gel de *Aloe vera* apresenta diversas propriedades funcionais, incluindo efeitos hidratante, anti-inflamatório, antimicrobiano, antifúngico, antiodor, proteção contra radiação ultravioleta e potencial cicatrizante para feridas. Destaca-se como um candidato promissor para

formulações cicatrizantes, em especial devido à presença de compostos diretamente envolvidos na regeneração tecidual, além da atividade antibacteriana (Hasan *et al.*, 2014).

As atividades biológicas atribuídas às folhas de *Aloe vera* podem estar relacionadas ao efeito sinérgico entre os diversos compostos presentes em sua composição, em vez da ação isolada de um único componente bioativo (Hamman, 2008). Os polissacarídeos e glicoproteínas são amplamente associadas às suas propriedades cicatrizantes e anti-inflamatórias. O efeito cicatrizante é atribuído, principalmente, à presença de glucomanano, um polissacarídeo capaz de interagir com receptores nos fibroblastos, estimulando sua proliferação e atividade, o que resulta em aumento da produção e secreção de colágeno por essas células. Além disso, os extratos de *Aloe vera* apresentam propriedades antissépticas e antimicrobianas, atribuídas a compostos como polissacarídeos, barbalóina, lupeol, ácido salicílico, nitrogênio ureico, ácido cinâmico, fenóis e enxofre, os quais exercem atividade inibitória sobre fungos, bactérias e vírus. Já a enzima carboiaptidase presente no extrato, atua na inativação das bradicininas, potencializando os efeitos anti-inflamatórios (Genesi *et al.*, 2023).

A *Aloe vera* tem sido amplamente empregada em associação com biopolímeros devido às suas propriedades bioativas atrativas, que favorecem a migração, proliferação e crescimento celular. Diversas técnicas de fabricação, como impressão 3D, eletrofiação, entre outras, vêm sendo utilizadas para desenvolver materiais biocompósitos à base de *Aloe vera*, visando aplicações em regeneração tecidual e reparação cutânea (Shukla *et al.*, 2023).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Desenvolver nanocompósitos para aplicações biomédicas, compostos por mantas de nanofibras eletrofiadas PCL, aditivadas com PVA /EGAV.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a)** Produzir mantas eletrofiadas de PCL contendo nanofibras homogêneas e isentas de defeitos morfológicos;
- b)** Obter o extrato glicólico de *Aloe vera*, assegurando a concentração de seus compostos bioativos;
- c)** Desenvolver os nanocompósitos por meio do revestimento das mantas eletrofiadas de PCL com a solução de PVA/EGAV;
- d)** Caracterizar as propriedades químicas, físicas e morfológicas do curativo nanoestruturado bioativo;
- e)** Avaliar a biodisponibilidade e o perfil de liberação dos compostos bioativos presentes no nanocompósito desenvolvido.

4 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

4.1 MATERIAIS

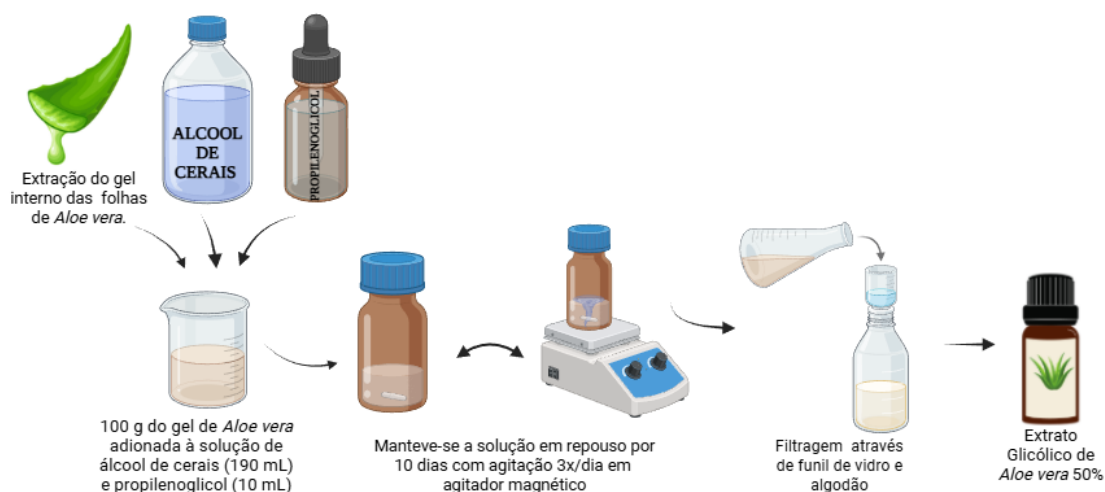
Folhas maduras de *Aloe vera*, álcool de cereais, propilenoglicol, poli(ϵ -caprolactona) (PCL) peso molecular 80.000 g/mol (Sigma-Aldrich®), clorofórmio (Synth®), álcool metílico (metanol) (Synth®), poli(acetato de vinila) (PVA) 87-89% hidrolisado e peso molecular 146.000-186.000 g/mol (Sigma-Aldrich®).

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Preparo do extrato glicólico de *Aloe vera* 50%

As folhas de *Aloe vera* maduras foram coletadas de uma planta de jardim cultivadas em solo e iluminação natural. As folhas em posição vertical foram cortadas longitudinalmente e a polpa clara gelatinosa extraída com auxílio de espátula. Adicionou-se 100 gramas do gel de *Aloe vera* à solução de álcool de cereais (190 mL) e propilenoglicol (10 mL), e manteve-se em repouso por 10 dias com agitação de 3 vezes ao dia em agitador magnético. Após 10 dias o extrato foi filtrado através de funil de vidro e algodão. O extrato glicólico de *Aloe vera* 50% foi acondicionado em frasco de vidro âmbar bem fechado em local fresco, seco e ao abrigo da luz (Anvisa, 2011). Na Figura 5 está representando o preparo do Extrato Glicólico de *Aloe vera*.

Figura 5: Esquematização do processo de preparo do extrato glicólico de *Aloe vera*.



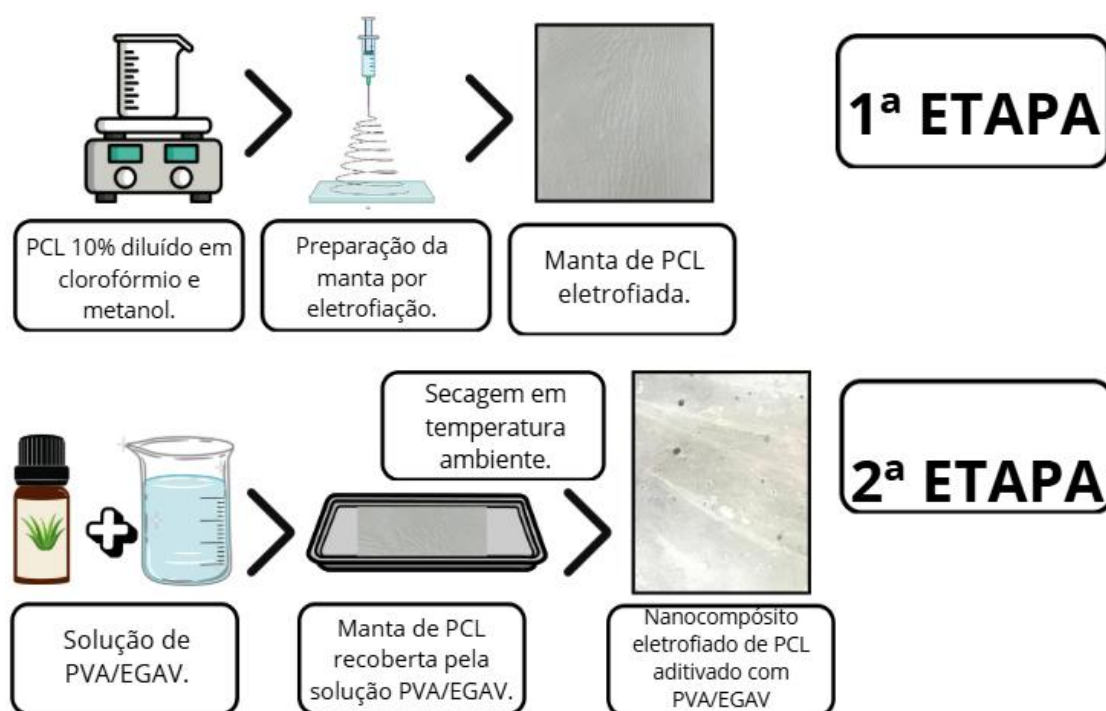
Fonte: Próprio autor.

4.2.2 Preparo do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV

O nanocompósito foi desenvolvido a partir de mantas de nanofibras eletrofiadas de PCL que foram recobertas com solução de PVA /EGAV, por meio de um processo dividido em duas etapas:

- (i) 1ª Etapa: obtenção das mantas de PCL através da técnica de eletrofiação;
- (ii) 2ª Etapa: recobrimento da manta de PCL com solução de PVA/EGAV pelo método de imersão.

Figura 6: Processo sintetizado representativo das etapas 1 e 2 do preparo do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

A Figura 6 ilustra de forma sucinta os procedimentos experimentais das etapas de produção e modificação das mantas de PCL.

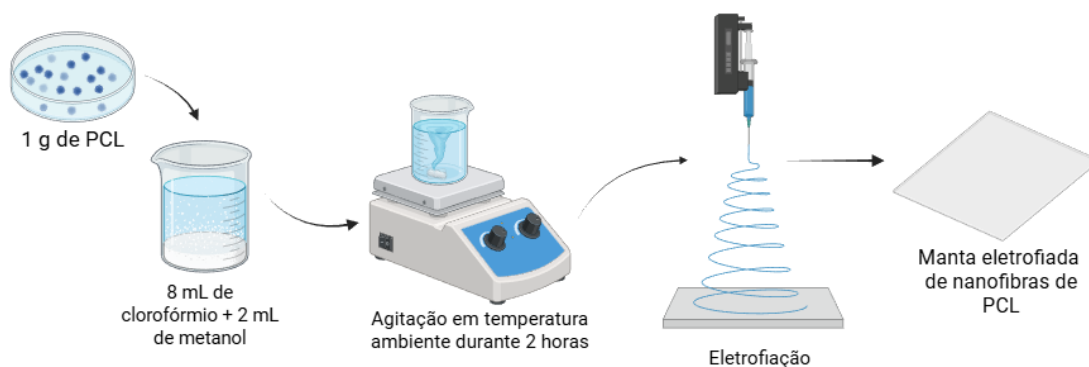
1ª Etapa: Preparo da manta eletrofiada de nanofibras de PCL

A solução de PCL a 10% (p/v) foi preparada pela dissolução do polímero em uma mistura de clorofórmio e metanol (8:2 - v/v), sob agitação mecânica por 2 horas à temperatura ambiente.

A solução pronta de PCL foi colocada em seringa de vidro de 20 mL conectada a agulha de aço inoxidável de ponta romba calibre 18 G (40x12). O processo de eletrofiação foi realizado utilizando uma taxa de vazão de 10 mL/h, aplicação de tensões elétricas de 17 kV, e distância horizontal 12 cm entre a ponta agulha e o coletor rotativo estável coberto por uma folha de alumínio, de modo a obter nanofibras mais uniformes. A taxa de fluxo obedecerá a força gravitacional. Os parâmetros empregados foram baseados nos estudos de Costa; Mattoso; Ferreira, 2013.

Na Figura 7 está representando o preparo da solução de PCL e eletrofiação da manta.

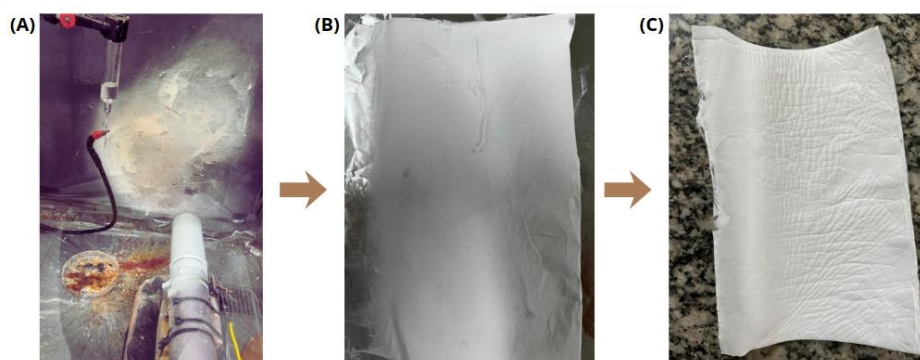
Figura 7: Esquematisação do preparo da solução de PCL e eletrofiação da manta.



Fonte: Próprio autor.

Após a finalização do processo de eletrofiação, a folha de papel alumínio foi retirada do coletor rotativo e, posteriormente, a manta de PCL foi cuidadosamente destacada de sua superfície, conforme ilustrado na Figura 8.

Figura 8: Esquematisação do preparo da manta eletrofiada de PCL: (A) processo de eletrofiação; (B) manta aderida à folha de papel alumínio coletora; (C) manta finalizada e destacada do coletor.



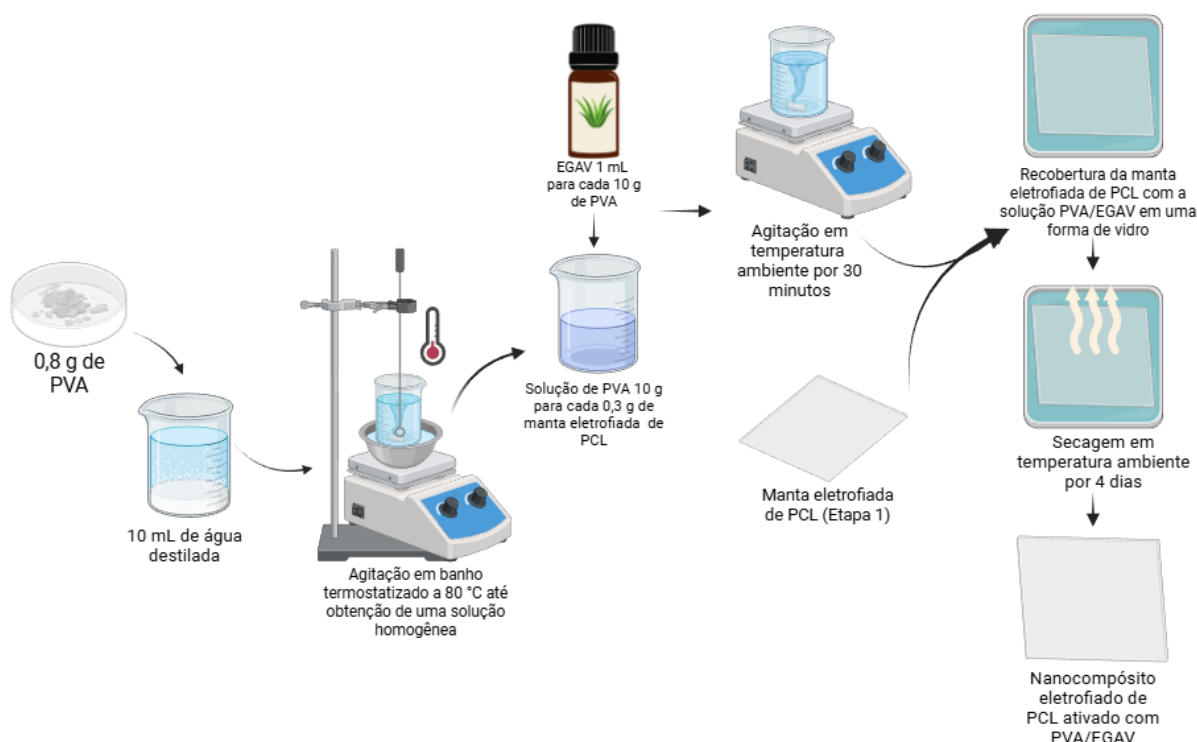
Fonte: Próprio autor.

2ª Etapa: Aditivção da manta eletrofiada de PCL com PVA/EGAV

A solução foi preparada dissolvendo o PVA em água destilada a 80 °C na concentração de 8% (p/v). Agitação através de agitador magnético, em banho termostatzado a 80 °C, até obtenção de uma solução homogênea (Prahasti; Zulfi; Khairurrijal, 2020).

A solução de PVA 8% foi misturada ao EGAV na concentração de 10% (p/v) para cada 0,3 g de manta eletrofiada de PCL. Agitação através de agitador magnético, em temperatura ambiente por 30 minutos. Em uma forma de vidro, a manta de PCL eletrofiada foi colocada ao fundo, e recoberta pela solução de PVA/EGAV. Processo de secagem em temperatura ambiente por 4 dias. Na Figura 9 está representando o preparo da solução de PVA, seguida da produção do nanocompósito através da manta eletrofiada de PCL com a solução de PVA/EGAV.

Figura 9: Esquematzção do preparo da solução de PVA, e posterior aditivção da manta de PCL com a solução de PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

4.2.3 Preparo do filme PVA puro e PVA/EGAV

O filme de PVA foi obtido a partir de 50 g da solução de PVA a 8%, vertida sobre uma placa de Petri de vidro e submetida à secagem à temperatura ambiente por 4 dias.

O filme de PVA/EGAV foi preparado utilizando 50 g da solução de PVA a 8%, à qual foi adicionado o extrato glicólico de *Aloe vera* (EGAV) na concentração de 10% (p/v) (5 mL). A mistura foi homogeneizada em agitador mecânico por 30 minutos e, posteriormente, seca à temperatura ambiente por 4 dias.

4.2.4 Preparo da manta de PCL aditivada com PVA e EGAV

A manta de PCL aditivada com PVA foi preparada utilizando a solução de PVA a 8%, na proporção de 10% (v/p) para cada 0,3 g de manta eletrofiada de PCL. Em uma forma de vidro, a manta de PCL foi posicionada no fundo, recoberta com a solução de PVA e submetida à secagem à temperatura ambiente por 4 dias.

A manta de PCL aditivada com EGAV foi obtida utilizando o EGAV a 5% (v/p) para cada 0,3 g de manta eletrofiada de PCL. De modo análogo, a manta foi disposta no fundo da forma de vidro, recoberta com a solução de PVA contendo EGAV e seca à temperatura ambiente por 4 dias.

4.2.5 Caracterizações

4.2.5.1 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

As análises morfológicas das superfícies da manta de PCL eletrofiada e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, antes e após o teste de liberação, foram realizadas em um microscópio eletrônico de varredura (MEV) ZEISS, modelo EVO LS15, disponível na UNESP, Câmpus de Ilha Solteira. As imagens foram obtidas com voltagem de aceleração de 10,00 kV. Para a preparação das amostras, estas foram fixadas em stubs com fita adesiva de carbono dupla face, e uma fina camada de ouro foi depositada sobre suas superfícies por meio de um Sputter Coater (metalizador) da marca Quorum, modelo Q150T.

As imagens de MEV foram utilizadas para caracterização da morfologia, distribuição das fibras ao longo da manta e determinação do diâmetro médio. A análise de determinação de diâmetro médio das nanofibras das mantas de PCL eletrofiadas foram realizadas através da contagem de fibras através das imagens de MEV, utilizando o software ImageJ, versão 1.53e, no qual foram efetuadas as medidas de uma amostra representativa de cem nanofibras.

4.2.5.2 Grau de intumescimento (Q)

A capacidade de absorção de água da manta eletrofiada de PCL e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV foi investigada pela determinação do grau de intumescimento (Q) (Eq. 1). Inicialmente, amostras de ambos os materiais foram cortadas em quadrados de 3x3 cm², pesadas a seco e, em seguida, colocadas em frascos tampados com 40 mL de solução fisiológica 0,9% (SF 0,9%), pH 6,0. Antes de cada pesagem, as amostras foram cuidadosamente secas com papel de filtro para remover o excesso de SF 0,9% da superfície. Foram empregados tempos de pesagem de 15, 30 e 60 minutos. O estudo foi conduzido em triplicata.

$$Q\% = \frac{(Massa\ intumescida - Massa\ seca)}{Massa\ seca} \times 100 \quad (1)$$

4.2.5.3 Espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis)

A espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis) foi empregada neste estudo para avaliar as absorbâncias das soluções de PVA e do extrato glicólico de *Aloe vera* (EGAV), bem como para determinar as concentrações de EGAV liberadas após o estudo *in vitro* de liberação do ativo. As análises foram realizadas em um espectrofotômetro UV-2600 Shimadzu, calibrado com os solventes utilizados como referência (solução fisiológica 0,9% e álcool de cereais).

As medições foram conduzidas na faixa de comprimento de onda de 190 a 750 nm. O equipamento estava equipado com uma lâmpada de deutério para a região ultravioleta e uma lâmpada de tungstênio para a região visível, garantindo ampla cobertura do espectro de absorção. Inicialmente, foram analisadas as soluções puras de PVA e de EGAV. Em seguida, amostras do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV foram imersas em 40 mL de SF 0,9%. Em intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas, alíquotas da solução foram retiradas para análise, permitindo o monitoramento das bandas de absorção características do composto ativo ao longo do tempo.

A quantificação do EGAV liberado foi realizada a partir de uma curva de calibração previamente construída, relacionando a absorbância medida a 254 nm com concentrações padrão conhecidas, variando entre 2,5 mg/mL e 45,0 mg/mL. Para as amostras cujos valores de absorbância se encontraram dentro desse intervalo, aplicou-se a interpolação linear,

considerando a relação direta e proporcional entre a absorbância e a concentração, conforme estabelecido pela Lei de Lambert-Beer, conforme a equação apresentada a seguir (Eq. 2):

$$A = \varepsilon l C \quad (2)$$

onde A corresponde à absorção, ε à absortividade molar, l ao comprimento de feixe de luz e C à concentração.

4.2.5.4 Espectroscopia de absorção no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)

Os espectros de absorção na região do infravermelho, na faixa de 4000 a 600 cm^{-1} , foram obtidos em um espectrofotômetro FTIR modelo Nexus, 670, Nicolet, operando no modo de reflexão total atenuada (ATR), com 64 varreduras e resolução espectral de 4 cm^{-1} . Foram analisadas as seguintes amostras: manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA puro, filme de PVA/EGAV e nanocompósito aditivado com PVA/EGAV, utilizando retângulos das amostras medindo aproximadamente 6×1 cm^2 . Em continuidade ao estudo, as mesmas análises foram realizadas para o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após o ensaio de liberação do ativo *in vitro*.

4.2.5.5 Propriedades térmicas

4.2.5.5.1 Análise Termogravimétrica (TG)

As análises termogravimétricas (TGA) foram realizadas em um equipamento TA Instruments TGA Q-500. Aproximadamente 10 a 12 mg de cada amostra foram pesadas e submetidas a aquecimento controlado em cadinho de platina, com variação de temperatura de 25 °C a 500 °C, a uma taxa de 10 °C/min, sob fluxo contínuo de nitrogênio (100 mL/min). Foram analisadas as seguintes amostras: manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA puro, filme de PVA/EGAV e nanocompósito aditivado com PVA/EGAV.

4.2.5.5.2 Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

As análises de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) foram realizadas em um equipamento TA Instruments Q100. Foram utilizadas amostras com massa entre 10 e 12 mg, incluindo: manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA puro, filme de PVA/EGAV e nanocompósito aditivado com PVA/EGAV. As amostras foram submetidas a uma taxa de aquecimento de 10 °C/min, com variação térmica de –85 °C a 200 °C, seguida de resfriamento até –85 °C, sob atmosfera de nitrogênio com fluxo de 35 mL/min. A análise dos termogramas foi realizada utilizando o software TA Instruments TRIOS AresG2 Offline, sendo o grau de cristalinidade calculado conforme a equação apresentada a seguir (Eq. 3):

$$\%X_c = \frac{\Delta H_m - \Delta H_{cc}}{\Delta H_{m_0}} \times 100 \quad (3)$$

onde ΔH_m corresponde à entalpia de fusão do compósito, ΔH_{cc} à entalpia de cristalização fria, e ΔH_{m_0} à entalpia de fusão do polímero em seu estado 100% cristalino. Para os cálculos, foram considerados os valores de referência de ΔH_{m_0} iguais a 136 J/g para o PCL totalmente cristalino e 161 J/g para o PVA com grau de hidrólise entre 87 e 89%.

4.2.5.6 Ensaios mecânicos

Os ensaios de tração das mantas eletrofiadas de PCL, do filme de PVA/EGAV e do nanocompósito aditivado com PVA/EGAV foram realizados de acordo com a norma ASTM 882-10, utilizando uma máquina de ensaio universal Instron, modelo 3369, equipada com célula de carga de 50 N. Foram testados cinco corpos de prova para cada amostra, com dimensões de 5 mm de largura, 22 mm de comprimento e espessuras de 0,3 mm para a manta de PCL; 0,1 mm para o filme de PVA/EGAV e 0,4 mm para o nanocompósito. A taxa de deslocamento aplicada foi de 50 mm/min.

4.2.5.7 Estudo de liberação do ativo *in vitro*

O estudo de liberação de ativo *in vitro* foi conduzido imergindo amostras do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV em solução fisiológica a 0,9%, pH 6,0, a fim de avaliar a liberação do ativo junto ao PVA. Os nanocompósitos foram cortados

em retângulos de $6 \times 1 \text{ cm}^2$, totalizando 11 amostras, e pesados previamente (massa inicial, M_d). Em seguida, as amostras foram imersas em 40 mL de SF 0,9% à temperatura ambiente por até 168 horas. Em intervalos específicos (1, 4, 8, 16, 24, 48, 72, 96, 120, 144 e 168 h), cada amostra foi retirada, seca à temperatura ambiente até atingir massa constante e pesada novamente (massa final, M_a). A porcentagem de perda de massa foi calculada conforme a equação abaixo (Eq. 4):

$$\text{Perda de massa (\%)} = \left(\frac{M_d}{M_a} \right) \times 100 \quad (4)$$

onde M_d representa a massa inicial da amostra (g) e M_a a massa seca (g) após o período específico de imersão. Todas as medições foram realizadas em triplicata.

4.2.5.8 Caracterização visual de propriedade óptica

As amostras de manta de PCL eletrofiada, nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV antes e após estudo de liberação de ativo, foram avaliados visualmente de forma subjetiva quanto às suas respectivas características ópticas transparente, translúcida e opaca.

4.2.5.9 Ângulo de contato

As propriedades hidrofóbicas e hidrofílicas das membranas foram avaliadas por meio da medição do ângulo de contato (θ) utilizando água destilada. Para esse procedimento, uma gota $2,5 \text{ }\mu\text{L}$ de água foi depositada sobre a superfície da amostra com auxílio de seringa de precisão, sendo realizada três repetições a $25 \text{ }^\circ\text{C}$ para cada amostra. Ao longo de um intervalo de 20 segundos, o valor do ângulo de contato foi determinado com base na média dos ângulos medidos em ambos os lados da gota depositada sobre a superfície da amostra, empregando o Analisador de Superfície Optical Tensiometer Theta Lite, disponível na UNESP, Câmpus de Ilha Solteira, e o software OneAttension, versão 4.2.3.

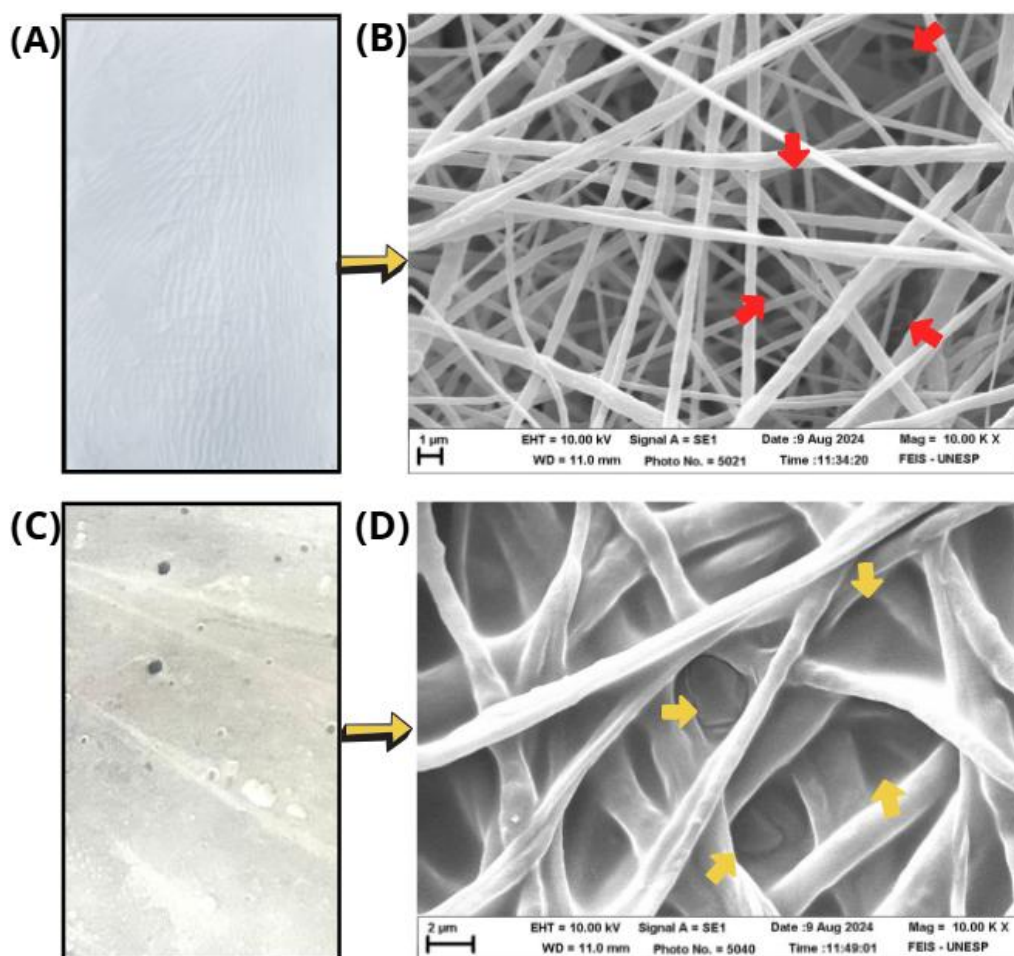
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 CARACTERIZAÇÃO DO NANOCOMPÓSITO ELETROFIADO DE PCL ADITIVADO COM PVA/EGAV

5.1.1 Morfologia

De acordo com a Figura 10 é possível analisarmos as características morfológicas da manta de nanofibras eletrofiada de PCL e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.

Figura 10: (A) Manta de nanofibras eletrofiada de PCL; (B) Micrografia obtida por MEV da superfície da manta eletrofiada de PCL, evidenciando os poros (setas vermelhas); (C) Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; (D) Micrografia obtida por MEV da superfície da manta eletrofiada de PCL aditivada com PVA/EGAV, evidenciando o recobrimento dos poros pelo PVA (setas amarelas).



Fonte: Próprio autor.

A manta eletrofiada de PCL (figura 10a) apresenta coloração esbranquiçada, textura macia ao toque e superfície homogênea, lisa e plana, sem evidências de deformações ou defeitos morfológicos. Sua espessura pode ser ajustada de acordo com o tempo de deposição, resultando em um material leve, flexível e de fácil manipulação, sem comprometimento de sua integridade estrutural. Segundo Chen *et al.*, 2025, as propriedades mecânicas, biológicas e de biodegradação das mantas de PCL, são fortemente dependentes de fatores como o peso molecular, os métodos empregados no processamento, o formato final do material, além da presença de cargas e aditivos incorporados. A micrografia (figura 10b) evidencia que a manta eletrofiada de PCL é constituída por fibras lisas, contínuas e ultrafinas, com diâmetro médio de aproximadamente 240 nm. As fibras apresentam distribuição uniforme e entrelaçada, formando uma rede tridimensional altamente porosa, conforme indicado pelas setas vermelhas. Observa-se ainda que as fibras possuem orientação anisotrópica, sem alinhamento direcional definido. Para Mochane *et al.*, 2019; a associação das propriedades intrínsecas da matriz de PCL com as características das partículas nanofibrosas resultam em materiais promissores, entre as principais vantagens destacam-se a elevada área de superfície específica e poros de pequeno diâmetro, fatores que despertam considerável interesse para diversas finalidades.

O nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV (figura 10c), apresenta aparência esbranquiçada translúcida, com a presença de faixas mais escuras. A presença de variações no brilho superficial, sugere interação da luz com a textura nanométrica da manta. A micrografia (figura 10d) evidencia que o nanocompósito mantém a morfologia típica das nanofibras observadas na manta de PCL puro. Contudo, a incorporação da solução de PVA/EGAV resulta em uma estrutura com menor porosidade superficial, característica normalmente associada às mantas eletrofiadas de PCL convencionais. Essa redução de porosidade é destacada pelas setas amarelas, que evidenciam o fechamento parcial dos poros; comportamento distinto do observado na micrografia da manta eletrofiada de PCL (figura 10b), onde a presença de poros abertos é claramente visível.

O tamanho das fibras desempenha um papel essencial na adesão e crescimento das células. Essas fibras, que podem variar entre nanômetros e micrômetros, funcionam como suporte para a diferenciação de várias linhagens celulares. Além disso, características como a porosidade entre as fibras e sua orientação impactam diretamente as propriedades finais da matriz eletrofiada, afetando aspectos como a migração das células, a difusão de sinais, fluidos e nutrientes, além do desempenho mecânico (Tottoli *et al.*, 2020).

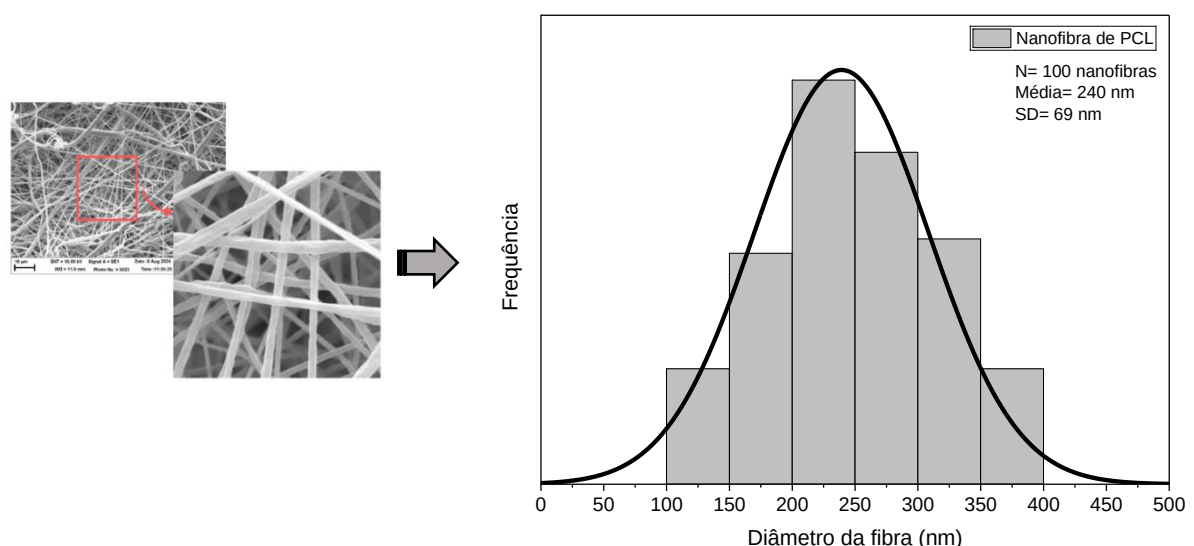
Pesquisas indicam que cada aplicação na área biomédica e na engenharia de tecidos demanda um tamanho específico de fibra. Por exemplo, em malhas desenvolvidas para a

engenharia de tecido ósseo, as microfibras apresentam maior eficácia em comparação às nanofibras, uma vez que estudos anteriores demonstraram um aumento na densidade de osteoblastos com a transição de fibras em escala nanométrica para micrométrica. (Badami *et al.*, 2006). Por outro lado, em aplicações direcionadas à engenharia de tecidos cutâneos e vasculares, observa-se um comportamento inverso, dado que queratinócitos e células endoteliais vasculares demonstram melhor desempenho quando expostos a fibras com diâmetro reduzido, em torno de 260 e 410 nm, devido à maior semelhança dessas estruturas com a matriz extracelular natural. (Pelipenko; Kocbek; Kristl, 2015).

Baseado nessas informações, sabe-se que o diâmetro das nanofibras implica diretamente em suas aplicações biomédicas, além de ser um dos parâmetros essenciais na caracterização da manta eletrofiada.

Conforme ilustrado na Figura 11, as nanofibras eletrofiadas de PCL exibem superfície lisa e alinhamento anisotrópico, com diâmetros variando entre 100 e 400 nm, média aproximada de 240 nm, e desvio padrão de 69 nm.

Figura 11: Nanofibras eletrofiadas de PCL visualizadas em MEV utilizadas para medir o diâmetro médio.



Fonte: Próprio autor.

As nanofibras de PCL foram obtidas utilizando uma solução de PCL 10%, dissolvido em clorofórmio e metanol, sob os parâmetros de eletrofiação utilizando taxa de vazão de 10 mL/h, tensões elétricas de 17 kV, distância horizontal 12 cm entre a ponta agulha 18 G e o coletor rotativo. Os resultados obtidos neste estudo corroboram com os achados de Croisier *et*

al., 2012, que relataram a formação de nanofibras eletrofiadas com diâmetros variando entre 250 e 700 nm, sob condições otimizadas de eletrofiação, utilizando uma solução contendo 15% (p/p) de PCL, com voltagem aplicada de 12 kV, distância de 18 cm entre a agulha e o coletor, e vazão de 1 mL/h. Tais parâmetros permitiram a obtenção de fibras contínuas, com superfície lisa e livre de esferulitos ou outros defeitos morfológicos, características desejáveis para aplicações biomédicas e engenharia de tecidos.

No estudo conduzido por Samavati *et al.*, 2023, foram obtidas nanofibras de PCL com morfologia uniforme a partir de uma solução polimérica a 12,5%, distância de 25 cm entre a ponta da seringa e o coletor, tensão elétrica de 17 kV e vazão de 0,3 mL/h. Nessas condições, as nanofibras apresentaram um diâmetro médio de aproximadamente 2000 nm.

As variações observadas no diâmetro das nanofibras podem ser justificadas com base nos achados de Pisani *et al.*, 2022, os quais relataram a obtenção de fibras com diâmetros entre 380 nm e 2510 nm. Segundo os autores, os parâmetros operacionais do processo de eletrofiação exercem influência significativa sobre a morfologia das fibras, sendo a tensão aplicada, a vazão da solução, a distância entre a agulha e o coletor, o tipo de coletor e as condições ambientais fatores determinantes para a otimização das características finais do material. Corroborando essa perspectiva, Dorati *et al.*, 2020 demonstraram que é possível alcançar um certo grau de alinhamento das fibras apenas por meio do ajuste criterioso desses parâmetros, sem a necessidade de adaptações estruturais adicionais no equipamento de eletrofiação.

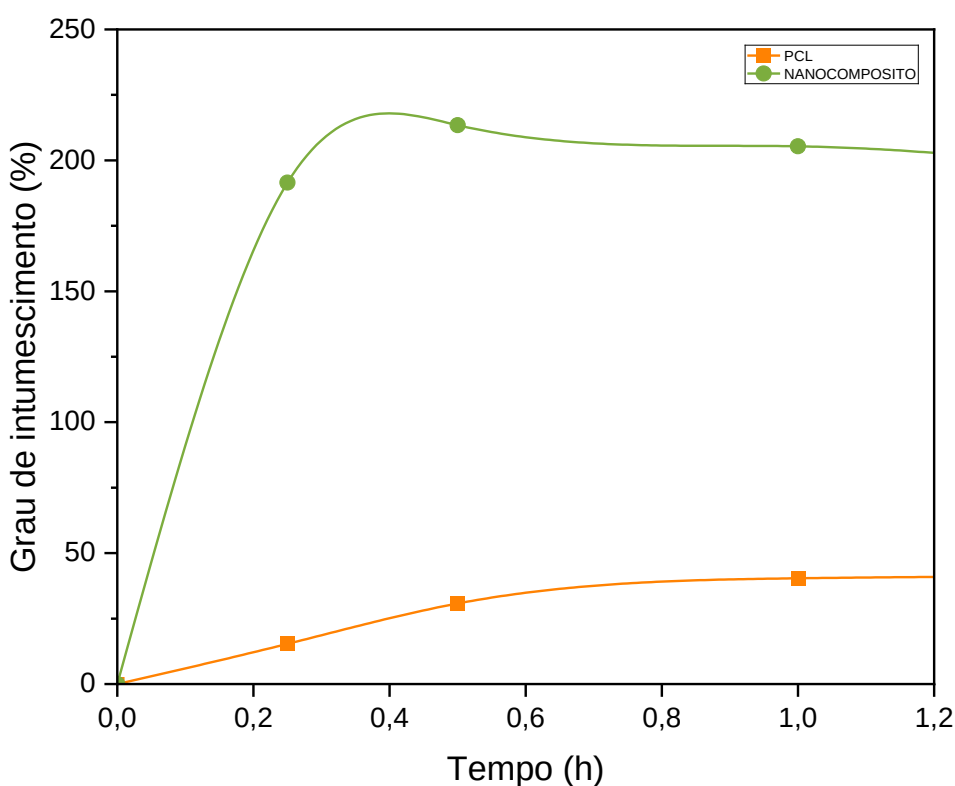
Apesar dessas variáveis, estudos realizados por Alharbi *et al.*, 2023 mostraram que as fibras eletrofiadas de PCL, mesmo com diferentes pesos moleculares, apresentaram um comportamento geral bastante similar, exibindo padrões semelhantes de extensibilidade, rigidez, dependências da rigidez em relação ao diâmetro e comportamentos parecidos durante deformações cíclicas.

5.1.2 Grau de intumescimento (Q)

O grau de intumescimento da manta eletrofiada/nanocompósito é um fator crucial que determina sua adequação para aplicações de engenharia de tecidos, pois fornece um ambiente aquoso que facilita o transporte de nutrientes e metabólitos essenciais necessários para o crescimento celular (Saatcioglu *et al.*, 2021). A difusão de fluidos para o interior do polímero pode alterar significativamente o seu volume, bem como influenciar propriedades associadas à liberação de ativos. Quando um polímero é exposto a um meio de intumescimento, como água, soluções iônicas ou fluidos biológicos, ocorre interação entre as cadeias poliméricas e o meio,

promovendo sua expansão e permitindo o transporte de fluido para o interior do material até atingir o estado de equilíbrio. A Figura 12 apresenta o comportamento do grau de intumescimento para as amostras de manta eletrofiada de PCL e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV. Observa-se a absorção da solução fisiológica 0,9% (SF 0,9%), permitindo avaliar a interação hidrofílica dos materiais e o comportamento de liberação das substâncias ativas presentes no nanocompósito.

Figura 12: Curvas cinéticas do grau de intumescimento (Q%) em função do tempo (h) para as amostras de manta eletrofiada de PCL e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

A partir da Figura 12, foi possível observar que ambas as amostras exibem um aumento progressivo no grau de intumescimento nos primeiros 30 minutos de ensaio, seguido por uma tendência à estabilização a partir da primeira hora, indicando que o equilíbrio de absorção foi atingido após determinado período de imersão.

A manta eletrofiada de PCL apresentou valores reduzidos de intumescimento, atingindo aproximadamente 40% após 1 hora de ensaio. Esse comportamento está associado à natureza hidrofóbica do PCL, que limita a penetração de água em sua estrutura polimérica, restringindo o grau de expansão das cadeias. De acordo com Damonte *et al.*, 2023, o fenômeno

pode ser atribuído à hidrofobicidade intrínseca do PCL, juntamente com sua estrutura semicristalina, que é parcialmente retida e parece restringir a capacidade do sistema de reter água.

Por outro lado, o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV apresentou um aumento expressivo no grau de intumescimento, atingindo valores próximos de 200% em aproximadamente 30 minutos, seguido de uma fase de estabilização. Esse resultado evidencia que a incorporação do PVA/EGAV conferiu ao material maior hidrofilicidade, favorecendo a difusão de água para o interior da matriz polimérica.

A presença de grupos polares provenientes do PVA e dos componentes bioativos do EGAV possivelmente promoveu maior interação com o meio aquoso, resultando em uma elevação da capacidade de absorção de fluido. Esses achados corroboram os resultados descritos por Mohan *et al.*, 2025, nos quais andaimes de PCL conjugados com glicina/peptídeo de ácido hialurônico oxidado apresentaram capacidade de intumescimento significativamente superior em comparação às estruturas de PCL e PCL-aminolisado puras. Tal comportamento foi atribuído à presença de grupos funcionais hidrofílicos, como hidroxila, carboxila, amina e amida, os quais favorecem maior interação e ligação com moléculas de água.

Apesar do caráter hidrofóbico do PCL, as malhas com alta porosidade exibiram grande capacidade de retenção de água. O formato eletrofiado das membranas proporciona um inchaço em água superior ao observado em filmes obtidos por fundição em solvente. Esse comportamento é explicado pela estrutura microporosa tridimensional das membranas, que atua como andaime, retraindo água livre em seus poros. O efeito é ainda mais acentuado quando o diâmetro das fibras é maior, pois fibras mais espessas se depositam de forma menos entrelaçada sobre o coletor, permitindo maior expansão volumétrica e, conseqüentemente, aumento do grau de intumescimento (Herrero-Herrero *et al.*, 2021).

Portanto, a modificação da manta de PCL por revestimento com PVA/EGAV alterou significativamente o comportamento de intumescimento do material, tornando-o mais hidrofílico. Esse resultado é relevante para aplicações biomédicas, especialmente em sistemas de liberação controlada e curativos, onde a absorção e retenção de fluidos desempenham papel essencial na eficiência do material.

5.1.3 Propriedades térmicas

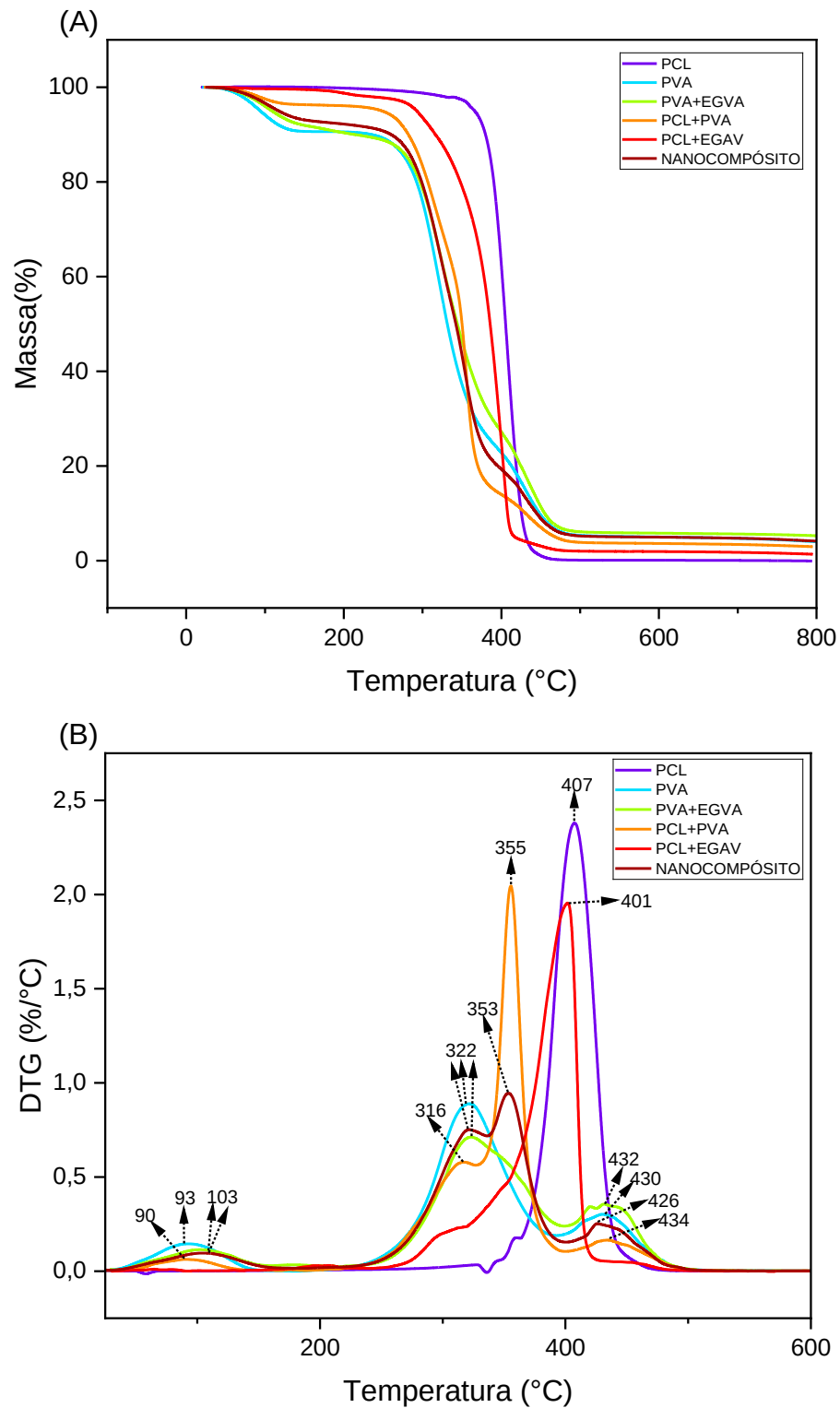
5.1.3.1 *Análise Termogravimétrica (TG)*

A termogravimetria (TG) é uma técnica de análise térmica que quantifica as variações de massa de uma amostra (perda ou ganho) em função da temperatura e/ou do tempo, sob uma programação térmica previamente estabelecida. Complementarmente, a termogravimetria derivada (DTG) fornece curvas obtidas a partir da derivada da variação de massa em relação ao tempo (dm/dt), geradas com base nos dados da curva TG. Essas curvas são representadas em função da temperatura ou do tempo e possibilitam uma identificação mais precisa das etapas de decomposição e das velocidades associadas às perdas de massa (Canevarolo Jr., 2003)

A avaliação do comportamento térmico de nanocompósitos eletrofiados aditivados com PVA/EGAV, com aplicação potencial em curativos, é essencial para determinar sua estabilidade térmica, especialmente por meio da identificação das temperaturas de degradação (T_d). A caracterização térmica permite compreender as alterações estruturais que ocorrem em função das variações de temperatura, o que é fundamental quando se considera a viabilidade de produção em escala industrial. Conhecer o limite térmico de degradação do material possibilita otimizar o processo produtivo, reduzindo custos, tempo e perdas. Além disso, a estabilidade térmica é crucial para garantir que o material mantenha suas propriedades funcionais quando submetido a processos térmicos, seja durante a fabricação ou em aplicações que envolvam exposição a diferentes faixas de temperatura. Nesse contexto, as análises TG são amplamente utilizadas para investigar essas propriedades, fornecendo subsídios para avaliar se o nanocompósito pode ser processado ou utilizado de forma segura sem comprometer sua integridade estrutural ou funcionalidade.

Os dados de TG e DTG, apresentados na Figura 13, fornecem informações relevantes sobre o comportamento térmico das amostras de manta eletrofiada de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV e do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV. Com base nos eventos térmicos observados nas curvas DTG, a Tabela 1 apresenta as temperaturas estimadas de início (T_{di}) e término (T_{df}) dos processos de degradação de cada amostra, possibilitando uma análise comparativa da estabilidade térmica entre os diferentes sistemas avaliados.

Figura 13: (A) Curvas de TG; (B) Curvas de DTG das amostras: manta eletrofiada de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

A curva de TG (figura 13a) da manta eletrofiada de PCL e manta de PCL aditivada com EGAV evidencia uma única etapa de degradação térmica, iniciando-se em torno de 340 °C o que é confirmado pela curva DTG (figura 13b), que apresenta um pico agudo e bem definido na faixa de 340 a 470 °C.

As curvas TG das amostras de filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA e nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, indicam um processo de degradação em três etapas distintas. A primeira etapa de perda de massa, comum às três amostras, ocorre na faixa de aproximadamente 33 a 165 °C, sendo atribuída à evaporação da água fisicamente adsorvida e à possível volatilização de solventes residuais presentes na matriz polimérica. Segundo Zou *et al.*, 2020, a redução de massa observada abaixo de 100 °C é atribuída à evaporação de umidade e de solventes residuais, resultante do processo de desidratação. A segunda etapa de perda de massa, ocorrendo entre 212 e 399 °C, representa a principal fase de degradação térmica das amostras. Essa perda está provavelmente associada à eliminação de grupos hidroxila e à degradação parcial das cadeias poliméricas, indicando a quebra das ligações estruturais mais estáveis da matriz. A perda de massa na faixa de 200 a 400 °C é atribuída à degradação da estrutura da matriz polimérica e à liberação da água quimicamente ligada ao material (Altan; Aytac; Uyar, 2018). A terceira faixa de perda de massa, observada entre 400 e 508 °C, corresponde à etapa final de degradação térmica, possivelmente associada à natureza multifásica do processo de decomposição, envolvendo a degradação de resíduos de carbono e componentes mais termicamente estáveis da matriz. A perda de massa observada entre 400 e 600 °C indica um processo avançado de degradação térmica, associado à desidroxilação de grupos hidroxila estruturais (OH) e à decomposição de compostos orgânicos contendo carbono (Yang *et al.*, 2025). Conforme observado nos espectros de FTIR, a banda intensa em torno de 3305 cm⁻¹ (figura 21b), atribuída ao estiramento das ligações OH, confirma a presença de grupos hidroxila na cadeia polimérica e a formação de pontes de hidrogênio entre as moléculas, corroborando a incorporação efetiva da molécula no nanocompósito.

Observa-se, na análise DTG, a formação de um novo pico térmico em torno de 350 °C nos perfis da manta de PCL aditivada com PVA e nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, ausente nos termogramas dos polímeros puros (PCL e PVA). Este novo evento térmico sugere a ocorrência de interações químicas entre os constituintes poliméricos, possivelmente por meio de ligações entre os grupos hidroxila (OH) do PVA e as cadeias do PCL. A formação dessas novas ligações resulta em uma estrutura com temperatura de degradação distinta, o que indica a presença de uma nova fase estabilizada termicamente. Além disso, a manutenção de fragmentos de PCL ligados ao PVA após os eventos de liberação pode

justificar as alterações observadas no comportamento de molhabilidade do material, uma vez que a hidrofobicidade típica do PCL é parcialmente modulada pela presença residual de grupos hidrofílicos. Dessa forma, o novo pico térmico em 350 °C evidencia a efetiva modificação da matriz original e a geração de uma nova estrutura híbrida, com implicações diretas nas propriedades físico-químicas e na performance funcional do compósito. Resultados similares foram observados por Ferreira *et al.*, 2013, a análise do comportamento térmico revelou que o filme sem aditivos (FPA) apresenta dois eventos de degradação térmica bem definidos, em torno de 340 °C e 400 °C, atribuídos às fases de amido e PLA, respectivamente. Essa distinção entre os picos sugere uma baixa compatibilidade entre os componentes da matriz.

Essa distinção de fases entre PVA e PCL é explicado por Jang; Lee, 2003, devido à presença de numerosos grupos hidroxila em sua estrutura molecular, o PVA é capaz de formar ligações de hidrogênio tanto entre suas próprias cadeias quanto com outras moléculas, o que torna seu comportamento térmico particularmente sensível. Durante o aquecimento, em vez de fundir de forma clara, o PVA tende a sofrer decomposição térmica. Além disso, os pontos de fusão do PVA e do PCL diferem consideravelmente, o que implica que a temperatura necessária para processar a mistura geralmente é inadequada para ambos os polímeros simultaneamente. Essa diferença nos perfis de fusão resulta em baixos índices de miscibilidade e pode levar à formação de fases distintas na estrutura do material. A incompatibilidade entre os dois polímeros frequentemente causa segregação de fases.

No caso do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, observa-se um perfil térmico que integra características de ambos os polímeros. A curva TG mostra uma degradação térmica mais gradual, refletindo a combinação das fases presentes no sistema. A curva DTG confirma essa observação, apresentando eventos principais: o primeiro, por volta de 220 a 480 °C, relacionado à degradação do PVA, e o segundo, entre 340 a 460 °C, atribuível à decomposição do PCL. A presença de múltiplos picos, indica uma interação entre os componentes que influencia a cinética de degradação, tornando o processo mais distribuído ao longo do tempo. Esses resultados demonstram que a incorporação de PVA/EGAV ao PCL não compromete significativamente a estabilidade térmica do sistema, ao mesmo tempo em que permite o desenvolvimento de um material com propriedades ajustadas. Essa combinação de características é particularmente vantajosa para aplicações biomédicas, como curativos inteligentes, que exigem integridade térmica em condições controladas e capacidade de liberação de ativos por degradação.

Tabela 1: Temperaturas inicial e final de degradação manta de PCL, filme de PVA, Nanocompósito eletrofiado ativado com PV/EGAV e filme de PVA/EGAV.

	1° EVENTO		2° EVENTO		3° EVENTO	
	Tdi (°C)	Tdf (°C)	Tdi (°C)	Tdf (°C)	Tdi (°C)	Tdf (°C)
PCL	340	460	-	-	-	-
PVA	33	148	212	384	400	480
PVA/EGAV	35	153	234	394	404	480
PCL/PVA	44	135	234	400	413	500
PCL/EGAV	260	488	-	-	-	-
NANOCOMPOSITO	34	165	218	399	407	480

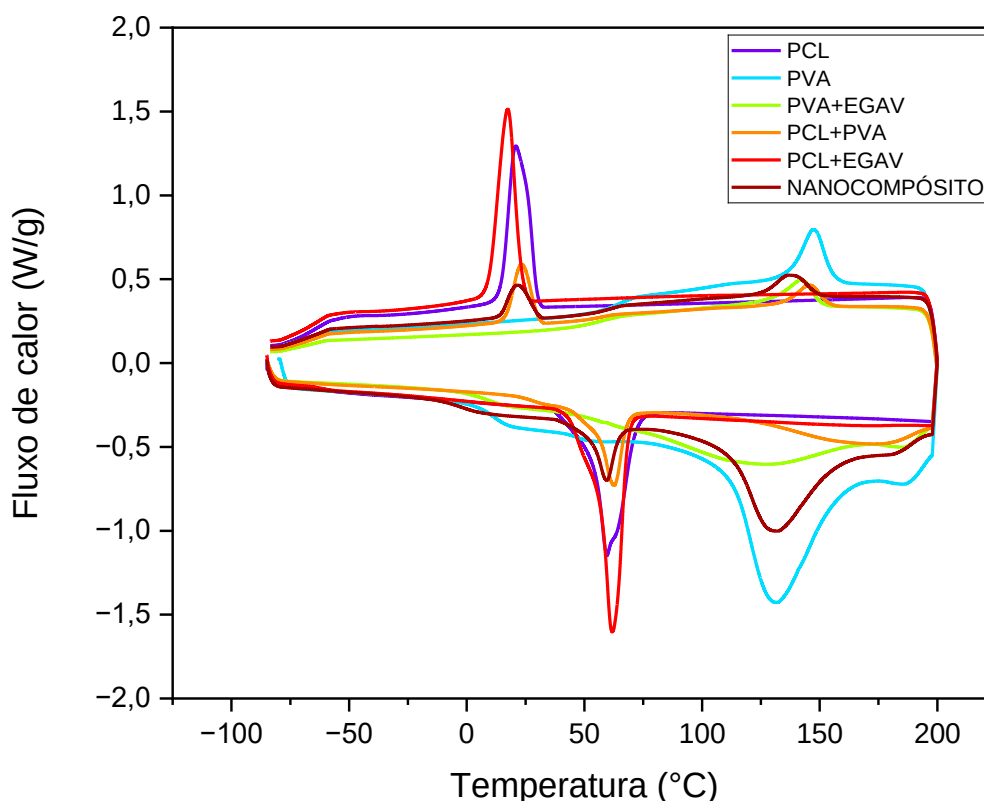
Fonte: Próprio autor.

5.1.3.2 Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

A calorimetria diferencial de varredura (DSC) opera registrando a diferença de fluxo de calor entre a amostra em análise e uma referência inerte, produzindo um termograma que evidencia as transições térmicas dependentes da temperatura (Huang *et al.*, 2025). A curva de DSC das nanofibras revela dados relevantes acerca do grau de cristalinidade e da compatibilidade entre os polímeros presentes no sistema (Ranjbar Mohammadi *et al.*, 2020).

A análise de DSC foi realizada com o objetivo de investigar os eventos de fusão, cristalização e o grau de cristalinidade das amostras de manta de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV. Os resultados obtidos pela Figura 14, e corroborados na Tabela 2, revelam o comportamento térmico característico de cada material, bem como as mudanças estruturais provocadas pela formação do nanocompósito.

Figura 14: Curvas DSC da temperatura de transição vítrea e temperatura de fusão, das amostras de manta de PCL, filme de PVA, filme de PVA/EGAV, manta de PCL aditivada com PVA, manta de PCL aditivada com EGAV, Nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

Observa-se que o PCL puro apresenta uma temperatura de fusão (T_m) de 59,6 °C e entalpia de fusão (ΔH_m) de 71,8 J/g. Nas amostras de manta eletrofiada de PCL/PVA e PCL/EGAV, a T_m do PCL manteve-se próxima a 62 °C, e ΔH_m 30,8 J/g e 85,2 J/g, e cristalinidade 9,26% e 17,6% respectivamente, o que sugere interação entre as fases e interferência do segundo componente (PVA e EGAV) no processo de cristalização. Essas alterações evidenciam que tanto o PVA quanto o EGAV atuam como agentes modificadores da estrutura cristalina do PCL, conferindo maior caráter amorfo ao material na presença do PVA e maior caráter cristalino na presença do EVAG.

O PVA exibe um T_m de 130,7 °C e ΔH_m de 139,8 J/g, já o filme de PVA/EGAV apresentou deslocamento da T_m para 118,0 °C e redução da ΔH_f para 99,2 J/g, o que demonstra diminuição da cristalinidade e interações moleculares entre o polímero e os compostos do extrato glicólico de *Aloe vera*. Esse comportamento é atribuído à formação de pontes de hidrogênio entre grupos hidroxila do PVA e componentes polares do EGAV, reduzindo a mobilidade segmentar das cadeias e dificultando o empacotamento cristalino.

No nanocompósito, ambos os eventos térmicos se mantêm presentes, com picos de fusão registrados em 59,4 °C (referente ao PCL) e 130,3 °C (relativo ao PVA), indicando que as fases poliméricas permanecem distintas e termicamente identificáveis na matriz híbrida. A presença de dois picos de fusão bem definidos no termograma do nanocompósito está de acordo com os dados obtidos nas análises térmicas de TG e DTG (figura 13), e sugere uma miscibilidade limitada entre os polímeros. Os dados obtidos estão em consonância com os descritos por Aguerri; Leonardi; Silva, 2025, que revelaram em seus estudos de curvas DSC etapas de degradação distintas, com pequenas variações nas temperaturas características de decomposição de cada polímero isoladamente, esses achados sugerem que o material é constituído por duas fases distintas, contendo regiões predominantemente compostas por poli(3-hidroxibutirato) (PHB) e outras por PCL.

A redução expressiva da entalpia de fusão do PCL no nanocompósito (de 71,8 para 23,1 J/g) reflete uma diminuição acentuada na cristalinidade do polímero, que caiu de 11,2% para 8,5%. Esse resultado pode ser atribuído à interferência da presença do PVA e do extrato ativo (EGAV), que podem atuar como agentes desorganizadores da estrutura cristalina do PCL, dificultando o rearranjo ordenado das cadeias durante o processo de cristalização. De modo semelhante, o PVA também apresentou uma ligeira redução na entalpia de fusão (de 139,8 para 80,9 J/g), entretando com aumento no grau de cristalinidade (de 22,3% para 33,8%), o que indica que sua estrutura cristalina não foi impactada pela formação do compósito, quando comparada ao PCL. Os eventos observados são similares aos resultados do estudo de Chen *et al.*, 2025, no qual observa-se que a presença do poliuretano (TPU) interfere diretamente na cinética de cristalização do PCL, atuando como um agente restritivo. À medida que a proporção de TPU aumenta, ocorre uma redução no valor de ΔH_m , sendo que o calor de fusão registrado no segundo evento endotérmico é inferior ao do primeiro. Esse comportamento sugere um processo de cristalização complexo nas blendas de PCL/TPU, possivelmente relacionado à dispersão em escala nanométrica dos domínios de PCL. A variação nas morfologias de fase pode influenciar significativamente a termodinâmica do sistema, refletindo-se também em suas características mecânicas.

As temperaturas de cristalização (T_c) também evidenciam alterações relevantes. Para o PCL, a T_c foi de 20,8 °C no material puro e deslocou-se levemente para 21,5 °C no compósito. Já para o PVA, houve um deslocamento da T_c de 147,2 °C para 136,5 °C, o que pode estar relacionado a interações físico-químicas entre as fases e à presença de regiões amorfas induzidas pela incorporação dos aditivos. Os resultados obtidos corroboram com os resultados apresentados nos estudos de Maheshwari; Samuel; Nagiah, 2014, no qual a temperatura de

fusão das fibras eletrofiadas de PVA puro apresenta pouca variação quando comparada à observada no andaime bicamada composto por PVA puro e PCL. No entanto, a introdução de nanopartículas de hidroxiapatita (HAp) nesse sistema promove um deslocamento da temperatura de fusão para valores mais baixos. Essa redução, acompanhada por uma queda na entalpia de fusão, indica uma diminuição tanto no grau de cristalinidade quanto na organização da estrutura cristalina. Tal efeito pode ser atribuído às interações entre o PVA e as nanopartículas de HAp, especialmente por meio de ligações de hidrogênio, que interferem na regularidade da matriz polimérica e reduzem ainda mais a cristalinidade dos andaimes nanocompósitos.

Observa-se uma diminuição significativa no grau de cristalinidade do compósito, na fração atribuída ao PCL. Essa redução pode estar associada à formação de domínios amorfos resultantes da interação entre os polímeros constituintes e EGAV. A presença desses domínios não cristalinos pode indicar a ocorrência de miscibilidade parcial ou a formação de fases dispersas que interrompem o empacotamento regular das cadeias poliméricas, dificultando a cristalização.

Acredita-se que esses domínios amorfos estejam diretamente relacionados à modificação das propriedades de molhabilidade do compósito. A menor cristalinidade pode ter exposto um maior número de grupos funcionais polares, como hidroxila, na superfície do material, promovendo maior interação com o meio aquoso. Essa alteração estrutural é coerente com a redução observada no ângulo de contato e com o aumento da afinidade do sistema com a água, características desejáveis em aplicações biomédicas que demandam alta capacidade de absorção e liberação controlada de ativos.

Esses dados, aliados à análise de TG e DTG (figura 13) e FTIR (figura 21), indicam que a formação do nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV promove modificações estruturais significativas, especialmente na fase PCL, cuja organização cristalina foi severamente afetada. A manutenção dos dois eventos térmicos de fusão no compósito reforça a hipótese de uma estrutura de tipo nanocompósito parcialmente compatível, na qual coexistem domínios separados de PCL e PVA.

Tabela 2: Resultados de DSC referentes ao 1º aquecimento e resfriamento das amostras de manta de PCL, filme de PVA, nanocompósito eletrofiado ativado com PVA/EGAV.

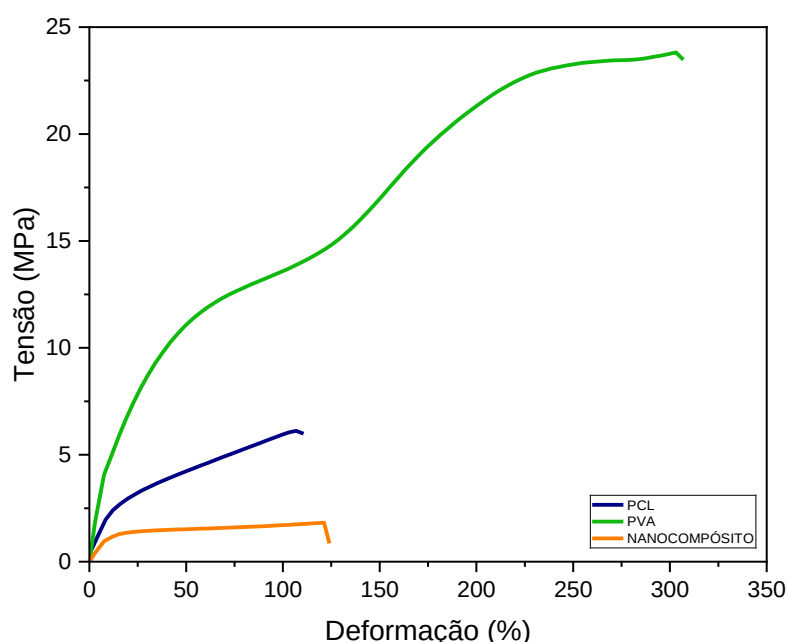
	PCL	PVA	PVA/EGAV	PCL/PVA		PCL/EGAV	NANOCOMP.	
<i>Pico</i>				1º	2º		1º	2º
TEMPERATURA DE FUSÃO (°C)	59,6	130,7	118,0	62,5	165,7	61,7	59,4	130,3
ENTALPIA DE FUSÃO (J/G)	71,8	139,8	99,2	30,8	27,8	85,2	23,1	80,9
TEMPERATURA DE CRISTALIZAÇÃO (°C)	20,8	147,2	141,5	23,3	145,2	17,4	21,5	136,5
GRAU DE CRISTALINIDADE (%)	11,2	22,3	20,7	9,26	11,11	17,6	8,5	33,8

Fonte: Próprio autor.

5.1.4 Ensaios mecânicos

Os ensaios mecânicos de tração foram conduzidos com o objetivo de avaliar o comportamento da manta eletrofiada de PCL e do filme de PVA de forma individual, bem como investigar os efeitos da combinação desses materiais com o EGAV nas propriedades mecânicas do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV. As curvas tensão–deformação obtidas permitem determinar parâmetros fundamentais, como a tensão máxima e a deformação na ruptura (Tabela 3), possibilitando compreender a influência da composição e da estrutura do material sobre sua resposta mecânica, conforme demonstrado na Figura 15.

Figura 15: Curvas de tensão-deformação obtidas para a manta eletrofiada de PCL, o filme de PVA puro e o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

Ao analisar as curvas tensão-deformação (figura 15), observa-se um comportamento mecânico distinto entre as três amostras analisadas: manta eletrofiada de PCL, filme de PVA puro e nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.

O filme de PVA puro apresentou maior resistência mecânica, atingindo tensão máxima de 23,83 MPa e alongamento na ruptura de 302,83%, o que evidencia sua natureza dúctil e excelente elasticidade. Esse comportamento é típico do PVA, um polímero semicristalino conhecido por sua elevada capacidade de deformação e boa flexibilidade, resultantes da presença de ligações de hidrogênio entre as cadeias poliméricas. Resultados semelhantes foram descritos por Luo *et al.*, 2025, que relataram valores de resistência à tração de 44,38 MPa e alongamento na ruptura de 286,37% e para filmes de PVA.

O desempenho mecânico do PVA pode variar significativamente em função do grau de polimerização e do nível de alcoolização (Dong *et al.*, 2025). De modo geral, filmes preparados com PVA de alta massa molecular tendem a apresentar maior flexibilidade e alongamento, atribuídos à maior mobilidade das cadeias poliméricas e à possível separação de fases em misturas contendo polímeros mais viscosos. Em contrapartida, sistemas formulados com PVA de menor massa molecular costumam exibir maior resistência à tração, devido ao aumento do teor de segmentos rígidos e à maior densidade de ligações de hidrogênio entre as cadeias (Negim *et al.*, 2014).

A manta eletrofiada de PCL apresentou um comportamento mecânico intermediário, com tensão máxima de 6,13 MPa e alongamento de 105,81%, valores inferiores aos observados para o filme de PVA. Esse desempenho está relacionado às condições de eletrofiação empregadas: concentração de PCL de 10%, peso molecular de 80.000 g/mol e diâmetro médio de fibra de 240 nm, fatores que influenciam diretamente as propriedades mecânicas do material. Resultados semelhantes foram relatados por Wong; Baji; Leng, 2008, que observaram alongamentos entre 50% e 90% para nanofibras de PCL (peso molecular 80.000 g/mol) com diâmetros variando entre 350 nm e 1600 nm. De forma análoga, Chew *et al.*, 2006 identificaram alongamentos entre 50% e 100% para nanofibras obtidas de soluções contendo 8% a 12% de PCL com peso molecular de 60.000 g/mol.

O alongamento das nanofibras de PCL depende fortemente da concentração do polímero e do diâmetro das fibras, parâmetros que afetam a cristalinidade do PCL. Essa cristalinidade, por sua vez, está intimamente associada ao comportamento mecânico do material: maior cristalinidade resulta em fibras mais rígidas e menos extensíveis, enquanto fibras com menor cristalinidade tendem a apresentar maior flexibilidade. Conforme abordado por Baker *et al.*, 2016, essas variações indicam que diversas propriedades mecânicas podem ser

moduladas pela otimização dos parâmetros de eletrofiação, uma vez que ajustes na concentração da solução e nas condições de processamento podem gerar fibras com características estruturais e funcionais distintas.

Já o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV apresentou valores significativamente menores com tensão máxima de 1,86 MPa e alongamento de 120,97%, refletindo uma redução na resistência mecânica. Esse comportamento pode estar associado à incompatibilidade interfacial entre a manta eletrofiada de PCL, de natureza hidrofóbica, e a camada hidrofílica de PVA/EGAV, uma vez que não há ligações químicas efetivas entre as fases. Essa ausência de ancoragem química limita a adesão interfacial e, conseqüentemente, dificulta a transferência eficiente de tensão através do material.

De forma geral, os resultados indicam que a incorporação de PVA/EGAV altera significativamente o desempenho mecânico da manta eletrofiada de PCL, reduzindo a resistência, e estatisticamente com a mesma flexibilidade da manta de PCL. Apesar dessa diminuição no desempenho mecânico, o nanocompósito ainda mantém resistência estrutural suficiente para aplicações biomédicas, especialmente aquelas que não demandam alta carga mecânica, como curativos bioativos, onde a integridade estrutural moderada e a capacidade de manuseio seguro são essenciais.

Tabela 3: Propriedades mecânicas global da manta eletrofiada de PCL, filme de PVA e nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.

AMOSTRA	TENSÃO MÁXIMA (MPa)	DEFORMAÇÃO MÁXIMA (%)
PCL	6,13 ± 0,45	105,81 ± 13,55
PVA	23,83 ± 14,01	302,83 ± 35,32
NANOCOMPÓSITO	1,86 ± 0,99	120,97 ± 35,26

Fonte: Próprio autor.

5.2 ESTUDO DE LIBERAÇÃO DO ATIVO *IN VITRO* E CARACTERIZAÇÕES

5.2.1 Estudo de liberação do ativo *in vitro*

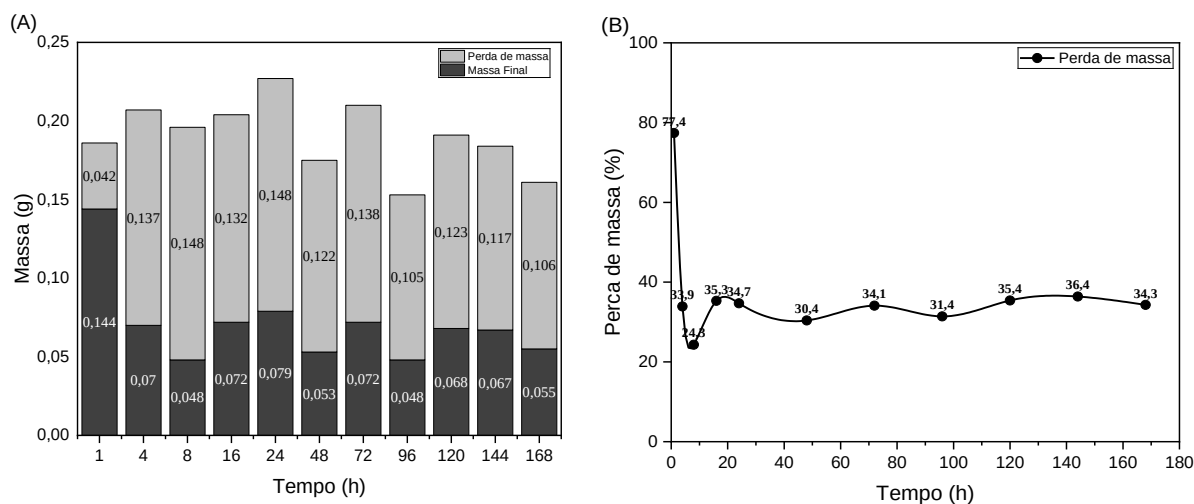
A utilização de polímeros em sistemas de liberação controlada tem se mostrado estratégica, sobretudo pela possibilidade de ajustar suas propriedades físico-químicas para atender às exigências terapêuticas de diferentes contextos clínicos. Conforme destacado por Lopes; Lobo; Costa, 2005, polímeros hidrofílicos apresentam elevada capacidade de

degradação e facilitam a difusão de ativos em ambientes aquosos, características fundamentais para aplicações em sistemas tópicos, como curativos.

No presente estudo, a incorporação de extrato glicólico de *Aloe vera* por meio de filmes de PVA em mantas eletrofiadas de PCL demonstrou potencial para promover uma liberação inicial rápida do ativo, atribuída à natureza hidrossolúvel do PVA. No entanto, ao considerar o ambiente específico de uma ferida, úmido e biologicamente ativo, torna-se relevante modular essa liberação, a fim de evitar a liberação abrupta do ativo e promover um efeito terapêutico mais prolongado conferido pelo PCL. A liberação controlada pode manter níveis adequados do agente bioativo ao longo do tempo, contribuindo para a manutenção de um ambiente favorável à regeneração tecidual, além de reduzir a necessidade de trocas frequentes do curativo.

A Figura 16 apresenta a evolução da massa de um nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, submetido ao estudo de liberação do ativo em imersão em SF 0,9%, ao longo de 168 horas. Os dados foram organizados evidenciando as massas inicial e final em cada ponto de tempo, e porcentagem de perda de massa, permitindo a avaliação qualitativa e quantitativa do comportamento do sistema frente à absorção de água, intumescimento e possível degradação. Nas primeiras 48 horas, observa-se uma variação relativamente estável da massa total, com ligeiro aumento em alguns intervalos. Esse comportamento sugere um processo de intumescimento predominante, atribuído principalmente à presença do PVA, um polímero hidrofílico com alta afinidade por água. A absorção do meio líquido promove a formação de uma camada de gel em torno das fibras, a qual atua como barreira de difusão e controla a liberação inicial do extrato de *Aloe vera*, substância hidrossolúvel que tende a se difundir rapidamente durante essa fase. A interação entre o meio aquoso, o polímero hidrofílico e o extrato vegetal conduzem a uma liberação inicial acentuada, seguida de uma fase de transição em que a massa final apresenta discreta redução. A partir de 72 horas, nota-se uma tendência de leve decréscimo na massa final, o que pode estar relacionado à liberação residual do extrato, à solubilização de frações não estruturadas de PVA e ao início da degradação superficial da matriz. O PCL, por sua natureza hidrofóbica e biodegradável, proporciona maior estabilidade estrutural ao compósito, contribuindo para a manutenção da massa inicial durante o período total de avaliação.

Figura 16: Estudo de liberação do ativo *in vitro* do nanocompósito: (A) Perda de massa (g) ao longo do tempo (h); (B) Perda de massa (%) em função do tempo (h).



Fonte: Próprio autor.

O comportamento observado nas análises indica que o sistema apresenta um perfil de liberação bifásico, caracterizado por uma fase inicial de liberação rápida, seguida por uma fase de liberação sustentada. A primeira etapa é atribuída à dessorção superficial do ativo, enquanto a segunda está relacionada à difusão lenta através da matriz e ao início do processo de degradação polimérica. Esse tipo de perfil é particularmente desejável em aplicações biomédicas, como curativos bioativos ou sistemas tópicos de liberação controlada, nos quais se busca uma ação terapêutica imediata, seguida de uma liberação prolongada de compostos com propriedades cicatrizantes e anti-inflamatórias, como aqueles presentes no extrato glicólico de *Aloe vera*.

De acordo com Ravichandran *et al.*, 2019, o mecanismo de liberação em sistemas baseados em nanofibras compreende três processos principais: dessorção superficial, difusão em fase sólida e degradação da matriz fibrosa. A dessorção superficial ocorre de forma rápida, resultando na liberação imediata de moléculas adsorvidas na superfície das fibras. A elevada porosidade das nanofibras contribui para esse efeito, ao proporcionar uma ampla área de contato com o meio líquido, o que aumenta a quantidade de ativo disponível para liberação inicial. À medida que a solução fisiológica penetra na estrutura fibrosa, a liberação por difusão e a posterior degradação da matriz tornam-se predominantes, sustentando o fornecimento do composto bioativo ao longo do tempo.

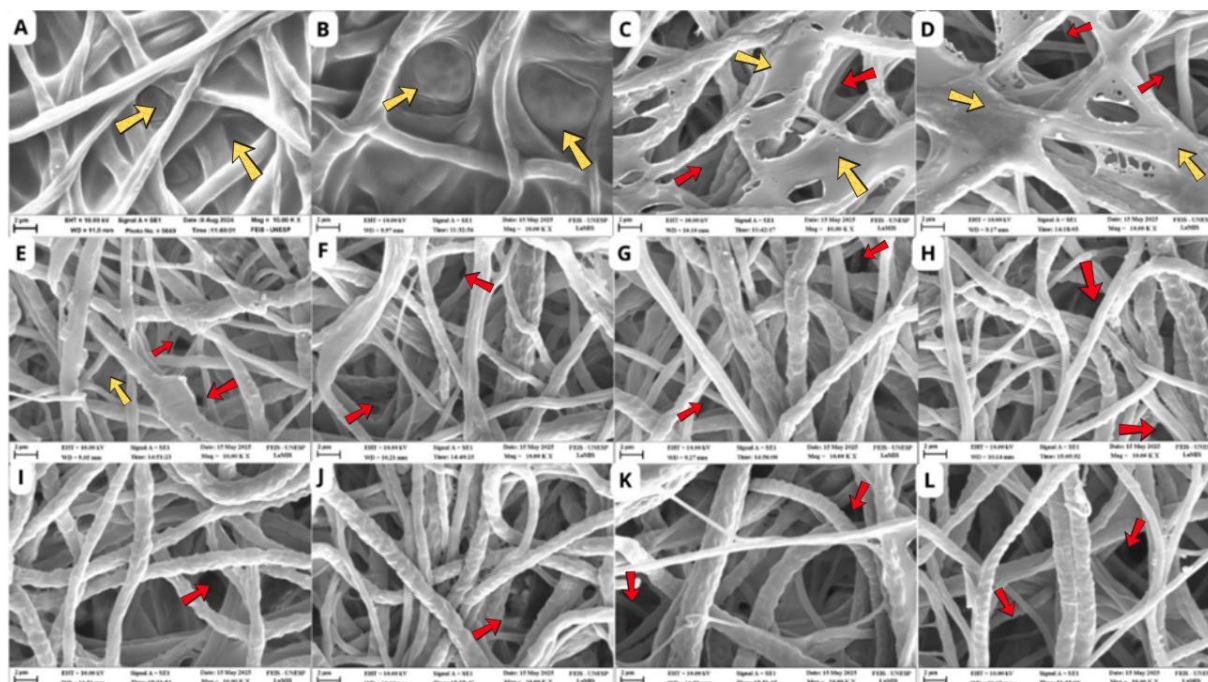
No presente sistema, composto por matrizes de PCL contendo filmes de PVA carregados com extrato glicólico de *Aloe vera*, observa-se que a hidrossolubilidade do PVA favorece sua dissolução rápida em meio aquoso, promovendo a liberação inicial do ativo. Simultaneamente, a estrutura mais hidrofóbica do PCL atua como uma barreira à difusão, retardando o escoamento do conteúdo restante e conferindo efeito prolongado ao sistema. Além disso, a formação de microfissuras e canais induzidos pela dissolução do PVA contribui para o aumento da permeabilidade da matriz, o que favorece a penetração de água e a subsequente degradação do PCL. Essa interação entre os dois polímeros permite uma modulação eficaz da cinética de liberação.

Esse comportamento é vantajoso em aplicações clínicas, uma vez que um curativo com liberação inicial rápida pode atuar rapidamente na redução da carga microbiana e na hidratação da ferida, enquanto a liberação sustentada mantém a ação anti-inflamatória e regenerativa ao longo do tempo, reduzindo a necessidade de trocas frequentes e promovendo um ambiente estável para a cicatrização tecidual.

5.2.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As amostras de nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, submetidas ao ensaio de liberação do ativo em diferentes intervalos de tempo, foram analisadas por MEV. A Figura 17 ilustra o processo de degradação do PVA e consequente liberação do ativo presente no EGAV, evidenciado pelas alterações morfológicas da manta eletrofiada. Inicialmente, observa-se uma estrutura compacta, com reduzida porosidade superficial (setas amarelas). Contudo, à medida que o tempo de liberação avança, a estrutura passa a apresentar aumento da porosidade (setas vermelhas), o que pode ser atribuído à progressiva eliminação do PVA da matriz polimérica.

Figura 17: Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV analisado por micrografia obtida por MEV após teste de liberação em distintos períodos de tempo: (A) 0 hora; (B) 1 hora; (C) 4 horas; (D) 8 horas; (E) 16 horas; (F) 24 horas; (G) 48 horas; (H) 72 horas; (I) 96 horas; (J) 120 horas; (K) 144 horas e (L) 168 horas.



Fonte: Próprio autor.

Os resultados obtidos estão em concordância com os ensaios de degradação hidrossolúvel conduzidos por Huang *et al.* (2019), os quais demonstraram que, nas misturas de PVA/PCL, ocorre simultaneamente a rápida solubilização do PVA e o início da biodegradação do PCL. Verificou-se que a perda de massa dessas misturas em ambiente aquoso foi significativamente maior em comparação ao PCL puro. Esse comportamento evidencia que o PVA atua como um agente facilitador da hidrólise, acelerando a degradação da matriz polimérica de PCL. A dissolução do PVA resulta na formação de canais e microfissuras que favorecem a difusão de água, intensificando, assim, o processo de biodegradação do PCL.

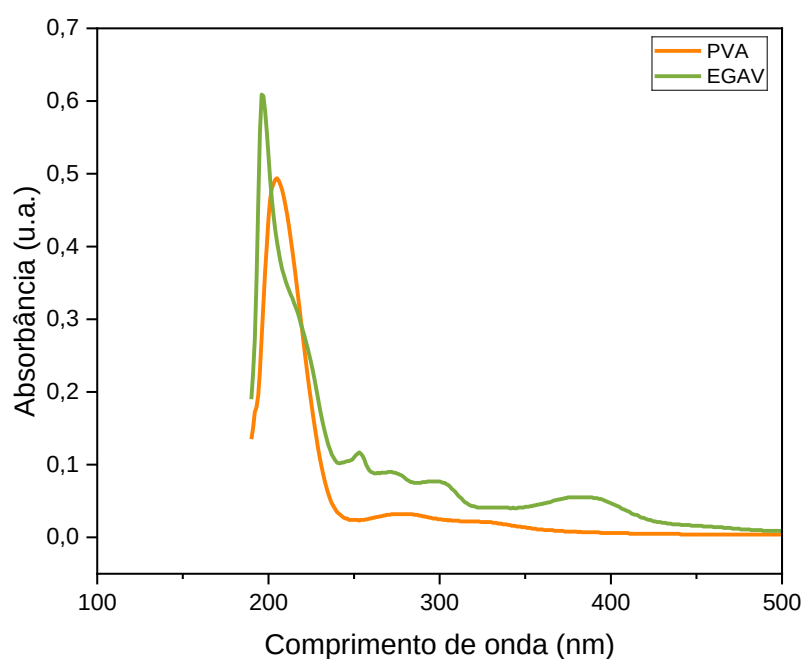
Segundo Wang *et al.*, 2025, esse fenômeno pode ser atribuído à capacidade das moléculas da solução de infiltrarem-se nos microespaços existentes entre as nanofibras, alcançando as regiões amorfas da estrutura polimérica. Essa penetração promove a redução das forças intermoleculares entre as macromoléculas das fibras, aumentando os espaçamentos e a distância entre as cadeias, o que favorece a difusão aquosa. Esse comportamento evidencia que as membranas interagem com o meio aquoso e favorecem a liberação do agente ativo,

propriedades desejáveis para aplicações em curativos, uma vez que contribuem para a aceleração do processo de cicatrização.

5.2.3 Espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis)

A espectroscopia na região do ultravioleta-visível (UV-Vis) é uma técnica amplamente empregada e altamente eficaz para monitorar modificações estruturais em polímeros induzidas por fotoativação (Mamand *et al.*, 2025). Assim, essa técnica foi utilizada para avaliar as propriedades ópticas e identificar possíveis grupos cromóforos presentes nas amostras de EGAV e PVA, conforme ilustrado na Figura 18.

Figura 18: Espectros de absorção na região do UV-Vis das soluções de PVA puro e do extrato glicólico de *Aloe vera*.



Fonte: Próprio autor.

Analisando a Figura 18, observa-se que ambas as amostras apresentam bandas de absorção acentuadas na região entre 190 e 240 nm, atribuídas a transições eletrônicas do tipo $\pi \rightarrow \pi^*$ e $n \rightarrow \sigma^*$, associadas principalmente a ligações C=O e C–O, presentes em compostos orgânicos. A presença de compostos aromáticos ou insaturados, fontes de elétrons, elucidou essa característica espectral, sendo os grupos funcionais contendo ligações duplas C=C, C=O e

N=N responsáveis pela absorção de UV nessa região espectral (Domeizel; Khalil; Prudent, 2004).

O PVA, apresentou um espectro com baixa absorbância e picos sutis acima de 240 nm, nas regiões aproximadas de 280 nm e 315 nm, o que confirma sua elevada transparência óptica e a ausência de grupos cromóforos significativos em sua estrutura, consistentes com o caráter não conjugado do polímero. Esses resultados estão de acordo com o estudo de Mamand *et al.*, 2025, no qual o espectro de absorção do PVA apresentou três bandas distintas em 222 nm, 282 nm e 310 nm. As bandas de absorção observadas no PVA exibem características de transições eletrônicas do tipo $\pi \rightarrow \pi^*$, associadas à presença de grupos carbonílicos (C=O), e de transições $n \rightarrow \pi^*$, relacionadas a ligações insaturadas (C=C e/ou C=O) presentes na estrutura do polímero (Khasraw *et al.*, 2025).

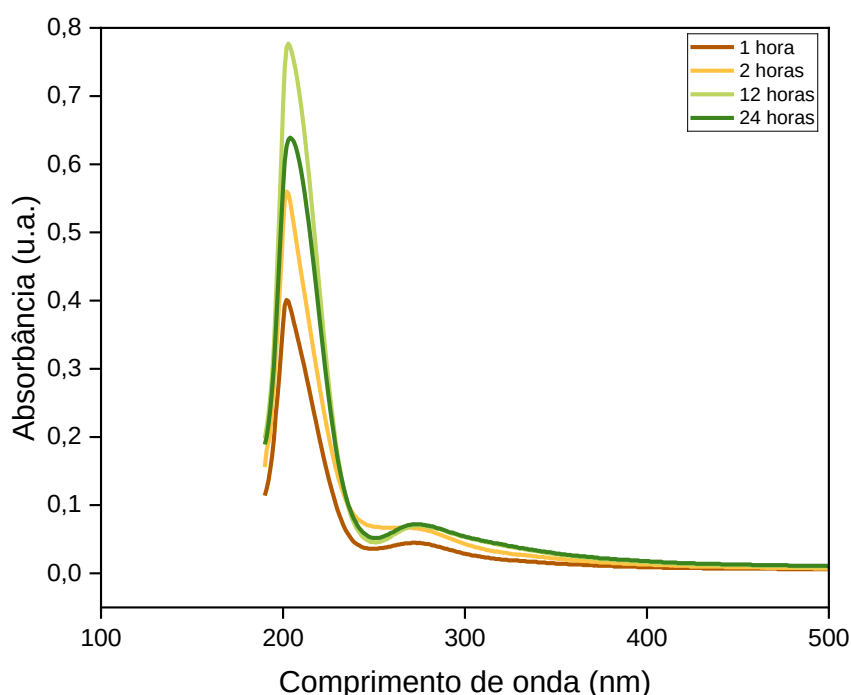
Em contraste, o EGAV apresentou intensidade de absorção especialmente nas regiões próximas de 250 nm, 270 nm, 300 nm e 385 nm, o que indica a presença de compostos fenólicos, flavonoides e antraquinonas, cujas estruturas conjugadas são responsáveis pela absorção na região do ultravioleta. Essa característica é típica de extratos vegetais ricos em metabólitos secundários com potencial atividade antioxidante. Os resultados obtidos estão em consonância com os achados de Ray; Dutta Gupta; Ghosh, 2013, que observaram no espectro UV picos de absorção em 255 nm (região UVC), 270 nm (região UVC), 290 nm (região UVB) e 350 nm (região UVA), sendo que a absorção da radiação UV nessas faixas espectrais confirma a presença de ligações duplas conjugadas nas moléculas constituintes do extrato.

O espectro de referência da aloína distingue-se por múltiplas bandas atribuídas à presença do cromóforo antrona, exibindo uma banda larga e intensa na região de 190–230 nm, característica de compostos insaturados, juntamente com duas bandas de menor intensidade em 268 nm e 296 nm, resultantes de transições $\pi \rightarrow \pi^*$ no anel antracênico. A banda observada em 353 nm corresponde à transição $n \rightarrow \pi^*$ e é típica em espectros de derivados hidroxilados de antraceno. O espectro da aloína mantém-se estável frente a variações de pH na faixa de 4,8 a 8,0, indicando a estabilidade da estrutura cromofórica (Burmistrova; Krivets; Monakhova, 2020). Além disso, a banda de absorção situada entre 320 e 380 nm reforça a presença de compostos fenólicos, geralmente associados a propriedades antioxidantes e bioativas (Ozsoy *et al.*, 2008).

A comparação entre os espectros evidencia, portanto, que o EGAV apresenta compostos capazes de absorver radiação na região do ultravioleta, enquanto o PVA atua como uma matriz óptica transparente, adequada para a incorporação de substâncias bioativas sem interferir significativamente nas propriedades ópticas do sistema. Essa característica permite o

monitoramento da concentração de EGAV liberado a partir do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, por meio de ensaios de liberação conduzidos em solução salina fisiológica 0,9% (SF 0,9%) nos intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas, conforme apresentado na Figura 19.

Figura 19: Espectros de absorção UV-Vis do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV em ensaios de liberação realizados em solução salina 0,9% (SF 0,9%) nos intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas.



Fonte: Próprio autor.

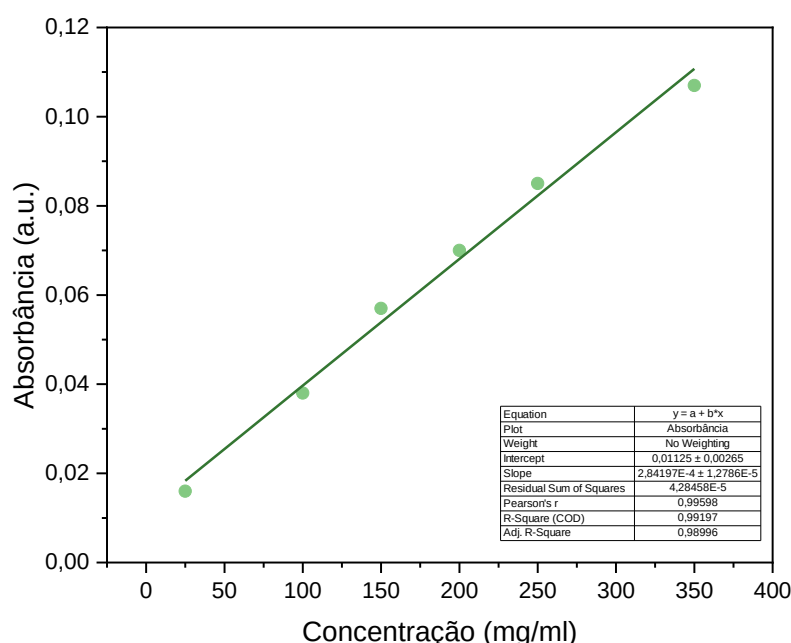
Observando a Figura 19, nota-se um pico principal de absorção próximo a 200 nm, característico da presença de grupos cromóforos conjugados do EGAV, como fenólicos e antraquinonas, indicativos da liberação do extrato a partir da matriz polimérica. Com o aumento do tempo de incubação, nota-se um ligeiro aumento da intensidade da absorbância no pico principal, evidenciando uma liberação progressiva do EGAV do nanocompósito. Entre 1 e 2 horas, a diferença na absorbância é mais acentuada, sugerindo uma liberação inicial rápida do composto ativo. A partir de 12 a 24 horas, o aumento da absorbância é menos pronunciado, indicando que o sistema atinge uma fase de liberação mais lenta ou de equilíbrio, possivelmente devido à saturação da solução e à redução da quantidade de EGAV disponível na matriz.

A presença de pequenas variações na região acima de 300 nm também pode refletir a presença de compostos fenólicos com absorção no UV-visível, mas sem alteração significativa

ao longo do tempo, reforçando que a maior liberação está concentrada nos cromóforos principais do EGAV. Esses resultados destacam que o nanocompósito permite liberação gradual do EGAV, com uma fase inicial mais rápida seguida de estabilização, comportamento compatível com sistemas de liberação controlada em matrizes poliméricas hidrofílicas.

Os dados obtidos no estudo de liberação forneceram informações importantes sobre a dinâmica do sistema em estudo. Com base na análise da curva de calibração Figura 20, as concentrações correspondentes às absorbâncias medidas no comprimento de onda de 254 nm foram determinadas por interpolação, considerando valores dentro da faixa linear da curva.

Figura 20: Curva de calibração construída para quantificação de extrato glicólico de *Aloe vera* (EGAV).



Fonte: Próprio autor.

A curva de calibração construída para a quantificação do extrato glicólico de *Aloe vera* (EGAV) apresentou um comportamento linear entre a absorbância e a concentração, medida no comprimento de onda de 254 nm. A elevada linearidade observada sugere que o método é adequado para a quantificação do EGAV na faixa de concentrações estudada (0 a 350 mg/mL), permitindo a determinação confiável das concentrações do ativo durante os ensaios de liberação. Com base na curva de calibração, as concentrações correspondentes às absorbâncias medidas foram obtidas por interpolação, conforme apresentado na Tabela 3.

Através da análise da Figura 20 e da Tabela 4, observa-se um aumento progressivo da concentração de EGAV liberada ao longo do tempo, indicando que a liberação do extrato

ocorreu de forma gradual durante as 24 horas de ensaio. Esse comportamento evidencia um perfil de liberação controlada, característica desejável em sistemas de liberação sustentada, nos quais o ativo é disponibilizado de maneira contínua e prolongada no meio de dissolução. Assim, a curva de calibração não apenas valida a confiabilidade do método analítico empregado, como também fornece suporte quantitativo à avaliação da cinética de liberação do EGAV a partir do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV desenvolvido.

Tabela 4: Valores de absorvância obtidos nos espectros de UV-Vis e respectivas concentrações de EGAV liberadas pelo nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV em solução salina 0,9% (SF 0,9%) nos intervalos de 1, 2, 12 e 24 horas, determinadas por interpolação a partir da curva de calibração a 254 nm.

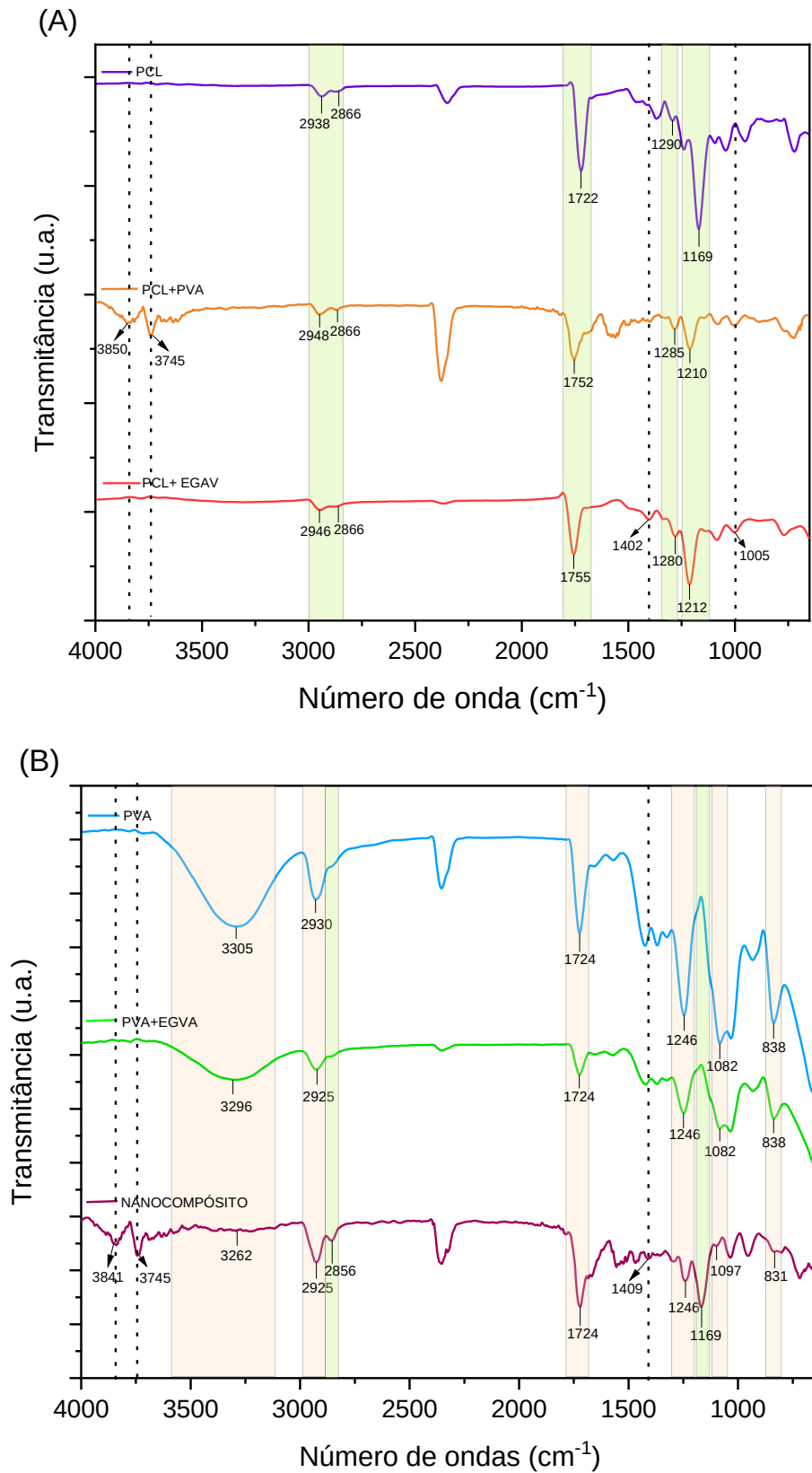
INTERVALO DE TEMPO (H)	ABSORVÂNCIA (A.U.)	CONCENTRAÇÃO (MG/ML)
1	0,035	86,38
2	0,047	127,51
12	0,052	146,78
24	0,066	192,87

Fonte: Próprio autor.

5.2.4 Espectroscopia de absorção no infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)

A espectroscopia de infravermelho por transformada de Fourier (FTIR), utilizando o acessório de reflexão total atenuada (ATR), foi empregada para identificar e caracterizar os grupos funcionais presentes nas amostras de manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta eletrofiada de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA, filme de PVA/EGAV e no nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV. Essa análise possibilitou avaliar as interações químicas entre os componentes e identificar eventuais modificações estruturais na matriz polimérica decorrentes da incorporação dos diferentes constituintes. As principais vibrações observadas nos espectros FTIR estão apresentadas na Figura 21.

Figura 21: Espectros FTIR da manta eletrofiada de PCL, manta de PCL aditivada com PVA, manta eletrofiada de PCL aditivada com EGAV, filme de PVA, filme de PVA/EGAV e no nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV.



Fonte: Próprio autor.

O espectro de FTIR da manta eletrofiada de PCL apresentou bandas características que permitiram a identificação dos principais grupos funcionais do polímero. Observou-se uma banda intensa em 1722 cm^{-1} , atribuída ao estiramento da carbonila ($\text{C}=\text{O}$) do grupo éster, e outra em 1169 cm^{-1} , correspondente ao estiramento da ligação $\text{C}-\text{O}$, ambas típicas da estrutura do PCL. Além disso, verificaram-se bandas em 2938 cm^{-1} e 2866 cm^{-1} , associadas aos modos de estiramento assimétrico e simétrico das ligações $\text{C}-\text{H}$ do grupo metileno (CH_2) presente na cadeia alifática do polímero. O pico em 1290 cm^{-1} foi relacionado às vibrações de estiramento das ligações $\text{C}=\text{O}$ e $\text{C}=\text{C}$, atribuídas às fases amorfa e cristalina do PCL. OS resultados são compatíveis com estudos realizados por Bagherzadeh *et al.*, 2023, e Alrayyani *et al.*, 2025.

Observou-se grande semelhança entre os espectros de FTIR das amostras de manta eletrofiada de PCL aditivada com PVA e da manta de PCL pura, indicando a ausência de alterações significativas na estrutura química do polímero base. Entretanto, foram identificadas duas novas bandas em 3850 cm^{-1} e 3745 cm^{-1} , atribuídas possivelmente à presença de grupos hidroxila (OH) do PVA ou a ligações de hidrogênio fracas decorrentes da absorção de moléculas de água (H_2O). Essas bandas, localizadas na região de estiramento do grupo hidroxila, geralmente estão associadas à presença de água adsorvida na matriz polimérica e podem indicar interações intermoleculares entre o PVA e o PCL, ou ainda a formação de pontes de hidrogênio com grupos funcionais como carbonila ($\text{C}=\text{O}$) e ésteres (Pinzón-Moreno *et al.*, 2022).

De modo análogo, a manta eletrofiada de PCL aditivada com EGAV apresentou um espectro semelhante ao da manta eletrofiada de PCL, com exceção do surgimento de novas bandas em 1402 cm^{-1} e 1005 cm^{-1} , associadas provavelmente às vibrações características de grupos funcionais provenientes do EGAV, tais como fenóis, álcoois e glicosídeos. A banda em 1402 cm^{-1} pode ser atribuída à vibração de deformação do grupo CH_2 e à flexão do grupo CH_3 , além de estar relacionada à presença do grupo carboxilato (COO^-), característico de compostos fenólicos e ácidos orgânicos presentes no extrato (Saha *et al.*, 2023). Já a banda observada em 1005 cm^{-1} é associada às vibrações de estiramento $\text{C}-\text{O}-\text{C}$, típicas de ligações éter ou glicosídicas, indicando a presença de polissacarídeos e compostos oxigenados no EGAV (Ray; Dutta Gupta; Ghosh, 2013).

O espectro de FTIR do filme de PVA apresentou uma banda larga em torno de 3305 cm^{-1} , atribuída ao estiramento das ligações OH , relacionada à presença de grupos hidroxila (OH) na cadeia polimérica e à formação de pontes de hidrogênio entre as moléculas. O pico em 2930 cm^{-1} corresponde ao estiramento assimétrico e simétrico das ligações $\text{C}-\text{H}$ dos grupos metileno (CH_2), enquanto a banda em 1724 cm^{-1} está associada à vibração de estiramento da carbonila ($\text{C}=\text{O}$), resultante da oxidação parcial de grupos acetato residuais provenientes da

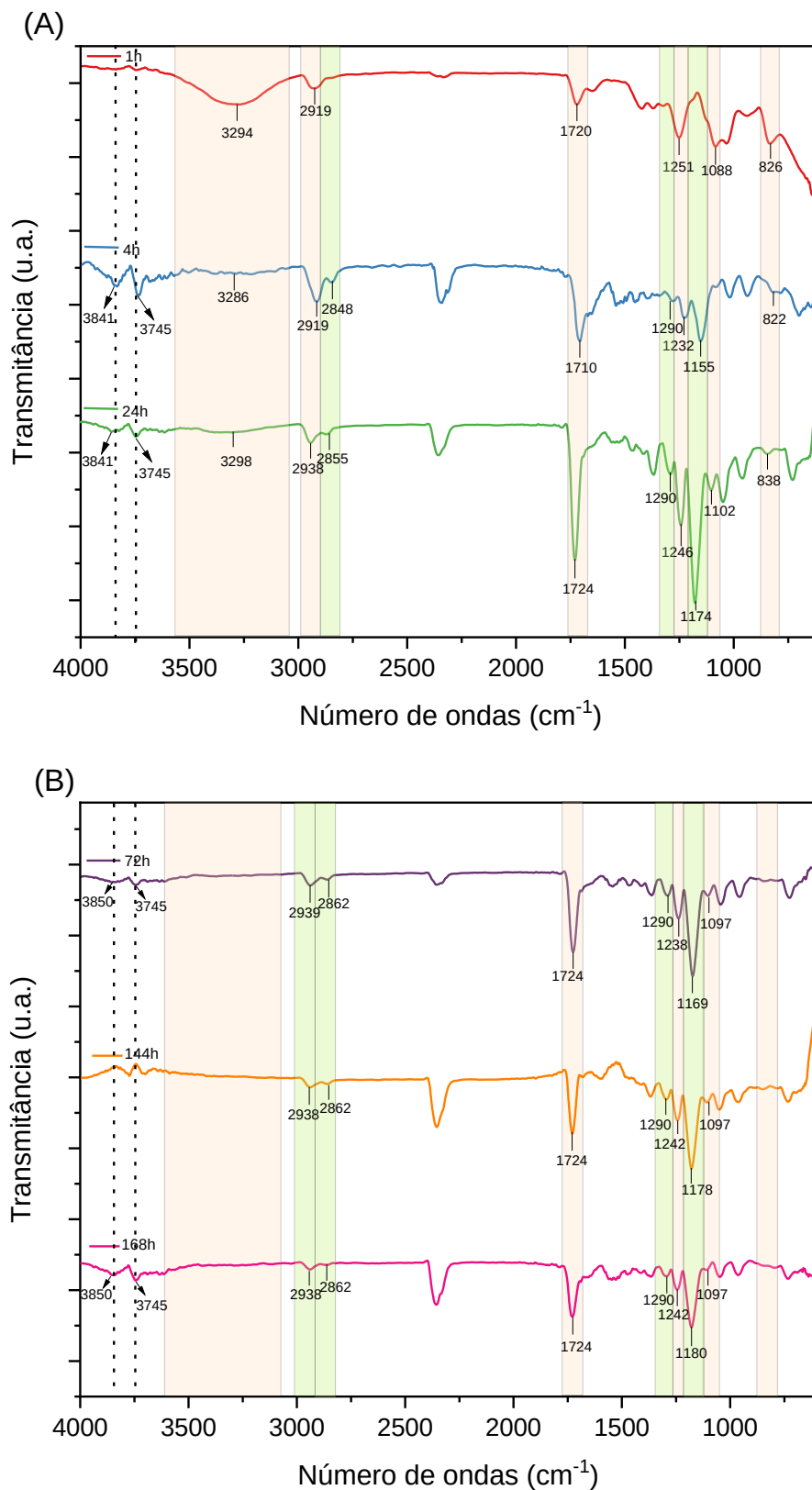
síntese do polímero. As bandas em 1246 e 1082 cm^{-1} são atribuídas à vibração de estiramento de C–O em grupos C–O–H, associados à funcionalidade acetil do PVA. Além disso, o pico em 850 cm^{-1} está relacionado à vibração de estiramento C–C, típica da estrutura da cadeia principal do polímero. Esses resultados confirmam a preservação da estrutura química do PVA, bem como a presença predominante de grupos hidroxila ativos, essenciais para interações com outros componentes na formação dos sistemas híbridos. Os resultados obtidos estão em concordância com resultados previamente relatados por Wang *et al.*, 2025; bem como Ansari *et al.*, 2025 e Sabet-Bokati; Zebarjad, 2025.

Observou-se grande semelhança entre os espectros de FTIR das amostras do filme de PVA puro e do filme de PVA/EGAV, indicando a ausência de alterações significativas na estrutura química do polímero base. Tal comportamento pode estar relacionado à baixa concentração de EGAV incorporada, o que resultou na ausência de bandas características do EGAV. Assim, predominam as bandas típicas do PVA, sugerindo que o extrato foi incorporado de forma homogênea à matriz polimérica, porém em quantidade insuficiente para gerar modificações espectroscópicas perceptíveis.

O espectro de FTIR do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV apresentou semelhança com os principais picos característicos do PCL e do PVA, indicando que a estrutura química fundamental dos polímeros foi preservada após a incorporação do extrato. No entanto, observou-se o surgimento de três novas bandas em 3850 cm^{-1} , 3745 cm^{-1} e 1409 cm^{-1} , ausentes nas amostras individuais. As bandas em 3850 cm^{-1} e 3745 cm^{-1} também foram observadas na amostra de PCL aditivada com PVA, sugerindo a ocorrência de interações intermoleculares entre os polímeros, possivelmente por meio de pontes de hidrogênio entre os grupos hidroxila (OH) do PVA e os grupos carbonila (C=O) do PCL. Já a banda em 1409 cm^{-1} apresenta similaridade com os picos observados na amostra de PCL aditivada com EGAV, o que indica que esse sinal está associado à presença de compostos do extrato vegetal incorporado à matriz. Esses resultados evidenciam que houve interação simultânea entre os componentes poliméricos e o extrato, sem alterações estruturais significativas, confirmando a compatibilidade e integração química entre PCL, PVA e EGAV no nanocompósito eletrofiado.

Os espectros de FTIR apresentados nas Figura 22 correspondem ao nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após diferentes tempos do ensaio de liberação *in vitro*, permitindo avaliar possíveis alterações químicas ou interações estruturais decorrentes do contato com o SF 0,9% e da difusão do EGAV.

Figura 22: Espectros FTIR do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV das amostras após o estudo de liberação *in vitro* nos intervalos de tempo de 1, 4, 24, 72, 144 e 168 horas.



Fonte: Próprio autor.

Na Figura 22a, observa-se as bandas largas entre 3500 cm^{-1} a 3200 cm^{-1} , atribuídas ao estiramento O–H do PVA, mantêm-se visíveis, embora com leve variação de intensidade, possivelmente relacionada à interação com moléculas de água do meio de liberação ou à liberação parcial de compostos hidroxilados do PVA. A presença das bandas em $2919/2938\text{ cm}^{-1}$, presente no PVA e PCL respectivamente, e 2866 cm^{-1} , correspondentes ao estiramento C–H dos grupos metileno (CH_2), típicas do PCL. A banda em torno de 1724 cm^{-1} está associada ao estiramento da carbonila ($\text{C}=\text{O}$) do grupo éster do PCL, permanecendo bem definida e com intensidade semelhante à amostra inicial, o que confirma a estabilidade da matriz polimérica durante as primeiras horas de liberação. Bandas adicionais observadas em torno de 1246 cm^{-1} , 1174 cm^{-1} e 1100 cm^{-1} correspondem às vibrações de $\text{C}=\text{O}$ e $\text{C}-\text{O}-\text{C}$ dos grupos éster e alcoólicos, que também são mantidas ao longo dos primeiros tempos, sugerindo ausência de hidrólise expressiva da cadeia de PCL ou PVA.

Na Figura 22b, observa-se que o perfil espectral permanece semelhante ao inicial, com preservação das bandas principais do PCL e do PVA, reforçando a estabilidade química do nanocompósito mesmo após exposição prolongada ao meio. Entretanto, nota-se redução gradual da intensidade das bandas em 3500 cm^{-1} a 3200 cm^{-1} , atribuídas às ligações OH, o que pode indicar a liberação progressiva de compostos hidroxilados do EGAV. Essa diminuição é coerente com o perfil de liberação sustentada observado nos estudos de liberação *in vitro* (figura 16). Além disso, a banda em 1409 cm^{-1} , previamente associada à presença do EGAV, apresenta redução de intensidade ao longo do tempo, reforçando a hipótese de difusão gradual do EGAV para o meio de liberação. Por outro lado, as bandas em torno de 2942 cm^{-1} , 2866 cm^{-1} e 1724 cm^{-1} permanecem praticamente inalteradas, o que demonstra que a matriz polimérica de PCL/PVA não sofreu degradação significativa durante o período experimental.

Os resultados de FTIR demonstram que o nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV manteve sua integridade estrutural após o estudo de liberação *in vitro* (figura 16). As alterações sutis nas bandas associadas aos grupos OH e ao sinal característico do EGAV (1409 cm^{-1}) indicam que a liberação dos compostos bioativos ocorreu de forma gradual e controlada, sem comprometer a estabilidade química dos polímeros constituintes.

5.2.5 Caracterização visual de propriedade óptica

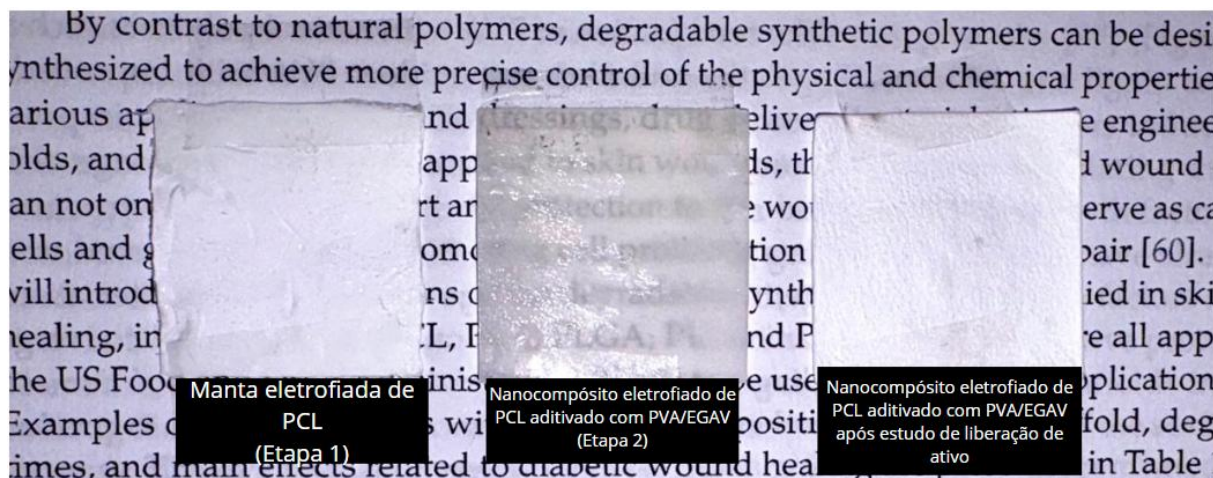
As propriedades ópticas referem-se ao comportamento de um material frente à incidência de radiação eletromagnética, particularmente no espectro da luz visível. Materiais tipicamente transparentes podem apresentar comportamento translúcido ou até se tornarem

opacos quando o feixe de luz incidente é refletido e/ou refratado em seu interior. Esse espalhamento interno, responsável pela translucidez e opacidade, pode ocorrer em diferentes contextos, como em materiais policristalinos com anisotropia no índice de refração, em sistemas bifásicos, em materiais com microporosidades ou ainda em polímeros com elevado grau de cristalinidade (William; Rethwisch, 2016).

A transmitância corresponde à razão percentual entre o fluxo luminoso transmitido e o fluxo luminoso incidente na superfície de materiais transparentes, configurando-se como um parâmetro essencial para a caracterização do grau de transparência desses materiais. De modo geral, quanto maior a transmitância, maior é a transparência do material. Os fatores que influenciam essa propriedade variam conforme o tipo de material e estão associados às diferenças nas ligações químicas, à microestrutura e às propriedades físico-químicas específicas de cada classe de material (Xiao *et al.*, 2021).

Na Figura 23, é possível observar a evolução visual óptica dos materiais obtidos nas diferentes etapas do processo de síntese. A primeira amostra, correspondente à manta eletrofiada de PCL puro (Etapa 1), apresenta aspecto opaco, indicando baixa transmitância de luz. Já na segunda amostra, referente ao nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV (Etapa 2), nota-se um aumento significativo na translucidez, permitindo a leitura parcial do texto de fundo, evidenciando uma elevação na transmitância óptica do material após a incorporação da solução de gel de PVA e EGAV. Por fim, a terceira amostra mostra o mesmo nanocompósito após o teste de liberação do ativo. Observa-se que, após a liberação do extrato ativo, o material retorna a um estado opaco, semelhante ao identificado na Etapa 1. Essa mudança pode estar associada à remoção do PVA na matriz polimérica. Tal comportamento sugere que a transparência do material está relacionada ao preenchimento dos poros pela fase hidrossolúvel (PVA); à medida que essa fase é liberada, os poros tornam-se novamente expostos, resultando na perda da transparência e no retorno da opacidade característica do material inicial.

Figura 23: Comparação visual da transparência dos materiais obtidos em diferentes etapas do processo experimental: manta eletrofiada de PCL puro (Etapa 1); nanocompósito eletrofiado contendo EGAV (Etapa 2); nanocompósito eletrofiado com EGAV após o teste de liberação do ativo.



Fonte: Próprio autor.

Segundo Xiao *et al.*, 2021, as membranas obtidas por eletrofiliação apresentam uma estrutura porosa com numerosos poros interconectados, resultando na formação de múltiplas interfaces ar-fibra ao longo do material. Como consequência, ocorrem perdas significativas por reflexão e refração da luz nessas interfaces, o que contribui para a aparência opaca das membranas.

A luz incidente sobre as nanofibras eletrofiadas poliméricas, não sofre apenas múltiplos eventos de reflexão e refração nas interfaces internas, mas também é parcialmente absorvida pela própria estrutura manta, resultando em uma transmitância de luz bastante reduzida. Em contrapartida, o PVA puro exibe alta transparência, com aproximadamente 92% de transmitância a 500 nm de comprimento de onda (Yano *et al.*, 2005). Notavelmente, a presença do PVA no nanocompósito eletrofiado contribui para o aumento da transmitância, devido à sua natureza intrinsecamente transparente e à boa compatibilidade óptica com os demais componentes da matriz, o que resulta na diminuição da porosidade característica.

A micrografia obtida por MEV da manta eletrofiada de PCL (figura 10) evidencia uma estrutura altamente porosa, composta por fibras interligadas e uniformemente distribuídas. No caso do nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV, observa-se o recobrimento dos poros, resultando em uma superfície mais densa e em aspecto translúcido. Essa alteração morfológica está diretamente relacionada à modificação das propriedades ópticas do material, atribuída à redução do grau de porosidade promovida pela presença da camada de PVA/EGAV. Após o ensaio de liberação *in vitro* (figura 16), nota-se a recuperação

progressiva da aparência opaca original do nanocompósito. Tal comportamento é associado à degradação do PVA e à liberação do ativo presente no EGAV, processos que favorecem a transição de uma estrutura inicialmente densa para uma morfologia progressivamente mais porosa, conforme evidenciado na Figura 17. Essas observações indicam que o nanocompósito desenvolvido apresenta potencial para aplicação em sistemas de liberação controlada, especialmente em curativos inteligentes, nos quais a variação visual do material pode atuar como indicador qualitativo da liberação do princípio ativo, possibilitando o monitoramento contínuo do tratamento.

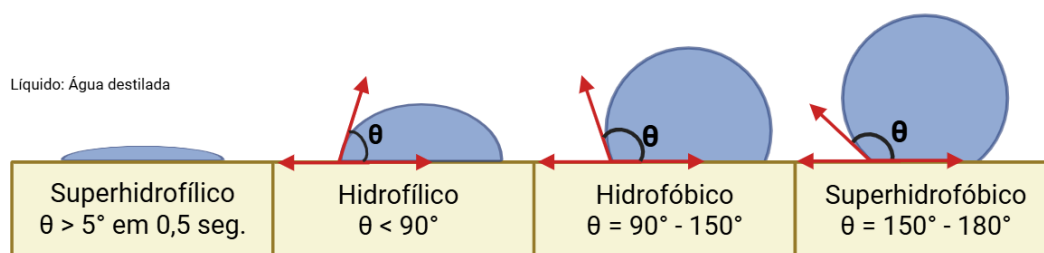
A elevada concentração de grupos hidroxila presentes em ambos os componentes favorece interações interfaciais eficazes entre fibra e matriz polimérica, promovidas principalmente por ligações de hidrogênio. Essa afinidade química resulta em uma boa adesão na interface fibra/PVA, o que pode contribuir para a obtenção de compósitos com elevada transmitância de luz, mesmo em composições com alto teor de fibras (TANG; LIU, 2008).

5.2.6 Ângulo de contato

A molhabilidade da superfície é um fator determinante na aplicação de materiais nanofibrosos obtidos por eletrofiação para engenharia tecidual da pele. Nesse sentido, a medição do θ com a água tem sido amplamente empregada para avaliar essa propriedade. Estudos indicam que superfícies com θ entre 40° e 70° são consideradas moderadamente hidrofílicas, favorecendo processos biológicos como adesão, espalhamento e proliferação celular. Em contrapartida, superfícies com θ inferior a 20° (altamente hidrofílicas) ou superior a 90° (hidrofóbicas) tendem a apresentar menor desempenho nesse contexto.

As amostras do estudo foram classificadas pelo grau de hidrofobicidade utilizando a média do ângulo de contato, conforme a Figura 24:

Figura 24: Ângulo de contato para materiais hidrofílicos e hidrofóbicos.



Fonte: Adaptada de (Bačovská *et al.*, 2016).

Os resultados de molhabilidade das amostras estão apresentados na Figura 25 e Tabela 5. Verifica-se que a amostra de PCL possui um θ elevado ($121,23 \pm 6^\circ$), caracterizando-a como altamente hidrofóbica. Isso indica que a superfície do PCL repele a água, apresentando baixa afinidade por ela. Em contraste, as amostras de PVA/EGAV e do nanocompósito exibem θ menores, $77,54 \pm 3^\circ$ e $88,05 \pm 6^\circ$, respectivamente, classificando-se como hidrofílicas. Ao analisar a série de amostras denominadas "Liberação", referentes a diferentes tempos (de 1 hora até 168 horas), observa-se que todas apresentam θ abaixo de 90° , caracterizando superfícies predominantemente hidrofílicas durante todo o período avaliado. Entretanto, há uma variação significativa no valor do θ do nos primeiros momentos (1h a 4h), o ângulo se mantém em torno de 74° a 77° , indicando uma superfície bastante hidrofílica. A partir de 8h até cerca de 72h, ocorre uma redução no θ , chegando ao valor mais baixo de $34,02 \pm 10^\circ$ na marca de 72 horas, sugerindo que a superfície se torna ainda mais hidrofílica, possivelmente devido à exposição prolongada ou a alterações químicas/físicas que aumentam a afinidade com a água. Após 72 horas, os ângulos começam a aumentar gradualmente, variando entre 58° e 76° , mas permanecendo sempre abaixo de 90° , o que indica que a superfície continua hidrofílica.

Os resultados obtidos neste estudo, que indicam uma diminuição do θ e um aumento na solubilidade do PCL na presença de PVA/EGAV, estão em concordância com os achados de Zarekhalili *et al.*, 2017, no qual a incorporação de PVA em conjunto com nanofibras de PCL em matrizes híbridas resultou em uma redução significativa do ângulo de contato, evidenciando um aumento na hidrofilicidade do sistema. Essa modificação foi atribuída à presença de componentes hidrossolúveis na formulação, que favorecem a interação com o meio aquoso.

De forma semelhante, no presente trabalho, a presença do PVA e do EGAV contribui para a introdução de grupos polares e estruturas solúveis em água, capazes de modificar a superfície da matriz e intensificar sua afinidade com o meio hidrofílico. Esse comportamento é especialmente relevante em aplicações biomédicas, como curativos, onde a hidratação controlada do leito da ferida desempenha papel essencial na promoção da cicatrização.

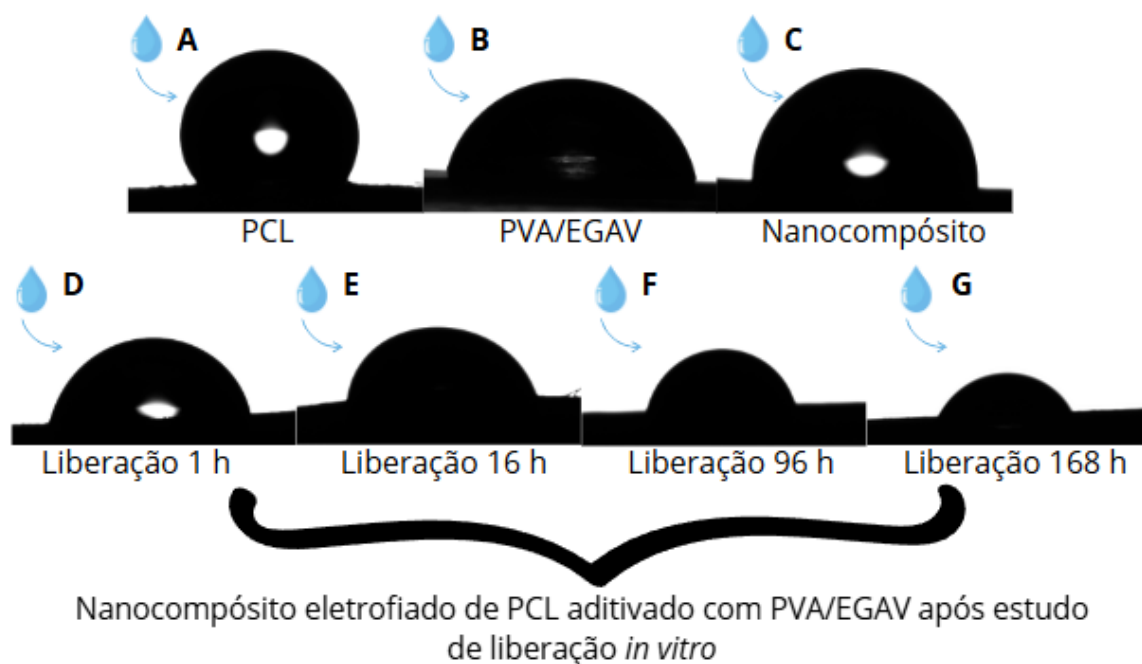
Segundo Nashchekina *et al.*, 2022, a introdução de grupos hidroxila ($-\text{OH}$) na superfície do PCL promove uma redução significativa no ângulo de contato, evidenciando o aumento de sua hidrofilicidade. De maneira semelhante, a incorporação do PVA, que é um polímero hidrofílico devido à alta densidade de grupos hidroxila à matriz de PCL promove uma redução adicional no ângulo de contato, conferindo à superfície maior molhabilidade.

Com base nos resultados obtidos neste estudo associados aos dados apresentados no FTIR (figura 22), pressupõe que, mesmo após a dissolução parcial do PVA em meio aquoso, remanescentes de grupos OH permaneceram adsorvidos ou quimicamente ligados à superfície

das nanofibras de PCL. Essa interação residual pode ter contribuído para a manutenção de uma superfície parcialmente hidrofílica, mesmo após a remoção da fase mais solúvel do sistema. Tal comportamento justifica a redução observada no θ das mantas de PCL mesmo após a liberação do ativo, indicando que a modificação superficial promovida pelo PVA perdura além de sua liberação, mitigando a característica hidrofóbica típica do PCL.

Outra variável que pode influenciar o θ em mantas de nanofibras é o diâmetro das próprias fibras. Reduções no diâmetro tendem a aumentar a razão área superfície-volume, o que pode favorecer uma maior molhabilidade, especialmente em superfícies funcionalizadas ou com porosidade elevada. Os resultados de Zhao *et al.*, 2023, evidenciaram que a variação no diâmetro das nanofibras exerce influência direta sobre o ângulo de contato da superfície, com valores que variaram entre 94,6° e 140°. Essa faixa indica uma transição significativa da hidrofobicidade para a superhidrofobicidade, demonstrando que o diâmetro das nanofibras é um parâmetro crítico na modulação das propriedades hidrofóbicas das membranas de nanofibras.

Figura 25: Gota de líquido padrão sobre a superfície: (A) manta eletrofiada de PCL; (B) filme de PVA/EGAV; (C) Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após estudo de liberação *in vitro*: (D) Liberação 1 h; (E) Liberação 16 h; (F) Liberação 96 h e (G) Liberação 168 h.



Fonte: Próprio autor.

Tabela 5: Medida do ângulo de contato (θ médio) em amostras manta eletrofiada de PCL; filme de PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV; Nanocompósito eletrofiado de PCL aditivado com PVA/EGAV após de liberação *in vitro* longo do tempo dos intervalos de tempo.

AMOSTRA	θ MÉDIO (T = 1 S)	GRAU DE HIDROFOBICIDADE
PCL	$121,23 \pm 6^\circ$	Hidrofóbico
PVA/EGAV	$77,54 \pm 3^\circ$	Hidrofílico
NANOCOMPÓSITO	$88,05 \pm 6^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 1 H	$74,68 \pm 4^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 4 H	$76,61 \pm 9^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 8 H	$48,31 \pm 7^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 16 H	$45,14 \pm 15^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 24 H	$60,56 \pm 9^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 48 H	$59,55 \pm 10^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 72 H	$34,02 \pm 10^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 96 H	$76,33 \pm 8^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 120 H	$72,84 \pm 12^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 144 H	$61,92 \pm 14^\circ$	Hidrofílico
LIBERAÇÃO 168 H	$58,86 \pm 5^\circ$	Hidrofílico

Fonte: Próprio autor.

6 CONCLUSÃO

O presente trabalho resultou no desenvolvimento de um nanocompósito bioativo constituído por mantas de nanofibras eletrofiadas de PCL recobertas por uma matriz de PVA incorporada com EGAV. A estratégia de processamento em duas etapas demonstrou ser eficiente para formar uma estrutura integrada, na qual o núcleo hidrofóbico de PCL confere estabilidade mecânica e morfológica, enquanto a camada externa de PVA/EGAV promove características hidrofílicas e funcionalidade biológica.

As análises morfológicas confirmaram que as nanofibras de PCL apresentaram distribuição homogênea de diâmetros e ausência de defeitos, características fundamentais para mimetizar a matriz extracelular. Após a aditivação com PVA/EGAV, observou-se recobrimento eficaz das fibras e preenchimento parcial dos poros, resultando em uma superfície contínua e compatível com curativos bioativos.

O comportamento de entumescimento evidenciou maior capacidade de absorção de fluidos no nanocompósito em comparação à manta de PCL pura, reforçando o papel hidrofilizante do PVA. As análises térmicas (TG e DSC) demonstraram que a adição de EGAV não comprometeu a estabilidade térmica do sistema, mantendo perfis de degradação coerentes com materiais destinados à aplicação biomédica.

Os ensaios mecânicos indicaram que a presença do recobrimento alterou o comportamento de tensão-deformação, tornando o material mais flexível e, portanto, mais adequado ao uso como curativo, onde conformabilidade e manuseio são essenciais. O estudo de liberação *in vitro* confirmou um perfil de liberação sustentada do EGAV por até 168 horas, característica desejável para tratamentos que demandam ação prolongada do agente bioativo.

As análises espectroscópicas (UV-vis e FTIR) confirmaram a presença e a integridade química do EGAV no sistema, enquanto a avaliação do ângulo de contato demonstrou a transição efetiva de um comportamento hidrofóbico (PCL) para hidrofílico (PVA/EGAV), favorecendo molhabilidade e interação com fluidos biológicos.

De forma geral, os resultados obtidos demonstram que o nanocompósito desenvolvido reúne propriedades estruturais, químicas e funcionais compatíveis com aplicações em curativos bioativos. A combinação de estabilidade mecânica, absorção moderada, funcionalização com *Aloe vera* e liberação prolongada posiciona o sistema como uma alternativa promissora para uso em terapias de regeneração tecidual. Para continuidade do estudo, recomenda-se a realização de testes biológicos e ensaios celulares que permitam validar o desempenho cicatrizante do material em condições fisiológicas.

REFERÊNCIAS

- ABRAL, H. *et al.* Effect of ultrasonication duration of polyvinyl alcohol (PVA) gel on characterizations of PVA film. **Journal of Materials Research and Technology**, v. 9, n. 2, p. 2477–2486, 2020.
- AGUERRI, L.; LEONARDI, F.; SILVA, F. A novel biodegradable active packaging based on PHB/PCL for controlling *Listeria monocytogenes* in fresh salmon. **Food Control**, v. 178, n. June, 2025.
- AL-SABAGH, A. M.; ABDEEN, Z. Preparation and Characterization of Hydrogel Based on Poly(vinyl alcohol) Cross-Linked by Different Cross-Linkers Used to Dry Organic Solvents. **Journal of Polymers and the Environment**, v. 18, n. 4, p. 576–583, 2010.
- ALHAJJ, M.; GOYA, A. Fisiologia, Tecido de Granulação. **StatPearls: Treasure Island**, n. FL, EUA, 2020.
- ALHARBI, N. *et al.* The effect of molecular weight and fiber diameter on the mechanical properties of single, electrospun PCL nanofibers. **Materials Today Communications**, v. 35, n. March, p. 105773, 2023.
- ALRAYYANI, M. A. *et al.* Fabrication of PMMA/PCL blend-based sensor for the efficient detection of toxic Pb²⁺ ions for environmental safety. **Microchemical Journal**, v. 218, n. October, p. 115618, 2025.
- ALTAN, A.; AYTAC, Z.; UYAR, T. Carvacrol loaded electrospun fibrous films from zein and poly(lactic acid) for active food packaging. **Food Hydrocolloids**, v. 81, p. 48–59, 2018.
- ALTINKAYNAK, C. *et al.* Anti-microbial, anti-oxidant and wound healing capabilities of Aloe vera-incorporated hybrid nanoflowers. **Journal of Bioscience and Bioengineering**, v. 135, n. 4, p. 321–330, 2023.
- ANSARI, J. R. *et al.* Synergistic effect of PVA/Ag-MoS₂-based nanohybrid films with enhanced barrier properties for food packaging applications. **Journal of Environmental Chemical Engineering**, v. 13, n. 6, p. 119699, 2025.
- ANSI. ISO Technical Committee 229 Nanotechnologies. **American National Standards Institute**, v. 25 W. 43rd, n. New York, NY 10036, USA, p. 259–267, 2017.
- BAČOVSKÁ, R. *et al.* Phenyl-methyl phosphazene derivatives for preparation and modification of hydrophobic properties of polymeric nonwoven textiles. **Reactive and Functional Polymers**, v. 100, p. 53–63, 2016.
- BADAMI, A. S. *et al.* Effect of fiber diameter on spreading, proliferation, and differentiation of osteoblastic cells on electrospun poly(lactic acid) substrates. **Biomaterials**, v. 27, n. 4, p. 596–606, 2006.
- BAGHERZADEH, E. *et al.* Stimuli-responsive piezoelectricity in electrospun polycaprolactone (PCL)/Polyvinylidene fluoride (PVDF) fibrous scaffolds for bone regeneration. **Journal of Materials Research and Technology**, v. 23, p. 379–390, 2023.
- BAKER, S. R. *et al.* Determining the mechanical properties of electrospun poly-ε-caprolactone (PCL) nanofibers using AFM and a novel fiber anchoring technique. **Materials Science and Engineering C**, v. 59, p. 203–212, 2016.
- BARTLETT, R. H. Skin Substitutes. **Journal of Trauma and Acute Care Surgery**, v. 21, n. 8, 1981.
- BASKARAN, P.; MUTHIAH, B.; UTHIRAPATHY, V. A systematic review on biomaterials and their recent progress in biomedical applications: Bone tissue engineering. **Reviews in Inorganic Chemistry**, p. 1–35, 2025.
- BENDJEDID, S.; BENOUCHENNE, D. In silico studies for assessing physicochemical, pharmacokinetic and cytotoxicity properties of bioactive molecules identified by LC-MS in Aloe vera leaves extracts. **South African Journal of Botany**, v. 157, p. 75–81, 2023.
- BONAKDAR, M. A.; RODRIGUE, D. Electrospinning: Processes, Structures, and Materials.

Macromol, v. 4, n. 1, p. 58–103, 2024.

BOUDREAU, M. D.; BELAND, F. A. An evaluation of the biological and toxicological properties of *Aloe barbadensis* (Miller), *Aloe vera*. **Journal of Environmental Science and Health - Part C Environmental Carcinogenesis and Ecotoxicology Reviews**, v. 24, n. 1, p. 103–154, 2006.

BURMISTROVA, N. A.; KRIVETS, O. O.; MONAKHOVA, Y. B. UV Spectroscopic Determination of Aloin in *Aloe vera* (A. vera) Samples Based on Chemometric Data Processing. **Journal of Analytical Chemistry**, v. 75, n. 9, p. 1137–1142, 2020.

CANEVAROLO JR., S. V. **Técnicas de caracterização de polímeros**. São Paulo: Artliber Editora, 2003.

CHEN, L. *et al.* Mechanically interlocked loofah-like network morphology enables high durability of shape memory and recovery for PCL/TPU blend. **Chemical Engineering Journal**, v. 510, n. March, p. 161504, 2025.

CHEN, X. *et al.* Eggshell membrane-mimicking multifunctional nanofiber for in-situ skin wound healing. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 210, n. May, p. 139–151, 2022.

CHEW, S. Y. *et al.* Mechanical properties of single electrospun drug-encapsulated nanofibres. **Nanotechnology**, v. 17, n. 15, p. 3880–3891, 2006.

CHIELLINI, E. *et al.* Biodegradation of poly (vinyl alcohol) based materials. **Progress in Polymer Science (Oxford)**, v. 28, n. 6, p. 963–1014, 2003.

COSTA, L. M. M.; MATTOSO, L. H. C.; FERREIRA, M. Electrospinning of PCL/natural rubber blends. **Journal of Materials Science**, v. 48, n. 24, p. 8501–8508, 2013.

CROISIER, F. *et al.* Mechanical testing of electrospun PCL fibers. **Acta Biomaterialia**, v. 8, n. 1, p. 218–224, 2012.

DAMONTE, G. *et al.* Mechanically-reinforced biocompatible hydrogels based on poly(N-isopropylacrylamide) and star-shaped polycaprolactones. **European Polymer Journal**, v. 195, n. June, p. 112239, 2023.

DHIVYA, S.; PADMA, V. V.; SANTHINI, E. Wound dressings - A review. **BioMedicine (Netherlands)**, v. 5, n. 4, p. 24–28, 2015.

DOMEIZEL, M.; KHALIL, A.; PRUDENT, P. UV spectroscopy: A tool for monitoring humification and for proposing an index of the maturity of compost. **Bioresource Technology**, v. 94, n. 2, p. 177–184, 2004.

DONG, M. *et al.* Recyclable PVA/starch/Ti3C2Tx MXene nanocomposite films with superior mechanical and barrier properties. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 295, n. December 2024, p. 139545, 2025.

DORATI, R. *et al.* The Effect of Process Parameters on Alignment of Tubular Electrospun Nanofibers for Tissue Regeneration Purposes. **Journal of Drug Delivery Science and Technology**, v. 58, n. April, p. 101781, 2020.

EGBO, M. K. A fundamental review on composite materials and some of their applications in biomedical engineering. **Journal of King Saud University - Engineering Sciences**, v. 33, n. 8, p. 557–568, 2021.

ENOCH, S.; LEAPER, D. J. Basic science of wound healing. **The Diabetic Foot**, p. 89–96, 2012.

FARAG, M. M. Recent trends on biomaterials for tissue regeneration applications: review. **Journal of Materials Science**, v. 58, n. 2, p. 527–558, 2023.

FERREIRA, L. C. S. *et al.* COMPORTAMENTO TÉRMICO DE FILMES FLEXÍVEIS DE PLA/AMIDO TERMOPLÁSTICO. **12º Congresso Brasileiro de Polímeros (12ºCBPol) COMPORTAMENTO**, p. 10–13, 2013.

FRANCO, D.; GONÇALVES, L. F. Feridas cutâneas: a escolha do curativo adequado. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgias**, v. 35, n. 3, p. 203–206, 2008.

- GAAZ, T. S. *et al.* Properties and applications of polyvinyl alcohol, halloysite nanotubes and their nanocomposites. **Molecules**, v. 20, n. 12, p. 22833–22847, 2015.
- GENESI, B. P. *et al.* Aloe vera and copaiba oleoresin-loaded chitosan films for wound dressings: microbial permeation, cytotoxicity, and in vivo proof of concept. **International Journal of Pharmaceutics**, v. 634, n. January, 2023.
- GHASEMI-MOBARAKEH, L. *et al.* Key terminology in biomaterials and biocompatibility. **Current Opinion in Biomedical Engineering**, v. 10, p. 45–50, 2019.
- GOYAL, R. K. **Nanomaterials and nanocomposites : synthesis, properties, characterization techniques, and applications**. Boca Raton: CRC Press, Taylor & Francis, 2018.
- HAJIALYANI, M. *et al.* Natural product-based nanomedicines for wound healing purposes: Therapeutic targets and drug delivery systems. **International Journal of Nanomedicine**, v. 13, p. 5023–5043, 2018.
- HALEEM, A. *et al.* Applications of nanotechnology in medical field: a brief review. **Global Health Journal**, v. 7, n. 2, p. 70–77, 2023.
- HAMMAN, J. H. Composition and applications of Aloe vera leaf gel. **Molecules**, v. 13, n. 8, p. 1599–1616, 2008.
- HANG, C. *et al.* ZIF-8/Curcumin-Loaded Electrospun Nanofiber Membrane for Wound Healing. **ACS Applied Nano Materials**, 2023.
- HASAN, A. *et al.* Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering of Vascular Grafts. **Acta Biomater.**, v. 10, p. 11, 2014.
- HE, J. *et al.* Conductive adhesive self-healing nanocomposite hydrogel wound dressing for photothermal therapy of infected full-thickness skin wounds. **Chemical Engineering Journal**, v. 394, n. December 2019, p. 124888, 2020.
- HEKMATPOU, D. *et al.* The effect of Aloe vera clinical trials on prevention and healing of skin wound: A systematic review. **Iranian Journal of Medical Sciences**, v. 44, n. 1, p. 1–9, 2019.
- HENCH, L. L.; THOMPSON, I. Twenty-first century challenges for biomaterials. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 7, n. SUPPL. 4, 2010.
- HERRERO-HERRERO, M. *et al.* Influence of chemistry and fiber diameter of electrospun PLA, PCL and their blend membranes, intended as cell supports, on their biological behavior. **Polymer Testing**, v. 103, n. September, 2021.
- HUANG, K. *et al.* Discrimination on potential adulteration of honey by differential scanning calorimetry (DSC) and graph-based semi-supervised learning (GSSL). **Food Chemistry**, v. 485, n. January, p. 144490, 2025.
- JAIN, A. *et al.* Guiding Intracortical Brain Tumour Cells to an Extracortical Cytotoxic Hydrogel Using Aligned Polymeric Nanofibres. **Nat. Mater.**, v. 13, p. 308, 2014.
- JANG, J.; LEE, D. K. Plasticizer effect on the melting and crystallization behavior of polyvinyl alcohol. **Polymer**, v. 44, n. 26, p. 8139–8146, 2003.
- JAYARAMUDU, J. *et al.* Preparation and properties of biodegradable films from Sterculia urens short fiber/cellulose green composites. **Carbohydrate Polymers**, v. 93, n. 2, p. 622–627, 2013.
- KHAN, M. U. A. *et al.* Recent perspective of polymeric biomaterial in tissue engineering– a review. **Materials Today Chemistry**, v. 34, n. November, 2023.
- KHASRAW, S. S. *et al.* Optoelectronic characteristics of PVA: Fe₃O₄ magnetic nanocomposite films. **International Journal of Polymer Analysis and Characterization**, v. 30, n. 8, p. 895–925, 17 nov. 2025.
- KIM, H. S. *et al.* Advanced drug delivery systems and artificial skin grafts for skin wound healing. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 146, p. 209–239, 2019.
- KOLIMI, P. *et al.* Innovative Treatment Strategies to Accelerate Wound Healing: Trajectory

and Recent Advancements. **Cells**, v. 11, n. 15, 2022.

KRISHNAN K, A.; THOMAS, S. **Recent advances on herb-derived constituents-incorporated wound-dressing materials: A review. Polymers for Advanced Technologies**, 2019.

KUNARBKOVA, M. *et al.* Biopolymers synthesis and application. **Materials Today: Proceedings**, n. xxxx, 2023.

LABET, M.; THIELEMANS, W. Synthesis of polycaprolactone: A review. **Chemical Society Reviews**, v. 38, n. 12, p. 3484–3504, 2009.

LARRY L, H.; JULIA M, P. Third-generation biomedical materials. **Science**, v. 295, n. February, p. 1014–1017, 2002.

LAZARUS, G. S. *et al.* Definitions and guidelines for assessment of wounds and evaluation of healing. **Wound Repair and Regeneration**, v. 2, n. 3, p. 165–170, 1994.

LIU, B.; ZHANG, J. Research Progress of Polyvinyl Alcohol Water-Resistant Film Materials Figure 1 . The structural formula of PVA . PVA resin is obtained by the hydrolysis of polyvi cess of alcoholysis of PVAc , part of the alcoholysis gen physical and chemical properties d. p. 1–13, 2022.

LOGAKANNAN, P. K. *et al.* A review of artificial intelligence (AI) -based applications to nanocomposites. **Composites Part A**, v. 197, n. March, p. 109027, 2025.

LOPES, C. M.; LOBO, J. M. S.; COSTA, P. Formas farmacêuticas de liberação modificada: polímeros hidrofílicos. **Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas**, v. 41, n. 2, p. 143–154, 2005.

LUO, Q. *et al.* Development and characterization of capsaicin-enriched Dialdehyde starch-PVA films for antimicrobial food packaging. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 330, n. P1, p. 147918, 2025.

MAHESHWARI, S. U.; SAMUEL, V. K.; NAGIAH, N. Fabrication and evaluation of (PVA/HAp/PCL) bilayer composites as potential scaffolds for bone tissue regeneration application. **Ceramics International**, v. 40, n. 6, p. 8469–8477, 2014.

MALIKMAMMADOV, E. *et al.* **PCL and PCL-based materials in biomedical applications.** [s.l.] Taylor & Francis, 2018. v. 29

MAMAND, D. M. *et al.* Optoelectronic properties of dye doped polymer based on PVA: Structural and UV–vis studies. **Journal of Science: Advanced Materials and Devices**, v. 10, n. 3, p. 100955, 2025.

MARTÍNEZ-BURGOS, W. J. *et al.* Aloe vera: From ancient knowledge to the patent and innovation landscape – A review. **South African Journal of Botany**, v. 147, p. 993–1006, 2022.

MOCHANE, M. J. *et al.* Morphology and properties of electrospun PCL and its composites for medical applications: A mini review. **Applied Sciences (Switzerland)**, v. 9, n. 11, p. 1–17, 2019.

MOHAN, T. *et al.* Functionalization of Polycaprolactone 3D Scaffolds with Hyaluronic Acid Glycine-Peptide Conjugates and Endothelial Cell Adhesion. **Biomacromolecules**, v. 26, n. 3, p. 1771–1787, 2025.

MONTOYA, C. *et al.* On the road to smart biomaterials for bone research: definitions, concepts, advances, and outlook. **Bone Research**, v. 9, n. 1, 2021.

MUKHERJEE, C. *et al.* Recent advances in biodegradable polymers – Properties, applications and future prospects. **European Polymer Journal**, v. 192, n. January, p. 112068, 2023.

MULHOLLAND, E. J. Electrospun Biomaterials in the Treatment and Prevention of Scars in Skin Wound Healing. **Frontiers in Bioengineering and Biotechnology**, v. 8, n. June 2020, p. 1–15, 2020.

NASHCHEKINA, Y. *et al.* Effect of Functionalization of the Polycaprolactone Film Surface on the Mechanical and Biological Properties of the Film Itself. **Polymers**, v. 14, n. 21, 2022.

- NASROLLAHZADEH, M. *et al.* **An Introduction to Nanotechnology**. 1. ed. [s.l.] Elsevier Ltd., 2019. v. 28
- NEGIM, E. *et al.* Improving biodegradability of polyvinyl alcohol/starch blend films for packaging applications. **International Journal of Basic and Applied Sciences**, v. 3, n. 3, p. 263–273, 2014.
- NOORI, A. S. *et al.* The histological effect of activated Aloe Vera extract by microwave plasma on wound healing. **Chemical Physics Letters**, v. 807, n. October, p. 140112, 2022.
- OZSOY, N. *et al.* Antioxidant activity of Smilax excelsa L. leaf extracts. **Food Chemistry**, v. 110, n. 3, p. 571–583, 2008.
- PELIPENKO, J.; KOCBEK, P.; KRISTL, J. Nanofiber diameter as a critical parameter affecting skin cell response. **European Journal of Pharmaceutical Sciences**, v. 66, p. 29–35, 2015.
- PEÑA, O. A.; MARTIN, P. Cellular and molecular mechanisms of skin wound healing. **Nature Reviews Molecular Cell Biology**, v. 25, n. 8, p. 599–616, 2024.
- PEREIRA, R. F.; BÁRTOLO, P. J. Traditional Therapies for Skin Wound Healing. **Advances in Wound Care**, v. 5, n. 5, p. 208–229, 2016.
- PINZÓN-MORENO, D. D. *et al.* Synthesis and Characterization of Hydrogels Based on Potato Starch/Poly(vinyl Alcohol)/N,N'-Methylenebisacrylamide. **Journal of Renewable Materials**, v. 10, n. 8, p. 2179–2201, 2022.
- PISANI, S. *et al.* A Design of Experiment (DOE) approach to correlate PLA-PCL electrospun fibers diameter and mechanical properties for soft tissue regeneration purposes. **Journal of Drug Delivery Science and Technology**, v. 68, n. January, p. 103060, 2022.
- POKROPIVNY, V. V.; SKOROKHOD, V. V. Classification of nanostructures by dimensionality and concept of surface forms engineering in nanomaterial science. **Materials Science and Engineering C**, v. 27, n. 5- 8 SPEC. ISS., p. 990–993, 2007.
- PRAHASTI, G.; ZULFI, A.; KHAIRURRIJAL, K. Synthesis of fiber membranes from polyvinyl alcohol (PVA)/shell extract of melinjo (SEM) using electrospinning method. **Materials Today: Proceedings**, v. 44, p. 3400–3402, 2020.
- QIN, Y. The gel swelling properties of alginate fibers and their applications in wound management. **Polymers for Advanced Technologies**, n. 19, p. 6–14, 2008.
- RAHIMKHOEI, V. *et al.* Biomedical applications of electrospun polycaprolactone-based carbohydrate polymers: A review. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 253, n. P1, p. 126642, 2023.
- RAJENDRAN, N. K. *et al.* A review on nanoparticle based treatment for wound healing. **Journal of Drug Delivery Science and Technology**, v. 44, n. October 2017, p. 421–430, 2018.
- RANJBAR MOHAMMADI, M. *et al.* **An excellent nanofibrous matrix based on gum tragacanth-poly (ε-caprolactone)-poly (vinyl alcohol) for application in diabetic wound healing. Polymer Degradation and Stability**, 2020.
- RAVICHANDRAN, S. *et al.* Antibacterial screening studies of electrospun Polycaprolactone nano fibrous mat containing Clerodendrum phlomis leaves extract. **Applied Surface Science**, v. 484, n. April, p. 676–687, 2019.
- RAY, A.; DUTTA GUPTA, S.; GHOSH, S. Isolation and characterization of potent bioactive fraction with antioxidant and UV absorbing activity from Aloe barbadensis Miller gel. **Journal of Plant Biochemistry and Biotechnology**, v. 22, n. 4, p. 483–487, 2013.
- SAATCIOGLU, E. *et al.* Design and fabrication of electrospun polycaprolactone/chitosan scaffolds for ligament regeneration. **European Polymer Journal**, v. 148, n. November 2020, p. 110357, 2021.
- SABET-BOKATI, Z.; ZEBARJAD, S. M. Study of the synergistic effect of electrospun fiber structure and PPy particles on the electrical conductivity and tensile strength of PCL-PVA-PPy fibers. **Results in Engineering**, v. 27, n. August, p. 106655, 2025.

- SAHA, J. *et al.* Extraction, characterization and functionality assessment of Aloe vera, chitosan and silk sericin. **Arabian Journal of Chemistry**, v. 16, n. 9, p. 105087, 2023.
- SAMAVATI, S. S. *et al.* PCL and PCL-Jaft nanofiber, synthesis, characterization, and histological comparison of the quality of wound healing. **Journal of Drug Delivery Science and Technology**, v. 84, n. March, p. 104457, 2023.
- SÁNCHEZ-MACHADO, D. I. *et al.* Therapeutic effects of electrospun chitosan nanofibers on animal skin wounds: A systematic review and meta-analysis. **International Journal of Pharmaceutics: X**, v. 5, n. March, p. 100175, 2023.
- SANFELICE, R. C.; PAVINATTO, A.; CORRÊA, D. S. Introdução à Nanotecnologia. **Nanotecnologia Aplicada a Polímeros**, p. 27–48, 2022.
- SATPATHY, A. *et al.* Bioactive Nano-Hydroxyapatite Doped Electrospun REVIEW. **J. Indian Inst. Sci.**, v. xxx, p. 1–14, 2019.
- SHARMA, B.; MALIK, P.; JAIN, P. Biopolymer reinforced nanocomposites: A comprehensive review. **Materials Today Communications**, v. 16, n. July, p. 353–363, 2018.
- SHUKLA, D. *et al.* Aloe-vera-based biopolymeric composite scaffolds for bone tissue engineering: A review. **Materials Today: Proceedings**, v. 79, p. 198–203, 2023.
- SONG, R. *et al.* Current development of biodegradable polymeric materials for biomedical applications. **Drug Design, Development and Therapy**, v. 12, p. 3117–3145, 2018.
- SUBBIAH, T. *et al.* Electrospinning of nanofibers. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 96, n. 2, p. 557–569, 2005.
- TANG, C.; LIU, H. Cellulose nanofiber reinforced poly(vinyl alcohol) composite film with high visible light transmittance. **Composites Part A: Applied Science and Manufacturing**, v. 39, n. 10, p. 1638–1643, 2008.
- TEODORESCU, M.; BERCEA, M.; MORARIU, S. Biomaterials of PVA and PVP in medical and pharmaceutical applications: Perspectives and challenges. **Biotechnology Advances**, v. 37, n. 1, p. 109–131, 2019.
- TOTTOLI, E. M. *et al.* Skin Wound Healing Process and New Emerging Technologies for Skin Wound Care and Regeneration. **Pharmaceutics**, v. 12, n. 8, p. 1–30, 2020.
- UENO, H.; MORI, T.; FUJINAGA, T. Topical formulations and wound healing applications of chitosan. **Advanced Drug Delivery Reviews**, v. 52, p. 105–115, 2001.
- VELNAR, T.; BAILEY, T.; SMRKOLJ, V. The wound healing process: An overview of the cellular and molecular mechanisms. **Journal of International Medical Research**, v. 37, n. 5, p. 1528–1542, 2009.
- WANG, F. *et al.* Preparation and characteristics of double-layer hydrogel-nanofiber FSG-(MgONRs/PCL/PVP) antibacterial membranes by electrospinning technology. **Journal of Molecular Structure**, v. 1334, n. March, 2025a.
- WANG, H. *et al.* Water-Soluble PVA-Based Composite Films for Environmental-Friendly and Sustainable Packaging. **Langmuir**, v. 41, n. 18, p. 11661–11673, 2025b.
- WILLIAM, C. D.; RETHWISCH, D. G. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 9.ed. ed. Rio de Janeiro : LTC: [s.n.].
- WILLIAMS, D. F. On the nature of biomaterials. **Biomaterials**, v. 30, n. 30, p. 5897–5909, 2009.
- WONG, S. C.; BAJI, A.; LENG, S. Effect of fiber diameter on tensile properties of electrospun poly(ϵ -caprolactone). **Polymer**, v. 49, n. 21, p. 4713–4722, 2008.
- XIAO, Y. *et al.* Preparation and applications of electrospun optically transparent fibrous membrane. **Polymers**, v. 13, n. 4, p. 1–29, 2021.
- XU, M. *et al.* Porous PVA/SA/HA hydrogels fabricated by dual-crosslinking method for bone tissue engineering. **Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition**, v. 31, n. 6, p. 816–831, 2020.
- XU, R. *et al.* Recent Advances in Biodegradable and Biocompatible Synthetic Polymers Used

- in Skin Wound Healing. **Materials**, v. 16, n. 15, p. 1–21, 2023.
- XUE, J. *et al.* Electrospinning and Electrospun Nanofibers: Methods, Materials, and Applications. **Chemical Reviews**, v. 119, n. 8, p. 5298–5415, 24 abr. 2019.
- YANG, W. *et al.* PCL/soy peptide nanofibers incorporated with riboflavin/HP- β -CD assemblies for improving fruit storage quality. **Food Chemistry**, v. 464, p. 141730, fev. 2025.
- YANG, X. *et al.* The application of polycaprolactone in three-dimensional printing scaffolds for bone tissue engineering. **Polymers**, v. 13, n. 16, 2021.
- YANO, H. *et al.* Optically transparent composites reinforced with networks of bacterial nanofibers. **Advanced Materials**, v. 17, n. 2, p. 153–155, 2005.
- ZAINAB, I. *et al.* Polyurethane / silk fibroin-based electrospun membranes for wound healing and skin substitute applications. p. 591–612, 2025.
- ZAREKHALILI, Z. *et al.* Fabrication and characterization of PVA/Gum tragacanth/PCL hybrid nanofibrous scaffolds for skin substitutes. **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 94, p. 679–690, 2017.
- ZENG, R. *et al.* Approaches to cutaneous wound healing: basics and future directions. **Cell and Tissue Research**, v. 374, n. 2, p. 217–232, 2018.
- ZHAO, L. *et al.* Research of different needle length on properties of PVDF nanofiber membrane based on long-needle electrospinning technology. **Journal of Engineered Fibers and Fabrics**, v. 18, 2023.
- ZHOU, F. *et al.* Electrospun ZnO-loaded chitosan/PCL bilayer membranes with spatially designed structure for accelerated wound healing. **Carbohydrate Polymers**, v. 282, n. December 2021, p. 119131, 2022.
- ZOU, Y. *et al.* Electrospun chitosan/polycaprolactone nanofibers containing chlorogenic acid-loaded halloysite nanotube for active food packaging. **Carbohydrate Polymers**, v. 247, n. June, p. 116711, 2020.