



CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS



Dissertação de Mestrado

MILENA PENAFORTE FERNANDES

**INVESTIGAÇÃO DE POLIURETANO TERMOPLÁSTICO E SCAFFOLDS DE
ACETATO DE CELULOSE VIA ELETROFIAÇÃO: INSIGHTS MECÂNICOS PARA
USO BIOMATERIAL**

BELO HORIZONTE

2025

MILENA PENAFORTE FERNANDES

**INVESTIGAÇÃO DE POLIURETANO TERMOPLÁSTICO E SCAFFOLDS DE
ACETATO DE CELULOSE VIA ELETROFIAÇÃO: INSIGHTS MECÂNICOS PARA
USO BIOMATERIAL**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em engenharia de Materiais do CEFET-MG, na área de concentração de Ciência e Desenvolvimento de Materiais, na Linha de Pesquisa em Seleção, Processamento e Caracterização, como parte integrante dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr. João Paulo Ferreira Santos.

Agência Financiadora: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior –
Brasil (CAPES)

BELO HORIZONTE

2025

Fernandes, Milena Penaforte.
F363i Investigação de poliuretano termoplástico e scaffolds de acetato
de celulose via eletrofiação : insights mecânicos para uso biomaterial
/ Milena Penaforte Fernandes. – 2025.
89 f. : il.
Orientador: João Paulo Ferreira Santos.

Dissertação (mestrado) – Centro Federal de Educação
Tecnológica de Minas Gerais, Programa de Pós-Graduação em
Engenharia de Materiais, Belo Horizonte, 2025.
Bibliografia.

1. Poliuretanos - Biotecnologia. 2. Acetato de celulose. 3. Materiais
nanoestruturados - Propriedades mecânicas. 4. Biomateriais. I.
Santos, João Paulo Ferreira. II. Título.

CDD: 610.28



ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 15 / 2025 - POSMAT (11.52.07)

Nº do Protocolo: 23062.032459/2025-18

Belo Horizonte-MG, 17 de junho de 2025.

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

*IMPACTO DA ORIENTAÇÃO DE NANOFIBRAS HIDROFÍLICAS NAS
PROPRIEDADES MECÂNICAS E USO COMO BIOMATERIAL*

Autora: Milena Penaforte Fernandes

Orientador: Prof. Dr. João Paulo Ferreira Santos

A Banca Examinadora composta pelos membros abaixo aprovou em 20 de junho de 2025 esta Dissertação:

Prof. Dr. João Paulo Ferreira Santos (ORIENTADOR)
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - CEFET/MG

Prof. Dr. Sidney Nicodemos da Silva (EXAMINADOR INTERNO)
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais - CEFET/MG

Prof.^a Dr.^a Mercês Coelho da Silva (EXAMINADOR EXTERNO)
Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – CEFET-MG

(Assinado digitalmente em 27/06/2025 11:01)
JOAO PAULO FERREIRA SANTOS
PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO
DEMAT (11.55.06)
Matrícula: 3057920

(Assinado digitalmente em 30/06/2025 08:36)
SIDNEY NICODEMOS DA SILVA
PROFESSOR ENS BASICO TECN TECNOLOGICO
DF (11.56.10)
Matrícula: 2519987

(Assinado digitalmente em 04/07/2025 13:13)
MERCES COELHO DASILVA
ASSINANTE EXTERNO
CPF: ###.###.296-##

Visualize o documento original em <https://sig.cefetmg.br/public/documentos/index.jsp>
informando seu número: **15**, ano: **2025**, tipo: **ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO**, data de
emissão: **17/06/2025** e o código de verificação: **f8bf33bfc3**

Dedico
essa dissertação e trabalho as pessoas que estarão
gravadas para sempre em meu coração: minha filha,
minha mãe, meu marido, meus irmãos.

AGRADECIMENTOS

Meu agradecimento a Deus é infinito por realizar sempre o impossível em minha vida.

Agradeço aos que me acompanharam na jornada, primeiro ao meu orientador, prof. Dr. João Paulo Ferreira Santos, obrigada por me acompanhar e direcionar nesse processo.

Agradeço de todo meu coração ao prof. Dr. Leonardo Dalseno Antonino, pela sua humildade, pelo seu suporte e disponibilidade de sempre, com sabedoria e carinho em me ajudar, sua passagem será sempre lembrada com afeto.

Agradeço com profundo carinho a minha mãe, Mariza Márcia Penaforte, que me deu todo suporte e força para fazer acontecer mais uma passagem importante na minha vida. Pelo carinho, amorosidade, companheirismo e solicitude de sempre.

Agradeço a minha filha, Clarice, que tem sido um anjo decido do céu que me faz querer ser o meu melhor sempre.

Ao meu marido, Rodolpho Eustáquio Rodrigues, pelo apoio, companheirismo, força e amor de sempre!

Aos meus irmãos que sempre estão presentes marcando a minha vida em todos os momentos.

Ao Pedro Henrique, meu colega de trabalho que tornou a jornada mais suave, pela parceria de sempre e aos colegas de mestrado que dividiram o momento comigo, Rafael Fonseca, Amanda Legnani, Wânia Medeiros, Renato Antonini.

Agradeço à UFMG pela concessão do laboratório, bem como ao Prof. Ricardo Geraldo de Sousa pelo apoio no manuseio do equipamento de DSC.

Por fim, a todos amigos e colegas que tive oportunidade de compartilhar essa experiência.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

“Nada do que é feito por amor é pequeno.”

Santa Terezinha do Menino Jesus

RESUMO

Atualmente, pesquisas estão em curso para investigar soluções voltadas ao desenvolvimento de *scaffolds* capazes de reproduzir a complexidade da matriz extracelular – MEC, visando sua aplicabilidade na área da engenharia de tecidos. Esse estudo avaliou as propriedades mecânicas de *scaffolds*, sendo produzidos a partir de poliuretano termoplástico – TPU, e de acetato de celulose – AC. Ambos *scaffolds* foram comparados sendo a propriedade mecânica de maior interesse a rigidez mecânica visando com ela a capacidade de interação celular. Os *scaffolds* foram produzidos por meio da técnica de eletrofiação mediante formulação de soluções poliméricas contendo os polímeros de interesse (TPU e AC). Estas soluções foram submetidas individualmente ao processo de eletrofiação, fixando os parâmetros de distância de trabalho, vazão, tensão, sendo que durante este procedimento estiveram sujeitas a diferentes velocidades de rotação, visando à obtenção de perfis variados de fibras. As técnicas de caracterização empregadas revelaram que os *scaffolds* com melhor conjunto de propriedades produzidos para esse fim, foram para ambos foram nas rotações de 200 e 1200 rpm, apresentando propriedades mecânicas condizentes com a aplicação visada, fibras formadas com estrutura mais uniforme, elasticidade boa, que são fatores que afetam o comportamento quando inserido em contexto de biomaterial. Além disso, o teste de adesão se mostrou favorável para ambas amostras. Por meio desse estudo pôde-se comparar os diferentes perfis gerados por emprego de variadas rotações e por meio das caracterizações empregadas, como MEV, DMA, FTIR, DSC para obter a melhor perspectiva para aplicações futuras em biomateriais.

Palavras-chave: *scaffold*, poliuretano termoplástico, acetato de celulose, rigidez mecânica, biomaterial.

ABSTRACT

Currently, ongoing research aims to develop scaffolds capable of reproducing the complexity of the extracellular matrix (ECM), targeting applications in the field of tissue engineering. This study evaluated the mechanical properties of scaffolds produced from thermoplastic polyurethane (TPU) and cellulose acetate (CA). Both scaffolds were compared, with mechanical stiffness being the primary property of interest, due to its relevance to cellular interaction. The scaffolds were fabricated using the electrospinning technique, through the preparation of polymeric solutions containing the target polymers (TPU and CA). These solutions were individually subjected to the electrospinning process, with fixed parameters for working distance, flow rate, and applied voltage, while being exposed to different collector rotation speeds in order to obtain varied fiber profiles. The characterization techniques employed revealed that the scaffolds exhibiting the best overall set of properties for the intended application were those produced at 200 and 1200 rpm for both polymers. These scaffolds presented favorable mechanical performance, more uniform fiber morphology, satisfactory elasticity, and lower defect density—factors that are critical to the behavior and performance of scaffolds in biomaterial applications. Additionally, the cell adhesion test showed positive results for both samples. Through this study, it was possible to compare the different fiber profiles obtained by applying varied collector rotation speeds and, through the characterization techniques employed—such as SEM, DMA, FTIR, and DSC—identify the scaffold configurations most suitable for future biomaterial applications.

Keywords: scaffold, thermoplastic polyurethane, cellulose acetate, mechanical stiffness, biomaterial.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Carne cultivada produzida com <i>scaffold</i> de proteína de amendoim	24
Figura 2- Sistema de eletrofiação	24
Figura 3 - Ilustração do Cone de Taylor.....	25
Figura 4 - Fibras eletrofiadas alinhadas e aleatórias.....	26
Figura 5- Estrutura esquemática do poliuretano.....	29
Figura 6- Polióis	30
Figura 7 - Diisocianatos.....	30
Figura 8- Extensores de cadeia.....	31
Figura 9 - Polimerização do poliuretano	31
Figura 10 - MEV e histograma de distribuição de diâmetro de fibras de PU	34
Figura 11 - MEV de PU com diferentes tensões	34
Figura 12 - MEV das fibras produzidas para diferentes concentrações de PU	35
Figura 13- Estrutura química da celulose	36
Figura 14- Formação do acetato de celulose a partir da celulose pura.....	37
Figura 15 - Imagem de MEV de acetato de celulose depositado aleatoriamente.....	39
Figura 16 Propriedades do TPU utilizado	42
Figura 17 Fluxograma de preparo das amostras para eletrofiação	43
Figura 18 - Fluxograma de atividades	44
Figura 19 - Parâmetros para eletrofiação.....	49
Figura 20 - Exemplo de uma manta bem formada	49
Figura 21 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 200 rpm	54
Figura 22 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 400 rpm	54
Figura 23 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 600 rpm	55
Figura 24 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 800 rpm	55
Figura 25 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 1000 rpm	55
Figura 26 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 1200 rpm	56
Figura 27 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 200 rpm	58
Figura 28 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 400 rpm	58
Figura 29 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 600 rpm	58
Figura 30- Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 800 rpm	59
Figura 31 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 1000 rpm	59
Figura 32 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 1200 rpm	59

Figura 33 - Média de diâmetros em μm para cada amostra	62
Figura 34 - DSC TPU	64
Figura 35 - Gráfico de DSC amostras de AC randômicas.....	65
Figura 36 - Gráfico de DSC amostras de AC alinhadas	65
Figura 37 - Gráficos de tensão x deformação para TPU	66
Figura 38 - Resultado do módulo de elasticidade para TPU	68
Figura 39 - Valores de resistência à tração e ductilidade para TPU.....	69
Figura 40 - Gráficos de tensão x deformação para acetato.....	70
Figura 41 - Resultado do módulo de elasticidade para AC	71
Figura 42 - Valores de resistência à tração e ductilidade para AC.....	72
Figura 43 - Módulo de elasticidades para ambas amostras	74
Figura 44 - FTIR para TPU	76
Figura 45 - FTIR para Acetato	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Descrição dos materiais e quantidades para preparo da solução de TPU	46
Tabela 2- Descrição dos materiais e quantidades utilizadas para preparo da solução de acetato de celulose	46
Tabela 3 - Bandas de TPU.....	77
Tabela 4 - Bandas de Acetato	79

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	13
2	OBJETIVOS.....	15
2.1	Objetivo geral	15
2.2	Objetivos específicos.....	15
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
3.1	Engenharia de tecidos e Medicina Regenerativa.....	16
3.2	Biomateriais.....	18
3.3	<i>Scaffold</i>	20
3.4	Eletrofiação.....	24
3.4.1	Influência da orientação das fibras	27
3.5	Poliuretano.....	28
3.6	Acetato de celulose.....	35
3.7	Propriedades mecânicas.....	39
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	42
4.1	Materiais	42
4.2	Métodos	42
4.2.1	Fluxograma de atividades	43
4.2.2	Preparo das soluções.....	44
4.2.3	Eletrofiação.....	46
4.3	Caracterização das mantas.....	50
4.3.1	MEV.....	50
4.3.2	DSC.....	51
4.3.3	DMA	51
4.3.4	FTIR.....	52
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	54
5.1	MEV	54

5.2	DSC	63
5.3	DMA.....	66
5.4	FTIR	75
6	CONCLUSÃO.....	81
7	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	82
	REFERÊNCIAS	83

1 INTRODUÇÃO

Biomateriais estão presentes em nosso cotidiano em diversos ramos tecnológicos, encontrados por exemplo, em lentes e próteses totais de quadril, e na engenharia de tecidos são fundamentais por exercer o papel da matriz extra celular – MEC (Chen et al., 2013). Eles são materiais de progressiva investigação e suas aplicações são cada dia mais difundidas na sociedade.

Scaffolds são exemplos de biomateriais que têm sido utilizados nas últimas 4 décadas em aplicações médicas na engenharia de tecidos. Um *scaffold* é uma estrutura que deve assemelhar-se ao tecido nativo e deve proporcionar propriedades mecânicas e composição de nutrientes para atividade celular (Law et al., 2017; Bomkamp et al., 2022). Ele deve ser biocompatível e extremamente poroso sendo formados por materiais tridimensionais que desempenham papel fundamental na promoção da formação de novos tecidos (Ianovici et al., 2022; Li et al., 2022). Os biomateriais para engenharia de tecidos, devem ainda ser biodegradáveis e bioativos além de que, a sua superfície e volume (bulk) devem fornecer suporte que mimetizem o tecido natural e proporcionar respostas bioquímicas e biofísicas no meio fisiológico apropriadas para apoiar a proliferação e diferenciação celular (Ma et al., 2007; Law et al., 2017).

Dentre os materiais estudados para aplicações em biomateriais, principalmente no que tange aos *scaffolds*, dois polímeros serão estudados, o poliuretano – PU, e o acetato de celulose – AC. Ambos materiais têm sido aplicados em diversos estudos para obtenção de *scaffolds*. O PU tem sido utilizado das suas propriedades, e dada sua notável capacidade de promover a liberação sustentada de moléculas bioativas, o que contribui para regeneração celular e sua aplicação pode ser vista em fabricação de curativos, filmes, membranas, espumas, hidrogéis, entre outros (Balaji et al., 2016). O AC, tem destaque devido algumas propriedades como biodegradabilidade e biocompatibilidade, excelentes propriedades mecânicas, não toxicidade, alta afinidade e boa estabilidade hidrolítica (Celuppi et al., 2023; Gao et al., 2023; Khoshnevisan et al., 2018). Além disso, o AC, pode apresentar propriedades antimicrobianas inibindo o crescimento de fungos e bactérias patogênicas, o que resulta na redução da contaminação de alimentos e na extensão da vida útil de produtos processados (Celuppi et al., 2023).

Em áreas correlatas da engenharia de tecidos, os *scaffolds* também podem ser utilizados como materiais para estruturar a carne cultivada e recebem notada atenção na produção de carne cultivada, e uma das necessidades de trazer o tema às discussões atuais é pelo fato de que a carne produzida por meios alternativos torna o processo mais humanitário, apresenta produção sustentável cuidando do meio ambiente e seus recursos, e também por preservar a vida animal (Bhat, Kumar, Fayaz, 2015). Isso porque, há vários fatores preocupantes com relação ao consumo de carne convencional, aumento significativo da população e consequente aumento da necessidade de produção (Levi *et al.*, 2022; Rao *et al.*, 2023; Zheng, Chen, *et al.*, 2022), ocupação territorial e consumo de água (Tuomisto e Teixeira de Mattos, 2011), também pode-se destacar a transmissão de doenças através do contato com os animais e a resistência bacteriana a antibióticos (Tuomisto e Teixeira de Mattos, 2011; Bomkamp *et al.*, 2022; Ianovici *et al.*, 2022; Levi *et al.*, 2022; C. H. Li *et al.*, 2022; L. Li *et al.*, 2022; Zheng, Chen, *et al.*, 2022; Zheng, Shi, *et al.*, 2022). Para produzir a carne cultivada faz-se necessário uso de *scaffolds* 3D que têm a função de imitar a MEC.

Ante todos os fatores apresentados a presente dissertação propõe a elaboração de um novo *scaffold* baseado em AC e/ou TPU, que seja capaz de oferecer os requisitos necessários que possam ser utilizados na medicina regenerativa e/ou à produção de carne cultivada, sendo útil a toda sociedade. Para isso, o referido *scaffold* deve apresentar boa rigidez mecânica para suporte celular.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

O objetivo desse trabalho foi estudar *scaffolds* de TPU e *scaffolds* de acetato de celulose, em termos de rigidez mecânica das nanofibras, uma vez que a mesma está relacionada com a diferenciação celular. Esse estudo correlacionou a composição: rigidez mecânica/adesão celular, visando a otimização de *scaffolds* para a aplicação em biomateriais, ou seja, na medicina regenerativa ou na produção de carne cultivada.

2.2 Objetivos específicos

- Processar formulação de soluções poliméricas contendo os polímeros de interesse (TPU e AC);
- Obter por processo de eletrofiação amostras de *Scaffolds* desses polímeros correlacionando parâmetros de processamento, entre eles variações de rotações (200 e 1200 RPM) com propriedades mecânicas;
- Avaliar influência da orientação das fibras na sua rigidez e em outras propriedades mecânicas;
- Caracterizar físico-quimicamente os *scaffolds*;
- Desenvolver um *scaffolds* para aplicação na medicina regenerativa que apresente boas propriedades mecânicas e que possa ser eletrofiado;
- Realizar ensaio biológico de adesão no *scaffold*.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Engenharia de tecidos e Medicina Regenerativa

A engenharia de tecidos envolve conhecimentos de engenharia e ciências naturais no desenvolvimento de materiais biológicos para substituir, reparar e melhorar a função de tecidos doentes ou perdidos (Zhao *et al.*, 2018). Um dos viés da engenharia de tecidos é o projeto de estruturas poliméricas com propriedades químico-mecânicas específicas que possam influenciar o comportamento das células de maneira controlada ao longo do tempo e do espaço de modo a enviar sinais às células, tanto de forma direta, quanto indireta, ajudando a regular seu crescimento e função (Konwarh *et al.*, 2013). O objetivo da engenharia de tecidos é criar um ambiente celular viável por meio do uso de materiais biologicamente aceitáveis e nesse contexto, a célula deve ser contida e organizada em *scaffolds* de engenharia (Stratton *et al.*, 2016). Estruturas tridimensionais 3D têm sido criadas baseadas em biomateriais desde 1990, a partir da definição de engenharia de tecidos fornecida por Langer e Vacanti, e elas têm sido usadas para fornecer um ambiente bioativo no qual as células se aderem e proliferam (Stratton *et al.*, 2016). A viabilidade de produção de órgãos para engenharia de tecidos pode ser considerada dependente de *scaffolds* de regeneração que em sua maioria é constituída por materiais poliméricos (Gao *et al.*, 2003). Para que sejam considerados como *scaffolds*, devem fornecer: ancoragem, difusão, integração e vascularização, respectivamente (Curtis e Russell, 2009). Isso porquê as células têm requisitos para sua sobrevivência em qualquer ambiente, como capacidade de difusão de substâncias disponíveis com nutrientes e oxigênio fluindo para as células (Curtis e Russell, 2009). Esses *scaffolds* devem proporcionar um substrato físico específico para a manutenção das células e poderão então, ter utilidade direta no organismo humano, substituindo uma parte do corpo ou mesmo sendo implantados *in vivo* (Curtis e Russell, 2009), imitando assim, o tecido nativo em funcionalidade (Stratton *et al.*, 2016).

De acordo com Rim *et al.* (2013), *scaffolds* para Engenharia de tecidos além de conferir suporte às células deve também servir como transportador para entregar moléculas de sinalização apropriadas para áreas defeituosas para que a regeneração possa ser acelerada. O aumento da regeneração tecidual se dá pelo fato das moléculas bioativas serem liberadas por meio dos *scaffolds* em tempo e espaço controlados, de modo que aconteça o recrutamento de células-tronco endógenas ou células progenitoras para os defeitos promovendo a proliferação e diferenciação das mesmas.

Os *scaffolds* em suas variadas possibilidades, podem se apresentar em forma de fibras, e essas apresentando propriedades antimicrobianas são particularmente interessantes para a área médica, a estrutura porosa da nanofibra permite permeação adequada de oxigênio (Maleki et al., 2013).

A medicina regenerativa é um campo interdisciplinar que aplica princípios de engenharia e ciências biológicas para promover a regeneração e pode restaurar tecidos doentes, feridos e até órgãos inteiros (Mao e Mooney, 2015). A medicina regenerativa pode atuar normalizando defeitos congênitos, tratar lesões agudas, doenças crônicas, feridas dérmicas, doenças cardiovasculares dentre outros (Mao e Mooney, 2015). Sendo alguns materiais capazes de imitar a matriz extracelular nativa dos tecidos e direcionar o comportamento celular, eles são importantes para estudos na área, podendo contribuir ainda na estruturação e desenvolvimento das funções de novos tecidos, como exemplo pode-se citar os *scaffolds* 3D (Mao e Mooney, 2015).

Como exemplos de aplicação de *scaffolds*, pode-se destacar que um *scaffold* foi desenvolvido para promover expansão de condrócitos no reparo da cartilagem e outro *scaffold* foi usado para fornecer estrutura para fibroblastos no tratamento de úlceras venosas (Mao e Mooney, 2015).

Estudos como os realizados por Khan *et al.* (2007) e Balaji *et al.* (2016), apresentam intervenções naturais, utilizando fruta e gelatina para melhorar o contato do biomaterial com a pele. Outros estudos mostram que a partir de eletrofiação, blendas de PU com gelatina, já foram usadas para produzir curativos e substitutos de vasos sanguíneos (Lee et al., 2014).

O processo de produção de carne cultivada utiliza técnicas de Engenharia de tecidos para produção de carne animal por meio de cultura *in vitro* de tecidos musculares animais, dessa forma substituindo a criação de um animal inteiro para consumir apenas algumas partes (Arshad *et al.*, 2017). A carne cultivada é feita a partir de células-tronco derivadas de animais e que são cultivadas em biorreatores (Bhat, Kumar, Fayaz, 2015). As células-tronco são células progenitoras, que podem proliferar para aumentar a população celular e se diferenciar para desenvolver uma funcionalidade especializada (Ben-Arye e Levenberg, 2019).

As carnes produzidas em laboratório, que são conhecidas por diferentes nomenclaturas: carne cultivada, carne limpa, carne *in vitro*, carne artificial ou carne baseada em células (Tuomisto, 2019). O crescente estudo na área de carne cultivada se justifica principalmente pelos fatores ambientais. A produção de carne corrobora de modo significativo para a degradação ambiental, em ocupação de terra e consumo de água doce (Tuomisto e Teixeira De Mattos, 2011). Outros fatores a serem considerados incluem ainda o fato da produção e manutenção de vida do gado ocasionar desmatamento e contribuir na emissão de gás metano na atmosfera e junto com o manejo de esterco, soma-se 34% das emissões de gases (Tuomisto e Teixeira De Mattos, 2011). E ainda, preocupa-se com relação ao consumo, tendo em vista o aumento populacional até o ano de 2050, estima-se aumento no consumo sendo esperado 465 milhões de toneladas de carne por ano (Arshad *et al.*, 2017). Diante do exposto, todo processo de produção de carne cultivada tende a ser mais atrativo conferindo uma alimentação mais balanceada e saudável.

3.2 Biomateriais

Um biomaterial pode apresentar distintas definições a depender da sua ótica. De acordo com Chen *et al.*, 2013, do ponto de vista jurídico, é definido como: “qualquer instrumento, aparelho, implemento, máquina, aparelho, implante, reagente ou calibrador *in vitro*, *software*, material ou outros artigos semelhantes ou relacionados, destinados pelo fabricante a serem utilizados, isoladamente ou em combinação, para seres humanos, para um ou mais dos fins específicos de diagnóstico, prevenção, monitoramento, tratamento, investigação, apoio ou sustentação da vida, controle da concepção e desinfecção de dispositivos médicos.”. Do ponto de vista científico, dos biomateriais e campos relacionados com engenharia de tecidos e medicina regenerativa é definido como: “Uma substância que foi projetada para assumir uma forma que, isoladamente ou como parte de um sistema complexo, é usada para dirigir, pelo controle das interações com componentes dos sistemas vivos, o curso de qualquer procedimento terapêutico ou diagnóstico.” Os biomateriais de interesse para a comunidade científica exigem aprovação pré-comercialização.

Na engenharia de tecidos os biomateriais são dispositivos importantes por desempenharem o papel da MEC de modo a apoiar a regeneração, dotado de pesquisas intensas pela comunidade científica e para imitar os tecidos nativos, uma propriedade mecânica importante é a elasticidade, tornando-se um desafio no desenvolvimento de biomateriais elastoméricos (Chen *et al.*, 2013).

Um biomaterial pode ser dividido em classes de acordo com a complexidade da sua aplicação, do nível de segurança exigido, do tecido para o qual é destinado. Sua biocompatibilidade pode ser classificada de acordo com sua capacidade de induzir citotoxicidade, carcinogenicidade (capacidade de provocar câncer), mutagenicidade (mutações no material genético – DNA), pirogenicidade (capacidade de causar febre) e alergenicidade (indução de respostas imunes) ou trombogenicidade (formação de coágulos sanguíneos). O biomaterial não deve causar efeitos nocivos aos tecidos e órgãos do hospedeiro, é dotado de requisitos complexos que são descritos conforme suas aplicações específicas. Considerando todos os problemas de biocompatibilidade, uma definição prevalente e universal de biocompatibilidade foi fornecida pela Agência de Administração de Alimentos e Medicamentos, *Food and Drug Administration* – FDA (Chen et al., 2013).

A biocompatibilidade de um biomaterial envolve tanto suas propriedades químicas em volume, que determinam a resposta a longo prazo, quanto suas propriedades de superfície, que influenciam a resposta imediata após a implantação. Células de tecidos, com exceção das do sistema imunológico, necessitam de uma matriz de adesão para manter sua função. Por isso, biomateriais aplicados na engenharia tecidual devem permitir a adesão celular, essencial para processos como proliferação, diferenciação e sobrevivência celular (Chen et al., 2013).

Além da compatibilidade biológica, as propriedades mecânicas dos biomateriais devem ser cuidadosamente ajustadas às do tecido destinado à sua aplicação, especialmente em tecidos que sofrem deformações constantes, como músculos, tendões e pele, tornando assim a elasticidade uma propriedade fundamental, pois permite que o material recupere sua forma após ser deformado. Nesse contexto, duas medidas são essenciais: a resiliência, que representa a capacidade de armazenar e liberar energia durante deformações elásticas, e o alongamento na ruptura, que indica o quanto o material pode se estender antes de romper. A combinação adequada dessas propriedades garante que o biomaterial suporte esforços mecânicos sem falhar, promovendo melhor integração funcional ao tecido hospedeiro (Chen et al., 2013).

Na engenharia de tecidos uma variedade de materiais pode ser empregada como biomateriais incluindo polímeros, cerâmicos, compósitos e metais, contudo, pela versatilidade mecânica e semelhança às características estruturais do tecido, os polímeros são os mais utilizados, exceto na ortopedia. Os polímeros biodegradáveis apresentam baixo risco de inflamação prolongada e

minimizam a necessidade de cirurgias repetidas, o que os torna referência em grande parte das aplicações médicas e correlatas (Chen et al., 2013).

Poliésteres termoplásticos, como o poliácido láctico – PLA, poliácido glicólico – PGA, e a policaprolactona – PCL, e suas misturas ou copolímeros, são amplamente utilizados como biomateriais devido à sua biocompatibilidade. Apesar da boa compatibilidade bioquímica com tecidos moles, esses polímeros ainda enfrentam limitações em relação à compatibilidade mecânica com os tecidos vivos (Chen et al., 2013).

Poliuretanos são polímeros versáteis, amplamente utilizados como biomateriais por sua compatibilidade moderada com o sangue, flexibilidade mecânica, biocompatibilidade específica e potencial biodegradável. Embora tenham desempenhado papel importante em dispositivos cardiovasculares, também enfrentam desafios quanto à estabilidade a longo prazo. Avanços recentes buscam equilibrar durabilidade e biodegradabilidade, promovendo o desenvolvimento de poliuretanos bioabsorvíveis e mais estáveis para aplicações médicas prolongadas (Chen et al., 2013).

A biocompatibilidade de diversos PU tem sido investigada tanto *in vitro* quanto *in vivo* para uma ampla gama de aplicações, desde dispositivos médicos, como cateteres vasculares, cirurgia de bypass e coração artificial total, até implantes biodegradáveis utilizados na engenharia de tecidos (Chen et al., 2013).

3.3 Scaffold

Para desempenhar seu papel de forma eficaz, um biomaterial deve ser compatível com o ambiente fisiológico onde será implantado e em diversas aplicações, ele atua como substituto ou suporte à matriz extracelular – MEC, promovendo a regeneração tecidual (Chen et al., 2013). A MEC regula as interações célula-célula e célula-matriz nos tecidos, sendo essencial para a manutenção da estrutura e função celulares. Nesse contexto, os *scaffolds* são projetados para mimetizar a MEC, oferecendo um ambiente adequado para o crescimento e a organização celular (Bomkamp et al., 2022).

O *scaffold* é uma das partes mais importantes a serem desenvolvidas e estudadas. É por meio dele, que as células foram asseguradas na estrutura e isso irá permitir que se proliferem e

cresçam tornando possível a reprodução da musculatura da carne animal (Levi *et al.*, 2022; Law *et al.*, 2017).

De modo geral, para uso em carne cultivada, os *scaffolds* devem ser compostos de biopolímeros projetados para se degradarem em moléculas com propriedades organolépticas favoráveis, o que poderia ser alcançado por meio de seleção criteriosa de polímeros, química de monômeros e modificação química da estrutura (Ben-Arye e Levenberg, 2019).

O *scaffold* é uma estrutura 3D, o que é uma vantagem com relação a superfícies 2D, uma vez que estando nas estruturas 2D, a membrana celular interage com a superfície rígida gerando uma direcionalidade basal-apical, o que permite apenas um perímetro da membrana celular disponível para interações e atrapalha a comunicação celular, uma vez que elas são perdidas nas superfícies 2D (Bomkamp *et al.*, 2022). Na estrutura 3D, as interações podem acontecer em toda estrutura, o que tem efeitos sobre a biologia e comportamento celular, o que pode conferir um tecido mais semelhante ao *in vivo* com propriedades organolépticas melhoradas (Bomkamp *et al.*, 2022).

Um *scaffold* desenvolvido para aplicação na Engenharia de tecidos deve se assemelhar ao tecido nativo em muitos fatores, o que o torna muito desafiador. Entre os fatores estão algumas propriedades, como resistência mecânica e flexibilidade, para suportar o desenvolvimento do tecido, sustentar adesão celular, proliferação e diferenciação (Ianovici *et al.*, 2022; Li *et al.*, 2022) e a composição de nutrientes (Law *et al.*, 2017; Bomkamp *et al.*, 2022). O *scaffold* para Engenharia de tecidos voltado a produção de carne cultivada, precisa também por exemplo, ser biocompatível (Ianovici *et al.*, 2022; Li *et al.*, 2022), ele deve fornecer um ambiente físico e bioatividade que proporcionem biofuncionalidade celular e formação de tecidos (Law *et al.*, 2017; Bomkamp *et al.*, 2022), ser extremamente poroso, apresentar textura, ser comestível (Ianovici *et al.*, 2022; Li *et al.*, 2022), apresentarem composição e propriedades semelhantes à da carne, por se tratar do principal componente da composição da carne cultivada (Ben-Arye, 2018), e por fim, deve conferir resistência mecânica que seja semelhante ao tecido que irá substituir, permitir remodelação pelas células para que a arquitetura do tecido seja restaurada (Law *et al.*, 2017; Bomkamp *et al.*, 2022). De modo geral, o *scaffold* deve conferir suporte celular, viabilidade tecnológica, segurança, sustentabilidade e viabilidade comercial (Law *et al.*, 2017; Levi *et al.*, 2022).

Um dos fatores mais importantes a ser considerado no momento de produção de *scaffold* é o biomaterial que foi usado, sendo este um item que poderá fornecer um microambiente para suportar ou direcionar a diferenciação celular e também, irá afetar todas as características que o *scaffold* irá apresentar. Além disso, ele deve apresentar resposta favorável ao hospedeiro, evitando respostas inflamatórias e rejeições (Law *et al.*, 2017; Levi *et al.*, 2022).

Os principais fatores que afetam a sobrevivência celular e o desenvolvimento dos tecidos são tamanhos de poros, a porosidade e o material do qual é feito o *scaffold*. Poros maiores favorecem a pseudovascularização de modo a permitir transporte de oxigênio e nutrientes na matriz celular (Bomkamp *et al.*, 2022). *Scaffold* macroporoso é um biomaterial 3D semelhante a esponjas que definem as dimensões do tecido e fornece suporte mecânico e constitui grande parte do produto final da carne à base de células (Ben-Arye e Levenberg, 2019). Há uma variedade de *scaffolds* estudados para adesão celular, porém, são poucos que podem ser utilizados para produção de carne cultivada (Zheng *et al.*, 2022; Bomkamp *et al.*, 2022).

De modo geral, os *scaffolds* são projetados de modo que possam ser metabolizados pelo ser humano, eles devem se degradar em biomoléculas com propriedades organolépticas favoráveis, fatores que podem ser alcançados pela seleção do polímero, química dos monômeros e modificação química do *scaffold* (Ben-Arye e Levenberg, 2019).

Para que ocorra maturação do tecido, as dobras dos *scaffolds* podem ser classificadas em: *scaffolds* porosos, hidrogéis ou *scaffolds* de fibra (Bomkamp *et al.*, 2022).

A arquitetura do *scaffold* pode ser definida pela distribuição do tamanho dos poros, porosidade e interconectividade dos poros. Maior porosidade do *scaffold* leva a melhor fluxo de nutrientes, melhora as condições de deposição da matriz extracelular, melhora viabilidade celular, a adesão celular e a proliferação celular (Ben-Arye e Levenberg, 2019). Por exemplo, tamanhos de poros de 160 a 270 μm , são ideais para vascularização de monoculturas de *scaffold* a partir de polietilenoglicol – PEG, para a faixa entre 200 e 600 μm , *scaffolds* feitos de poli (L-ácido láctico) – PLLA, com poli(ácido láctico-co-ácido glicólico) – PLGA, desenvolveram tecidos musculares esqueléticos vascularizados modificados compostos por células musculares, fibroblastos e células endoteliais (Ben-Arye e Levenberg, 2019).

Os hidrogéis são matrizes poliméricas hidrofílicas com capacidade de retenção de água e sua matriz é reticulada por meio físico ou químico. A matriz deve ser citocompatível, construída de biomateriais não tóxicos, além disso, a rigidez do hidrogel pode afetar a mortalidade, diferenciação e proliferação celular, uma vez que as células precisam remodelar a matriz (Bomkamp *et al.*, 2022).

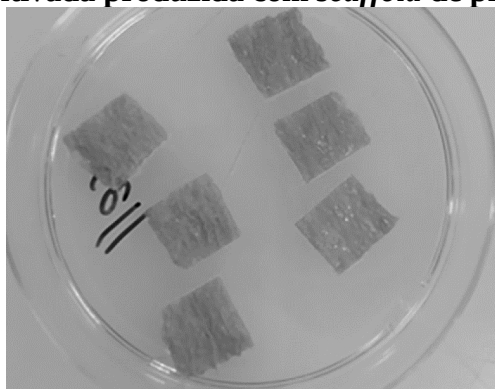
Os *scaffolds* de fibra apresentam fibras longas e finas e espaços vazios, geralmente produzidos por eletrofiação (Bomkamp *et al.*, 2022). Nesse processo obtém-se fibras em escalas muito pequenas podendo ser classificadas como nanofibras. Nanofibras são componentes estruturais comuns tanto em compósitos de alta performance mecânica quanto em materiais multifuncionais projetados. Sua atratividade se deve às propriedades físicas diferenciadas em relação ao material maciço. Além disso, suas altas razões de aspecto e diâmetros reduzidos à escala nanométrica conferem-lhes, por exemplo, maior dureza e propriedades elétricas aprimoradas (Neugirg *et al.*, 2016).

Existem variadas formas de se produzir *Scaffolds* para Engenharia de tecidos e cultura celular, dentre elas o meio mais comum de fabricação é por eletrofiação (Bomkamp *et al.*, 2022). Pode-se citar como exemplo, os microtransportadores, que são usados para proliferação em larga escala, também a impressão 3D, que utiliza biotinta à base de hidrogel (Bomkamp *et al.*, 2022) com cinética de reticulação extremamente rápida (Levi *et al.*, 2022). Na impressão 3D, a biotinta deve ser comestível ou biodegradável (Bomkamp *et al.*, 2022). A tecnologia empregada na produção de um *scaffold* irá determinar o biomaterial que foi utilizado para sua produção (Levi *et al.*, 2022).

Ao longo do processo de fabricação de *scaffolds*, podem ser utilizados compostos não comestíveis, solventes e outros. Para segurança do *scaffold*, toda etapa do processo deve ser controlada, tomando assim devidos cuidados sobre os compostos não comestíveis e/ou tóxicos incluindo solventes e reticuladores no processamento do biomaterial (Levi *et al.*, 2022).

No estudo de Zheng *et al.* (2022), foi produzido um *scaffold* de proteína de amendoim que suportou a fixação e proliferação celular, indicando sua eficácia para a aplicação em carne cultivada. A carne cultivada resultante continha uma combinação de proteínas vegetais e animais, enriquecendo sua composição nutricional. Uma imagem da carne produzida pode ser vista na figura 1 a seguir.

Figura 1 - Carne cultivada produzida com *scaffold* de proteína de amendoim



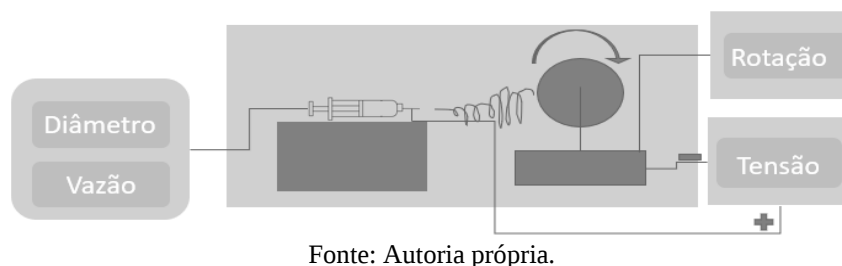
Fonte: Zheng et al., 2022.

Nesse estudo, como pode ser observado na figura 1, ocorreu contração dos *scaffolds* devido à secreção de proteínas musculares e da matriz extracelular pelas células, o que afetou a textura do *scaffolds*, tornando-a mais semelhante à carne convencional.

3.4 Eletrofiação

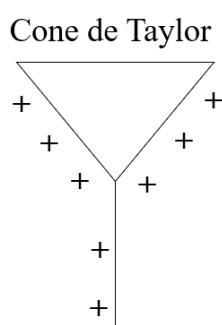
A eletrofiação é uma técnica muito antiga, podendo ser datada em 1882, mas seu uso na Engenharia de tecidos começou em 1978 (Law *et al.*, 2017). Eletrofiação é um termo proveniente de “fiação eletrostática”, conferido por Reneker e colaboradores em 1990 (Rim *et al.*, 2013). O processo de eletrofiação é simples, econômico e ajustável. Esse processo é utilizado em muitas áreas, por exemplo, para fabrico de têxteis, nanodispositivos e Engenharia de tecidos (Levi *et al.*, 2022). A técnica usa forças eletrostáticas para que soluções poliméricas sejam expelidas como chicotes originando fibras ultrafinas com evaporação de solvente (Rim *et al.*, 2013). De modo simplificado, a eletrofiação é constituída por um sistema que contém uma bomba para acoplar a seringa – que vai controlar a taxa de fluxo da solução polimérica, uma fonte de alimentação – que fornece força para esticar a fibra, uma agulha para guiar a solução com o campo elétrico e um coletor com componente metálica para que as nanofibras sejam coletadas (Rim *et al.*, 2013). O esquema representativo do sistema de eletrofiação utilizado é representado na figura 2 a seguir.

Figura 2- Sistema de eletrofiação



O processo consiste na aplicação de forças eletrostáticas para atrair gotículas de solução polimérica (Levi *et al.*, 2022) que é forçada por um orifício capilar sobre tensão, geralmente varia entre 5 e 30kV (Liu *et al.*, 2013), esticando-as sobre o ponto mais próximo onde há presença de um potencial inferior (Levi *et al.*, 2022). A solução polimérica estando carregada, flui pela seringa formando uma gota cônica (Rim *et al.*, 2013), nomeada cone de Taylor (Levi *et al.*, 2022), que é a base para que a solução polimérica possa ser direcionada a uma área de coleta, impulsionada por uma instabilidade de flexão no jato (Liu *et al.*, 2013). Uma representação do cone de Taylor pode ser observada na figura 3 a seguir.

Figura 3 - Ilustração do Cone de Taylor

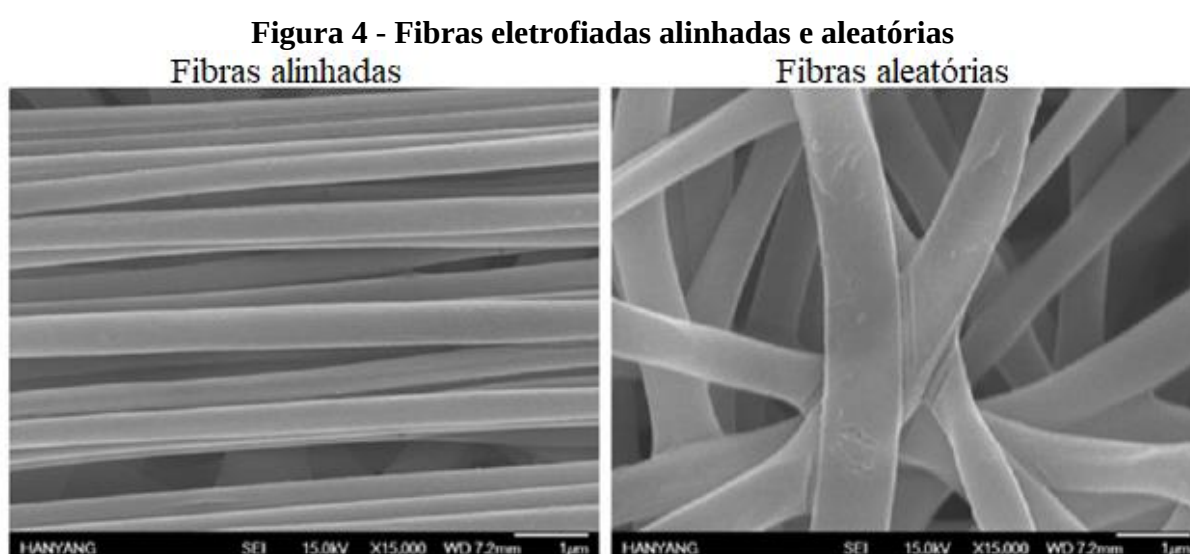


Quando a tensão superficial da gota é superada um jato de solução polimérica é ejetado, enquanto isso, o solvente evapora e o jato vai afinando formando fibras (Law *et al.*, 2017; Levi *et al.*, 2022) que não são tecidas, com grande área superficial em relação ao volume, alta porosidade (Rim *et al.*, 2013), sólidas e submicrométricas ou em escala nanométrica, sendo depositadas continuamente sobre uma diferença de potencial em um coletor aterrado (Levi *et al.*, 2022). Enquanto o jato se move para o coletor, ele é alongado e o solvente evapora (Liu *et al.*, 2013). As nanofibras eletrofiadas para regeneração de tecidos danificados tem sido chamativa pela simplicidade na fabricação de morfologia fibrosa que imita a matriz extracelular natural (Rim *et al.*, 2013).

O processo de eletrofiação tende a ser de difícil padronização pois diversos fatores podem afetar o processo. Afetarão os filamentos que foram produzidos: temperatura, umidade, diferença de potencial, distância de rotação, taxa de fluxo e solventes (Levi *et al.*, 2022). No que se refere à solução, fatores como concentração, viscosidade, condutividade, tensão superficial e homogeneidade afetam o processo (Liu *et al.*, 2013).

A eletrofiação pode produzir fibras não tecidas de diâmetros variados de micrômetros a nanômetros de polímeros naturais – quase todos, e sintéticos solúveis (Law *et al.*, 2017).

A depender de como os parâmetros usados na eletrofiação são aplicados, podem haver resultados diferentes. Por exemplo, a eletrofiação permite ordenar as fibras produzidas, sendo alinhadas induzem alinhamento das células que nelas são semeadas promovendo alongamento das células musculares e regula a formação do tecido, importante para ligamentos, tendões, músculos e outros que contém células com arranjo alinhado (Law *et al.*, 2017; Levi *et al.*, 2022). Elas podem ser também produzidas sem alinhamento – denominadas aleatórias, para garantia dessa conformação o parâmetro a ser observado é da velocidade de rotação, quanto maior a velocidade de rotações por minuto, mais alinhadas as fibras tendem a ser produzidas. De modo geral, fibras alinhadas apresentam tamanho de poro menor que as fibras aleatórias, e fibras com maiores diâmetros também geram tamanho de poro maior (Law *et al.*, 2017). Um exemplo de fibras alinhadas e aleatórias pode ser observado na figura 4 a seguir.



Fonte: Rim *et al.*, 2013.

Atualmente, vários biopolímeros já foram estudados para aplicação em eletrofiação, alguns deles são: colágeno, gelatina, proteína de soro de leite, quitosana, zeína, celulose, amido, isolado de soja, clara de ovo e pululano (Levi et al., 2022).

No processo de eletrofiação é necessária preparação de uma solução polimérica contendo solvente. Esse solvente pode ser um problema para questão alimentícia uma vez que pode apresentar toxicidade (Levi et al., 2022). Os solventes são necessários pois conferem propriedades viscoelásticas que permite a formação das fibras, mas alguns podem desnaturar a proteína, podem apresentar altas taxas de evaporação e pode desnaturar parcialmente os biopolímeros eletrofiados (Levi et al., 2022). Em decorrência desses efeitos, pode ser necessária, análise posterior de presença de solventes residuais e a toxicidade do produto (Levi et al., 2022). Para o processo de eletrofiação, o é ideal que o polímero a ser utilizado seja degradável no organismo humano e apresente característica atóxica, (Levi et al., 2022) por se tratar de um material que terá contato direto com o organismo humano.

3.4.1 Influência da orientação das fibras

A orientação espacial das fibras eletrofiadas pode ser ajustada, induzindo dessa forma uma variação da morfologia celular do *scaffold*. Por exemplo, sendo as fibras alinhadas, elas induzem alinhamento celular promovendo o alongamento das células musculares bem como a miogênese (Levi et al., 2022) – processo de formação e desenvolvimento de células ou fibras musculares.

As células apresentam reestruturação geométrica em seu citoesqueleto, conforme a orientação espacial da MEC, que posteriormente é traduzido em sinais bioquímicos dentro de uma célula alterando suas expressões genéticas e proteicas (Saha et al., 2012).

Nos estudos realizados por Levi et al. (2022), foi relatado que as soluções poliméricas carregadas com células podem ser eletrofiadas, usando o micropadrão dos filamentos de eletrofiação para guiar o crescimento das células, alcançando uma distribuição homogênea de células, bem como maior acessibilidade de nutrientes em todo o *scaffold*.

Estudos como o de Uehara et al. (2020), avaliaram a influência do alinhamento das fibras eletrofiadas na resposta celular, representando a importância e influência da orientação das

fibras no crescimento celular. Em seu estudo, para o conjunto de nanofibras alinhadas de poli (caprolactona) – PCL, estudado, as células apresentaram direção específica, mas elas aderiram bem para ambas as orientações – alinhado e randômico. Outro conjunto analisado foi o de óxido de grafeno – GO, com PCL, GO/PCL, também para ambas orientações, e o crescimento celular ocorreu sem orientação específica, porém, no sistema aleatório as células apresentaram alongamento menor e na alinhada a morfologia celular foi diferente, quando comparadas com as de PCL. A morfologia, orientação e alongamento celular apresentaram comportamentos diferentes nos diferentes modelos de *scaffolds*.

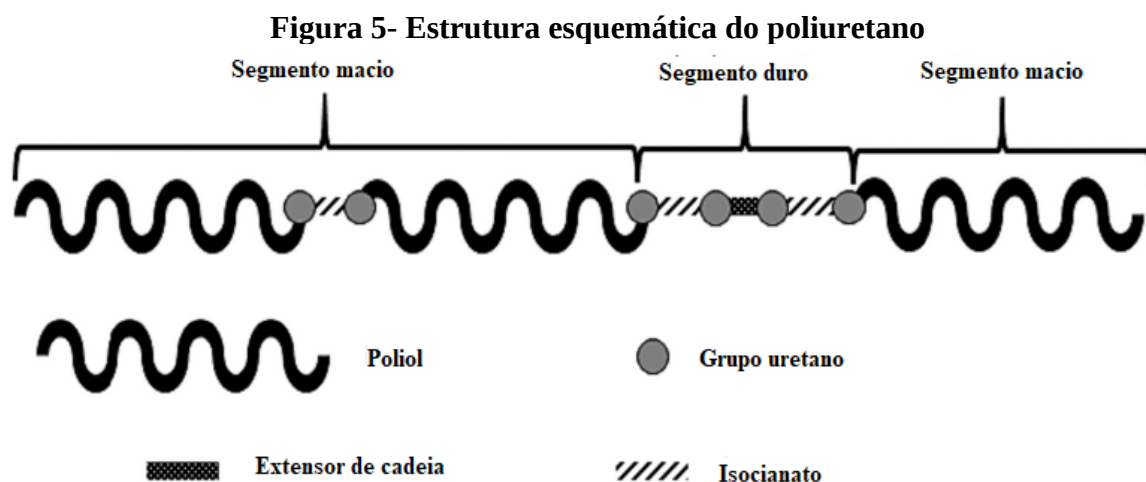
No estudo realizado por Saha *et al.*, 2012, foram analisadas fibras alinhadas e aleatórias. Para fibras alinhadas, as células inseridas apresentaram morfologia fusiforme alongada, que seria mais espessa no centro e mais fina nas beiradas, para as fibras aleatórias as células apresentaram forma estelar predominantemente plana. Notou-se uma tendência de invasão por células tumorais em fibras alinhadas, o que pode indicar que esse tipo de fibra tende a agravar o problema gerando mais células tumorais.

3.5 Poliuretano

Os poliuretanos – PU, foram datados pela primeira vez em 1947 pelo Otto Bayer (Cherng et al., 2013; Wienen et al., 2023). Poliuretano – PU, é um polímero caracterizado pela ligação uretano (-NH-CO-O-) (Carnevaloro, 2006; Cherng et al., 2013), e é obtido pela reação de diisocianatos, polióis e extensores de cadeia, sendo a reação fundamental entre um isocianato do diisocianato e um grupo hidroxila do poliálcool (Wienen *et al.*, 2023; Cherng et al., 2013). Um dos primeiros PU a obter sucesso comercial foi produzido pela reação do diisocianato de hexametileno e 1,4-butanodiol (Wienen et al., 2023). Após esse lançamento no mercado novos PU foram desenvolvidos utilizando polióis, poliéster, poliéter e policarbonato (Wienen et al., 2023).

O PU pode ser um termoplástico (poliuretano termoplástico – TPU), um termofixo, um elastômero ou fibra, a depender da estrutura química e a funcionalidade dos reagentes empregados na sua formulação (Carnevaloro, 2006), pode sofrer variados graus de deformação sobre tensão sem apresentar ruptura e recuperar seu estado inicial quando a tensão é removida. De acordo com a forma em que é dado seu processamento ele pode apresentar diferentes estruturas que conferem respostas elásticas diferentes, podendo ser fisicamente reticulado ou quimicamente reticulado (Chen et al., 2013).

Muitos PU comerciais são copolímeros em blocos alternados compostos geralmente por um segmento rígido e um segmento flexível, onde o segmento rígido é projetado de modo a se comportar como material vítreo ou cristalino na temperatura de uso, e é feito de domínios de reforço eficientes que proporcionam resistência e tenacidade, e o segmento flexível tem aspecto borrachoso na sua temperatura de uso, para proporcionar flexibilidade (Tatai et al., 2007; Buckley et al., 2010; Wienen et al., 2023). PU com segmento rígido entre 15 e 40% em peso, são elastômeros bastante macios com segmentos entre 40 e 65% em peso, são materiais elastoméricos resistentes (Cherng et al., 2013). Os segmentos rígidos e macios devem ser incompatíveis entre si, para que ocorra separação de fases em escala nanométrica, que é influenciado pelas ligações de hidrogênio entre as ligações de uretano o que dá origem à propriedades desejáveis desse polímero (Wienen et al., 2023). Para que haja boas propriedades mecânicas, incorpora-se na estrutura um extensor de cadeia que promove separação de fases entre os segmentos rígidos e flexíveis, formando assim o segmento flexível com polioli e o segmento rígido com extensor de cadeia e diisocianato (Cherng et al., 2013; Wienen et al., 2023). O desenho esquemático da estrutura do PU pode ser observado na figura 5 a seguir.

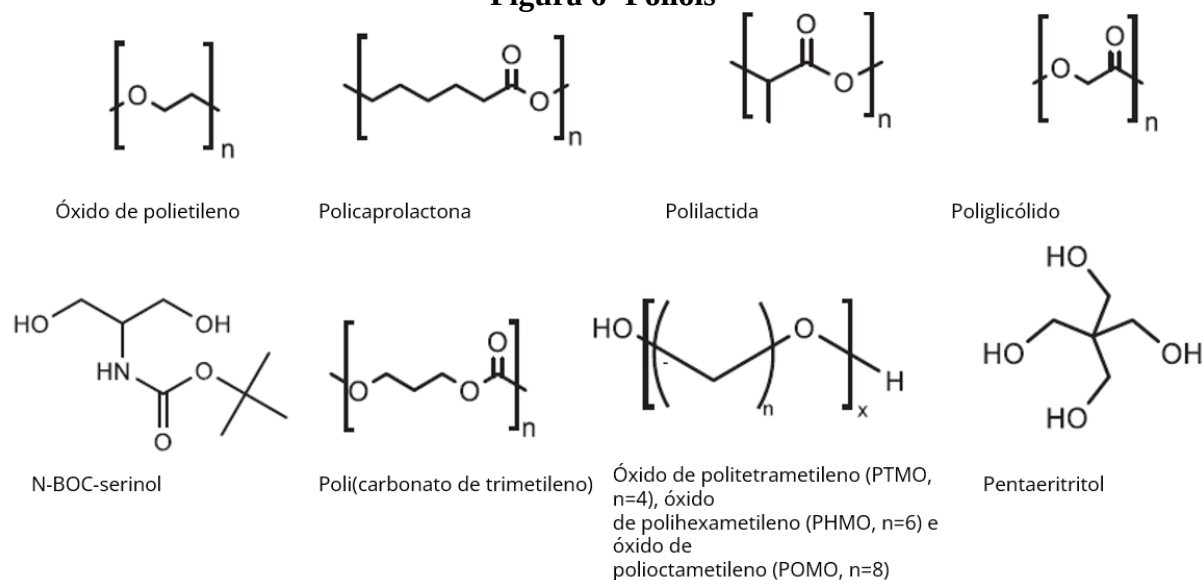


Fonte: Traduzido de Wienen et al., 2023.

Segmentos flexíveis são comumente formados a partir de dióis de poliéster, poliéter ou policarbonato, que estão muitas vezes bem acima da sua temperatura de transição vítrea sob condições de uso conferindo caráter borrachoso, enquanto os segmentos rígidos são formados com diisocianatos que podem ser alifáticos ou aromáticos e os extensores de cadeia são dióis alifáticos curtos, contendo 2 a 6 átomos de carbono (Tatai et al., 2007; Buckley et al., 2010;

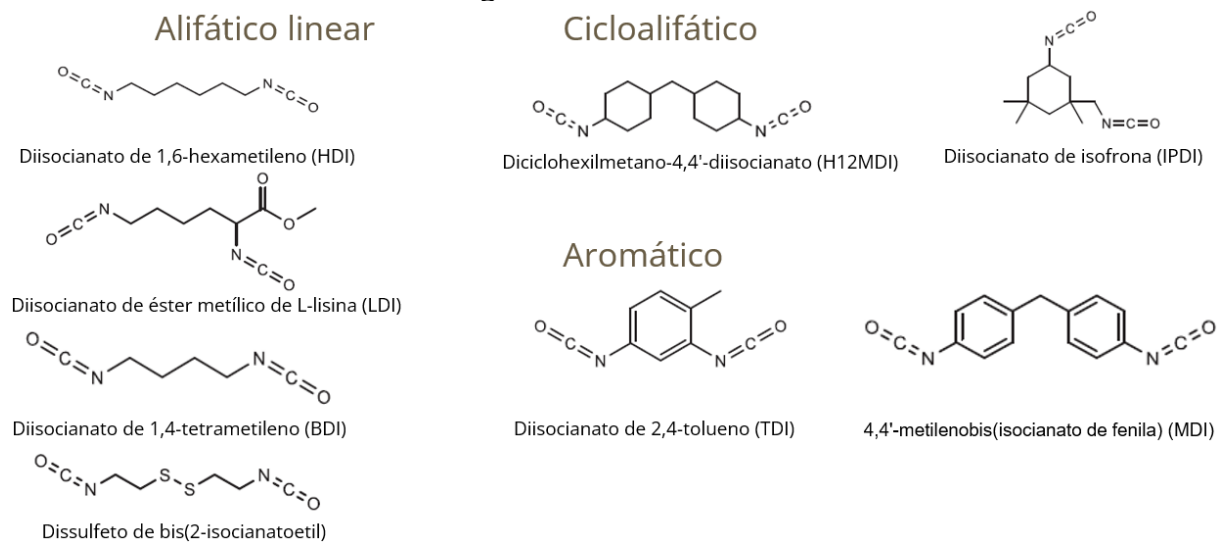
Cherng et al., 2013; Wienen et al., 2023). Exemplos de grupos polióis, diisocianatos e extensores de cadeia estão representados nas figuras 6 – 8 abaixo.

Figura 6- Polióis

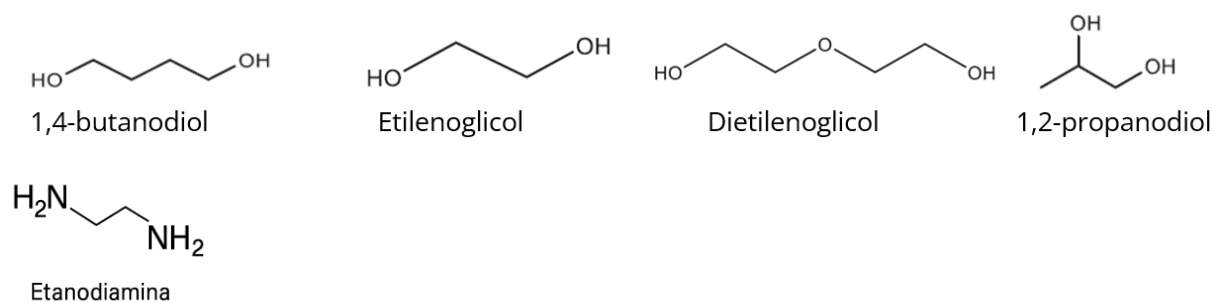


Fonte: Traduzido de Wienen et al., 2023.

Figura 7 - Diisocianatos

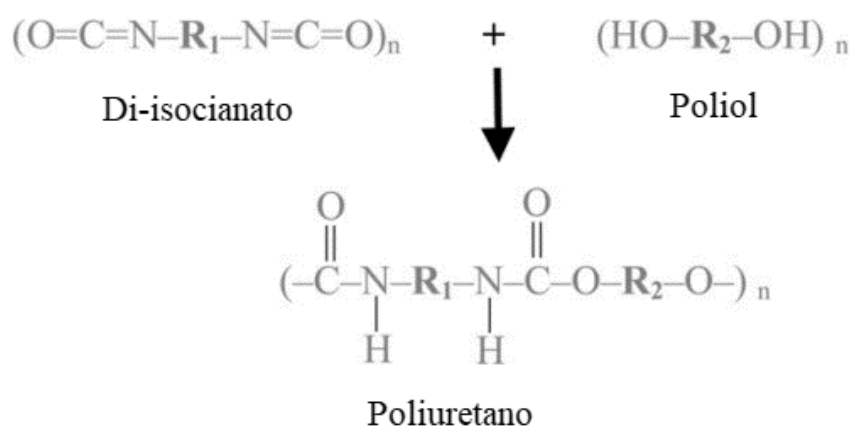


Fonte: Traduzido de Wienen et al., 2023.

Figura 8- Extensores de cadeia

Fonte: Traduzido de Wienen et al., 2023; Chen et al., 2013.

A polimerização é representada na figura 9 a seguir.

Figura 9 - Polimerização do poliuretano

Fonte: Chen et al., 2013.

No processo de síntese de PU, os extensores de cadeias que são comumente utilizados para uso de grau médico são butanodiol e etanodiamina, que possuem cadeias relativamente mais curtas (Chen et al., 2013).

Os PU são ajustáveis à medida que a partir de diferentes combinações, obtém-se materiais com propriedades distintas, conforme a escolha do diisocianato e dióis na síntese de PU, é possível obter uma grande variedade de propriedades físicas, tornando-o um elastômero ou plástico duro, podendo formar uma ampla gama de materiais quimicamente distintos, proporcionando diferentes propriedades (Wienen *et al.*, 2023; Buckley *et al.*, 2010; Chérng et al., 2013). Portanto, os PU são considerados versáteis e ajustáveis com propriedades únicas que incluem alta resistência à tração, à abrasão, à fadiga, à produtos químicos, solventes, óleo e flexibilidade à baixas temperaturas (Tatai *et al.*, 2007; Wienen et al., 2023). O TPU tem excelente resistência à tração, as rasgo e possui elasticidade, tornando-o ideal para aplicações que requerem

flexibilidade e durabilidade. Conseguem resistir a abrasão e suportar condições ambientais adversas, como exposição a produtos químicos e radiação ultravioleta. Também são estáveis termicamente, mantendo propriedades mecânicas de -40°C a 100°C, a depender de sua formulação (Zhu et al., 2024).

Diisocianatos aromáticos são mais reativos que os alifáticos, por exemplo, PU feitos de diisocianato aromático podem sofrer fotodegradação enquanto os alifáticos são mais resistentes a irradiação ultravioleta – UV (Cherng et al., 2013). Da mesma forma, as propriedades dos PU sofrem influência do comprimento da cadeia e a estrutura dos extensores de cadeia (Cherng et al., 2013). PU à base de poliéster são mais sensíveis a clivagem hidrolítica do que os produzidos à base de poliéter (Cherng et al., 2013). A introdução de grupos laterais alquil em um grupo terminal hidroxila do poliéster, por exemplo poli (2,4-dietil-1,5-pentametileno adipato), resulta em PU mais estáveis em relação à hidrólise (Cherng et al., 2013). PU à base de óxido de polietileno apresentam sensibilidade à água devido à hidrofilicidade e à capacidade de absorção de água das unidades de óxido de etileno, mas os PU de óxido de polipropileno são menos sensíveis à água, mais hidrofóbicos (Cherng et al., 2013).

De acordo com os estudos de Cherng *et al.* (2013), pode-se dizer, que a porosidade e a cinética de degradação dos PU são afetadas pela fração molar do extensor de cadeia presente no polímero. Isso porque a porosidade tem impacto na absorção de água e subsequente degradação, e os extensores de cadeia podem ser reconhecidos por enzimas hidrolíticas e podem estar envolvidos na degradação do PU. PU com segmentos flexíveis hidrofílicos como o PEG, exibem uma maior absorção de água e uma taxa de degradação mais rápida em comparação com PU com segmentos flexíveis hidrofóbicos como o PCL (Cherng et al., 2013; Wienen *et al.*, 2023). Baseado em artigos já publicados, foi demonstrado que a composição dos segmentos flexíveis de poliéster/poliéter controlam a taxa de degradação dos PU (Cherng et al., 2013), por exemplo, PU com maiores cristalinidades no segmento flexível podem reduzir a taxa de degradação limitando infiltração de água (Wienen et al., 2023).

Por meio das escolhas dos conjuntos de polióis, extensores de cadeia e diisocianatos, pode-se gerar um PU com taxa de degradação controlada (Wienen *et al.*, 2023), mesmo não sendo ele um material com tendência de degradação (Tatai *et al.*, 2007), o que o torna viável para aplicações biomédicas e pode sofrer vários tipos de degradação incluindo hidrolítica, oxidativa e enzimática (Wienen *et al.*, 2023; Tatai *et al.*, 2007). A cinética da reação de hidrólise dos PU

varia amplamente, dependendo das suas composições estruturais (Cherng et al., 2013). A degradação hidrolítica é controlada pela seleção do poliálcool, por exemplo, os poliálcoois poliéster são susceptíveis à degradação que é considerada rápida pelo processo de hidrólise, já os poliálcoois poliéter e policarbonato apresentam resistência à hidrólise, conferindo estabilidade a longo prazo e as ligações éster aromáticas são menos suscetíveis à hidrólise comparadas às ligações éster alifáticas (Wienen et al., 2023). A degradação enzimática de PU, pode ser dada pelas ligações de éster por várias enzimas como lipase e colesterol esterase, e as ligações de uretano podem ser degradadas pelas enzimas proteolíticas como uréase (Wienen et al., 2023). A degradação oxidativa, pode ser dada pela decomposição *in vivo*, através de peróxido de hidrogênio, onde o átomo de hidrogênio no grupo R adjacente às ligações de uretano reage com radicais hidroxila ou alguma outra espécie reativa de oxigênio, para produzir fragmentos com aminas e dióxido de carbono (Cherng et al., 2013).

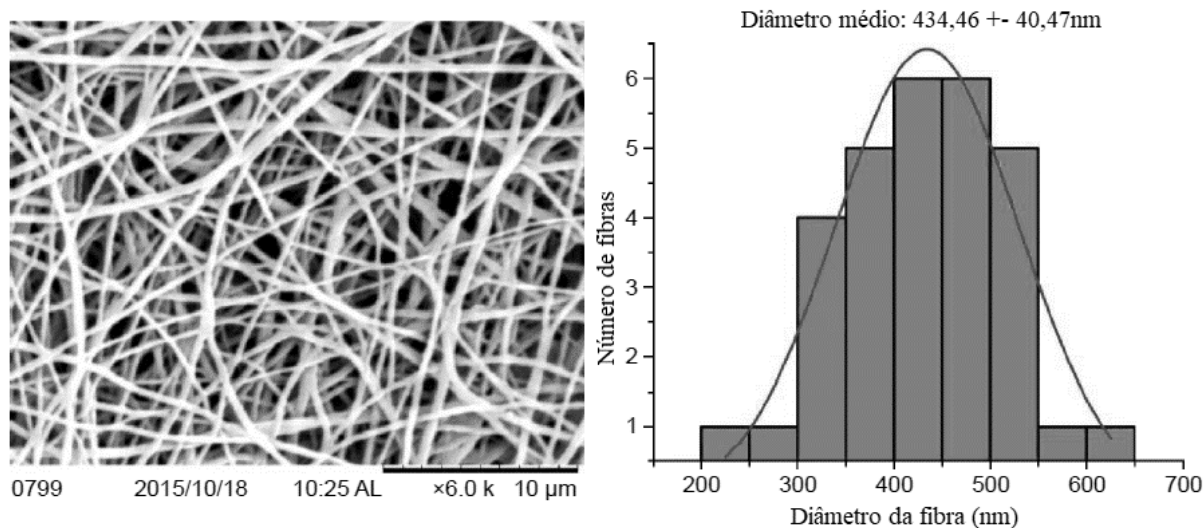
Nos grupos de polímeros considerados biocompatíveis, encontram-se uma classe de biomateriais bioinertes que entre eles se destacam poli(éter-éter-cetona) (PEEK), polipropileno (PP) e o TPU, e estes estão entre polímeros considerados aptos para utilização em implantes médicos (Zhu et al., 2024). Eles apresentam excelente biocompatibilidade e hemocompatibilidade, podem ser sintetizados, possibilitando sua utilização como biomateriais, além de apresentar baixa toxicidade e potencial de biodegradabilidade, são materiais comumente utilizados em dispositivos médicos como próteses e implantes (Wienen et al., 2023; Zhu et al., 2024). Conforme a proporção em que é formulado, ele pode apresentar biodegradabilidade que dura de semanas a anos (Tatai et al., 2007). Dada sua compatibilidade com tecidos e fluidos humanos passa a ser adequado para implantação de longo prazo sem provocar reações adversas ou inflamações (Zhu et al., 2024). Essa classe de TPU geralmente contém poliálcoois de poliéster e diisocianatos alifáticos, são usados em tubos médicos, cateteres, curativos, implantes ortopédicos e dispositivos cardiovasculares (Zhu et al., 2024). Na área de saúde, o PU tem sido usado também como polímero médico em aplicações como curativos na forma de filmes, membranas, espumas, hidrogéis e outros (Balaji et al., 2016).

O *scaffold* de PU é utilizado como biomaterial devido às suas excelentes propriedades físicas e compatibilidade sanguínea de acordo com os estudos de Gao et al., 2003.

Na pesquisa realizada por Balaji et al. (2016), fibras de PU eletrofiadas foram estudadas, e foram coletadas de modo aleatório a uma taxa de fluxo de 0,700 mL/h com uma tensão aplicada

de 16 kV. A imagem obtida por MEV bem como o histograma de distribuição de diâmetro das fibras calculado estão representados na figura 10 a seguir.

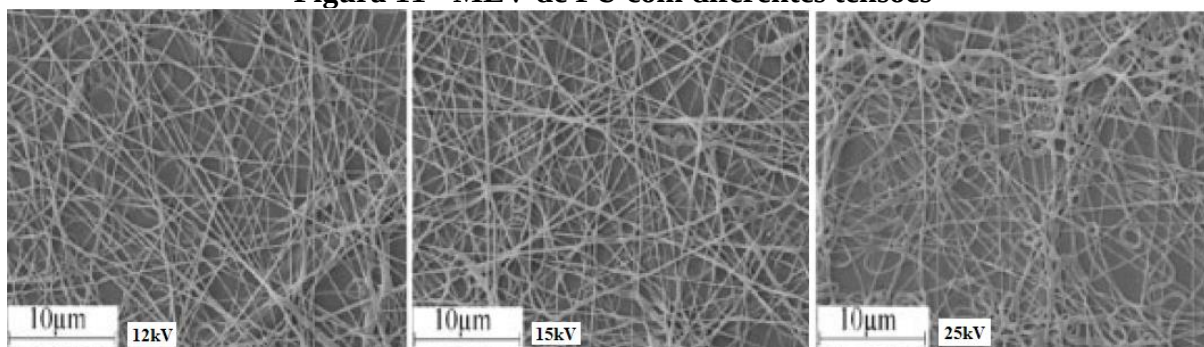
Figura 10 - MEV e histograma de distribuição de diâmetro de fibras de PU



Fonte: Traduzido de Balaji *et al.*, 2016.

No estudo de Zhuo et al. (2008), nanofibras de PU com N,N dimetilformamida – DMF, preparadas por meio de eletrospinação foram investigadas. No estudo, a tensão aplicada foi avaliada, a taxa de alimentação e concentração da solução. Observaram a influência dos parâmetros do processo na formação de fibras. Utilizou-se coletor estático, conferindo as fibras sentido aleatório. Na figura a seguir, pode-se observar o resultado das nanofibras produzidas para tensões de 12kV, 15kV e 25kV. Para tensão abaixo de 12kV não foi possível obter nanofibras e para valores considerados altos, 20 – 25kV, os diâmetros apresentaram aspecto não uniforme com presença de vários loops. Na imagem 11 a seguir, estão os MEV realizados para este experimento.

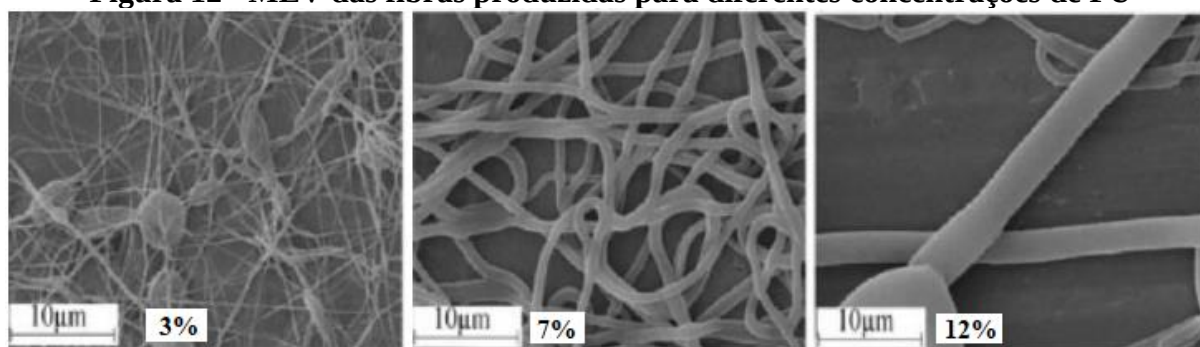
Figura 11 - MEV de PU com diferentes tensões



Fonte: Zhuo et al., 2008.

Ainda em seu estudo, Zhuo *et al.* (2008) analisou fibras com diferentes concentrações. Para concentrações abaixo de 3% em peso de PU, o jato se quebrou formando eletrospray, e para concentrações acima de 12% não houve formação de jato. A figura 12 abaixo representa o MEV realizado para diferentes concentrações de PU.

Figura 12 - MEV das fibras produzidas para diferentes concentrações de PU



Fonte: Zhuo et al., 2008.

Conclui nesse estudo por fim, as melhores condições para eletrofiar PU com DMA, que foram soluções de PU/DMF de 5,0–7,0% em peso, tensões aplicadas de 10–15 kV com uma taxa de alimentação de 0,06 – 0,08 mm/min.

Estudos com membranas de PU demonstram que esse polímero tem excelente capacidade de estabelecer liberação sustentada de moléculas carregadas para regeneração de células danificadas da pele (Balaji et al., 2016).

Nessa dissertação, o poliuretano utilizado é da empresa DELTHANE. É um poliuretano termoplástico da série E, especificamente, TPU E85 A, ele é proveniente da reação de um poliálcool além de ser atóxico.

3.6 Acetato de celulose

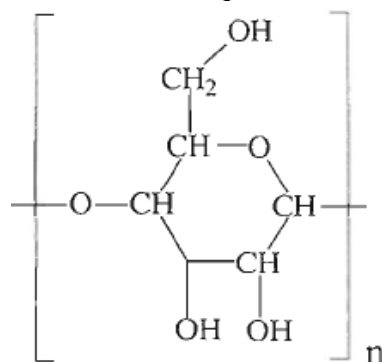
A celulose é o biopolímero mais abundante encontrado na Terra e é um polissacarídeo com uma cadeia linear de anéis de glicose ligados por ligações glicosídicas β -1,4, cada anel contendo três grupos hidroxila ativos, sintetizado por gramíneas, plantas lenhosas, muitas formas de algas, fungos e algumas espécies de bactérias (Novotna et al., 2013; Suryanto et al., 2023; X. Gao et al., 2023). A celulose encontra-se na forma de microfibrilas nas paredes celulares das plantas,

em matriz de hemicelulose, lignina, pectina entre outros conforme a origem da planta (Jiang & To, 2022).

O acetato de celulose – AC, é um termoplástico amplamente aplicado em áreas têxteis, filtros, plásticos, membranas fitas e rótulos (M. Chen et al., 2019). Ganhou atenção devido as suas propriedades que incluem facilidade de modificação, baixo custo, excelente biodegradabilidade e biocompatibilidade (X. Gao et al., 2023). Quando comparado a polímeros convencionais derivados do petróleo, ele apresenta maior estabilidade térmica, melhor capacidade de formação de filmes, apresenta propriedades superiores de aplicação, como menor coeficiente de expansão térmica e maior resistência mecânica e estabilidade térmica em temperaturas extremas (Jiang & To, 2022). Ele é um polímero natural orgânico, obtido pela acetilação do derivado da celulose, que é modificada através de reações químicas e por meio desse processo é possível obter características de um material plástico convencional permitindo que dessa forma seja processado (Carnevaloro, 2006). Dada sua base natural ele pode ser reciclado ou degradado ao final do ciclo de vida (M. Chen et al., 2019) e ainda contribuindo para soluções sustentáveis e para a redução da pegada de carbono (Jiang & To, 2022).

Na figura 13 a seguir, a estrutura química da celulose é representada.

Figura 13- Estrutura química da celulose



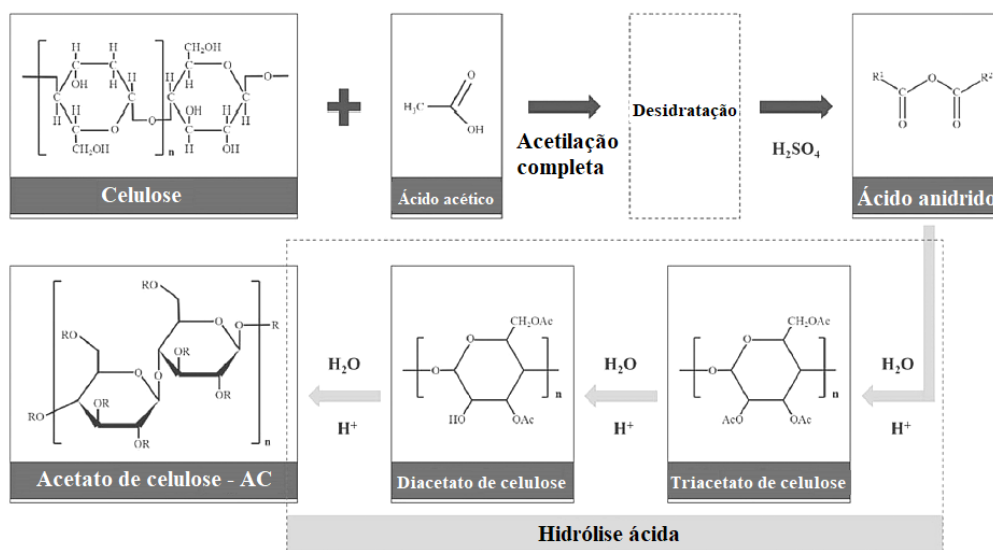
Fonte: Carnevaloro, 2006.

A celulose não é solúvel em solventes convencionais devido a suas redes de ligações de hidrogênio e estrutura parcialmente cristalina (Gao *et al.*, 2023). Para haver capacidade de fluxo é necessário quebrar as ligações secundárias promovidas pelos grupos hidroxila, para isso são empregados diferentes reagentes que atacam esses grupos e possibilitarão diferentes derivados da celulose (Carnevaloro, 2006).

O preparo do acetato de celulose resulta na despolimerização do acetato bem como corrói o equipamento devido ao uso de ácido, pois seu processo comumente é obtido pela reação da celulose com anidrido acético na presença de ácido sulfúrico como catalisador (M. Chen et al., 2019). Esse método é amplamente utilizado devido a disponibilidade de reagentes, alta reatividade e controlabilidade do processo. Atualmente, vários processos de obtenção de AC foram desenvolvidos para contornar esse problema (M. Chen et al., 2019).

Para obtenção do acetato de celulose a partir da celulose, inicialmente, a celulose passa por um processo de clarificação durante o processo de acetilação por meio de ácido acético, então, é desidratada e reage com anidrido acético na presença de um reagente adequado, que pode ser uma combinação de ácido sulfúrico e ácido acético anidro. O resultado é o triacetato de celulose, que pode ser hidrolisado para reduzir seu grau de substituição, formando diacetato de celulose e acetato de celulose (Liu et al., 2021). Esse processo pode ser visualizado na figura 14 a seguir.

Figura 14- Formação do acetato de celulose a partir da celulose pura



Fonte: Traduzido de Liu et al., 2021.

O AC, tem propriedades mecânicas como ser insolúvel em água além de apresentar capacidade hidrolítica estável e ele é usado como biomaterial em membranas de uso biomédico que são usadas como biossensor, regeneração de tecidos, administração de medicamentos e outros. Dentre as técnicas de fabricação de membranas populares encontram-se a eletrofiação, inversão de fase por evaporação do solvente e precipitação por imersão. A técnica de eletrofiação surgiu como meio de desenvolver novas formas de uso para o AC. As aplicações que envolvem a

técnica de eletrofição são em filmes de embalagem, compósitos de sensores, *scaffolds* de engenharia de tecidos, biossensores e outros (Liu et al., 2021).

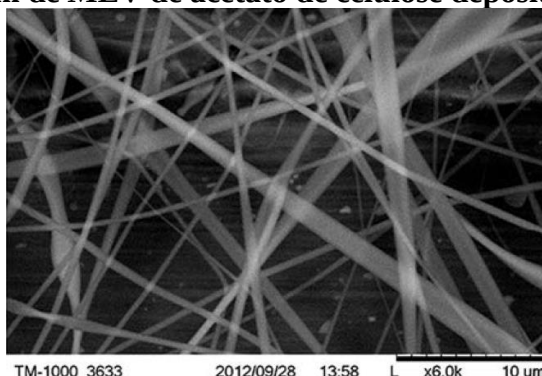
Para preparo do AC em aplicações como a eletrofição, ele deve passar por processo de solubilização e isso depende do grau de substituição dos grupos acetato. Os solventes mais adequados para preparar as soluções de AC para o processo de eletrofição são acetona, diclorometano, dimetilacetamida, dimetilformamida, ácido trifluoroacético, ácido acético ou uma mistura deles (Khoshnevisan, *et al.*, 2018).

Estudos feitos por Khoshnevisan, *et al.*, 2018, mostram que o AC, tem sido aplicado para produzir fibras eletrofiadas. Ele apresenta propriedades relevantes para saúde como biodegradabilidade, biocompatibilidade, insolubilidade em água, propriedades mecânicas, atoxicidade, boa estabilidade hidrolítica, custo relativamente baixo e excelente resistência química (Celuppi *et al.*, 2023; Gao *et al.*, 2023; Khoshnevisan, *et al.*, 2018). O AC ainda apresenta propriedades antimicrobianas inibindo o crescimento de fungos e bactérias patogênicas, reduzindo contaminação dos alimentos e aumentando a vida útil dos alimentos processados (Celuppi *et al.*, 2023). Todas as suas propriedades acarretam em seu destaque em estudos que visam sua aplicação em curativos, membranas antimicrobianas, matriz formadora de filamentos, nanocompósitos biomédicos, membranas de afinidade e separação biomédica (Khoshnevisan, *et al.*, 2018).

Para o AC se encontram uma diversa gama de aplicações, desde fraldas de alta absorção a filtros de membrana (Konwarh et al., 2013), além disso o é promissor para aplicações como embalagens, canudos, espumas, eletrônicos flexíveis e materiais para engenharia de tecidos por se tratar de um material renovável (Jiang & To, 2022). Por meio da técnica de eletrofição, um número significativo de aplicações para entrega de medicamentos pode ser descrito (Chantarodsakun et al., 2014). Propriedades que conferem sua aplicação podem ser descritas como alta flexibilidade, maior controle sobre a cinética de liberação do medicamento, entrega simultânea de diferentes terapias e promoção de efeitos terapêuticos locais. As pesquisas mais atuais revelam interesse em aplicar as fibras eletrofiadas de AC para administração de medicamentos, especialmente administração dérmica e/ou administração transdérmica (Khoshnevisan et al., 2018).

Graças à eletrofiação, um novo olhar sobre o AC foi empregado, dado também suas propriedades, há muitos estudos em que o conjunto AC e eletrofiação se encontram presentes. Um exemplo de imagem de MEV, de fibras de AC eletrofiadas e depositadas de modo aleatório pode ser visualizado na figura 15 a seguir.

Figura 15 - Imagem de MEV de acetato de celulose depositado aleatoriamente



Fonte: Chantarodsakun et al., 2014.

No estudo de Chantarodsakun *et al.* (2014), enfatizou-se a preparação de fibras de AC carregadas com gingerol por meio da técnica de eletrofiação. Os resultados indicaram que o gingerol foi uniformemente disperso na matriz de AC. O ensaio de eliminação de 2,2-difenil-1-picrilhidrazil – DPPH, e o teste de citotoxicidade *in vitro*, mostraram atividade antioxidante das fibras preparadas e ~65% de viabilidade de células de fibroblastos para as fibras carregadas, respectivamente. O estudo concluiu que as fibras preparadas podem ser eficientemente utilizadas para a entrega de gingerol por via transdérmica, com baixa citotoxicidade.

Os estudos de Konwarh, *et al.* (2013), relatam diversas aplicações de AC por meio do uso de eletrofiação. O estudo mostra as diferentes combinações de solventes já estudadas, combinações de polímeros juntos com AC, bem como destaca a influência da morfologia e a distribuição das fibras pela tensão, distância de trabalho (definida como a distância entre a ponta da agulha e o coletor) e taxa de alimentação da solução polimérica. Aponta também que nos últimos anos, o foco tem sido em desenvolver novos protocolos com abordagens avançadas de eletrofiação e sistemas solventes, nanocompósitos e misturas baseadas em AC eletrofiado.

3.7 Propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas de um *scaffold* são relevantes uma vez que eles devem ser capazes de fornecer suporte mecânico às células para seu crescimento e para maturação do tecido,

fatores chave para obtenção de carne cultivada em células estruturadas. Dessa forma, um *scaffold* apropriado para este fim deve apresentar propriedades mecânicas como rigidez e elasticidade, de modo adequado à sua aplicação (Li et al., 2022).

Os módulos de Young dos PU estão próximos da faixa de rigidez de alguns tecidos moles, mas ainda são maiores do que muitos deles. A maioria dos PU apresentam módulo de Young na faixa de 2–100 MPa (Chen et al., 2013). A fabricação de filmes finos ou redes altamente porosas de PU permite um ajuste mais preciso da conformidade em faixas mecânicas específicas (Chen et al., 2013)

Para composição do *scaffold*, um dos requisitos é uma estrutura adequada e porosa, com poros interconectados para permitir crescimento celular de tecido e com distribuição uniforme (Janik e Marzec, 2015).

A superfície da parede dos poros de um *scaffold* é importante por afetar diretamente a resposta celular e a regeneração do tecido. Para alcançar propriedades elastoméricas necessárias a um bom *scaffold*, os PU tem sido utilizados (Sin et al., 2010).

As propriedades mecânicas do PU são influenciadas pelas escolhas no momento da sua formulação, extensores de cadeia e grupos que irão conferir maior flexibilidade ou rigidez ao polímero, como detalhado na seção PU. TPU, é uma classe de PU.

De acordo com Chen *et al.*, 2013 e Mi *et al.*, 2014, o TPU, é uma classe de PU, e tem sido amplamente utilizado em aplicações médicas, dada sua característica de material biocompatível (Zhu et al., 2024), seu uso é notado em produtos como próteses e implantes (Wienen et al., 2023; Zhu et al., 2024).

Os PU apresentam propriedades mecânicas como alta resistência à tração, resistência à abrasão e flexibilidade à baixas temperaturas (Tatai *et al.*, 2007; Wienen et al., 2023), e as propriedades que conferem a ele características mais rígidas, são provenientes de segmentos rígidos contidos no PU, que estão vinculados as propriedades intrínsecas desse material como temperatura de transição vítrea – T_g , e temperatura de fusão – T_m , sendo mais altas, e as propriedades que conferem a ele características de maleabilidade estão associadas ao seu segmento flexível (Mi et al., 2014).

Os PU têm sido empregados para fabricação de *scaffolds* por apresentarem biocompatibilidade e por possuir excelentes propriedades mecânicas e flexibilidade (Janik e Marzec, 2015). Os PU estão entre os polímeros sintéticos mais extensivamente utilizados em aplicações biomédicas (Chen et al., 2013).

O estudo de Janik e Marzec (2015), relata uso de PU em pele artificial, materiais para reparo de cartilagem articular, conexões neurais e outros. Os TPU's comumente usados para estruturação são os com maior maleabilidade, seu emprego pode ser notado em enxertos de vasos sanguíneos, válvulas cardíacas e outros (Mi et al., 2014). O TPU rígido, apresenta potencial para ser aplicado em *scaffolds* de tecido ósseo dada as suas propriedades mecânicas (Mi et al., 2014).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O processamento e caracterizações dos *scaffolds* foram realizadas nos laboratórios do Departamento de Engenharia de Materiais – DEMAT, do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – CEFET-MG. Para atender aos objetivos desta pesquisa foram estudados neste trabalho *scaffolds* de TPU e AC buscando otimizar propriedades mecânica das nanofibras obtidas, para possíveis aplicações na medicina e na produção de carne cultivada.

4.1 Materiais

- Materiais necessários para o preparo das soluções:

Solventes:

N-N-Dimetilformamida – DMF,
Acetona.

Polímeros:

TPU
AC.

Para este estudo, o TPU utilizado foi fornecido pela empresa DELTHANE, poliuretano termoplástico TPU E85 A, sendo proveniente da reação de um poliálcool poliéter com MDI – ou seja, é formado à base de poliéster aromático sendo atóxico. Algumas das características canônicas deste TPU podem ser observadas na figura 16 abaixo.

Figura 16 Propriedades do TPU utilizado

Características do Poliuretano Delthane E85 A				
Dureza		Densidade (kg/m³)	Tensão Ruptura (MPa)	Alongamento na ruptura (%)
Shore A	85 ± 3	1120	392,28	580
Shore D	34 ± 2			

Fonte: Datasheet Delthane 2013.

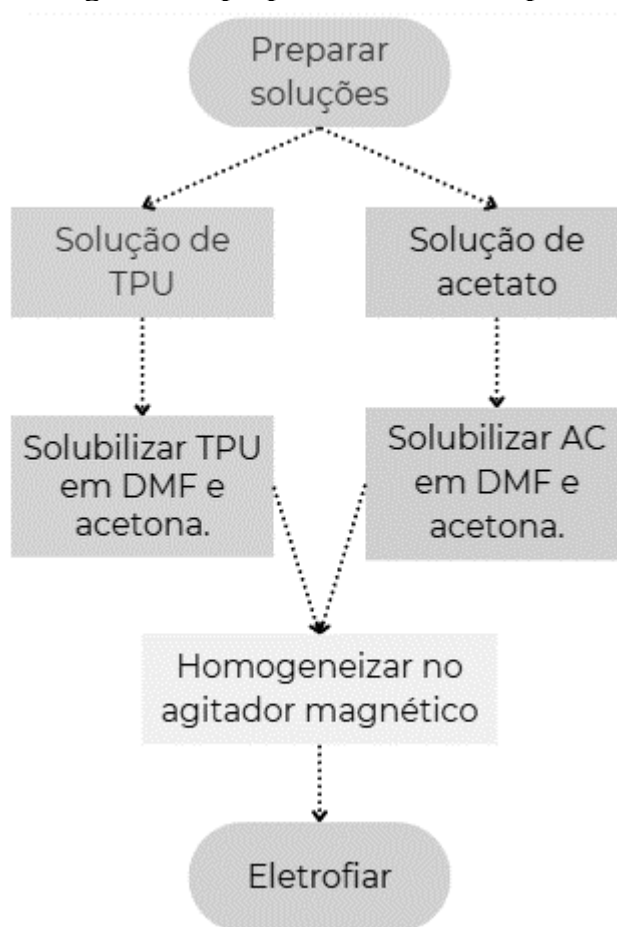
O acetato de celulose utilizado foi comprado da empresa Sigma – Aldrich. O DMF foi comprado da empresa Cinética reagentes e soluções. A acetona utilizada foi comprada da empresa Synth.

4.2 Métodos

Inicialmente, foram preparadas as soluções para serem eletrofiadas, tanto de TPU quanto de AC. As soluções foram preparadas no laboratório de biomateriais do CEFET-MG. As melhores condições para eletrofiar foram analisadas conforme cada formulação proposta, ao longo dos dias, estabelecendo melhores parâmetros para realizar a eletrofiação para cada material e dessa forma, padronizar o processo de eletrofiação.

As etapas iniciais de produção estão descritas no fluxograma da figura 17 a seguir.

Figura 17 Fluxograma de preparo das amostras para eletrofiação



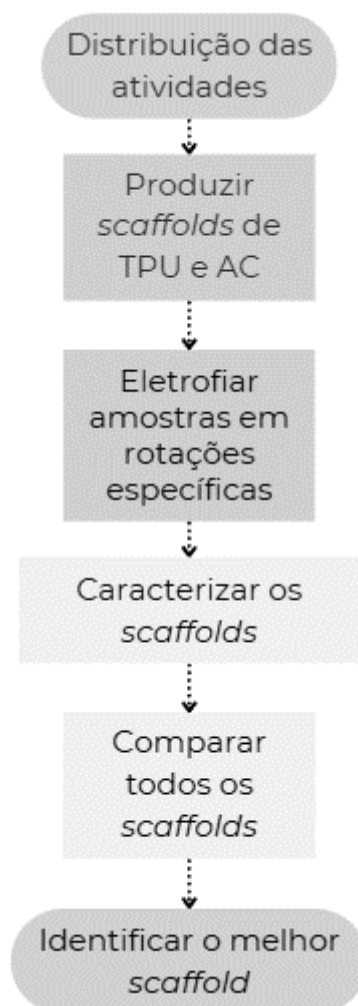
Fonte: Autoria própria.

Na sequência, as mantas eletrofiadas foram encaminhadas para as caracterizações.

4.2.1 Fluxograma de atividades

As atividades foram sequenciadas conforme fluxograma da figura 18 abaixo:

Figura 18 - Fluxograma de atividades



Fonte: Autoria própria.

A quantidade de *scaffolds* produzidas foi dependente do ensaio realizado. Para MEV, FTIR e DSC, 1 amostra de cada rotação e para ensaio de DMA, foram feitas 5 amostras de cada rotação. Tratamentos estatísticos como histogramas foram feitos para ensaio de MEV, e médias foram aplicadas com desvio padrão para análise de DMA.

4.2.2 Preparo das soluções

Há uma diversidade de possibilidades de combinações de solventes para produção de soluções poliméricas para eletrofiação. Em Detta et al., 2010, PU foi solubilizado com Tetrahidrofurano (THF) e DMF, usando 10% de PU. Em Zhuo, et al, (2008), PU foi solubilizado apenas com DMF. R. Chen et al. (2009), fez solução polimérica de TPU e colágeno a 6% (p/p) de TPU dissolvido em 1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol (HFP). Já nos estudos de Sheikholeslam et al., 2020, foram produzidos *scaffolds* eletrofiados de gelatina tipo A de pele de porco, com PU na

proporção de 80/20 em massa, em solvente 1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol (HFIP), dissolvida overnight. No estudo de R. Chen et al. (2009), nanofibras de TPU e colágeno foram produzidas por eletrospiação utilizando uma solução polimérica a 6% (p/p) de TPU dissolvido em 1,1,1,3,3,3-hexafluoro-2-propanol (HFIP).

Nos estudos de Rodríguez et al., 2012, foram investigados melhores formas de solubilizar e eletrofiar AC. Sendo o AC formado por ligações fortes de hidrogênio intra e intermoleculares apresenta elevado módulo de tração sendo insolúvel em muitos solventes orgânicos e inorgânicos, exigindo solventes altamente polares para sua dissolução (Rodríguez et al., 2012). Por isso, em seu estudo, Rodríguez et al., 2012, entenderam que apenas acetona como solvente, causaria muitos problemas no momento da eletrospiação, entupimento da agulha principalmente pela sua rápida evaporação, então usaram acetona/isopropanol (2:1 p/p), e acetona/dimetilacetamida (DMAc) (2:1 p/p), concentrações de AC desde 10 a 19% (p/p). Em Samadian et al., 2018, foram preparadas soluções de acetato de celulose + gelatina + nano-hidroxiapatita (CA + gel + nHA), o solvente utilizado foi HPF. A solução CA + gel teve proporção de 25%/75%.

Com relação a concentração da solução, Zhuo, *et al*, (2008), na sua produção de PU, variou esse parâmetro entre 3 e 12% em peso. Abaixo de 3% e acima 12% não houve possibilidade de deposição de fibras devido a viscosidade da solução formada e nota-se, nas imagens de MEV que as fibras não ficaram bem formadas e uniformes. Para as outras concentrações, 5, 7 e 10% de peso, no MEV notou-se loops, e espessuras variadas e pouco uniformes. Por isso, nesse trabalho, utilizou-se de concentração a 9%.

Com base nesses estudos, uma metodologia para preparo das soluções poliméricas foi desenvolvida conforme descrito a seguir.

- Solução de TPU

A solução de TPU foi preparada utilizando DMF, acetona e TPU, baseando nas propostas dos estudos trazidos pelos artigos, as proporções dos materiais usados estão expressas na tabela 1.

Tabela 1- Descrição dos materiais e quantidades para preparo da solução de TPU

Material	Quantidade	Unidade
DMF	25%	v/v
Acetona	75%	v/v
TPU	9%	m/v

Fonte: Autoria própria.

A solução foi homogeneizada com auxílio de um agitador magnético. Todos os materiais foram inseridos num béquer e cobertos por parafilm para que os solventes não evaporem. A agitação foi mantida sobre temperatura de 30°C por 1h e 45 minutos, de modo que a solução permaneça homogênea.

- Solução de AC

A solução de acetato de celulose foi preparada utilizando DMF, acetona e acetato de celulose, baseando na literatura e adaptados para os parâmetros que melhor se adequaram no experimento laboratorial. Os materiais foram utilizados conforme a tabela 2, a seguir.

Tabela 2- Descrição dos materiais e quantidades utilizadas para preparo da solução de acetato de celulose

Material	Quantidade	Unidade
DMF	25%	v/v
Acetona	75%	v/v
Acetato de celulose	12%	m/v

Fonte: Autoria própria.

Os solventes e o acetato de celulose foram misturados com auxílio de um agitador magnético em um béquer coberto por parafilm para evitar evaporação de solventes. A mistura foi mantida sobre agitação por 20 minutos tempo em que a solução apresentou-se homogênea. Nesse preparo não requer aquecimento apenas mistura.

4.2.3 Eletrofiação

Para eletrofiar as soluções, as mesmas foram inseridas nas seringas montadas com a agulha e acopladas no suporte. A seringa utilizada é de 10mL, e a agulha é de 0,30mm x 0,70mm.

As seringas foram identificadas com uma descrição sobre uma fita crepe que foi colada diretamente na seringa. Colocou-se a seringa no suporte e então acoplou-se a garra do segmento

positivo do gerador de tensão para criar uma diferença de potencial (ddp), sendo o ponto de aterramento estabelecido pelo equipamento. O valor da ddp foi ajustado de acordo com o tipo de fibras desejada.

Para deposição dos fios foi utilizado-se um coletor circular, onde se acoplou uma folha de papel alumínio fixada com fita crepe, conforme desenho esquemático na figura 2. Estabeleceu-se uma rotação do coletor de acordo com o tipo de fibras que se deseja obter, alinhadas ou aleatórias. Essa configuração pode ser realizada no equipamento. Nesse estudo, as rotações estabelecidas foram: 200, 400, 600, 800, 1000, 1200 rpm. O coletor, foi dividido em 3 partes iguais, para que a seringa fosse posicionada e a deposição fosse melhor distribuída, com intervalos de 20 minutos entre posições, necessitando assim de 1h para cada folha.

Para favorecer a deposição das fibras, é necessário determinar a distância de trabalho entre a seringa e o coletor. Para controlar essa distância, utiliza-se de uma régua simples antes de iniciar o experimento, com a seringa e a folha de alumínio já acopladas. Essa distância é estabelecida da ponta da agulha até o coletor e para cada material trabalhado essa distância é diferente.

Os parâmetros de vazão e diâmetro da seringa devem ser informados na bomba de acionamento que está conectada ao suporte da seringa. Esses parâmetros se baseiam de acordo com os materiais que forem utilizados, por exemplo, o diâmetro de acordo com a seringa e a vazão conforme a solução – mais ou menos viscosa, e esse parâmetro pode ainda, depender da temperatura e umidade que são fatores que interferem diretamente na viscosidade da solução.

Para controle do processo, a temperatura e a umidade devem ser registradas e as mesmas são coletadas de acordo com o termo-higrômetro digital acoplado no equipamento.

Nos estudos do Detta et al., 2010, PU foi eletrofiado com vazão de 2 ml/h, distância de trabalho de 29 cm e 29kV. Nos estudos realizados por Zhuo, *et al*, (2008), nanofibras de PU foram investigadas com uma diversidade de análises com parâmetros variados de eletrofiação. O primeiro parâmetro foi a tensão, onde ele percebeu que para tensões inferiores a 12kV e superiores a 25kV, não era possível obter fibras de PU eletrofiadas. No presente estudo, testes de tensões foram realizados para ambas amostras, e no caso de TPU, os parâmetros de tensão foram variados de 12 a 15kV, e notou-se uma deposição de fibras melhor para tensão de 13,8kV. Nos estudos de Sheikholeslam et al., 2020, gelatina com PU foram eletrofiados usando distância

de trabalho 17 cm, tensão 17 kV, com coletor não giratório, vazão de 2 mL/h. Em Zhuo, *et al*, (2008), a distância de trabalho foi de 15cm para todas as condições, no estudo de R. Chen et al. (2009), TPU e colágeno foram eletrofiados com distância de trabalho de 13 a 15 cm, vazão de 1,6 a 2,0 mL/h, e tensão elétrica de 16 a 20 kV. As condições ambientais durante a eletrofiação foram controladas a 20 °C e 65% de umidade relativa. Nos estudos de Sheikholeslam et al., 2020, gelatina com PU foram eletrofiados usando distância de trabalho 17 cm, tensão 17 kV, com coletor não giratório, vazão de 2 mL/h.

Apesar de nos estudos de Zhuo, *et al*, (2008), mostrarem que concentrações acima de 12% não houve possibilidade de eletrofiar, nesse estudo traduzido por Sheikholeslam et al., 2020, houve mistura de PU com gelatina, o que certamente alterou a viscosidade da solução, além disso, nesse estudo, os parâmetros para eletrofiação são distintos, e ainda sim, esses resultados condizem com os levantamentos realizados por Zhuo, *et al*, (2008), que quanto maior a concentração, maior seria o diâmetro das fibras.

Rodríguez et al., 2012, estudaram a melhor forma de eletrofiar CA, considerando resultados de diversos estudos com diferentes solventes e concentrações de AC, bem como a formação de fibras. Nos seus experimentos, eles mantiveram a tensão a 25kV, distância de trabalho de 25cm e temperatura aproximada no experimento foi de 20°C e umidade entre 50 e 60%. Usaram composição de 2 solventes distintos com diferentes concentrações de acetato de celulose e vazões. usaram vazões desde 0,025 a 3,0 mL/h. Moreira et al., 2024, eletrofiaram AC com acetona e DMF na proporção de 3:1, com 12% de AC, usando 16kV, distância de trabalho de 14cm, rotação aleatória. Na pesquisa de Samadian et al., 2018, foram preparadas soluções de acetato de celulose + gelatina + nano-hidroxiapatita (CA + gel + nHA). A solução CA + gel teve proporção de 25%/75%, e a nHA foi variada nas suas concentrações. O solvente utilizado foi HPF, e os parâmetros de eletrofiação foram os seguintes, vazão 0,8mL/h, tensão de 18kV, distância de trabalho de 13 cm.

Os parâmetros que foram utilizados para eletrofiar cada tipo de polímero, estão descritos conforme foram utilizados no laboratório, e podem ser observados na figura 19 a seguir.

Figura 19 - Parâmetros para eletrofiação

<i>Scaffold</i>	Tensão (kV)	Distância de trabalho (cm)	Vazão (mL/h)
TPU	13,80	14,00	1,02
AC	12,00	10,00	0,26

Fonte: Autoria própria.

Espera-se que para rotações mais altas obtenha formação de fibras mais alinhadas, enquanto rotações mais baixas resultarão em fibras sem orientação preferencial.

Todos os parâmetros podem sofrer alguma variação a depender da temperatura e umidade do dia, que podem interferir levemente na formação dos fios provocando defeitos, inclusões, formação de gotas que interferem no resultado. Idealmente, seguem-se os parâmetros conforme descritos, porém, apresentando defeitos persistentes, busca-se fazer ajustes dos parâmetros visando obter mantas nanométricas sem defeitos.

Todas as mantas prontas são identificadas de acordo com a data, horário, rotação, amostra, temperatura, umidade e operador. Essa identificação é feita manualmente na própria folha de alumínio ou com auxílio de uma etiqueta.

As fibras depositadas precisam apresentar facilidade em sair do substrato de alumínio, idealmente, sem deixar resíduos. Um exemplo de uma folha bem formada pode ser visto na figura 20 a seguir.

Figura 20 - Exemplo de uma manta bem formada

Fonte: Próprio autor.

Nessa imagem, observa-se que não há resíduos do polímero no substrato de alumínio.

4.3 Caracterização das mantas

As mantas foram submetidas às seguintes caracterizações: Caracterização morfológica: Microscopia Eletrônica de Varredura – MEV, Caracterização térmica: Calorimetria de varredura diferencial – DSC, Caracterização mecânica: Análise Dinâmica Mecânica – DMA e Caracterização estrutural: Espectroscopia no infravermelho com transformada de Fourier – FTIR e teste de adesão celular.

4.3.1 MEV

As mantas foram caracterizadas no MEV da marca Shimadzu, modelo SSX-550 do CEFET-MG, para serem analisadas quanto à formação das fibras. Para realizar o ensaio as amostras foram metalizadas com ouro em um Quick Coater SC-701 da Sanyu Electron, para permitir condutividade nas amostras de modo que as mesmas possam ser avaliadas pela técnica. O ensaio foi realizado em todas as amostras, incluindo as alinhadas e as randômicas de cada preparo.

Todas as amostras foram nomeadas de modo que sua rastreabilidade seja possível. Para todas as amostras avaliadas foram coletados dados como: data, horário de início e término da eletrofição, temperatura, umidade, número da amostra e rotação. As amostras estão com abreviação na nomenclatura sendo AC para acetato e PU para poliuretano. Todas as amostras foram submetidas a mesma técnica de coleta, conforme descrito anteriormente. Uma média pode ser calculada para temperatura e umidade, sendo 24°C e 55%, respectivamente.

Para o preparo da amostra as mesmas foram cuidadosamente removidas da folha de alumínio com o auxílio de uma pinça, cortadas com uma tesoura e inseridas no porta amostras.

Visa-se com essa caracterização determinar a uniformidade dos fios depositados na folha de alumínio, notar a disposição das fibras conforme as variadas rotações e observar se há presença de defeitos nas amostras. A partir desse ensaio, uma análise estatística sobre os fios formados foi realizada para avaliação dos diâmetros das fibras formadas. Para isso, usou-se o *software Image J*. A partir desse *software*, utilizou-se da mesma amostra diferentes ampliações obtidas no MEV, e calculou-se o diâmetro das fibras com a contagem de 100 fibras. A partir da coleta

foi possível obter o histograma que mostrou o comportamento das fibras com relação a sua distribuição de diâmetros e frequência bem como a média dos diâmetros encontrada.

4.3.2 DSC

O DSC é uma técnica de análise térmica que observa como a capacidade calorífica – C_p , de um material é alterada pela temperatura. Por meio do DSC, pode-se caracterizar as propriedades físicas de um polímero, permitindo determinar as temperaturas de fusão – T_m , cristalização – T_c e a transição vítrea – T_g .

A técnica foi aplicada nas amostras visando análise das transições em cada material.

As amostras foram pesadas e levadas ao DSC. Para análise a amostra precisa ter no mínimo 5mg e no máximo 10mg. Todas as amostras foram devidamente pesadas e identificadas para análise. As análises das amostras de AC, foram realizadas no DSC do laboratório de caracterização do CEFET-MG, da Shimadzu, modelo DSC-60. O ensaio foi realizado para todas as condições das amostras, sendo a temperatura inicial 30°C até 280°C a uma taxa de 10°C por minuto. Uma vez que para detecção de transições nas amostras de TPU seria necessário aplicar temperaturas abaixo de zero, as suas amostras passaram por processo de secagem em estufa a 60°C por um período de 3 dias visando a evaporação de solventes residuais para assegurar que não causariam danos ao equipamento e a umidade não interferisse nos resultados. Então foram pesadas, identificadas e encaminhadas para análise no DSC disponível no laboratório da UFMG, da TA Instruments modelo DSC Q20, sobre temperatura de -80°C até 240°C, a uma taxa 20°C/min.

4.3.3 DMA

A caracterização no DMA foi realizada para obter maiores informações sobre as propriedades mecânicas dos *scaffolds* produzidos. A partir do DMA, pode-se obter informações dinâmico-mecânica das amostras. O ensaio foi realizado de modo a encontrar o módulo de elasticidade dos *scaffolds*. Foi realizado no laboratório de caracterização do CEFET-MG, com o equipamento da TA Instruments, modelo DMA850. Realizou-se ensaio de tração e para determinar o valor do módulo de elasticidade foi realizada uma média entre 5 amostras da mesma rotação.

A técnica de ensaio de DMA utilizada foi a de filmes finos e para isso, as amostras precisaram de um preparo. Inicialmente, cada manta foi cuidadosamente removida da folha de alumínio com auxílio de uma pinça, cortadas com tesoura e empilhada sobre uma folha de alumínio formando 10 camadas para posteriormente serem colocadas em uma placa de ferro, e encaminhadas à prensa hidráulica, para obter um filme fino para o ensaio. Cada amostra foi devidamente identificada. A prensagem foi feita com carga de 5 toneladas por um período de 3 minutos. Após esse período as amostras foram cortadas de acordo com o padrão para o ensaio de filmes e encaminhadas para a caracterização. O ensaio foi realizado com todas as amostras incluindo as alinhadas e as randômicas de cada preparo.

Para análise das amostras de TPU, a verificação foi realizada com regressão linear. Inicialmente, o módulo foi avaliado sobre a deformação total alcançada pela amostra no ensaio e posteriormente à 50% de deformação, definido com base no comportamento das curvas obtidas pelo ensaio. Para ambas análises, o resultado encontrado para o módulo de elasticidade foi o mesmo.

O ensaio de DMA para as amostras de acetato, foi realizado com 5 amostras da mesma rotação, sendo a média o valor estipulado para o módulo de elasticidade. Para análise do módulo, utilizou-se o módulo secante, que é indicado para curvas não lineares e para isso, a deformação foi estabelecida em 1%, com base no comportamento das curvas, e o valor da tensão máxima foi levantado.

4.3.4 FTIR

A análise FTIR de biomateriais poliméricos determina os grupos funcionais presentes nas amostras analisadas e é a espectroscopia mais amplamente usada para caracterização desses materiais. As frequências de absorbância são específicas para cada grupo químico permitindo identificação de composição da amostra (TANZI e FARÈ, 2024).

O ensaio foi realizado no laboratório de caracterização do CEFET-MG. Os espectros de absorção na região do infravermelho foram obtidos na região de 4000 a 400 cm^{-1} em um Espectrômetro IR Prestige 21 da Shimadzu com ATR, localizado no CEFET-MG Campus VI. As amostras não sofreram preparo especial, apenas foram cortadas, identificadas e

encaminhadas para análise. Foram ensaiadas amostras dos dois materiais em suas diferentes condições, bem como, para TPU puro (na forma de pellet), para fins de comparação estrutural antes e após passagem pelo processo de eletrofiação. Além disso, com esse ensaio visou-se identificar possíveis resquícios de solventes nas amostras após o processo de eletrofiação.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

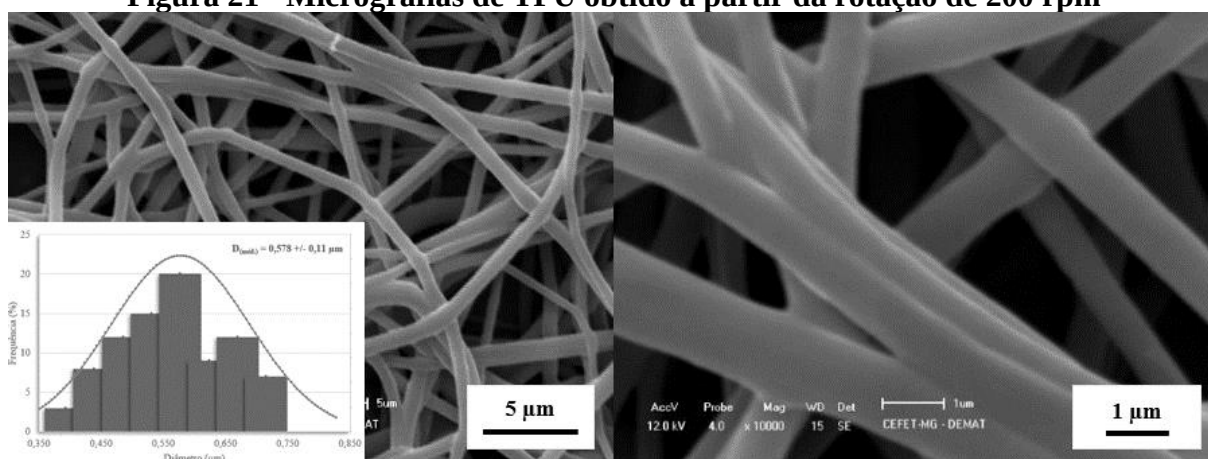
A seguir serão apresentados os resultados das amostras processadas e suas caracterizações, sendo a seguir realizadas comparações destas caracterizações com a literatura e discussão com destes resultados.

5.1 MEV

Para cada conjunto de amostra obtido, micrografias foram selecionadas para melhor representar as características morfológicas: uma de 3000 x e outra de 10000 x. As figuras foram inseridas da menor rotação a maior, a começar pelas amostras de TPU.

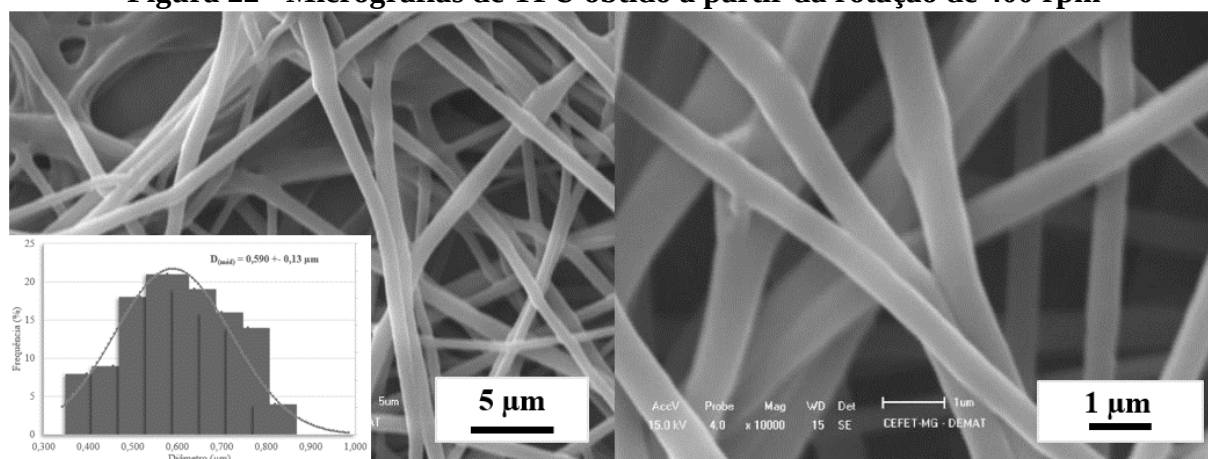
Aspectos das fibras e detalhes da faixa de distribuição de diâmetros dessas fibras podem ser observados nas micrografias das figuras 21 – 26.

Figura 21 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 200 rpm



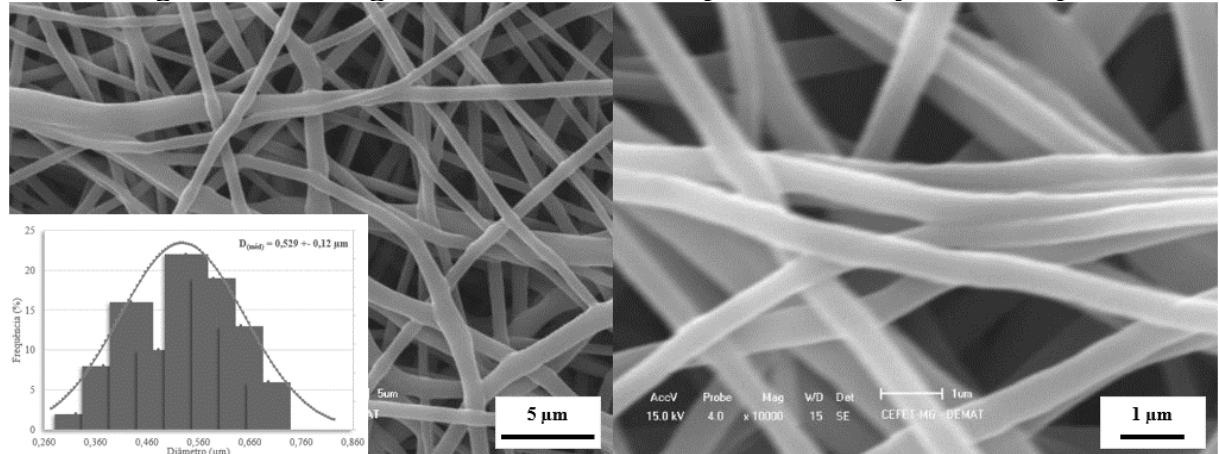
Fonte: Autoria própria.

Figura 22 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 400 rpm



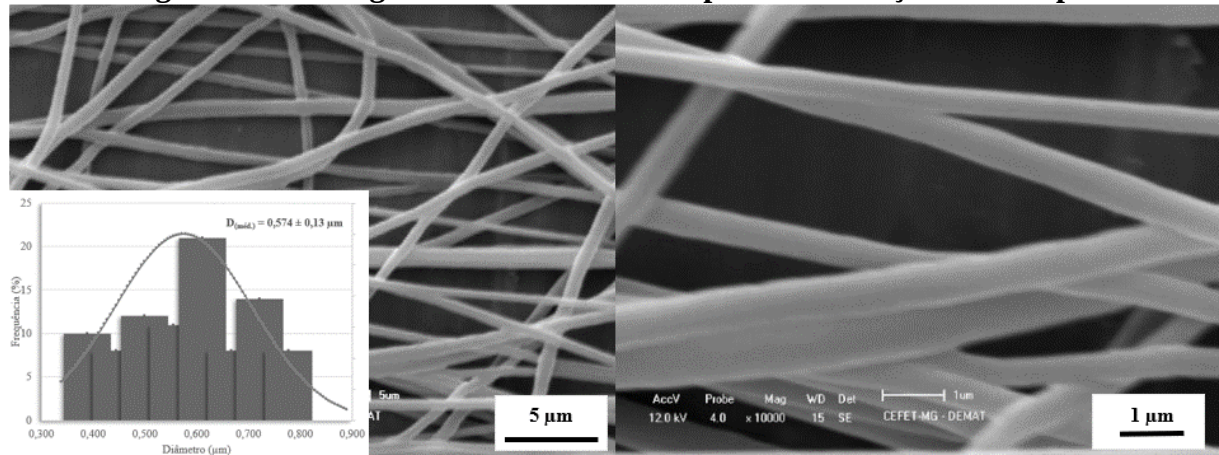
Fonte: Autoria própria.

Figura 23 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 600 rpm



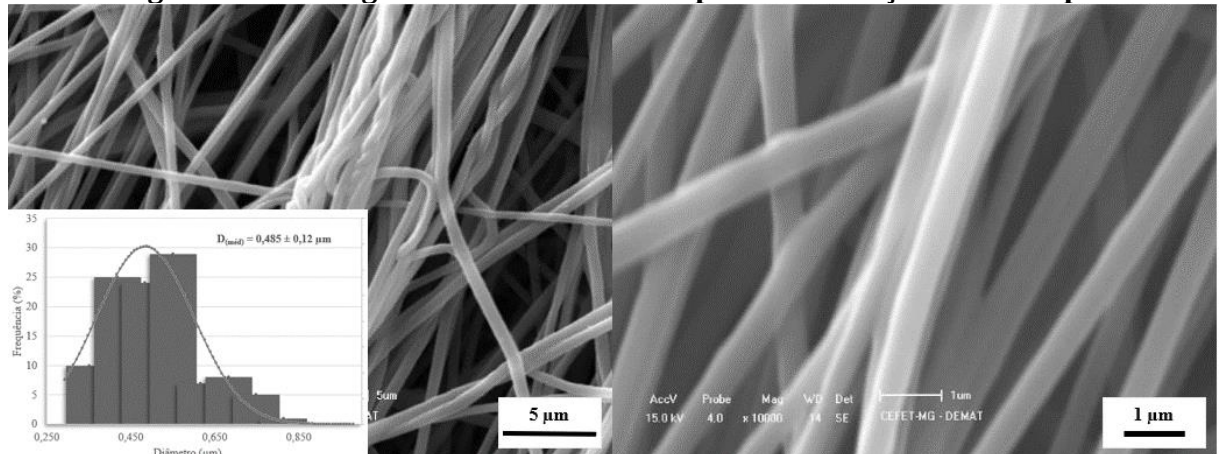
Fonte: Autoria própria.

Figura 24 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 800 rpm



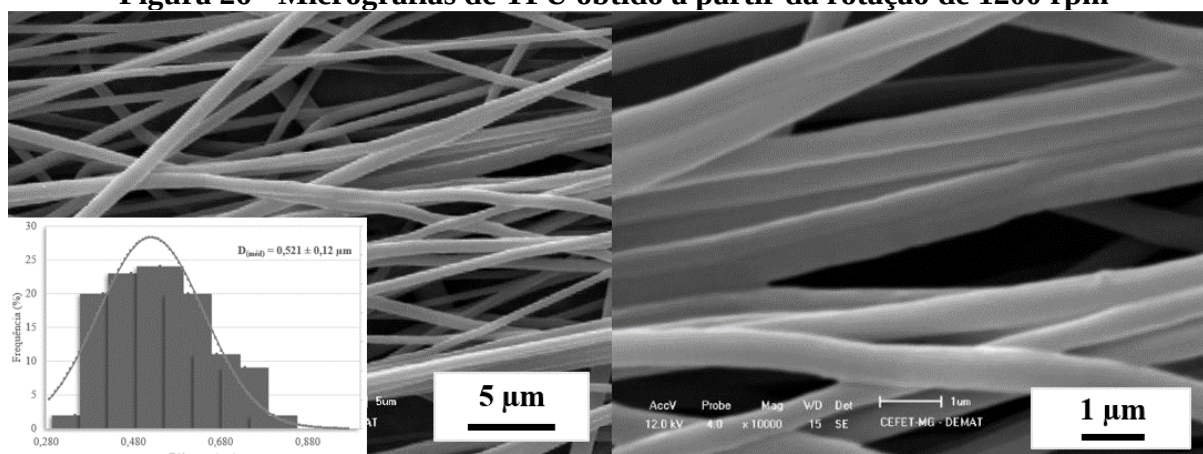
Fonte: Autoria própria.

Figura 25 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 1000 rpm



Fonte: Autoria própria.

Figura 26 - Micrografias de TPU obtido a partir da rotação de 1200 rpm



Fonte: Autoria própria.

Pelas micrografias pode-se notar que há fibras em diferentes camadas, sobrepostas de modo aleatório, fibras de aparência lisa e não rugosa. Observa-se nesses fragmentos de amostras, que as fibras tem espessura similar, bem uniformes. Espera-se que para maiores rotações as fibras apresentem maior alinhamento, para rotação de 800 rpm, as fibras mostram tendência ao alinhamento, que é mais evidente na rotação de 1000 e 1200 rpm.

Para as amostras de poliuretano de 200 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,578 \pm 0,110 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados encontram-se na faixa de $0,350\mu\text{m}$ a $0,750\mu\text{m}$. Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre $0,468$ e $0,688 \mu\text{m}$.

Para as amostras de poliuretano de 400 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,590 \pm 0,130 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados estão na faixa de $0,350\mu\text{m}$ a $0,820\mu\text{m}$. Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre $0,460$ e $0,720 \mu\text{m}$.

Para as amostras de poliuretano de 600 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,529 \pm 0,120 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados estão na faixa de $0,280\mu\text{m}$ a $0,730\mu\text{m}$. Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre $0,409$ e $0,649 \mu\text{m}$.

Para as amostras de poliuretano de 800 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,574 \pm 0,130 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados estão na faixa de $0,350\mu\text{m}$ a $0,820\mu\text{m}$. Nota-se que a

distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre 0,444 e 0,704 μm .

Para as amostras de poliuretano de 1000 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,485 \pm 0,120 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados estão na faixa de 0,300 μm a 0,850 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre 0,365 e 0,605 μm .

Para as amostras de poliuretano de 1200 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,521 \pm 0,120 \mu\text{m}$. Os diâmetros coletados estão na faixa de 0,350 μm a 0,810 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre 0,401 e 0,641 μm .

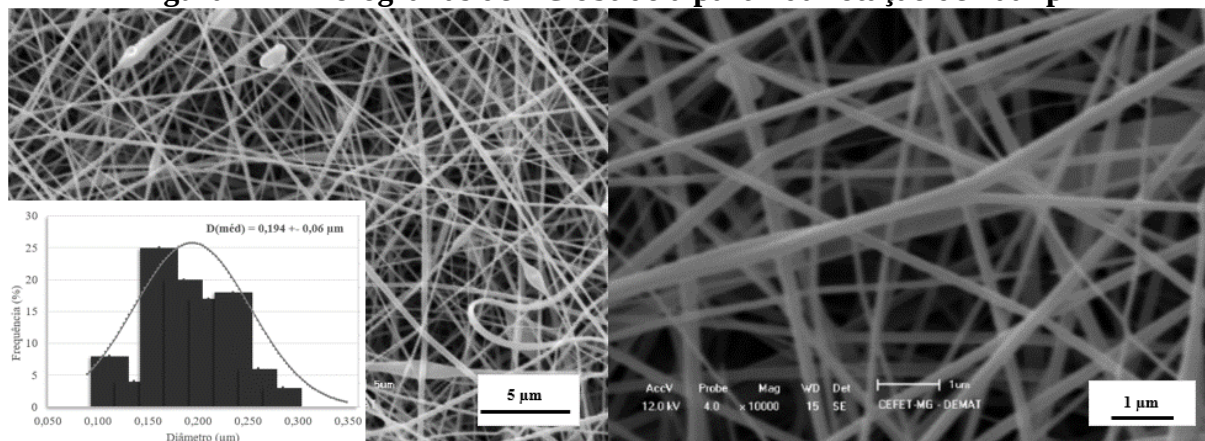
Observando os resultados obtidos, pode-se notar que o desvio padrão geral ficou aproximadamente 0,120 μm e temos nas amostras diâmetros que vão de 0,485 até 0,590 μm .

De modo geral as faixas das amostras observadas nas micrografias, apresentaram aparência e comportamento similares. Nas regiões das amostras analisadas pelo MEV, nota-se que em todas as amostras com exceção da amostra de 1000 rpm, as fibras não apresentaram defeitos ou aglomerados. Conforme mencionado anteriormente, é esperado comportamento mais alinhado para fibras de 800 rpm, conforme pôde ser notado dessa rotação para as mais elevadas.

Detta et al., 2010 PU e os diâmetros encontrados foram de $3,2 \pm 0,55 \mu\text{m}$. No estudo de R. Chen et al. (2009), TPU e colágeno As nanofibras puras de TPU apresentaram morfologia uniforme e diâmetro médio de aproximadamente 0,3 μm , valor que está condizente com a faixa obtida nesse estudo. Sheikholeslam et al., 2020, gelatina com PU foram eletrofiados e os parâmetros desse processo foram distintos e superiores aos desse estudo, notando com isso, que as fibras depositadas observadas no MEV foram de fita plana, não cilíndricas como desse estudo. Esse resultado, condiz com o formato encontrado no estudo de Rodríguez et al., 2012, que avaliou AC, em uma concentração maior, e encontrou na consequência o formato de fita. A média de diâmetros encontrada por Sheikholeslam et al., 2020 foi de aproximadamente 2 μm , valor também superior ao encontrado nesse estudo, porém condizente com os estudos de Rodríguez et al., 2012. Esse fato mostra, mais uma vez que os parâmetros estabelecidos influenciam os resultados obtidos no processo.

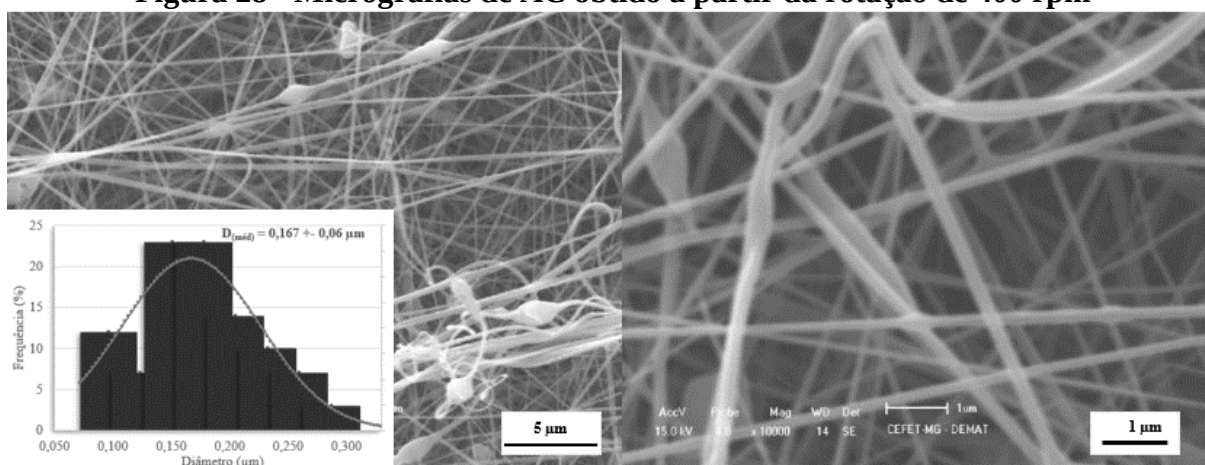
As micrografias das amostras de acetato podem ser observadas nas figuras 27 – 32.

Figura 27 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 200 rpm



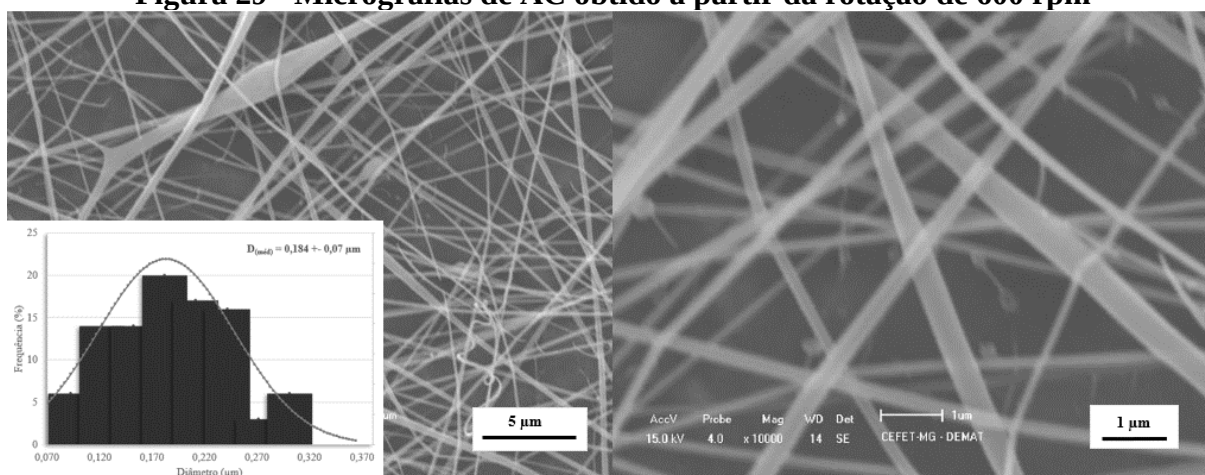
Fonte: Autoria própria.

Figura 28 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 400 rpm



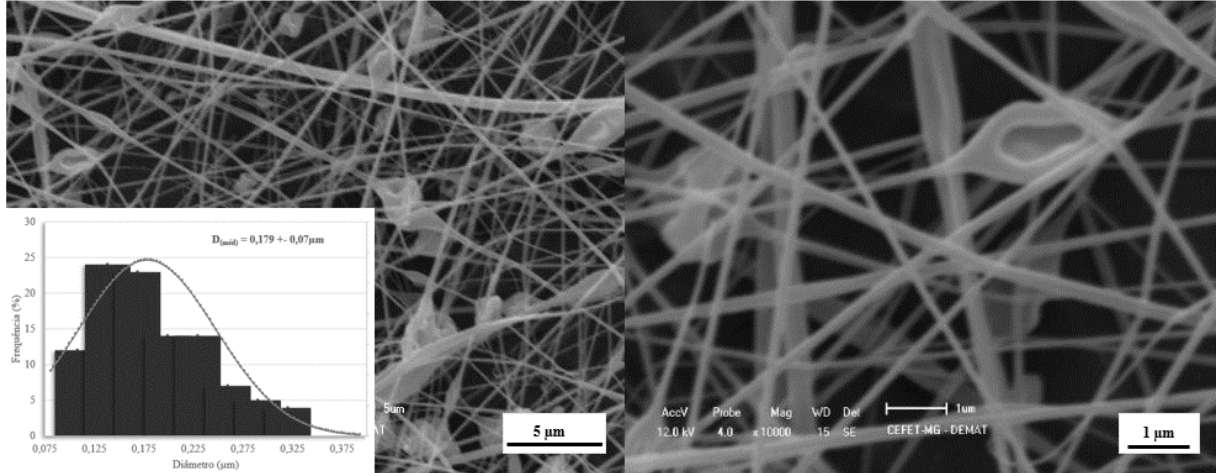
Fonte: Autoria própria.

Figura 29 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 600 rpm



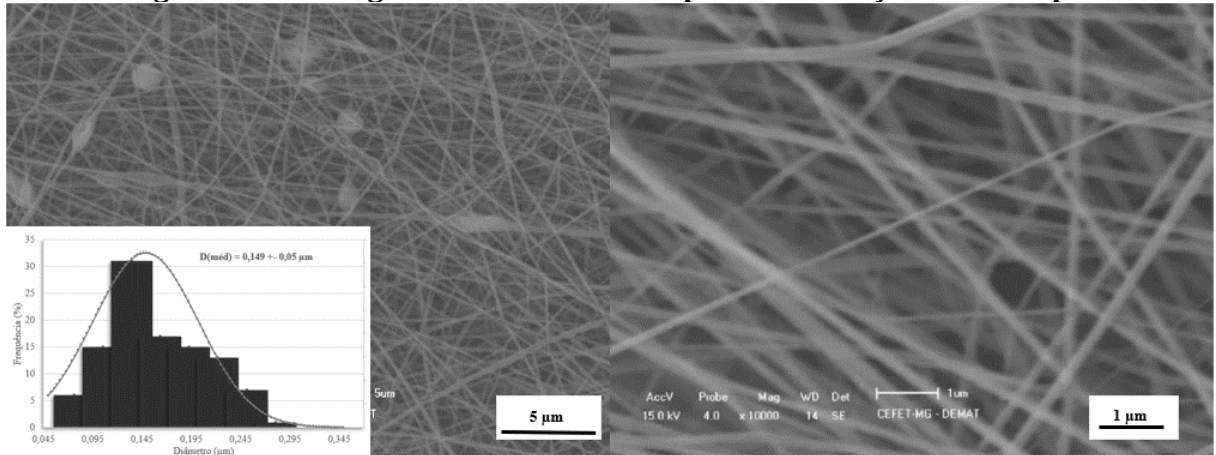
Fonte: Autoria própria.

Figura 30- Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 800 rpm



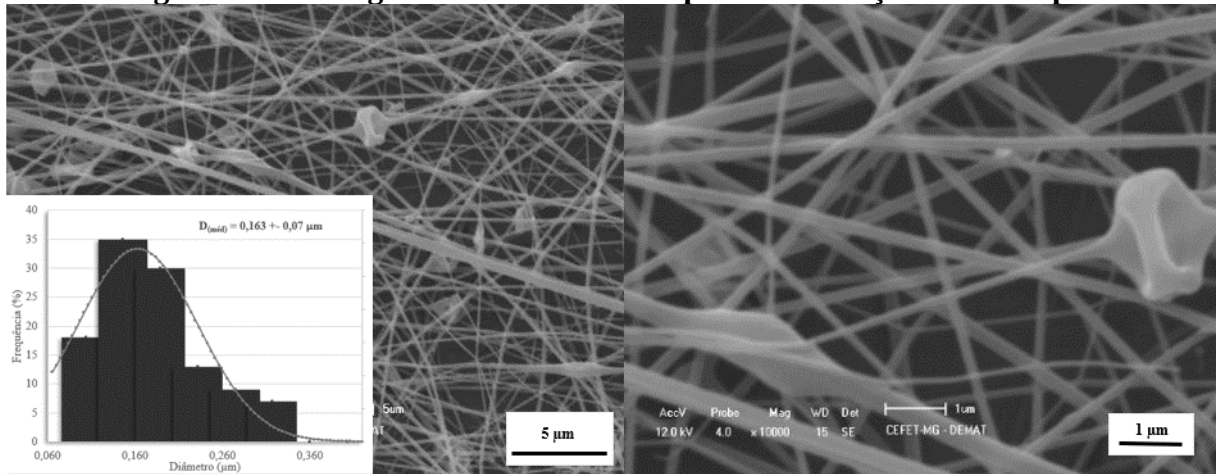
Fonte: Autoria própria.

Figura 31 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 1000 rpm



Fonte: Autoria própria.

Figura 32 - Micrografias de AC obtido a partir da rotação de 1200 rpm



Fonte: Autoria própria.

Pelas micrografias nota-se que há fibras em diferentes camadas, sobrepostas de modo aleatório, fibras de aparência lisa e não rugosa. O material formado é composto de modo majoritário por fibras. Para as amostras de 200, 400, 800 e 1200 rpm, nota-se, a presença de esferas ou outros padrões de formatos diferentes de fibras, indicando ponto de falha durante o processo de eletrofiação. Essas esferas são polímeros aglomerados, que foram depositados e não estirados. Isso é comum em processos de eletrofiação dado que o processo conta com muitas variáveis, e as possíveis causas dessas avarias foram descritas anteriormente na seção 3.4 Eletrofiação. Para as amostras de 1000 e 1200 rpm, nota-se maior tendência ao alinhamento.

Para as amostras de acetato de 200 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,194 \pm 0,060$ μm . Os diâmetros coletados estão na faixa de 0,100 a 0,300 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, com 68% das amostras com diâmetros entre 0,134 e 254 μm .

Para as amostras de acetato de 400 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,167 \pm 0,060$ μm . Os diâmetros coletados encontram-se na faixa de 0,060 μm a 0,320 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das fibras estão entre 0,107 e 0,227 μm .

Para as amostras de acetato de 600 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,184 \pm 0,070$ μm . Diâmetros foram coletados na faixa de 0,070 μm a 0,320 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das fibras estão entre 0,114 e 0,254 μm . O desvio padrão dessa amostra foi maior que o encontrado nas amostras anteriores.

Para as amostras de acetato de 800 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,179 \pm 0,070$ μm . Os diâmetros foram coletados na faixa de 0,080 μm a 0,325 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão entre 0,109 e 0,249 μm .

Para as amostras de acetato de 1000 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,149 \pm 0,050$ μm . Os diâmetros coletados estão na faixa de 0,050 μm a 0,300 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das fibras estão com diâmetros entre 0,099 e 0,199 μm .

Para as amostras de acetato de 1200 rpm, obteve-se uma média de diâmetros de $0,163 \pm 0,070$ μm . Os diâmetros coletados estão na faixa de 0,070 μm a 0,350 μm . Nota-se que a distribuição é aproximadamente normal, e 68% das amostras estão com diâmetros entre 0,093 e 0,233 μm .

Observando os resultados obtidos para as amostras de acetato, pode-se notar que o desvio padrão geral ficou aproximadamente 0,06 μm e temos nas amostras diâmetros que vão de 0,149 até 0,194 μm .

De modo geral as faixas das amostras observadas nas micrografias, apresentaram aparência e comportamento similares, conforme mencionado anteriormente, esperava-se comportamento mais alinhado para fibras de 800 rpm, mas o mesmo só pôde ser observado nas fibras de 1000 rpm a mais.

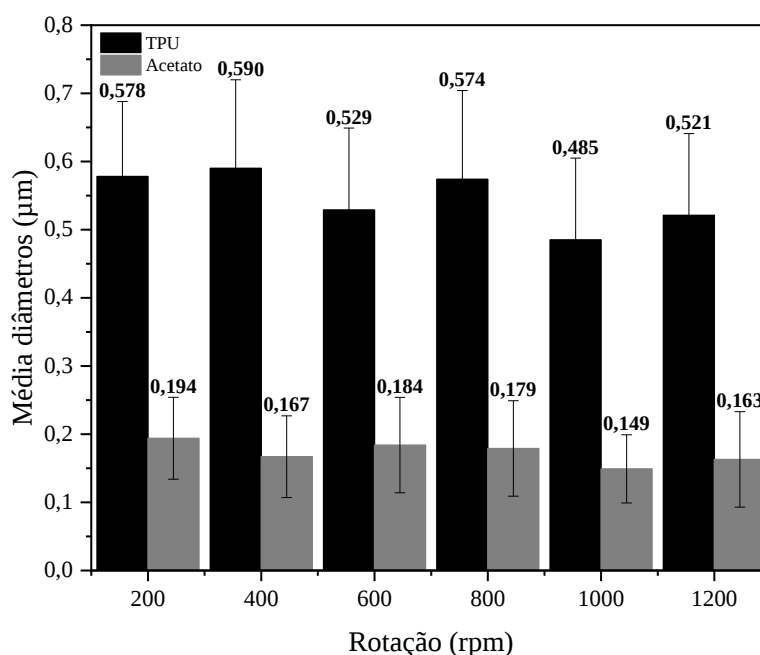
Na pesquisa de Samadian et al., 2018, AC + gel + nHA, a morfologia das fibras obtidas foram próximas a morfologia obtida para as fibras de TPU aleatórias desse estudo, onde elas ficaram lisas, sem rugas, entrelaçadas em camadas cilíndricas. Revelando que a incorporação de outros agentes e distintos parâmetros de eletrofiação influenciam no resultado da disposição das fibras.

Os estudos dos diversos autores para CA trazidos aqui, não proporcionaram um meio mais próximo de permitir um comparativo mais profundo, algumas informações como média de diâmetros, bem como a formação de fibras para cada variação de concentração e vazões, como elas foram distintas para os diferentes solventes utilizados, a formação final e aspecto das fibras formadas não foram relatadas por alguns autores, o que tornou algumas considerações um pouco vagas. Mas nota-se que esses parâmetros tem influência significativa no aspecto geral da fibra formada, seu formato e média de diâmetros.

Pode-se dizer, que esse estudo trás de forma completa, e com parâmetros precisos resultados que conferem caráter completo e resultados claros. Cada aplicação de um biomaterial exigirá diferentes propriedades, nesse caso, trouxemos uma revisão completa com parâmetros bem definidos de resultados esperados para cada variação de rotação incluindo informações sobre formação das fibras e diâmetros encontrados para cada condição.

Na figura 33 abaixo segue um gráfico com a média de diâmetros obtidos para cada condição analisada neste ensaio, tanto para TPU quando para AC. Pode-se inferir uma média de 55% de umidade e uma temperatura de 24°C para todas as amostras.

Figura 33 -Média de diâmetros em μm para cada amostra



Fonte: Autoria própria.

Observa-se pelos resultados, que para cada grupo de amostras os diâmetros ficaram com valores próximos, com baixa variação.

Nota-se também que para as amostras de TPU as fibras são mais espessas que as fibras das amostras de AC. As amostras de TPU, tem diâmetros que são em média 3 vezes maiores comparadas com as amostras de AC.

Observando as imagens nas faixas das amostras analisadas pelo MEV, nota-se que para as amostras com rotação de 200 rpm até 800 rpm, há presença de esferas para amostras de AC e nota-se também que as fibras formadas apresentam uma irregularidade na sua espessura com diâmetros não uniformes, diferente do que acontece para as amostras de TPU, que apresentam regularidade estrutural, fibras de mesma espessura, bem distribuídas, nas amostras avaliadas por MEV não foi possível notar gotículas e nota-se grande tendência das amostras em alinhar-se quando a rotação fica mais elevada. Para a rotação de 800 rpm, nota-se uma leve tendência das amostras de TPU ao alinhamento, enquanto para amostras de AC o alinhamento ainda não pode ser notado. Para a rotação de 1000 rpm, nota-se maior tendência ao alinhamento para o TPU e o acetato para menores ampliações observa-se pouca regularidade das fibras, e maiores

ampliações nota-se uma tendência maior ao alinhamento das fibras. Para as amostras de 1200 rpm, as amostras de acetato ainda estão com alinhamento baixo enquanto nota-se para amostras de TPU um alinhamento mais rigoroso das fibras.

De modo geral, esperava-se que o comportamento de ambas amostras para rotação de 800 rpm ou mais, apresentasse uma direção preferencial deixando as fibras com aspecto mais alinhado, mas esse comportamento foi observado apenas para amostras de TPU. Há algumas hipóteses para justificar a ocorrência desses fatores, alguns exemplos são: a distância de trabalho empregada no momento da eletrofiação, a tensão empregada e a viscosidade final da solução (Levi *et al.*, 2022), como mencionado na seção 3.4 Eletrofiação. Para ambas, todos esses parâmetros são diferentes, baseado em estudos de outros pesquisadores com esses polímeros e as práticas laborais desenvolvidas ao longo desse estudo. Além disso, ambos materiais são distintos, apresentando diversidade na forma de ser tratado bem como, o acetato é um biopolímero com baixa flexibilidade quando comparado ao TPU que é um elastômero, o que pode acarretar em diferentes resultados quando encaminhados a eletrofiação.

Nota-se também, que de modo geral, as amostras que visualmente ficaram menos interessantes, tanto para AC quanto para TPU, com menos disposição de fibras, maior formação de gotículas, menos uniformidade entre fibras, foram amostras coletadas na rotação de 800 rpm. Esse fato pode ser associado à uma rotação elevada, mas não o suficiente para as fibras se depositarem em um sentido direcionado, esse nível de rotação parece interferir na deposição das fibras de modo geral. Nota-se que as fibras de TPU são mais espessas, mais uniformes, mais contínuas, tendem a seguir o alinhamento com elevação da rotação e menos propensas a formar gotículas que as amostras de AC. Já as melhores amostras nesse sentido, foram para TPU nas rotações de 200, 600, 1200 rpm, e para AC 200 e 1200 rpm.

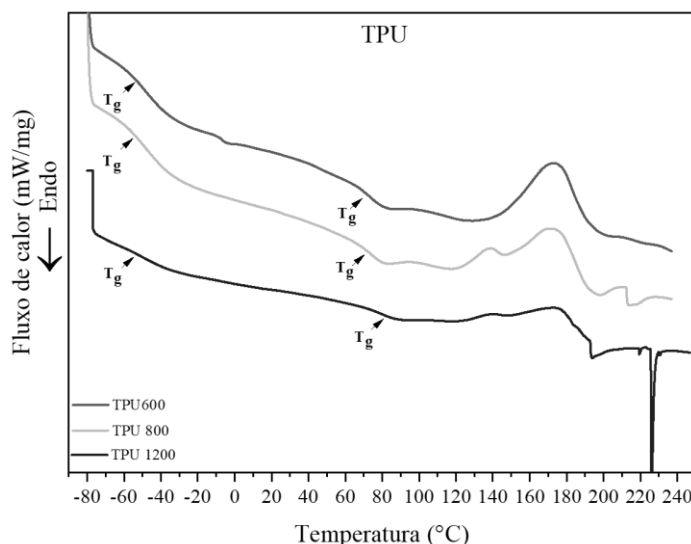
5.2 DSC

A transição sólido-borracha vítrea é típica do estado amorfo e é definida como a T_g . A mudança no comportamento do material que ocorre com a T_g diz respeito a propriedades mecânicas, coeficiente de expansão térmica, calor específico, índice de refração e comportamento eletromagnético. Se a T_g for significativamente menor que a temperatura ambiente, o polímero poderá ser usado como elastômero, se for significativamente maior, polímero foi usado como um material rígido vítreo. A T_g ocorre em uma faixa de temperaturas, sendo o meio da região

inclinada tido como T_g . Acima da T_g , as cadeias tendem a sofrer cristalização em processo exotérmico, podendo determinar a T_c , sendo o ponto mais baixo desse processo. T_m é definido como a temperatura no ápice do pico. Nem todos os polímeros passam por todas as três transições durante o aquecimento. Os picos de cristalização e fusão são observados apenas para polímeros que podem formar cristais, enquanto os polímeros puramente amorfos só passarão por transição vítrea (TANZI e FARE, 2024).

Para os ensaios realizados para as amostras de TPU, gerou-se um gráfico para as rotações de 600, 800 e 1200 rpm. O gráfico pode ser visto na figura 34 a seguir.

Figura 34 - DSC TPU

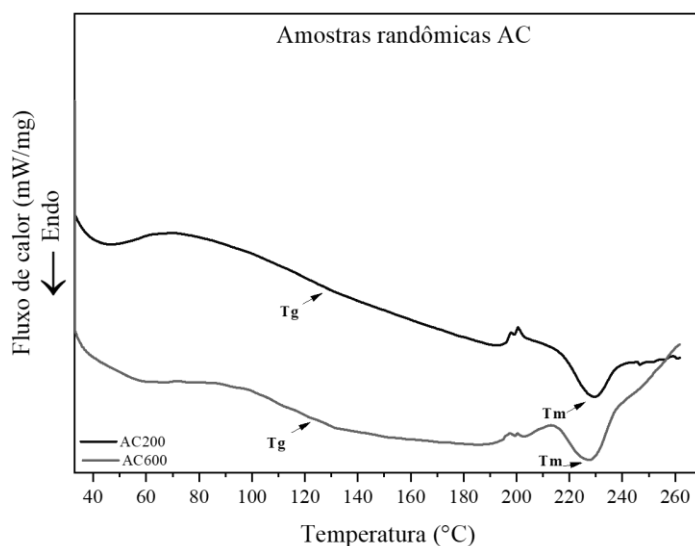


Fonte: Autoria própria.

Esse resultado de DSC mostra que o material na temperatura trabalhada não fundiu, não há picos no sentido endotérmico no seu aquecimento. Nota-se uma T_g na faixa de temperatura de -56°C em comum para essas amostras, característica do segmento flexível do TPU. Nota-se outra T_g na faixa de temperatura de 70°C , sendo associada ao segmento rígido do TPU para as amostras com rotações de 600 e 800 rpm, e para a rotação de 1200 a T_g é de 80°C . As variações apresentadas para temperaturas acima de 130°C sugerem degradação do TPU.

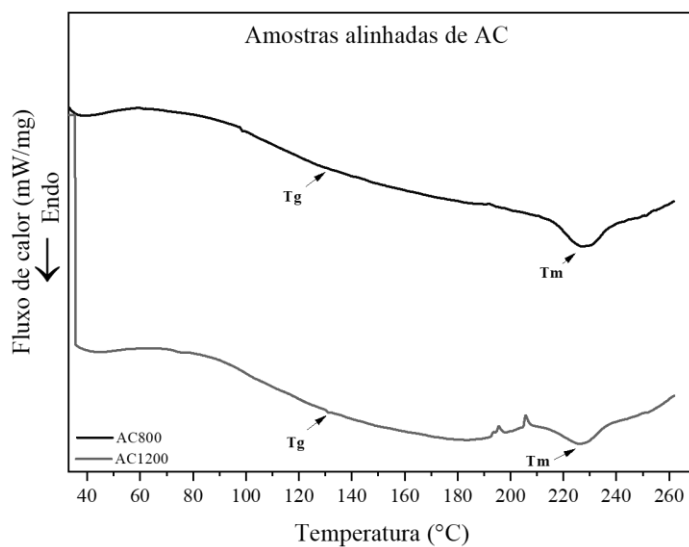
Os resultados de DSC para os *scaffolds* de AC permitiram encontrar as temperaturas de T_g e de T_m . A seguir as imagens mostram os gráficos obtidos, sendo a figura 35 as amostras randômicas e a figura 36 as amostras alinhadas.

Figura 35 - Gráfico de DSC amostras de AC randômicas



Fonte: Autoria própria.

Figura 36 - Gráfico de DSC amostras de AC alinhadas



Fonte: Autoria própria.

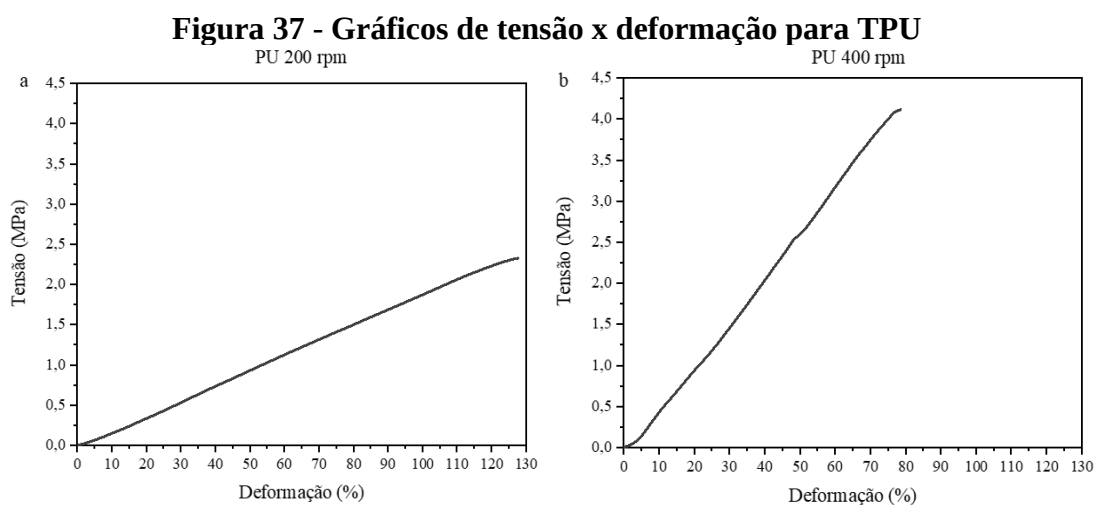
De acordo com os resultados de DSC, nota-se que a faixa de temperaturas de T_g para as ambas amostras esteve entre 120 e 140°C, podendo estabelecer um valor médio de 130°C para essas amostras. A T_m , encontrada foi de 230°C para todas as amostras.

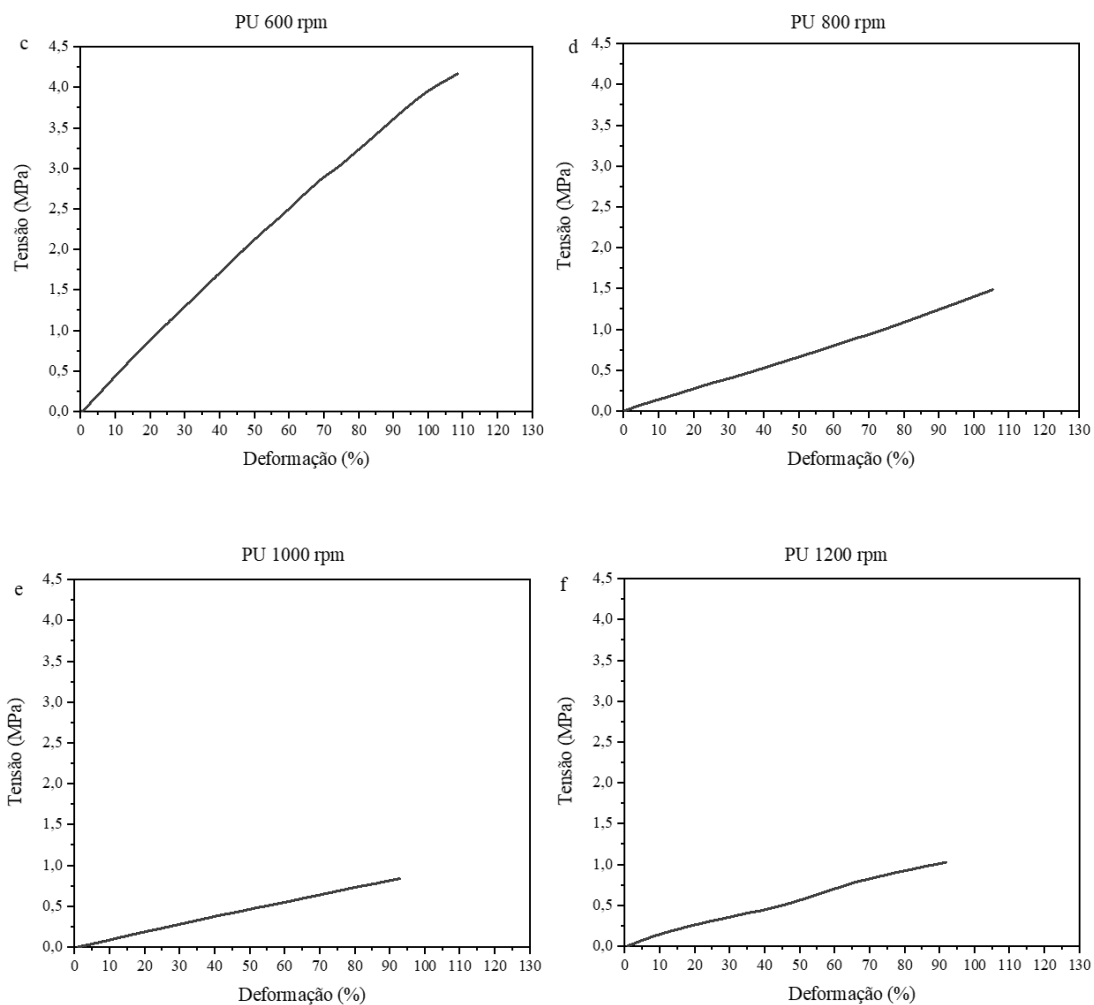
A partir das curvas obtidas, observa-se que o processo de eletrofiação não alterou significativamente o comportamento térmico esperado dos polímeros, indicando que suas propriedades térmicas foram preservadas após o processamento.

5.3 DMA

Para todas as amostras, plotou-se gráficos a fim de obter os módulos de elasticidade de cada amostra para ambos materiais trabalhados.

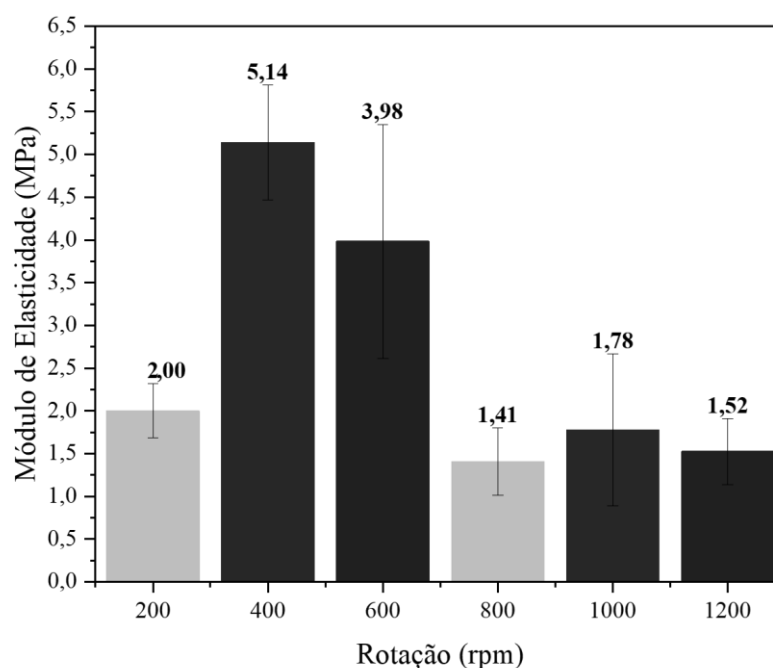
Abaixo, pode-se verificar as imagens das curvas de tensão-deformação, obtidos para cada rotação na figura 37 a – f, e o valor do módulo de elasticidade obtido está na figura 38.





Fonte: Autoria própria.

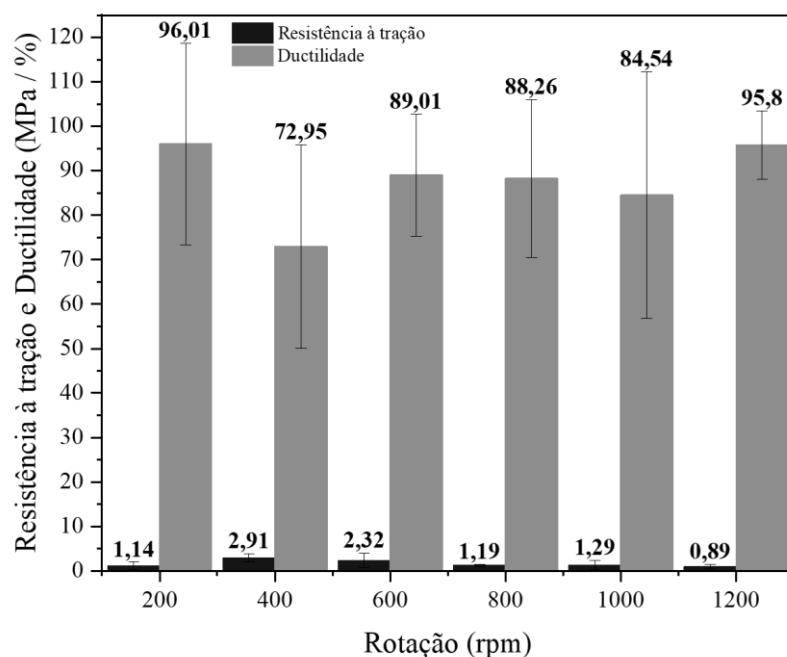
Pelos gráficos nota-se comportamento similar das amostras, a deformação aconteceu linear à medida que aumentou a tensão sobre o filme. Tendo como base o valor obtido na regressão linear de $r \sim 1$, o método foi aceito para cálculo do módulo de elasticidade. No gráfico da figura 38 a seguir, estão os resultados para o módulo de elasticidade do TPU.

Figura 38 - Resultado do módulo de elasticidade para TPU

Fonte: Autoria própria.

Pelos resultados de módulo de elasticidade para as amostras de TPU, nota-se que de modo geral as amostras tem módulos variados, sendo maiores módulos encontrados para as rotações 400 e 600 rpm e os menores para rotações de 1200, 800 e 1000 rpm. Esses resultados revelam as características do TPU sendo um material de alta flexibilidade e baixa rigidez, torna adequado para aplicações em que a conformação ao meio e a deformação são desejáveis, como em *scaffolds* para tecidos moles. A partir desse mesmo ensaio, verificou-se ainda valores para resistência à tração e ductilidade, como pode ser visto na figura 39 a seguir.

Figura 39 - Valores de resistência à tração e ductilidade para TPU



Fonte: Autoria própria.

Com os resultados obtidos nota-se que os valores de resistência à tração estão variados tendo menor valor em 0,89 e maior valor em 2,91 MPa, e observa-se que as amostras apresentam uma ductilidade variável também, sendo que as amostras de 200 e 1200 rpm, obtiveram maiores valores.

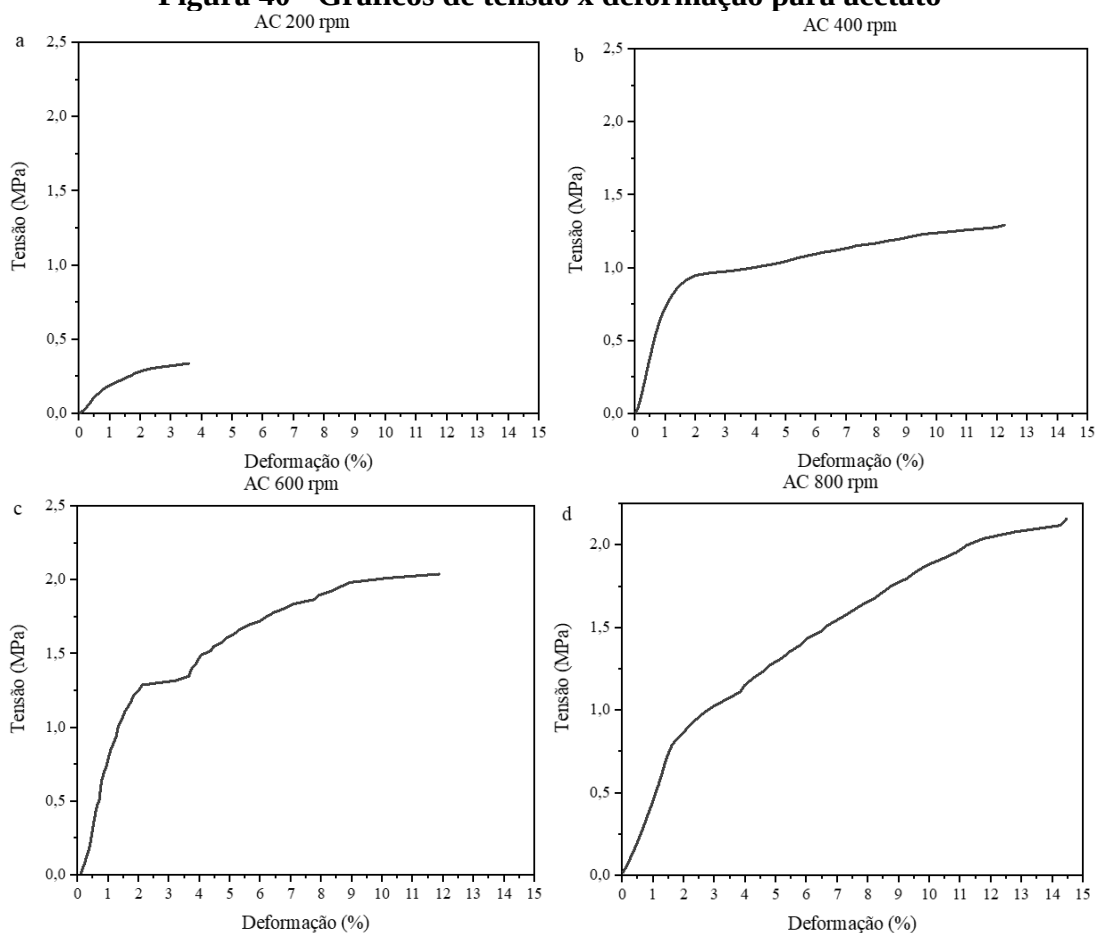
O TPU apresentou resistência à tração com valores entre 0,89 a 2,91 MPa, o que revela uma limitação mecânica frente a cargas de tração. No entanto, os altos valores de ductilidade evidenciam a capacidade dele de suportar grandes deformações antes da fratura. Essa combinação de propriedades sugere um comportamento macio e deformável, adequado para aplicações que exijam flexibilidade, como *scaffolds* com elevada porosidade ou compatibilidade com tecidos moles.

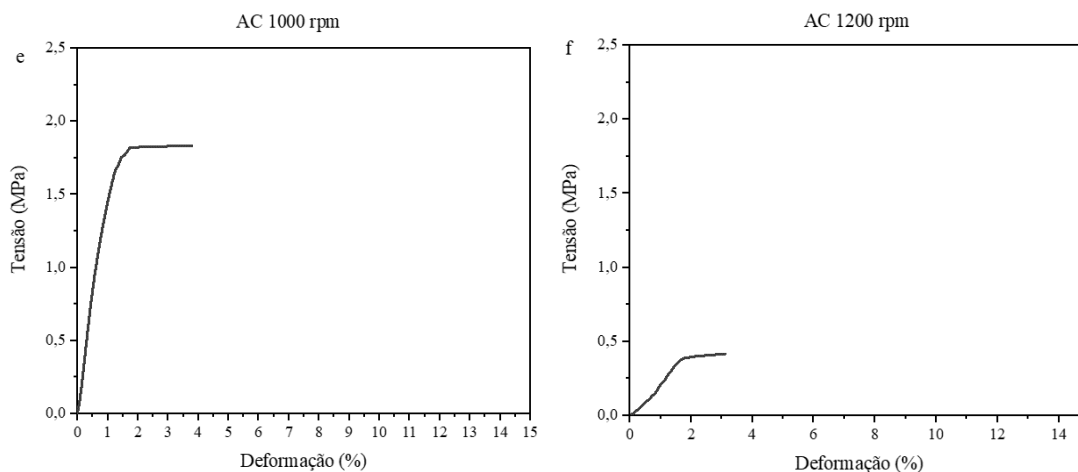
No estudo de R. Chen et al. (2009), as nanofibras de TPU foram avaliadas utilizando uma máquina de ensaio universal (Hounsfield H5K) equipada com célula de carga de 10 N e velocidade de alongamento de 10 mm/min. As amostras de TPU apresentaram tensão máxima de $7,7 \pm 0,7$ MPa e alongamento na ruptura ($365 \pm 24,5\%$). Nos estudos de Sheikholeslam et al., 2020, a análise mecânica da composição gelatina e PU, foi realizada com Test Resources,

modelo 840L – equipamento para microtração, com velocidade de ensaio 2 mm/min, corresponde a 10% de deformação por minuto, carga máxima usada 1 kg. Os valores obtidos nesse ensaio, foram de tensão máxima 0,094 MPa, enquanto nesse estudo a tensão maior foi de 96,01MPa, os parâmetros encontrados para elongação na ruptura foram 60.7 %, e nesse estudo o maior valor foi 2,91% e o módulo elástico encontrado no estudo de foi de 0,260 MPa, e nesse estudo foi de 69,53 MPa. Esses valores refletem as diferenças empregadas no processo, como parâmetros de eletrofiação bem como solventes, a composição da amostra, fatores que afetam as propriedades mecânicas das amostras.

Os gráficos gerados para cada *scaffold* de AC podem ser vistos na figura 40 de a – f, a seguir, seguido do valor do módulo de elasticidade disposto na figura 41 em sequência.

Figura 40 - Gráficos de tensão x deformação para acetato

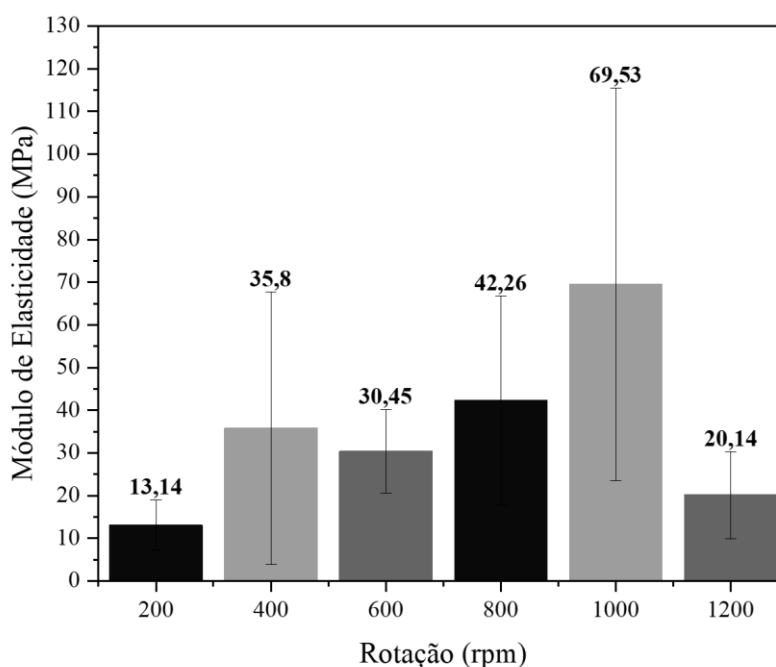




Fonte: Autoria própria.

Nota-se pelos gráficos que o comportamento não é característico de elastômeros. As curvas para todas as rotações apresentaram comportamento similar. Para obter o módulo de elasticidade, utilizou-se método secante. No gráfico da figura 41 a seguir, estão os resultados para o módulo de elasticidade do acetato.

Figura 41 - Resultado do módulo de elasticidade para AC



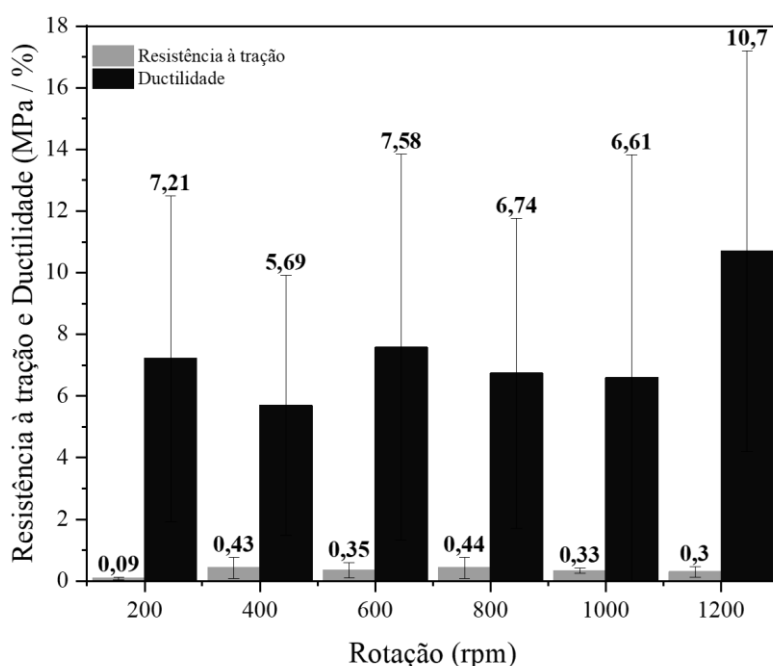
Fonte: Autoria própria.

Os valores de módulo de elasticidade para as amostras de acetato de modo geral, são diversificados, e observa-se que para a rotação de 1000 rpm foi o maior valor encontrado e os

menores valores foram para 200 e 1200 rpm. Esses resultados revelam que o AC, apresenta rigidez e resistência à deformação elástica.

Foram coletados valores para resistência à tração e ductilidade. Esses valores podem ser notados na figura 42 a seguir.

Figura 42 - Valores de resistência à tração e ductilidade para AC



Fonte: Autoria própria.

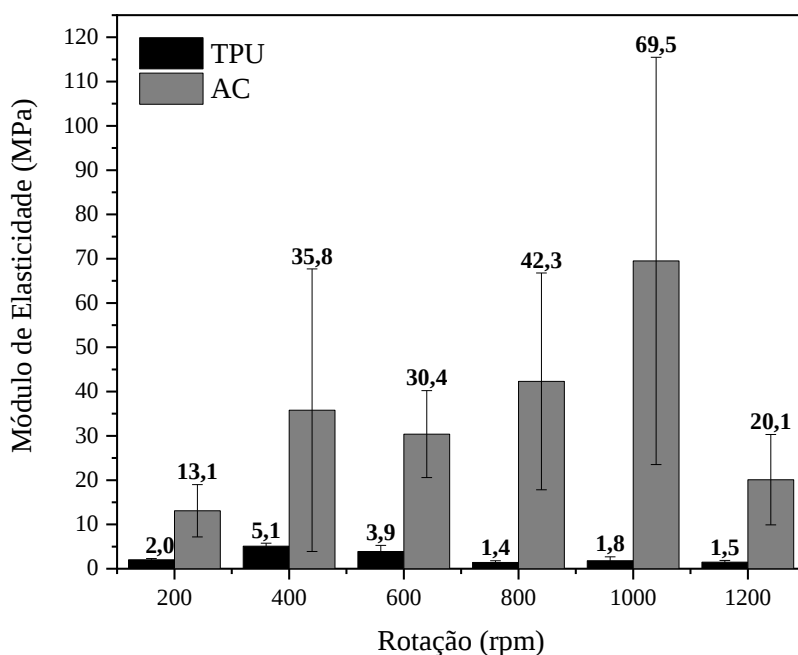
De acordo com os resultados expostos pelo gráfico, as amostras apresentaram valores diversificados, sendo para resistência à tração o menor valor encontrado foi para a amostra de 200 rpm e o maior 800 rpm. Os valores de ductilidade também foram diversificados, sendo o maior deles para a amostra de 1200 rpm e o menor 400 e 800 rpm. Os resultados mostram que esse material é pouco elástico.

Com resistência à tração entre 0,09 e 0,44 MPa e ductilidade entre 5,69 e 10,7%, o AC apresenta comportamento mecânico frágil, sendo pouco capaz de suportar cargas elevadas ou deformações significativas antes da ruptura. Essa combinação de propriedades pode estar relacionada à presença de falhas internas, como rompimentos de fibras durante o ensaio ou os

aglomerados de material residual do processo de eletrofiação, resultando em um desempenho limitado frente a esforços mecânicos.

Na pesquisa de Samadian et al., 2018, um ensaio de tração foi realizado para os scaffolds de (CA + gel + nHA), com velocidade de tração 10 mm/min e carga de até 10 N. Obtiveram resultado de tensão máxima para CA + gel de 3,01 MPa e a composição CA + gel + nHA com valores próximos, sendo uma média de 2,83 MPa. Esses valores estão abaixo dos encontrados nesse estudo, sendo o menor deles 5,69 MPa, revelando a influência dos componentes e parâmetros de eletrofiação nos resultados de tração.

O ensaio de DMA, revelou que o TPU de fato é um material elástico, com deformação bastante elevada comparada a amostra de AC, sendo que a maior deformação do TPU foi de 96,01%, enquanto a amostra de AC a maior deformação foi de 10,7%. O módulo de Young – E, para as amostras de TPU que tiveram maior módulo foram as de 400 e 600 rpm, com valores de 5,14 e 3,98 respectivamente, e para amostras de AC foram as amostras de 800 e 1000, com valores de 42,26 e 69,53 respectivamente. Isso mostra que o TPU é um material com boas propriedades para aplicações em funções que exijam flexibilidade como os *scaffolds*. Já o AC, apresenta comportamento mecânico limitado, característico de materiais frágeis. Um comparativo entre os módulos pode ser visto na figura 43 a seguir.

Figura 43 - Módulo de elasticidades para ambas amostras

Fonte: Autoria própria.

Comparando as amostras, observa-se que o módulo de elasticidade para as amostras de acetato é bem maior quando comparando com as rotações das amostras de TPU. Esse resultado era esperado uma vez que se compara um material biodegradável termoplástico que é o acetato de celulose, com um termoplástico de poliuretano, um elastômero, que tende a ter rigidez baixa, sendo característico por apresentar flexibilidade dada a sua composição que apresenta polióis proporcionando flexibilidade e recuperação. Além disso, o comportamento pode ser notado nos gráficos, uma vez que as amostras de TPU sofreram deformação ao longo do ensaio enquanto aumentava o valor de tensão, e as amostras de acetato apresentaram pouca deformação.

Observa-se também, que para ambos materiais o valor de maior e menor módulo, encontram-se em diferentes rotações. Para o acetato o menor módulo é para a rotação de 200 rpm, enquanto para o TPU é para a rotação de 1200 rpm, e o maior módulo é para a rotação de 1000 rpm para o acetato enquanto para o TPU é a rotação de 400 rpm.

Para TPU, a amostra com maior valor de resistência à tração é de 400 rpm, enquanto os menores se encontram para as amostras de 200 e 1200 rpm. Para o acetato, o maior valor de resistência à tração é para rotação de 800 rpm e o menor é para amostra de 200 rpm.

Com esses dados, podemos inferir que cada material apresenta propriedades diferentes para diferentes rotações, o que pode ser um fator crucial na escolha do *scaffold* correto para aplicação na medicina regenerativa.

Pode-se notar ainda, o AC é consideravelmente mais rígido, com módulo de elasticidade até 13 vezes maior que o do TPU. No entanto, essa rigidez é acompanhada por baixa ductilidade, sugerindo comportamento frágil. Já o TPU, com módulo muito baixo e alta ductilidade, apresenta um perfil flexível e altamente deformável, adequado para aplicações em que a adaptabilidade mecânica é crucial.

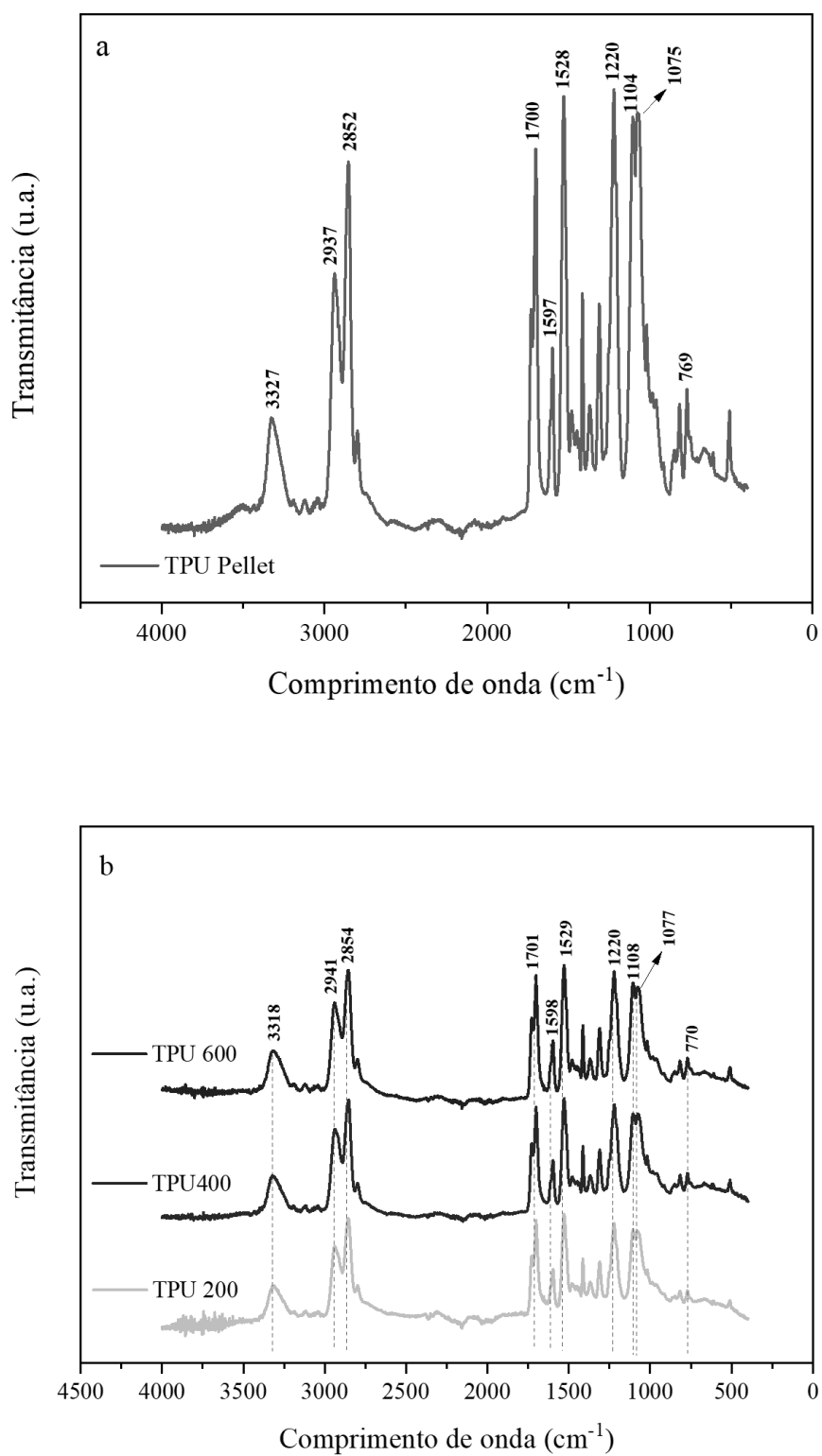
Com base nesses dados, podemos inferir que as amostras com melhores propriedades elásticas, melhores condições de resistência à esforços mantendo suas propriedades, que melhor suportam esforços mecânicos e formação de fibras, para TPU são as rotações, 200, 1000 e 1200 rpm, e para o AC, as amostras de 200, 600 e 1200 rpm.

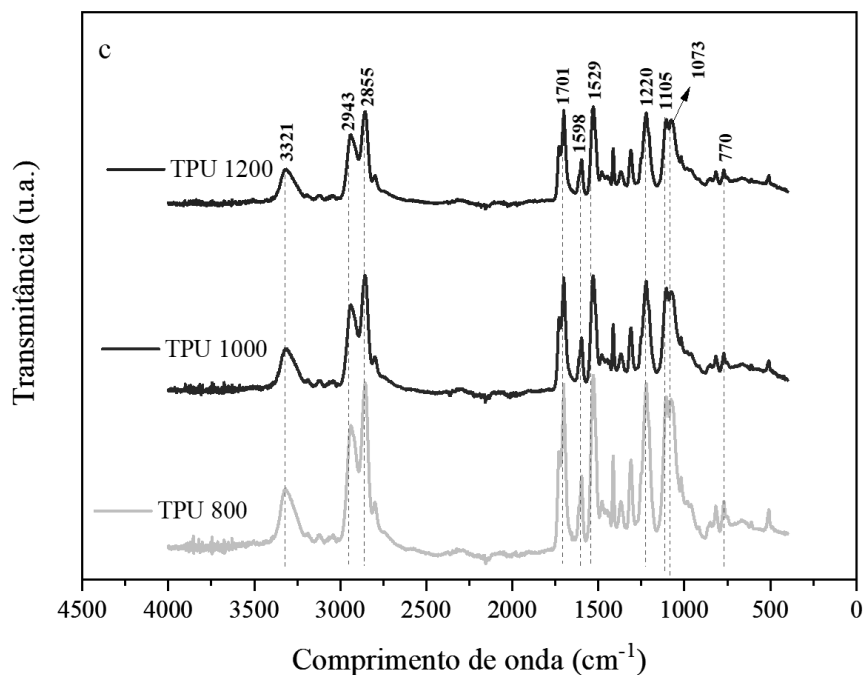
Com base nesses resultados, pode-se inferir ainda, que com relação aos resultados obtidos por MEV, deve-se excluir para TPU a amostra de 1000 rpm e para AC excluir a amostra de 600 rpm, destacando assim por fim, as melhores amostras para são TPU de 200 e 1200 rpm e para AC de 200 e 1200 rpm.

5.4 FTIR

O ensaio foi realizado para todas as rotações investigadas nesse estudo, tanto para TPU quanto para acetato. O TPU foi analisado na forma de *scaffold* e puro (na forma de pellet). Os ensaios foram realizados visando fazer um comparativo entre o TPU usado para fazer o *scaffold* e o puro. Foram obtidos os respectivos espectros do pellet e dos *scaffolds*, para todas as rotações. Os espectros de TPU mencionados estão representados nas figuras 34 a – c, a seguir.

Figura 44 - FTIR para TPU





Fonte: Autoria própria. a: pellet de TPU. b: rotações 200, 400 e 600 rpm. c: rotações de 800, 1000 e 1200 rpm.

A partir da análise dos espectros pode-se notar a presença de algumas bandas características de poliuretanos, como as bandas centradas em 1701 cm^{-1} associadas às carbonilas do grupo uretano, 3321 cm^{-1} referente às amins do mesmo grupo, e 1598 e 1220 cm^{-1} associada ao anel aromático do MDI presente na estrutura do TPU. As bandas observadas foram similares para os *scaffolds* independente da rotação empregada, e para o pellet. Pode-se associar a formação desse TPU com uso de diisocianato tipo MDI.

O espectro dos *scaffolds*, apresentaram um padrão similar, revelando que as diferentes rotações empregadas não afetaram quimicamente as amostras. Na tabela 3 a seguir, pode-se observar as atribuições das bandas encontradas referentes ao TPU.

Tabela 3 - Bandas de TPU

Banda (cm^{-1})	Atribuição
770	Vibração fora do plano do anel aromático
1076	Vibrações de estiramento assimétrico do grupo éter
1105	Vibrações do grupo éster C–O–C
1220	Bandas características do grupo éster
1514	Vibração da ligação aromática C=C
1529	Vibração de deformação da amida II

1598	Vibração do grupo amídico –CO–NH–
1702	Vibração de estiramento de carbonila, –C=O
2856	Estiramento simétrico de CH ₂ (compostos alifáticos)
2940	Estiramento assimétrico de CH ₃ de compostos alifáticos
3300	Grupos amina, estiramento da amina –NH

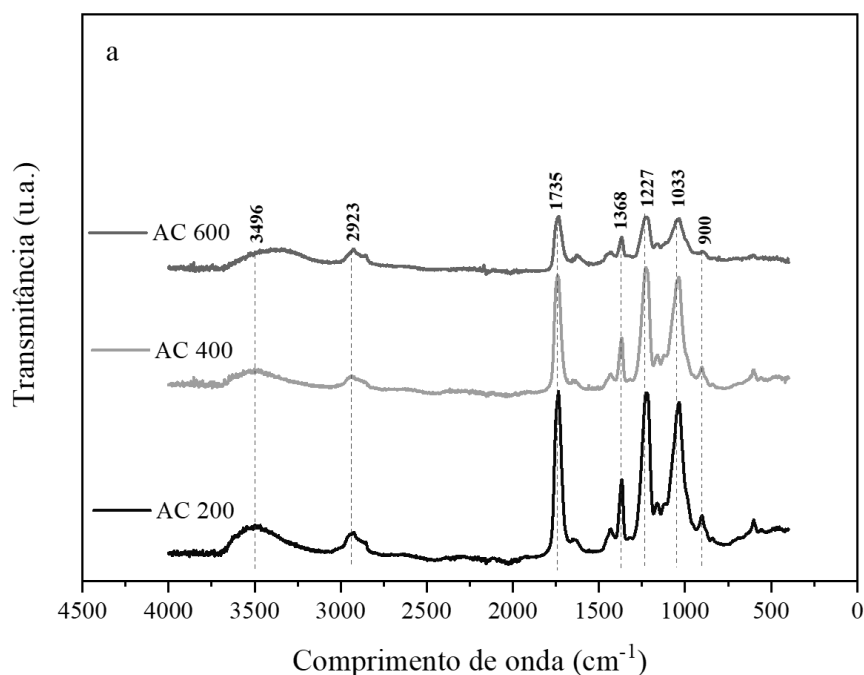
Fonte: Antonino et al., 2021; Antonino et al., 2022; Gouveia et al., 2020; dos Santos et al., 2021; Novotna et al., 2013.

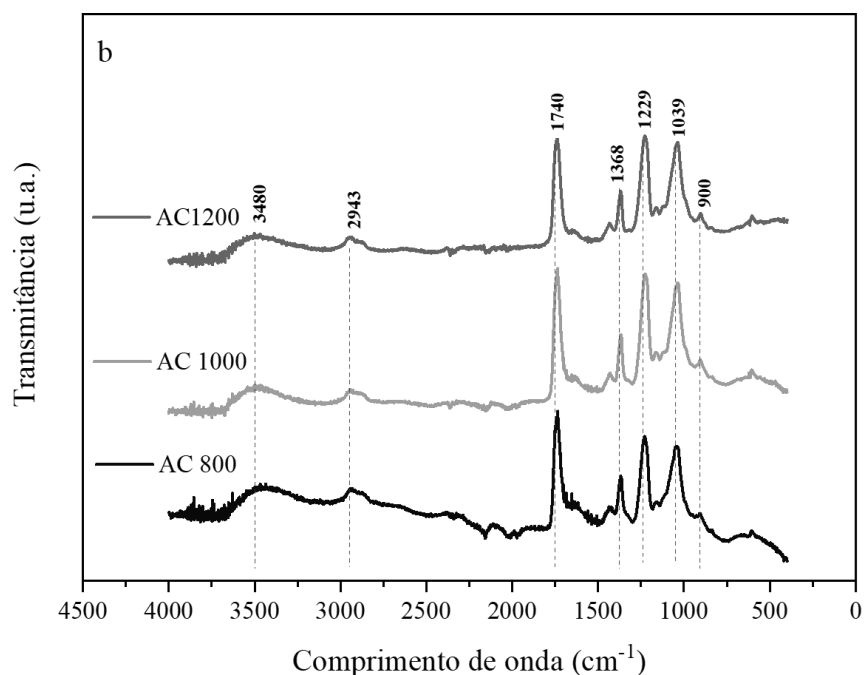
Nos espectros de TPU, não foi possível encontrar resíduos de DMF. De acordo com Ren et al., 2017, sua banda característica pode ser encontrada em faixas de 1670 cm^{-1} a 1650 cm^{-1} . Também, não foi possível distinguir os picos de acetona, de acordo com Max & Chapados, 2007, as bandas características de acetona podem ser detectadas entre 1720 cm^{-1} e 1710 cm^{-1} , o que no caso dessas amostras podem estar sobrepostas a outras bandas localizadas na região.

No estudo de R. Chen et al. (2009), a caracterização química por FTIR revelou bandas características do TPU nas regiões de 3320, 2960, 1700, 1530, 1220, 1110 e 777 cm^{-1} , condizentes com as encontradas nesse estudo.

Para as amostras de acetato, seguem os espectros na figura 45 a e b.

Figura 45 - FTIR para Acetato





Fonte: Autoria própria. a: rotações 200, 400 e 600 rpm. b: rotações de 800, 1000 e 1200 rpm.

Nessas amostras, foram identificados alguns grupos próprios, como a banda 1368 cm^{-1} e 2943 cm^{-1} do grupo metil do acetato, 1229 cm^{-1} bandas do grupo éster e 1740 cm^{-1} do estiramento de grupos carbonila.

O espectro dos *scaffolds*, apresentaram um padrão similar, revelando que as diferentes rotações empregadas não afetaram quimicamente as amostras. As bandas principais que foram encontradas para o acetato estão na tabela 4 a seguir.

Tabela 4 - Bandas de Acetato

Banda (cm^{-1})	Atribuição
900	Anel oxirano
1035	Estiramento de $-\text{CHOH}$
1222	Bandas características do grupo éster
1364	Curvatura simétrica e antisimétrica dos grupos metil ($-\text{CH}_3$)
1743	Alongamento do $\text{C}=\text{O}$ a partir dos grupos acetil
2940	Estiramento assimétrico de CH_3 de compostos alifáticos
3490	Banda de $-\text{OH}$

Fonte: Novotna et al., 2013; Chantarodsakun et al., n.d.; dos Santos et al., 2021; Gouveia et al., 2020.

Nos espectros de AC, da mesma forma que para o TPU, não foi possível detectar resíduos de DMF e acetona, por haver sobreposição de picos que são característicos do AC, entre 1720 cm^{-1} e 1710 cm^{-1} .

Observa-se por fim, que ambos materiais não sofreram alterações nas análises de FTIR, indicando que sua formação original se manteve mesmo após solubilização. Nesse ensaio não foi possível a identificação de bandas características dos solventes utilizados.

Pode-se concluir ainda, que com base no FTIR, o TPU utilizado de fato é proveniente da reação de um poliol poliéter com MDI. As bandas éter encontradas nesse ensaio podem ter sido derivadas tanto do grupo éter do poliol quanto da ligação C – O, presentes no grupo uretano.

6 CONCLUSÃO

A partir desse estudo, pôde-se avaliar *scaffolds* de TPU e AC em suas propriedades mecânicas em distintas condições de rotação visando obter a melhor, para que seu emprego seja mais direcionado. Observou-se que houve variações de resultados para os ensaios nas diferentes rotações e que os valores se mantiveram na mesma escala de grandeza. Pode-se dizer, que os melhores *scaffolds* construídos nesse estudo são de mesma rotação para ambas amostras sendo as rotações de 200 e 1200 rpm. Esses resultados foram concluídos observando o comportamento das amostras, fazendo comparativos e tentando associar os resultados melhores de cada ensaio proposto. Nota-se que os *scaffolds* selecionados apresentaram bons resultados quando comparados a outras rotações, mantiveram as estruturas lisas, com pouco ou nenhum defeito (na faixa analisada) e ainda apresentaram uma boa elasticidade, fator importante para aplicações em medicina regenerativa e equipamentos biomédicos em geral. Por fim, os resultados de adesão indicam que ambos *scaffolds* têm potencial para suporte celular, além de ter embasamento em outras pesquisas citadas ao longo desse trabalho de seu uso como biomaterial em medicina regenerativa.

Analisando o material em si, a começar pelo TPU, dada sua constituição, sendo de poliéter no seu segmento flexível, ele pode ser considerado resistente à hidrólise, além de não se degradar facilmente com ação da água e o mesmo tempo, ele permite infiltração de água. Isso porque sua estrutura é amorfa, então a água pode entrar, mas ela não degrada esse material por ele ser intrinsecamente resistente à degradação. Essas propriedades, o torna potencial para aplicações biomédicas a longos prazos, além disso é um material atóxico que apresentou boas propriedades mecânicas além de apresentar propensão para adesão celular e embasamento de outros estudos que foram citados nesse trabalho com seu uso em biomateriais na engenharia de tecidos. O AC, é um material que já vem sendo utilizado em diversas pesquisas, e a análise de suas propriedades mecânicas podem levar seu uso a outros campos, que ainda não foram explorados.

Ambos materiais são bons para aplicação em medicina regenerativa, e esse estudo visou realçar os pontos promissores de cada um em suas distintas rotações e comportamento mecânico.

7 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como complemento a este estudo, recomenda-se a realização de ensaios biológicos adicionais, com foco na análise das interações celulares em períodos prolongados, a fim de avaliar a resposta biológica em longo prazo. Além disso, a investigação de possíveis blendas entre os materiais utilizados pode representar uma estratégia promissora para combinar as propriedades mais favoráveis de cada componente, visando à obtenção de *scaffolds* com desempenho mecânico e biológico otimizado.

REFERÊNCIAS

- Antonino, L. D., Garcia, G. E. S., Gouveia, J. R., Santos, A. N. B., da Silva Bisneto, M. P., & dos Santos, D. J. Polyurethane adhesives from castor oil and modified lignin via reaction with propylene carbonate. *Journal of Applied Polymer Science*, 139(27). 2022. <https://doi.org/10.1002/app.52477>
- Antonino, L. D., Gouveia, J. R., de Sousa Júnior, R. R., Garcia, G. E. S., Gobbo, L. C., Tavares, L. B., & Dos Santos, D. J. Reactivity of aliphatic and phenolic hydroxyl groups in kraft lignin towards 4,4' mdi. *Molecules*, 26(8). 2021. <https://doi.org/10.3390/molecules26082131>
- Arshad, M. S., Javed, M., Sohaib, M., Saeed, F., Imran, A., e Amjad, Z. Tissue engineering approaches to develop cultured meat from cells: A mini review. In *Cogent Food and Agriculture* (Vol. 3, Issue 1). Informa Healthcare. 2017. <https://doi.org/10.1080/23311932.2017.1320814>.
- Balaji, A., Jaganathan, S. K., Ismail, A. F., e Rajasekar, R. Fabrication and hemocompatibility assessment of novel polyurethane-based bio-nanofibrous dressing loaded with honey and Carica papaya extract for the management of burn injuries. *International Journal of Nanomedicine*, 11, 4339–4355. 2016. <https://doi.org/10.2147/IJN.S112265>.
- Ben-Arye, T.; Levenberg, S. Tissue Engineering for Clean Meat Production. In *Frontiers in Sustainable Food Systems*. Vol. 3. Frontiers Media S.A. 2019. <https://doi.org/10.3389/fsufs.2019.00046>.
- BEN-ARYE, Tom; SHANDALOV, Yulia; BEN-SHAUL, Shahr; LANDAU, Shira; ZAGURY, YEDIDYA; IANOVICI, Iris; LAVON, Neta; LEVENBERG, Shulamit. Textured soy protein *scaffolds* enable the generation of three-dimensional bovine skeletal muscle tissue for cell-based meat. *Nature food*. Vol. 1, p. 210–220. Mar. 2020. <https://doi.org/10.1038/s43016-020-0046-5>
- BHAT, Zuhair Fayaz; KUMAR, Sunil; FAYAZ, Hina. *In vitro* meat production: Challenges and benefits over conventional meat production. *Journal of Integrative Agriculture*. Vol. 14, p. 241–248. Fev. 2015. [https://doi.org/10.1016/S2095-3119\(14\)60887-X](https://doi.org/10.1016/S2095-3119(14)60887-X).
- Bomkamp, C.; Skaalure, S. C.; Fernando, G. F.; Ben-Arye, T.; Swartz, E. W.; Specht, E. A. *Scaffolding* Biomaterials for 3D Cultivated Meat: Prospects and Challenges. In *Advanced Science* (Vol. 9, Issue 3). John Wiley and Sons Inc. 2022. <https://doi.org/10.1002/advs.202102908>.
- Buckley, C. P.; Prisacariu, C.; Martin, C. Elasticity and inelasticity of thermoplastic polyurethane elastomers: Sensitivity to chemical and physical structure. *Polymer*, 51(14), 3213–3224. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2010.04.069>.
- CARNEVALORO, Sebastião Vicente Júnior. **Ciência dos polímeros**, um texto básico para tecnólogos e engenheiros. 2 ed. São Carlos – SP. Artliber editora. 2006.
- Celuppi, L. C. M.; Capelezzo, A. P.; Cima, L. B.; Zeferino, R. C. F.; Carniel, T. A.; Zanetti, M. de Mello, J. M. M.; Fiori, M. A.; Riella, H. G. Microbiological, thermal and mechanical

performance of cellulose acetate films with geranyl acetate. *International Journal of Biological Macromolecules*, 228, 517–527. 2023. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.12.170>.

Chainoglou, E.; Karagkiozaki, V.; Choli-Papadopoulou, T.; Mavromanolis, C.; Laskarakis, A.; Logothetidis, S. Development of Biofunctionalized Cellulose Acetate Nanoscaffolds for Heart Valve Tissue Engineering. *World Journal of Nano Science and Engineering*, 06(04), 129–152. 2016. <https://doi.org/10.4236/wjnse.2016.64013>.

Chantarodsakun, T., Thammasit, Kulachart, V.; Patoomratana, J.; Sukanda, T.; Chuthamas Bamrungcharoen, U.; Kumkate, S., Opaprakasit, P.; Tangboriboonrat, P.; Tuchinda, P.; Uamsiri, Á. S.; Bamrungcharoen, Á. C.; Tangboriboonrat, Á. P.; Jangpatarapongsa, K.; Kumkate, S.; Opaprakasit, P. (n.d.). ORIGINAL PAPER [6]-Gingerol-loaded cellulose acetate electrospun fibers as a topical carrier for controlled release. <https://doi.org/10.1007/s00289-014-1243>

Chen, M., Li, R. M., Runge, T., Feng, J., Feng, J., Hu, S., & Shi, Q. S. Solvent-Free Acetylation of Cellulose by 1-Ethyl-3-methylimidazolium Acetate-Catalyzed Transesterification. *ACS Sustainable Chemistry and Engineering*. 2019. 7(20), 16971–16978. <https://doi.org/10.1021/acssuschemeng.8b06333>

Chen, Q.; Liang, S.; Thouas, G. A. Elastomeric biomaterials for tissue engineering. In *Progress in Polymer Science*. Elsevier Ltd. 2013. Vol. 38, p. 584–671. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2012.05.003>

Chen, R., Qiu, L., Ke, Q., He, C., & Mo, X. (2009). Electrospinning thermoplastic polyurethane-contained collagen nanofibers for tissue-engineering applications. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 20(11), 1513–1536. <https://doi.org/10.1163/092050609X12464344958883>

Cherng, J. Y., Hou, T. Y., Shih, M. F., Talsma, H., & Hennink, W. E. Polyurethane-based drug delivery systems. In *International Journal of Pharmaceutics*. 2013. Vol. 450, p. 145–162. <https://doi.org/10.1016/j.ijpharm.2013.04.063>

Curtis, M. W., & Russell, B. Cardiac Tissue Engineering. *Journal of Cardiovascular Nursing*. 2009. 24(2), 87–92. <https://doi.org/10.1097/01.JCN.0000343562.06614.49>

Datar, I.; Betti, M. Possibilities for an *in vitro* meat production system. In *Innovative Food Science and Emerging Technologies*. Vol. 11, p. 13–22. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.ifset.2009.10.007>

Detta, N., Errico, C., Dinucci, D., Puppi, D., Clarke, D. A., Reilly, G. C., & Chiellini, F. (2010). Novel electrospun polyurethane/gelatin composite meshes for vascular grafts. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(5), 1761–1769. <https://doi.org/10.1007/s10856-010-4006-8>

dos Santos, A. E. A., dos Santos, F. V., Freitas, K. M., Pimenta, L. P. S., de Oliveira Andrade, L., Marinho, T. A., de Avelar, G. F., da Silva, A. B., & Ferreira, R. V. (2021). Cellulose acetate nanofibers loaded with crude annatto extract: Preparation, characterization, and *in vivo* evaluation for potential wound healing applications. *Materials Science and Engineering C*, 118. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111322>

Gao, C., Hu, X., Hong, Y., Guan, J., e Shen, J. Photografting of poly(hydroxylethyl acrylate) onto porous polyurethane *scaffolds* to improve their endothelial cell compatibility. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*. 2003. Vol. 14(9). p. 937–950. <https://doi.org/10.1163/156856203322381429>

Gao, X., Liu, H., Shuai, J., Zhao, J., Zhou, G., Huang, Q., Ling, H., Ge, W., e Wang, X.. Rapid transesterification of cellulose in a novel DBU-derived ionic liquid: Efficient synthesis of highly substituted cellulose acetate. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2023. Vol. 242. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.125133>.

Gouveia, J. R., Garcia, G. E. S., Antonino, L. D., Tavares, L. B., & Dos Santos, D. J. (2020). Epoxidation of kraft lignin as a tool for improving the mechanical properties of epoxy adhesive. *Molecules*, 25(11). <https://doi.org/10.3390/molecules25112513>

Ianovici, I., Zagury, Y., Redenski, I., Lavon, N., e Levenberg, S. 3D-printable plant protein-enriched *scaffolds* for cultivated meat development. *Biomaterials*. 2022. Vol. 284. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2022.121487>

Janik, H.; Marzec, M. A review: Fabrication of porous polyurethane *scaffolds*. In *Materials Science and Engineering C*. Elsevier Ltd. 2015. Vol. 48, p. 586–591. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.12.037>

Jiang, Z., & To, N. (2022). Recent Advances in Chemically Modified Cellulose and Its Derivatives for Food Packaging Applications: A Review. In *Polymers* (Vol. 14, Issue 8). MDPI. <https://doi.org/10.3390/polym14081533>

Khan, F. R., Abadin, Z. U., e Rauf, N. Honey: Nutritional and medicinal value. In *International Journal of Clinical Practice*. 2007. Vol. 61, p. 1705–1707. <https://doi.org/10.1111/j.1742-1241.2007.01417.x>

Khoshnevisan, K.; Maleki, H.; Samadian, H.; Shahsavari, S.; Sarrafzadeh, M. H.; Larijani, B.; Dorkoosh, F. A.; Haghpanah, V.; Khorramizadeh, M. R. Cellulose acetate electrospun nanofibers for drug delivery systems: Applications and recent advances. In *Carbohydrate Polymers*. Elsevier Ltd. 2018. Vol. 198, p. 131–141. <https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2018.06.072>

Konwarh, R.; Karak, N.; Misra, M. Electrospun cellulose acetate nanofibers: The present status and gamut of biotechnological applications. In *Biotechnology Advances*. 2013. Vol. 31, p. 421–437. <https://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2013.01.002>

Law, J. X., Liao, L. L., Saim, A., Yang, Y., & Idrus, R. Electrospun Collagen Nanofibers and Their Applications in Skin Tissue Engineering. In *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*. 2017. Vol. 14, Issue 6, p. 699–718. Korean Tissue Engineering and Regenerative Medicine Society. <https://doi.org/10.1007/s13770-017-0075-9>

Lee, T. J., Kwon, S. H., e Kim, B. K. Biodegradable sol-gel coatings of waterborne polyurethane/gelatin chemical hybrids. *Progress in Organic Coatings*. 2014. Vol. 77(6), p. 1111–1116. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2014.03.011>

Levi, S.; Yen, F. C.; Baruch, L.; Machluf, M. *Scaffolding technologies for the engineering of cultured meat: Towards a safe, sustainable, and scalable production*. In *Trends in Food Science and Technology*. Elsevier Ltd. 2022 Vol. 126, p. 13–25. <https://doi.org/10.1016/j.tifs.2022.05.011>.

Li, C. H.; Yang, I. H.; Ke, C. J.; Chi, C. Y.; Matahum, J.; Kuan, C. Y.; Celikkin, N.; Swieszkowski, W.; Lin, F. H. The Production of Fat-Containing Cultured Meat by Stacking Aligned Muscle Layers and Adipose Layers Formed From Gelatin-Soy milk Scaffold. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2022. Vol. 10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.875069>.

Li, L.; Chen, L.; Chen, X.; Chen, Y.; Ding, S.; Fan, X.; Liu, Y.; Xu, X.; Zhou, G.; Zhu, B.; Ullah, N.; Feng, X. Chitosan-sodium alginate-collagen/gelatin three-dimensional edible scaffolds for building a structured model for cell cultured meat. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2022. Vol. 209, p. 668–679. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2022.04.052>

Liu, H.; Ding, X.; Zhou, G.; Li, P.; Wei, X.; Fan, Y. Electrospinning of nanofibers for tissue engineering applications. In *Journal of Nanomaterials*. 2013. Vol. 2013. <https://doi.org/10.1155/2013/495708>.

Liu, Y., Ahmed, S., Sameen, D. E., Wang, Y., Lu, R., Dai, J., Li, S., & Qin, W. A review of cellulose and its derivatives in biopolymer-based for food packaging application. In *Trends in Food Science and Technology* (Vol. 112, pp. 532–546). 2021. Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.tifs.2021.04.016>

Ma, Z.; Mao, Z.; Gao, C. Surface modification and property analysis of biomedical polymers used for tissue engineering. In *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*. 2007. Vol. 60, p. 137–157. <https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2007.06.019>

Maleki, H.; Gharehaghaji, A. A.; Dijkstra, P. J. A novel honey-based nanofibrous scaffold for wound dressing application. *Journal of Applied Polymer Science*. 2013. Vol. 127(5). p. 4086–4092. <https://doi.org/10.1002/app.37601>

Marcelo Cangemi, J.; Orivaldo Chierice, G. *Biodegradação de Poliuretano Derivado do Óleo de Mamona*. 2006.

Max, J. J., & Chapados, C. (2007). Infrared spectroscopy of acetone-hexane liquid mixtures. *Journal of Chemical Physics*, 126(15). <https://doi.org/10.1063/1.2717183>

Mi, H. Y.; Jing, X.; Salick, M. R.; Cordie, T. M.; Peng, X. F.; Turng, L. S. Morphology, mechanical properties, and mineralization of rigid thermoplastic polyurethane/hydroxyapatite scaffolds for bone tissue applications: Effects of fabrication approaches and hydroxyapatite size. *Journal of Materials Science*. 2014. Vol. 49(5). p. 2324–2337. <https://doi.org/10.1007/s10853-013-7931-3>

Moreira, A. M. S., Nogueira, J. M., Carceroni, J., Guadalupe, J. L., dos Santos, A. E. A., Fagundes, A. M. A., Copola, A. G. L., Silva, G. A. B., da Silva, A. B., Santos, J. P. F., Albergaria, J. D. S., Oliveira Andrade, L. de, & Jorge, E. C. (2024). CA cellulose fibrous

scaffold is suitable for cultivated fat production. *Current Research in Food Science*, 9. <https://doi.org/10.1016/j.crfs.2024.100903>

Murthy B. Mangala; Murthy K. Bhasker; Bhav, Sanjay. Comparison of safety and efficacy of papaya dressing with hydrogen peroxide solution on wound bed preparation in patients with wound gape. *Indian J Pharmacol. Dez*, 2012. Vol. 44(6). p. 784–787.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3523510/#:~:text=Conclusion%3A,patients%20with%20postoperative%20wound%20gape>.

Nafiu, A. B.; Rahman, M. T. Selenium added unripe carica papaya pulp extracts enhance wound repair through TGF- β 1 and VEGF-a signalling pathway. *BMC Complementary and Alternative Medicine*. 2015. Vol. 15(1). <https://doi.org/10.1186/s12906-015-0900-4>

Neugirg, B. R., Burgard, M., Greiner, A., & Fery, A. Tensile versus AFM testing of electrospun PVA nanofibers: Bridging the gap from Microscale to nanoscale. *Journal of Polymer Science, Part B: Polymer Physics*, 54(23), 2418–2424. 2016. <https://doi.org/10.1002/polb.24225>

Novotna, K.; Havelka, P.; Sopuch, T.; Kolarova, K.; Vosmanska, V.; Lisa, V.; Svorcik, V.; Bacakova, L. Cellulose-based materials as *scaffolds* for tissue engineering. *Cellulose*. 2013. Vol. 5. p. 2263–2278. <https://doi.org/10.1007/s10570-013-0006-4>

Post, M. J. Cultured meat from stem cells: Challenges and prospects. In *Meat Science*. (Vol. 2012. p. 297–301. <https://doi.org/10.1016/j.meatsci.2012.04.008>.

Rao, K. M.; Choi, S. M.; Han, S. S. A review on directional muscle cell growth in scaffolding biomaterials with aligned porous structures for cultivated meat production. In *Food Research International*. Elsevier Ltd. Vol. 168. 2023. <https://doi.org/10.1016/j.foodres.2023.112755>

Ren, Y. K., Liu, S. D., Duan, B., Xu, Y. F., Li, Z. Q., Huang, Y., Hu, L. H., Zhu, J., & Dai, S. Y. Controllable intermediates by molecular self-assembly for optimizing the fabrication of large-grain perovskite films via one-step spin-coating. *Journal of Alloys and Compounds*, 705, 205–210. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.01.035>

Rim, N. G.; Shin, C. S.; Shin, H. Current approaches to electrospun nanofibers for tissue engineering. *Biomedical Materials (Bristol)*. 2013. Vol. 8(1). <https://doi.org/10.1088/1748-6041/8/1/014102>.

Rodríguez, K., Gatenholm, P., & Renneckar, S. (2012). Electrospinning cellulosic nanofibers for biomedical applications: Structure and in vitro biocompatibility. *Cellulose*, 19(5), 1583–1598. <https://doi.org/10.1007/s10570-012-9734-0>

Saha, S.; Duan, X.; Wu, L.; Lo, P. K.; Chen, H.; Wang, Q. Electrospun fibrous *scaffolds* promote breast cancer cell alignment and epithelial-mesenchymal transition. *Langmuir*. 2012. Vol. 28(4). p. 2028–2034. <https://doi.org/10.1021/la203846w>

Sheikholeslam, M., Wright, M. E. E., Cheng, N., Oh, H. H., Wang, Y., Datu, A. K., Santerre, J. P., Amini-Nik, S., & Jeschke, M. G. (2020). Electrospun Polyurethane-Gelatin Composite: A New Tissue-Engineered Scaffold for Application in Skin Regeneration and Repair of Complex Wounds. *ACS Biomaterials Science and Engineering*, 6(1), 505–516. <https://doi.org/10.1021/acsbiomaterials.9b00861>

Samadian, H., Salehi, M., Farzamfar, S., Vaez, A., Ehterami, A., Sahrapeyma, H., Goodarzi, A., & Ghorbani, S. (2018). In vitro and in vivo evaluation of electrospun cellulose acetate/gelatin/hydroxyapatite nanocomposite mats for wound dressing applications. *Artificial Cells, Nanomedicine and Biotechnology*, 46(sup1), 964–974. <https://doi.org/10.1080/21691401.2018.1439842>

Siddiqui, S. A.; Bahmid, N. A.; Karim, I.; Mehany, T.; Gvozdenko, A. A.; Blinov, A. V.; Nagdalian, A. A.; Arsyad, M.; Lorenzo, J. M. Cultured meat: Processing, packaging, shelf life, and consumer acceptance. In *LWT. Academic Press*. 2022. Vol. 172. <https://doi.org/10.1016/j.lwt.2022.114192>.

Sin, D. C.; Miao, X.; Liu, G.; Wei, F.; Chadwick, G.; Yan, C.; Friis, T. Polyurethane (PU) scaffolds prepared by solvent casting/particulate leaching (SCPL) combined with centrifugation. *Materials Science and Engineering C*. 2010. Vol. 30(1). p. 78–85. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2009.09.002>

Stratton, S., Shelke, N. B., Hoshino, K., Rudraiah, S., & Kumbar, S. G. Bioactive polymeric scaffolds for tissue engineering. In *Bioactive Materials*. 2016. Vol. 1, Issue 2, p. 93–108. KeAi Communications Co. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2016.11.001>

Suryanto, H.; Kurniawan, F.; Syukri, D.; Binoj, J. S.; Hari, P. D.; Yanuhar, U. Properties of bacterial cellulose acetate nanocomposite with TiO₂ nanoparticle and graphene reinforcement. *International Journal of Biological Macromolecules*. 2023. Vol. 235. <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2023.123705>.

TANZI, Maria Cristina; FARÈ, Silvia. Characterization of Polimeric Biomaterials. In: TANZI, Maria Cristina; FARÈ, Silva. Characterization of Polymeric Biomaterials. Milão: Elsevier, 2017. p. 125-131, 157-166. Disponível em: <https://shop.elsevier.com/books/characterization-of-polymeric-biomaterials/tanzi/978-0-08-100737-2>. Acesso em: 20 out. 2024.

Tatai, L.; Moore, T. G.; Adhikari, R.; Malherbe, F.; Jayasekara, R.; Griffiths, I.; Gunatillake, P. A. Thermoplastic biodegradable polyurethanes: The effect of chain extender structure on properties and in-vitro degradation. *Biomaterials*. 2007. Vol. 28(36). p. 5407–5417. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.08.035>.

Tuomisto, H. L. The eco-friendly burger. *EMBO Reports*, 20(1). 2019. <https://doi.org/10.15252/embr.201847395>.

Tuomisto, Hanna L. The eco-friendly burger: Could cultured meat improve the environmental sustainability of meat products?. *Science and Society*. Embo reports. Departamento de Ciências Agrícolas e Instituto Helsinque de Ciência Sustentável. Universidade de Helsinque. Helsinque, Finlândia. Dez. 2018. Vol. 20. <https://doi.org/10.15252/embr.201847395>.

Tuomisto, Hanna L.; Teixeira de Mattos, M. Joost. Environmental Impacts of Cultured Meat Production. *Environmental Science and Technology*. Open Univ Of Hong Kong. Vol. 45. p. 6117–6123. 2019. <https://doi.org/10.1021/es200130u>.

Uehara, T. M.; Paino, I. M. M.; Santos, F. A.; Scagion, V. P.; Correa, D. S.; Zucolotto, V. Fabrication of random and aligned electrospun nanofibers containing graphene oxide for

skeletal muscle cells scaffold. *Polymers for Advanced Technologies*. 2020. Vol. 31(6). p. 1437–1443. <https://doi.org/10.1002/pat.4874>

Wienen, D.; Gries, T.; Cooper, S. L.; Heath, D. E. An overview of polyurethane biomaterials and their use in drug delivery. *Journal of Controlled Release*. 2023. Vol. 363. p. 376–388. <https://doi.org/10.1016/j.jconrel.2023.09.036>

Zheng, Y. Y.; Chen, Y.; Zhu, H. Z.; Li, C. B.; Song, W. J.; Ding, S. J.; Zhou, G. H. Production of cultured meat by culturing porcine smooth muscle cells *in vitro* with food grade peanut wire-drawing protein scaffold. *Food Research International*. 2022. Vol. 159. <https://doi.org/10.1016/j.foodres.2022.111561>

Zheng, Y. Y.; Shi, Y. F.; Zhu, H. Z.; Ding, S. J.; Zhou, G. H. Quality evaluation of cultured meat with plant protein scaffold. *Food Research International*. 2022. Vol. 161. <https://doi.org/10.1016/j.foodres.2022.111818>.

Zhuo, H.; Hu, J.; Chen, S.; Yeung, L. Preparation of polyurethane nanofibers by electrospinning. *Journal of Applied Polymer Science*. 2008. Vol. 109(1). p. 406–411. <https://doi.org/10.1002/app.28067>.

Zhu, Y., Guo, S., Ravichandran, D., Ramanathan, A., Sobczak, M. T., Sacco, A. F., Patil, D., Thummalapalli, S. V., Pulido, T. V., Lancaster, J. N., Yi, J., Cornella, J. L., Lott, D. G., Chen, X., Mei, X., Zhang, Y. S., Wang, L., Wang, X., Zhao, Y., Song, K. 3D-Printed Polymeric Biomaterials for Health Applications. In *Advanced Healthcare Materials*. John Wiley and Sons Inc. 2024. <https://doi.org/10.1002/adhm.202402571>.