

**PRODUÇÃO DE ALGINATO, QUITOSANA E FIBRAS DE ALGINATO/QUITOSANA E AVALIAÇÃO DAS PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS, MORFOLÓGICAS E CITOTÓXICAS**



<https://doi.org/10.56238/arev7n2-215>

**Data de submissão:** 18/01/2025

**Data de publicação:** 18/02/2025

**Agatha Cristiane Carretero**

Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Curso de Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil. Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080, São Paulo – SP, Brasil.

**Sirlene Maria da Costa**

Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Curso de Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil. Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080, São Paulo – SP, Brasil.

**Júlia Baruque-Ramos**

Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Curso de Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil. Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080, São Paulo – SP, Brasil.

**Humberto Gomes Ferraz**

Departamento de Farmácia, Faculdade de Ciências Farmacêuticas, Universidade de São Paulo, São Paulo (SP) Brasil. Av. Prof. Lineu Prestes, 580, Cidade Universitária, 05508-000 - São Paulo, Brasil.

**Annie Alexandra Cerón**

Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Curso de Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil. Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080, São Paulo – SP, Brasil.

**Silgia Aparecida da Costa**

Escola de Artes, Ciências e Humanidades, Curso de Têxtil e Moda, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil. Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080, São Paulo – SP, Brasil.

Autor correspondente

Endereço de correio eletrônico: [Silgia@usp.br](mailto:Silgia@usp.br)

**RESUMO**

Neste estudo foram sintetizadas fibras de alginato, quitosana e híbrido alginato/quitosana com e sem glicerol. As fibras foram caracterizadas por Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) e Termogravimetria (TGA). Foram avaliadas propriedades como tração, inchaço, perda de massa e citotoxicidade. A absorção de água considerando um período de 30 dias para as fibras de alginato sem glicerol foram de 161%, 167% para alginato com glicerol, 100% para quitosana, quitosana com glicerol 158% e 215% e 156% para as fibras híbridas sem e com glicerol respectivamente. A perda de peso foi de 26% para alginato sem glicerol, 28% para alginato com glicerol, 15% para quitosana sem glicerol, 28% para quitosana com glicerol, 23% para híbrido sem glicerol e 27% para híbrido com fibras de glicerol. Todas as fibras apresentaram diâmetro médio entre

75 e 100  $\mu\text{m}$ . O glicerol aumentou o alongamento da fibra em 24% para as fibras de alginato, 93% para as fibras de quitosana e 13% para as fibras híbridas. Todas as fibras sem e com glicerol não apresentaram citotoxicidade. As fibras produzidas satisfizeram os critérios de análise e apresentaram potencial para a produção de têxteis técnicos para aplicações biomédicas.

**Palavras-chave:** Alginato. Quitosana. Fibra.

## 1 INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas, a indústria têxtil tem se destacado em seus diversos setores de produção, principalmente em têxteis técnicos, incorporando nos processos todas as novas tecnologias desenvolvidas nas ciências físicas, químicas e biológicas [1,2].

Os têxteis técnicos ou tecidos inteligentes são estruturas especificamente projetadas e desenvolvidas para uso em produtos, processos ou serviços de quase todas as áreas industriais [3]. Os processos de polímeros, fibras, tecnologia de tecidos, fabricação e equipamentos são fatores que proporcionaram o maior impacto na tecnologia de têxteis técnicos e no desenvolvimento do mercado. Eles combinaram diferentes características no mesmo produto, como flexibilidade ou rigidez, baixo peso e resistência [4].

Estes materiais podem ser utilizados em diversos setores industriais como artigos desportivos, transportes, construção civil, geotêxteis, artigos e vestuário militar de proteção e na área médica [2–4].

Na área médica, os materiais têxteis são cada vez mais importantes em muitas aplicações de fibras, tecidos, não tecidos na confecção de roupas de proteção médica, implantação, não implantação e dispositivos extracorporais [5].

A vestimenta médica deve proteger os profissionais de fluidos, bactérias, fungos e vírus possivelmente contaminados. No entanto, além da proteção, as roupas devem proporcionar conforto e não limitar os movimentos dos pacientes e profissionais [6]. Considerando as implantações, as estruturas têxteis são identificadas por sua construção, composição, comportamento superficial das fibras e degradação. Nesses casos, a principal preocupação é a reação do corpo humano à implantação. Os materiais têxteis empregados nas implantações devem satisfazer os requisitos mecânicos e de biocompatibilidade. [7].

O objetivo de um curativo curativo é proteger a ferida de mais danos, bem como aliviar a dor, absorver exsudatos e conter o sangramento [7].

Um curativo ideal, para acelerar a cicatrização, deve manter a ferida em uma temperatura, nível de pH ideal e úmida (livre de infecção e descamação excessiva), mantendo uma alta umidade na interface do curativo, permitindo trocas gasosas, livre de produtos químicos tóxicos, partículas ou fibras que possam ser liberadas dela e sem perturbações em suas alterações estruturais[8]. Também deve ser hipoalergênico, não tóxico e facilmente removido. Desta forma, o emprego de biomateriais com propriedades antimicrobianas e cicatrizantes é interessante [5,6].

Nos últimos anos o interesse por polímeros naturais, como caseína, colágeno, soja, glúten, alginato, quitosana, e de outros organismos marinhos, tem aumentado consideravelmente. Os têxteis

produzidos por biopolímeros apresentam boa biocompatibilidade e baixa toxicidade, adequados para aplicação em biomateriais [9,10].

Entre os biopolímeros, o alginato é um polissacarídeo com uma estrutura linear composta por ligações glicosídicas unitárias dos ácidos  $\beta$ -D-manurônico e  $\alpha$ -L-gulurônico, que podem variar em sua composição e sequência. A massa molar determina as propriedades físico-químicas da agarose e depende da fonte de algas marinhas da qual o alginato foi extraído [8].

Vários produtos farmacêuticos estão presentes no alginato [11]. Relatos recentes atestam seu grande potencial para produzir estruturas homopoliméricas, bem como na engenharia de tecidos empregada como hidrogel [11,12]. O alginato em combinação com outros polímeros, como o colágeno, também tem se destacado na biotecnologia e na pesquisa biomédica, pois o alginato é biocompatível, tem custo relativamente baixo, não é tóxico e tem capacidade de formar géis pela adição de cátions divalentes como  $\text{Ca}^{2+}$ . Os sais de sódio e cálcio do ácido algínico não eram tóxicos e não causavam alterações histológicas Os sais de sódio e cálcio do ácido algínico não eram tóxicos e não causavam alterações histológicas (Ahmad Raus et al., 2021; Puscaselu et al., 2020).

A solubilidade do alginato depende de alguns parâmetros, como pH do solvente (deve estar acima de um valor crítico), presença de íons gelificantes no solvente e força iônica média (alterando-a, as propriedades das soluções, como a viscosidade, podem ser afetadas) [14].

O alginato pode ser empregado nas indústrias farmacêutica, nutritiva e têxtil [11,14,15]. Na área médica, o curativo de alginato absorve o exsudato e protege as feridas. O material reage com o exsudato, forma um gel hidrofílico sobre a superfície da ferida e cria um ambiente úmido [16].

A quitosana é outro biopolímero renovável importante e abundante. É obtido a partir de uma reação de desacetilação de quitina, que é extraída do exoesqueleto de crustáceos [17]. Algumas propriedades da quitosana como biodegradabilidade, biocompatibilidade, baixa toxicidade, versatilidade para formar filmes, géis, fibras, grânulos e andaimes e atividade antimicrobiana são interessantes para aplicações médicas [18].

No presente estudo foram sintetizadas fibras de alginato e híbrido de alginato/quitosana com e sem glicerol. O objetivo era obter fibras com potencial para serem utilizadas como matéria-prima para a produção de têxteis técnicos, principalmente na área médica.

## 2 MATERIAL E MÉTODOS

### 2.1 REAGENTES

Alginato de sódio (viscosidade de 20.000-40.000 cps), quitosana extraída de caranguejo (85% de desacetilação mínima) e todos os reagentes empregados foram adquiridos da Sigma Co. (St. Louis, ME, EUA).

#### 2.1.1 Produção de Fibras

Fibras de alginato, quitosana e híbrido com e sem glicerol foram produzidas pela técnica de fiação úmida com seringa (seringas hipodérmicas, ponta Luer-lock de polipropileno, capacidade 10 mL, graduada, 25 x 7 mm e agulha Ø 0,6 x L 2,5 mm).

O alginato a 5% (m/v) foi dissolvido em 10 mL de etanol e 90 mL de água destilada por agitação em temperatura ambiente durante a noite. Glicerol a 2,5% (m/m) foi adicionado à solução. A solução de alginato de sódio com e sem glicerol foi injetada em banho de coagulação a 30°C contendo cloreto de cálcio a 2% (m/v). As fibras resultantes foram captadas desse meio de coagulação após 24 h e lavadas três vezes com água destilada. Os filamentos de alginato foram enrolados manualmente sobre o suporte cilíndrico de polipropileno. As fibras foram secas em condições de temperatura ambiente durante 24 h [19].

A quitosana a 2,2% (m/v) foi dissolvida em 200 mL de ácido acético a 2% (v/v) por agitação à temperatura ambiente durante a noite e, posteriormente, adição de 250 mL de metanol (v/v). O gel de quitosana foi filtrado usando uma bomba de vácuo. O gel de quitosana com e sem glicerol foi injetado em um banho de coagulação a 30 °C contendo 300 mL de sulfato de sódio 0,5 M, 100 mL de hidróxido de sódio 1 M e 600 mL de água destilada. As fibras resultantes foram extraídas desse meio de coagulação após 24 horas e colocadas em metanol a 50% por 2 h. Glicerol a 2,5% (p/p) foi adicionado à solução.

Fibras híbridas foram produzidas extrusão do gel de alginato, com e sem glicerol, em uma solução contendo 66% (v/v) de solução de cloreto de cálcio e 33% (v/v) de 0,2% (m/v) de gel de quitosana a 0,2%. As fibras permaneceram na solução resultante por 24 h. Após isso, as fibras permaneceram em 50% (v/v) de metanol por 4 h. Por fim, os filamentos de alginato foram lavados e enrolados manualmente no suporte cilíndrico de polipropileno para secagem à temperatura ambiente.

### 2.2 ENSAIOS DE ABSORÇÃO DE ÁGUA E PERDA DE PESO

A absorção de água (ou inchaço) e a perda de peso da fibra foram realizadas em triplicata. As fibras foram pesadas e imersas em 12 mL de água deionizada. As amostras dos frascos (15 mL) foram

fechadas com filme Parafilm (Pechiney Plastic Packaging Co., Chicago, IL, EUA) e colocadas em banho termorregulado (TEC-420, Tecnal, Piracicaba, Brasil) sob agitação (60 rpm), a 37°C por 1, 3, 7, 15, 21 e 30 dias. Para a absorção de água foi empregada uma balança analítica (AUW220D, Shimadzu, São Paulo, Brasil) para determinar a massa inicial da fibra (mi) e, após a incubação, sendo o excesso de solução removido com papel filtrante, a massa final (mw). Em seguida, as fibras foram secas a 40°C até atingir peso constante para determinação (mf). A absorção de água e a perda de peso são dadas pelas equações 1 e 2.

$$\text{Water absorption} = \left[ \frac{(mw - mi)}{mi} \right] \cdot 100 \quad (\text{Equação 1})$$

$$\text{Weight loss} = \left[ \frac{(mf - mi)}{mi} \right] \cdot 100 \quad (\text{Equação 2})$$

### 2.3 ANÁLISE MICROESTRUTURAL DAS FIBRAS

A análise microestrutural das fibras foi realizada empregando-se o microscópio eletrônico de varredura Philips XL-30 (FEI Company, Holanda). Cada amostra foi coberta com uma fina película de carbono e pulverização catódica revestida com ouro. As ampliações microscópicas das fibras foram de 500x.

### 2.3 TESTE MECÂNICO DAS FIBRAS

Para as determinações do diâmetro e contagem de acordo com a ISO 5084 (1996) [14], as amostras de fibra foram armazenadas a  $20 \pm 2^\circ\text{C}$  e umidade relativa de  $65 \pm 4\%$  por 24 h. Após a aclimatização, cada amostra foi pesada empregando uma balança analítica (AUW220D, Shimadzu, São Paulo, Brasil). Os resultados obtidos representam a taxa entre o peso e o comprimento da fibra [20]. O ensaio foi realizado com base nas normas ISO 2060 (1994) [21], ISO 1139 (1973) [22] e ISO 139 (2005) [23]. As propriedades de tração das fibras aclimatizadas (resistência à ruptura, tenacidade, alongamento e módulo de Young) foram determinadas de acordo com a ASTM D 3822 (2007) [24] empregando a máquina de teste Instron (modelo 5569, Norwood-MA, EUA). Anteriormente, para determinar a tenacidade (valor de resistência compartilhado pelo número de contagem), a finura da fibra (densidade linear ou número de contagem) era calculada em termos de TEX, definido como o peso em gramas por 1.000 m da fibra, pesando um comprimento conhecido da fibra. Utilizou-se uma célula de carga de 10 N, comprimento manométrico de 200 mm, pré-tensão automática e velocidade da travessa de 100 mm/min. Os parâmetros de tração foram determinados quando a fibra se rompeu imediatamente após o alongamento máximo.

## 2.4 CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL – DSC/ TERMOGRAVIMETRIA – TGA

Os testes de DSC foram realizados no DSC 7020 (Exstar, SII Nano Technology In., Japão) sob uma atmosfera de nitrogênio inerte a uma taxa de fluxo de 50 mL/min. As temperaturas variaram de 25 a 350 °C com uma taxa de aquecimento de 10 °C/min. Foi utilizada uma cápsula fechada de alumínio contendo 2 mg de massa amostral. A temperatura e o calor de fusão foram calibrados com índio.

A análise de TG foi realizada em um TG/DTA 7200 (Exstar, SII Nano Technology In., Japão) sob uma atmosfera de nitrogênio de 100 mL<sup>min-1</sup>. As temperaturas variaram de 25 a 600 °C com taxa de aquecimento de 10 °C<sup>min-1</sup>. Foram utilizadas cápsulas fechadas de platina contendo 3,5 mg de massa amostral. A temperatura e a fusão por calor foram calibradas com oxalato de cálcio antes do ensaio.

As análises de DSC e TG foram realizadas com alginato, quitosana e fibra híbrida, sem e com glicerol. Os ensaios foram realizados no Departamento de Farmácia da Faculdade de Ciências Farmacêuticas.

## 2.5 ENSAIO DE VIABILIDADE CELULAR

Para análise de citotoxicidade foram utilizadas 0,5 g de amostras de quitosana, alginato e fibras híbridas (alginato/quitosana). As amostras foram cortadas (cerca de 0,5 cm), colocadas em frascos de 12 mL e irradiadas a 25 kGy.

Os testes de citotoxicidade foram realizados empregando-se a linhagem celular do clone 929 do NCTC da American Type Culture Collection (ATCC) (conjunto de fonte biológica de camundongo, modo de crescimento aderente, cariotípico 2n = 40, morfologia de fibroblastos, adequada para cultura celular), de acordo com a International Standardization Organization (ISO 10 993-5) [25] e a metodologia descrita anteriormente por Rogero et al. (2003) [26]. O extrato obtido por imersão da amostra em meio de cultura celular MEM (meio mínimo de Eagle) por 24h foi diluído serialmente e colocado em microplacas de 96 poços contendo cultivos celulares. O efeito da citotoxicidade foi avaliado pela leitura da densidade óptica a 540 nm (Tecan, espectrofotômetro Sunrise, Männedorf, Suíça) do nível de captação de vermelho neutro. A porcentagem de viabilidade celular foi calculada com base nas células controle do ensaio (100% de viabilidade). Polietileno de alta densidade (PEAD) e solução de fenol a 0,2% em PBS foram utilizados como controles negativos e positivos, respectivamente.

## 2.6 VISCOSIDADE-PESO MOLECULAR MÉDIO DO ALGINATO

O peso molar do alginato e da quitosana não foi informado pelo fornecedor, então o peso molecular médio da viscosidade foi obtido usando a equação de Mark-Houwink (Eq. (3)) [27].

$$[\eta] = KMv^\alpha \quad (\text{Equação 3})$$

A viscosidade intrínseca  $[\eta] = 35,57 \text{ mL/g}$ , a  $25^\circ\text{C}$  e concentração de alginato de  $5 \text{ g/mL}$ . Foram utilizadas as constantes  $K = 0,0073 \text{ mL/g}$  e  $\alpha = 0,92$  [28]. Finalmente, a viscosidade-peso molecular médio do alginato foi de aproximadamente  $10196,43 \pm 204,89 \text{ g/mol}$ . Para quitosana a viscosidade intrínseca  $[\eta] = 227,12 \text{ mL/g}$ ,  $2\%(\text{g/mL})$  a  $25^\circ\text{C}$  [27,29]. Foram utilizadas as constantes  $K = 4,74 \times 10^{-3} \text{ mL/g}$  e  $\alpha = 0,73$  [27]. A viscosidade-peso molecular médio da quitosana foi de  $15000 \text{ g/mol}$ .

## 3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 3.1 ABSORÇÃO DE ÁGUA E PERDA DE PESO

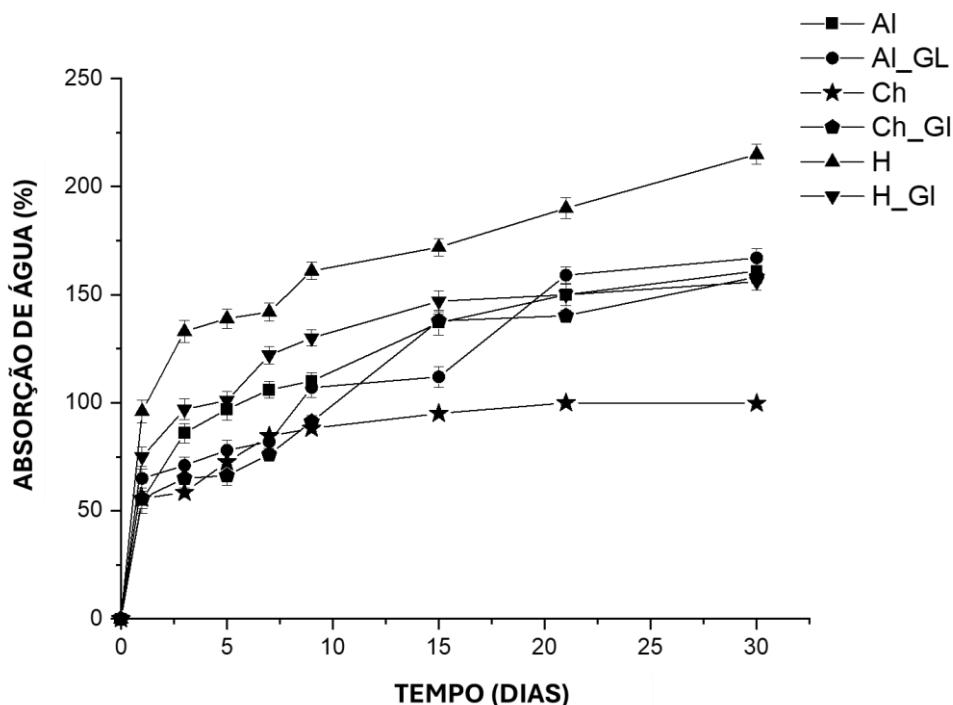
Propriedades importantes da fibra têxtil são relações estreitas com o comportamento da fibra em diversas condições atmosféricas. A maioria das fibras é higroscópica, ou seja, podem absorver vapor de água de uma atmosfera úmida e, inversamente, perder água para uma atmosfera seca. A água absorvida pode influenciar muitas das propriedades físicas da fibra, como dimensões, resistência à tração, recuperação elástica, resistência elétrica, tenacidade, etc. No caso dos tecidos, a humidade exerce uma forte influência na adequação e na finalidade de um artigo de vestuário [30]. Os detalhes estruturais determinam o comportamento aparente da fibra. Por exemplo, em um tecido produzido a partir de fibras hidrofóbicas, como o poliéster, as fibras e a superfície do fio podem absorver água por efeito capilar [30]. Da mesma forma, um tecido com um determinado fator de cobertura (a razão entre a superfície do tecido ocupada pelo fio e a superfície total do tecido) parece ser mais absorvente do que outro com um valor menor feito da mesma matéria-prima.

A capacidade de um material reter água em sua estrutura é uma característica marcante para aplicações na área médica. Por exemplo, em curativos usados em feridas com secreção, uma fibra com alta absorção de líquidos poderia remover essa secreção, auxiliando no processo de cicatrização [31]. De acordo com a aplicação, as especificações dos materiais para o tratamento de feridas (absorbância, tenacidade, flexibilidade, maciez e, em alguns casos, bioestabilidade e biodegradação) são essenciais [31,32].

A Figura 1 apresenta a absorção de água versus tempo para fibras preparadas a partir de alginato, gel de quitosana e híbridos alginato/quitosana sem e com glicerol. As absorções nos testes

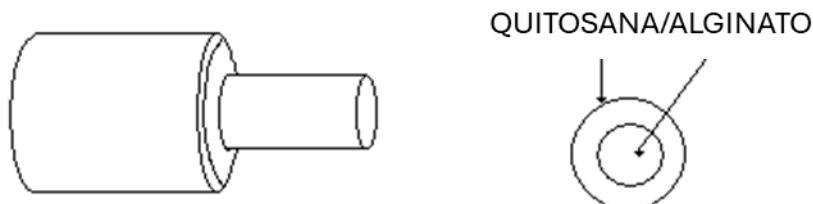
realizados por 30 dias foram: 161% para o alginato sem, 167% para alginato com glicerol, 100% para quitosana, quitosana com glicerol 158% e 215% e 156% para as fibras híbridas sem e com glicerol respectivamente.

**Figura 1.** Absorção de água (%) versus tempo para as fibras AL (■), AG (●), CH (○), HGL (▲), H (▲) e HGL (▼).



O alginato é um polímero hidrofílico natural e quando utilizado com polímero de quitosana, a capacidade de absorção de água do material híbrido aumentou em relação aos valores dos compostos isolados (Figura 2).

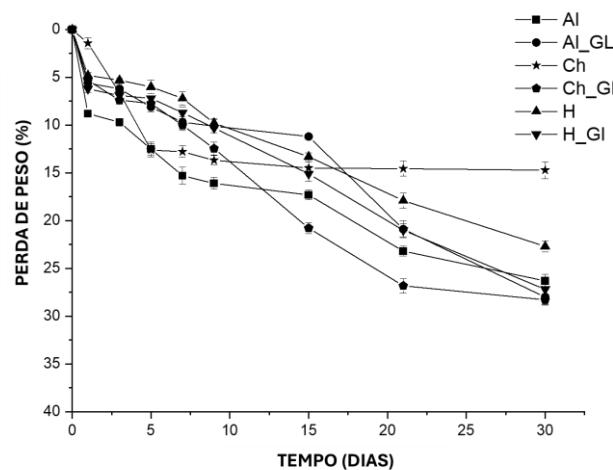
**Figura 2.** Fibra híbrida de alginato/quitosana mostrando revestimento de quitosana na fibra de alginato.



Nesse caso, a interação sinérgica entre as propriedades de ambos os polímeros implicou uma melhor característica de absorção da capacidade de água do que de cada polímero isolado. A absorção de água na estrutura da fibra é um fator determinante no tipo de aplicação desse material [31].

A perda de peso foi de 28% para a fibra de alginato com glicerol, aumento de 8% em comparação com a perda de massa da fibra de alginato sem glicerol. Para a quitosana foi de 15% e a quitosana com glicerol 28%. Para as fibras híbridas com glicerol foi detectada uma perda de massa de 27%, sendo 17% menor em comparação com a fibra híbrida sem glicerol (Figura 3).

**Figura 3.** Perda de peso (%) versus tempo para fibras AL (■), AGL (●), CH (★), CHGL (▲), H (▲), HGL (▼).

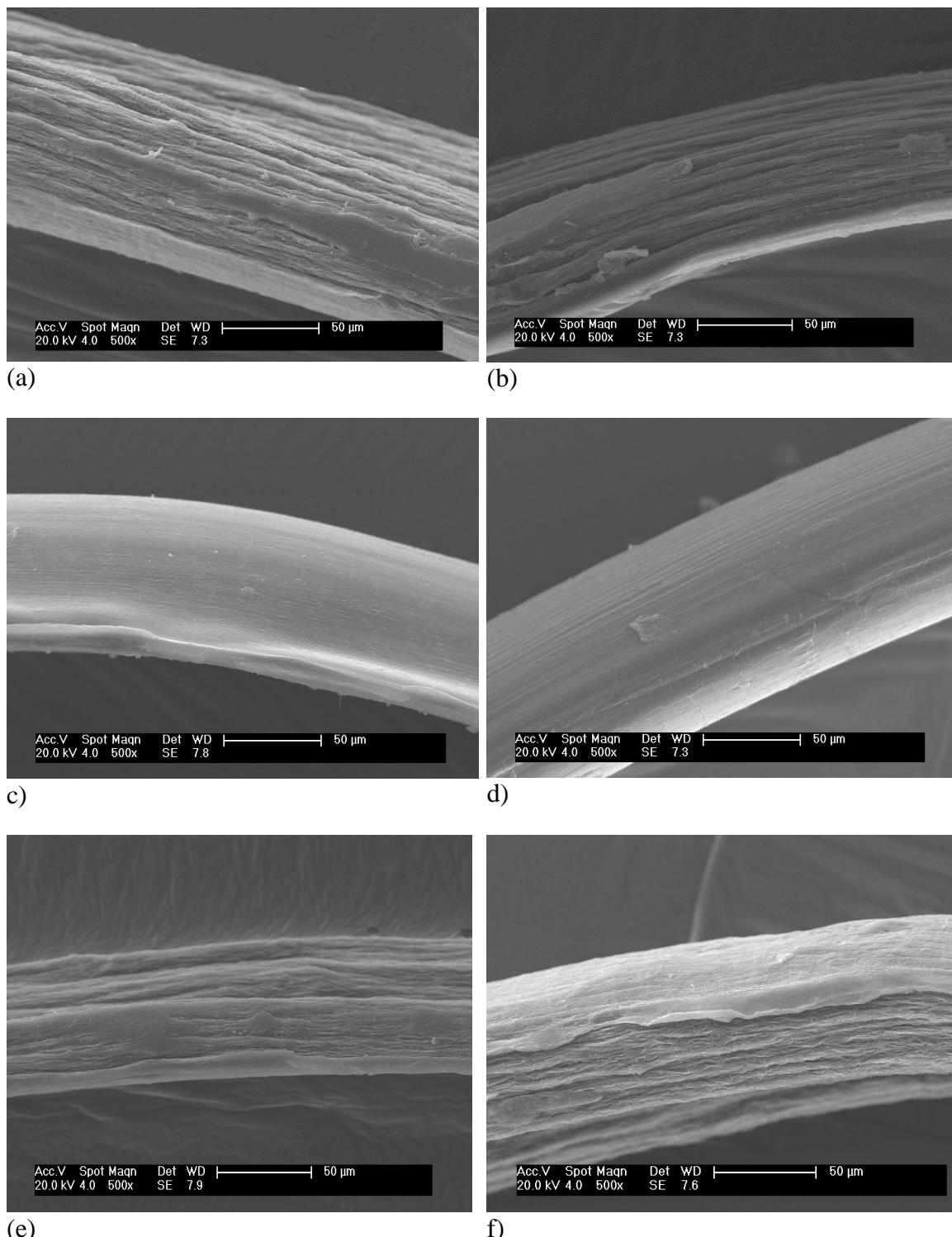


O uso do polímero de quitosana aumentou a perda de peso das fibras, provavelmente devido às propriedades biodegradáveis conhecidas desse biopolímero [33]. O uso de glicerol aumentou a perda de massa por ser álcool possivelmente volatilizado, contribuindo para potencializar a perda de peso ao longo dos dias. Outro ponto é a alta presença de moléculas de água na estrutura da fibra com glicerol (que provavelmente é perdido durante a secagem e, portanto, aumenta a perda de peso) justificado pela presença de glicerol com capacidade de atrair mais moléculas de água e consequentemente aumentar a absorção [34].

### 3.2 ANÁLISE MORFOLÓGICA

A microscopia eletrônica de varredura (MEV) foi utilizada para avaliar a qualidade das fibras, pois permite a avaliação de incrustações, espessuras e irregularidades ao longo das fibras. Além disso, pode determinar o agrupamento de fibras, a presença de marcas em seu interior, a presença ou não de medula, a forma de cortes transversais e longitudinais, as diferenças de cor, entre outros.

**Figura 4.** Imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) de fibras obtidas com glicerol (coluna da esquerda) e sem glicerol (coluna da direita) respectivas fibras de: (a, b) alginato; c) Quitosana; e (e, f) híbrido.



A Figura 4 mostra imagens de MEV de fibras feitas de alginato (Figura 4a e 4b), quitosana (Figura 4c e 4d), híbrido (Figura 4e e 4f) com e sem glicerol. Observa-se que as fibras são orientadas no sentido longitudinal, apresentando uniformidade mesmo considerando o processo de extrusão

manual para sua produção. Também é possível observar a presença de estrias longitudinais pesadas nas superfícies de todas as fibras (Figura 4), provavelmente devido ao processo de extrusão manual. Para a extração foi utilizada uma seringa cortada manualmente. Com outros métodos de corte, como corte a laser, essas estrias podem ser evitadas.

Nas fibras híbridas observa-se a presença de quitosana na superfície de revestimento das fibras de alginato (Figuras 4d e 4e), demonstrando que o processo empregado foi eficaz.

Os alginatos podem gelificar por meio de dois mecanismos: dependência de íons e íons independentemente. O mecanismo dependente de íons ocorre em valores de pH acima do pKa do alginato, o pKa do alginato fica entre 3,38 e 3,65 e na presença de cátions divalentes, como íons de cálcio ( $\text{Ca}^{2+}$ ). Nessas condições, os íons de sódio ligados são trocados por íons de cálcio, em solução, o que causa a dimerização das cadeias de alginato adjacentes, formando uma rede tridimensional, hidrofílica e ainda insolúvel [14,35].

A quitosana, o outro polissacarídeo natural prevalente, é o derivado parcialmente N-desacetilado da quitina. O grupo amino na quitosana tem um valor de pKa de  $\sim 6,5$ , o que leva a uma protonação em solução ácida a neutra com uma densidade de carga dependente do pH e do valor %DA. Isso torna a quitosana solúvel em água e um bioadesivo que se liga prontamente a superfícies carregadas negativamente, como membranas mucosas. A complexação de polieletrólitos pode ocorrer entre o alginato e a quitosana, pois são polissacarídeos de carga oposta; o alginato é polianiónico e a quitosana é policatiônica. No entanto, essa interação depende do pH local [36].

Conforme mostrado nas Figuras 4, para todas as fibras produzidas, o diâmetro médio está na faixa de 75-100  $\mu\text{m}$ . A finura ou diâmetro das fibras é uma propriedade importante. Influencia as características funcionais de fibras, fios, tecidos, malhas e não tecidos [20]. Neste trabalho foram produzidas e caracterizadas fibras em ordem micrométrica de grandeza. É possível considerar que, ao diminuir essa ordem de grandeza até a escala nanométrica, essas propriedades poderiam ser potencializadas, além da possibilidade de redução de custos com o emprego de menos material. Claro, essa hipótese será comprovada pela análise dos resultados de estudos posteriores.

### 3.3 ENSAIOS DE TRAÇÃO

Para a realização de testes de tração, geralmente, o diâmetro da fibra é estimado por uma medição indireta conhecida como número de contagem. A forma de indicação usual do número de contagem de fibras é TEX, que é definida como gramas por 1000 metros de fibra.

**Tabela 1.** Resultados dos ensaios de tração. Os valores são expressos em média de 20 determinações sobre fibras climatizadas (20°C, 65% de umidade relativa), respectivo desvio padrão e coeficiente de variação.

Fibras	Número de contagem (tex)	Carga de ruptura (N)	Tenacidade (cN/tex)	Alongamento (%)	Módulo de Young (N/tex)
Alginato (Al)	27,6 ± 1,34	1,62 ± 0,11	7,25 ± 0,52	4,89 ± 2,43	4,77 ± 0,49
Alginato (AIGI)	29,2 ± 1,39	1,35 ± 0,07	7,75 ± 0,44	6,08 ± 1,85	5,02 ± 0,47
Quitosana (Ch)	17,2 ± 0,7	0,77 ± 0,05	4,47 ± 0,28	1,45 ± 0,97	4,16 ± 1,01
Quitosana (ChGI)	17,2 ± 0,65	1,49 ± 0,08	8,64 ± 0,51	4,25 ± 0,83	5,55 ± 0,41
Híbrido (H)	18,4 ± 0,82	1,64 ± 0,10	8,89 ± 0,55	5,44 ± 2,4	5,66 ± 0,77
Híbrido (HGI)	15,1 ± 0,79	1,53 ± 0,05	10,0 ± 0,33	6,17 ± 1,93	5,72 ± 0,54

A Tabela 1 mostra os resultados do número de contagem (tex), carga de ruptura (N), tenacidade (cN/tex), alongamento (%) e módulo de Young (N/tex) para os diferentes tipos de alginato e fibras híbridas produzidas. A fibra produzida com o gel de alginato apresentou comportamento oposto, ou seja, quando o glicerol foi empregado, o número de contagem aumentou. Considerando que todas as fibras têm a mesma faixa de diâmetro, conforme evidenciado pela análise de MEV, essas diferenças significativas podem estar associadas a uma variação nas densidades das fibras provocada pelos diferentes processos que foram empregados para sua respectiva produção.

A tenacidade da fibra é o quociente de carga de ruptura pelo número de contagem. Este cálculo é necessário para normalizar o efeito de diferentes valores de espessura encontrados em algumas amostras contendo várias fibras [20]. A Tabela 1 mostra que os valores de tenacidade de todas as fibras de alginato foram muito semelhantes.

A influência do glicerol como agente plastificante foi observada nos resultados de alongamento. As fibras de alginato (GL) apresentaram valores de alongamento 19,6% maiores do que as do alginato. Os valores de tenacidade para alginato e fibras híbridas ficaram entre 7,25-7,75 e 8,89-

10,0 cN/tex, e o emprego de glicerol está associado a uma tendência de aumento dos valores de tenacidade. Os valores de tenacidade obtidos no presente estudo são ligeiramente inferiores aos valores encontrados na literatura (14,0-18 cN/Tex) [37] e (11,0-18 cN/Tex) [37,38]. No entanto, vale ressaltar que as referências citadas não mencionam a concentração de polímeros empregada em suas determinações.

As fibras produzidas a partir de alginato e híbrido podem ser consideradas quebradiças considerando seus valores de tenacidade e pensando em aplicações têxteis quando, por exemplo, esses valores são comparados com as de tenacidade do algodão (26,5-43,3 cN/tex) [39]. No entanto, o módulo de Young das fibras produzidas (4,9-6,2 N / tex) é compatível com os valores do algodão (5,4-6,2 N / tex) [39,40], indicando alguma semelhança entre essas fibras quanto à rigidez e resistência mecânica.

Tradicionalmente, os curativos são feitos de fibras celulósicas, como fibras de algodão e viscose, rayon, na forma de gaze tecida ou não tecida. Essas bandagens são altamente absorventes e, considerando que a estrutura da fibra é quimicamente, fisicamente e biomédica inerte ao ambiente de cicatrização de feridas, as fibras permanecem integrais durante o tratamento. Após a cicatrização da ferida, o curativo e as fibras podem ser aderidos à cicatriz seca, e a remoção do curativo às vezes se torna dolorosa e traumática [41,42].

Dessa forma, outra estratégia possível poderia ser a produção de um tecido de duas camadas, uma para fornecer resistência ao tecido e outra para entrar em contato com a pele, o que poderia aliviar a dor, absorver exsudatos e conter o sangramento. Vale ressaltar que alterando a absorção de água é possível aumentar ou diminuir a degradação dos materiais. Assim, o tempo de aplicação ou duração desse material na ferida poderia ser determinado pelo teor de fibra de alginato/quitosana levando em consideração sua propriedade de absorção de água.

O alginato e a quitosana são polímeros muito aplicados em biomateriais. Separadamente, ambos podem absorver água e se degradar. Apesar da característica de absorção de água do alginato, seu contato com exsudatos beneficia a proliferação bacteriana [41]. Desta forma, a quitosana adicionada à fibra híbrida pode trazer as vantagens relativas à biodegradabilidade, propriedades bactericidas, fungicidas e curativas [33,41]. Mais estudos devem ser feitos para determinar essas propriedades e desenvolver um produto adequado para aplicações médicas.

A estrutura da matriz do tecido (ou o andaime) também é importante para aplicações médicas [14]. Além disso, como observado anteriormente neste estudo, as fibras foram produzidas em ordem micrométrica de magnitude, apresentando um conjunto de propriedades aqui relatadas. É possível considerar que, ao diminuir essa ordem de grandeza até a escala nanométrica, essas propriedades

poderiam ser potencializadas, além da possibilidade de redução de custos com o emprego de menos material. Desta forma, a eletrofiação surgiu como um dos processos mais versáteis para produzir fibras com diâmetros submicrônicos e nano a partir de uma ampla gama de polímeros. Matrizes de nanofibras eletrofiadas poliméricas biodegradáveis (andaimes) estão atraindo atenção significativa para várias aplicações biomédicas, incluindo engenharia de tecidos [43,44]. Assim, os polímeros de alginato/quitosana podem ter suas características biomédicas melhoradas pelo emprego da nanotecnologia de eletrofiação.

### 3.4 CALORIMETRIA EXPLORATÓRIA DIFERENCIAL – DSC/ TERMOGRAVIMETRIA – TGA

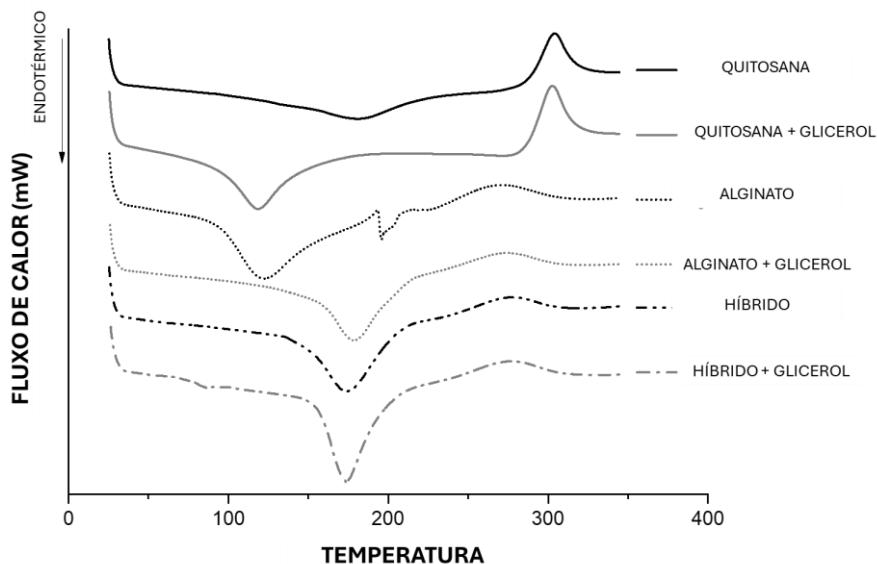
A Calorimetria Exploratória Diferencial é um importante estudo do comportamento térmico de um material que identifica perda de massa, reações de redução e dessorção pelos picos endotérmicos e cristalização, reações de polimerização e oxidação pelos picos exotérmicos [45]. Os resultados do DSC das fibras com e sem glicerol são apresentados na Tabela 2.

As fibras de quitosana com e sem glicerol apresentam curvas DSC semelhantes (Figura 5) com dois eventos, o primeiro refere-se à evaporação da água absorvida e o segundo é a degradação do polímero (degradação do anel sacarídeo, despolimerização e decomposição das unidades de quitosana acetilada e desacetilada) [46].

**Tabela 2.** Resultados da análise de DSC de quitosana, alginato e fibras híbridas com e sem glicerol.

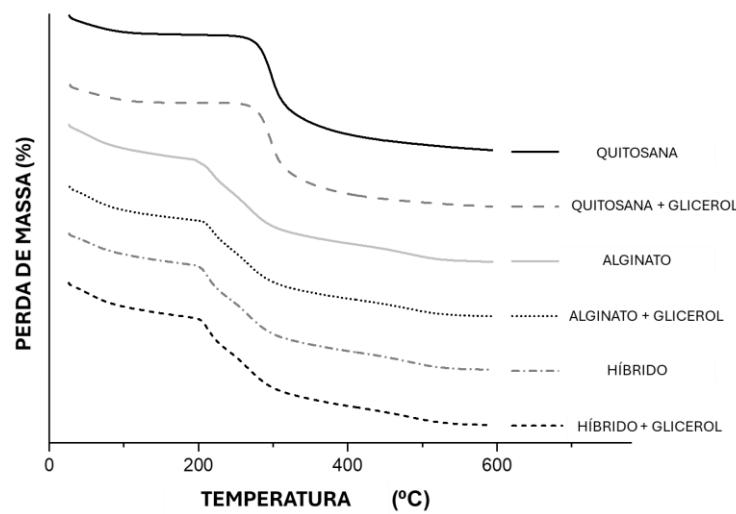
FIBRA	ACONTECIMENTO	INÍCIO (°C)	DESLOCAMENTO (°C)	TPEAK (°C)	ΔH (mJ mg <sup>-1</sup> )
Quitosana	Endotérmico	60.28	250.41	180.85	-45974.52
	Exotérmico	269.71	344.53	303.86	25660.18
Quitosana com glicerol	Endotérmico	63.35	182.78	118.34	-45691.90
	Exotérmico	277.71	344.49	302.43	29450.13
Alginato	Endotérmico	87.59	192.99	122.70	-70065.32
	Endotérmico	193.24	212.99	195.79	-5261.46
	Exotérmico	227.13	344.18	267.93	22802.90
Alginato com glicerol	Endotérmico	98.40	215.22	178.54	-112739.30
	Exotérmico	215.22	344.57	271.78	59913.65
Híbrido	Endotérmico	118.88	216.39	174.32	-55536.60
	Exotérmico	216.14	344.45	275.61	27863.68
Híbrido com glicerol	Endotérmico	146.84	224.23	173.85	-57446.57
	Exotérmico	226.83	336.15	276.30	20516.48

**Figura 5.** DSC de quitosana, alginato e fibras híbridas sem e com glicerol.



As fibras de alginato sem glicerol apresentaram três eventos, o primeiro evento endotérmico pode ocorrer devido à evaporação da água, o segundo foi um evento endotérmico e pode ser atribuído ao ponto de fusão do polímero. Finalmente, o terceiro evento exotérmico pode ser explicado pela degradação do polímero [47]. As fibras de alginato com glicerol apresentaram apenas dois eventos principais (Tabela 2) resultantes do aumento do ponto de fusão do polímero e das temperaturas de degradação do polímero devido à presença de glicerol. As fibras híbridas com e sem glicerol têm comportamento semelhante às curvas DSC do alginato (Fig. 5), mas apenas dois eventos térmicos diferentes, pode ser devido à ausência de interação entre alginato e quitosana. Uma mistura completamente miscível de dois polímeros é caracterizada por uma temperatura intermediária entre os dois polímeros que a compõem [48].

**Figura 6.** TG comparativo de alginato, quitosana e fibras híbridas sem e com glicerol.



O termograma Figura 6 mostrou comportamento semelhante do alginato e da fibra híbrida com e sem glicerol, apresentando três perdas de massa sobre a evaporação da água e a degradação do polímero. A fibra de quitosana com e sem glicerol apresentou duas perdas de massa associadas ao processo de desidratação dos anéis sacarídeos, decomposição das unidades acetiladas e desacetiladas da quitosana e despolimerização [46].

Considerando a possibilidade de termolabilidade, a opção de fibras produzidas sem glicerol é mais atrativa devido ao aumento da resistência ao calor. Isso é importante para a esterilização de curativos médicos produzidos com essa matéria-prima. A esterilização hospitalar mais comum de têxteis é realizada a 121°C por 30 ou mais minutos. Em alguns casos, como têxteis cirúrgicos, a irradiação também é comumente empregada, mas essa técnica é mais complexa e cara.

**Tabela 3.** Resultados da análise de TGA de quitosana, alginato e fibras híbridas com e sem glicerol.

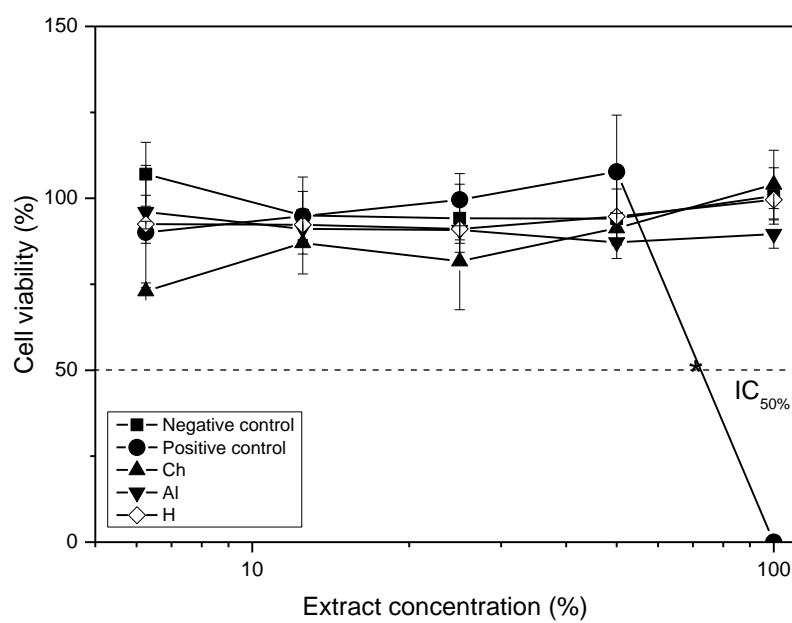
FIBRA	EVENTO DE PERDA DE MASSA	Ti (°C)	Tf (°C)	PERDA DE MASSA (%)
Quitosana	1	30.96	142.22	7.2
	2	244.63	491.17	50.45
Alginato	1	26.79	153.89	14.2
	2	206.60	463.63	40.26
	3	463.63	591.50	5.03
Quitosana com glicerol	1	28.44	155.44	7.68
	2	244.83	581.30	48.09
Alginato com glicerol	1	35.15	99.11	8.92
	2	192.39	426.50	37.97
	3	426.50	578.19	6.82
Híbrido	1	33.8	105.69	8.54
	2	191.36	428.96	41.74
	3	428.96	580.27	7.13

Híbrido com glicerol	1	36.18	101.28	8.97
	2	186.37	433.78	43.36
	3	433.78	587.41	7.06

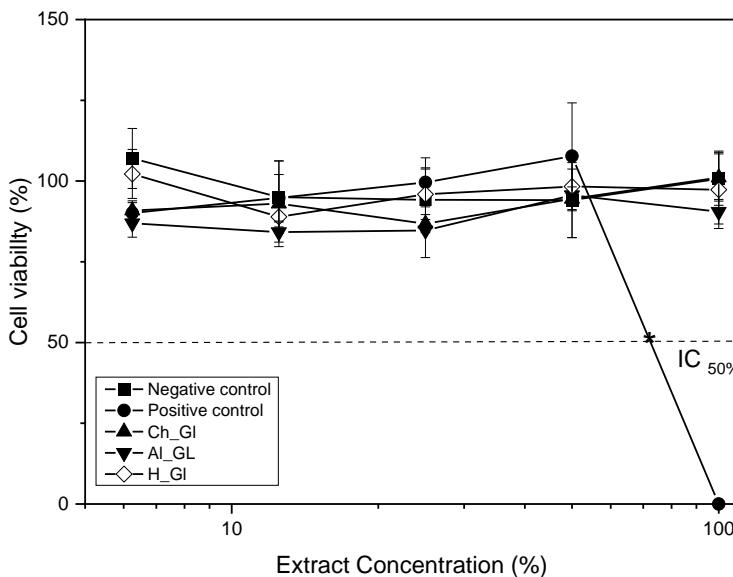
### 3.5 TESTES DE CITOTOXICIDADE

Para os testes de citotoxicidade, as porcentagens de viabilidade celular foram plotadas em relação à concentração do extrato (em porcentagem), resultando nas curvas de viabilidade celular mostradas na Figura 7. Nesta análise, as curvas acima de 50% de viabilidade celular (linha do índice de citotoxicidade = IC<sub>50</sub>) são consideradas não citotóxicas e aquelas abaixo ou cruzando a linha IC<sub>50</sub> são consideradas citotóxicas [49,50].

**Figura 7.** (a) Curvas de viabilidade celular em fibras sem glicerol obtidas de quitosana (-▲-), alginato (-▼-), híbrido (alginato/quitosana) (-◊-), controle negativo (-■-) e controle positivo (-●-). (b) Curvas de viabilidade celular em fibras com glicerol obtido a partir de quitosana (-▲-), alginato (-▼-), híbrido (alginato/quitosana) (-◊-), controle negativo (-■-) e teste de citotoxicidade de controle positivo (-●-).



(a)



(b)

Todas as fibras de quitosana, alginato e híbridos sem (Figura 7a) e com glicerol (Figura 7b) não apresentaram citotoxicidade considerando a curva de controle negativo de 0 a 100% da concentração do extrato. Isso indica que o emprego dessas fibras pode ser seguro em contato direto com outras células animais, incluindo as humanas.

Portanto, os resultados obtidos no presente estudo são promissores para o uso de quitosana e alginato como matérias-primas para a produção de fibras têxteis híbridas e seu uso em aplicações biomédicas. Novos estudos serão realizados para melhorar os processos de produção de fibras e tecidos.

#### 4 CONCLUSÃO

Neste estudo foram desenvolvidas fibras de biopolímeros de alginato e híbrido de alginato/quitosana. Diferentes métodos para produzir géis de alginato com glicerol foram testados. As fibras produzidas foram avaliadas em função da absorção ou inchamento de água, perda de massa, propriedades de tração e citotoxicidade. A absorção de água foi aumentada com a adição de glicerol para as fibras de alginato e quitosana. Para as fibras híbridas, o glicerol não beneficiou a absorção de água. A perda de peso aumentou com a adição de glicerol para todas as fibras testadas. Os valores de tenacidade para alginato e fibras híbridas ficaram entre 7,25-7,75 e 8,89-10,0 cN/tex, e o emprego de glicerol está associado a uma tendência de diminuição dos valores de tenacidade. Todas as fibras de quitosana, alginato e fibras híbridas sem e com glicerol não apresentaram citotoxicidade. Os resultados

obtidos no presente estudo são promissores para o emprego de quitosana e alginato como matérias-primas para produção de fibras têxteis e aplicações biomédicas. Novos estudos serão realizados para melhorar os processos de produção de fibras e tecidos.

## **AGRADECIMENTOS**

O apoio financeiro da CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) é reconhecido com gratidão. Os autores gostariam de agradecer ao IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares) pela análise de MEV, ao CQMA-IPEN (Centro Químico e Ambiental) pelos testes de citotoxicidade.

## **FINANCIAMENTO**

Este trabalho foi apoiado pela Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Finanças 001.

## REFERÊNCIAS

- SHAH, M. A.; PIRZADA, B. M.; PRICE, G.; SHIBIRU, A. L.; QURASHI, A. Applications of nanotechnology in smart textile industry: a critical review. *Journal of Advanced Research*, Cairo, v. 38, p. 55-75, 2022. DOI: 10.1016/j.jare.2022.01.008.
- NADI, A.; BOUKHRISS, A.; BENTIS, A.; JABRANE, E.; GMOUH, S. Evolution in the surface modification of textiles: a review. *Textile Progress*, Abingdon, v. 50, p. 67-108, 2018. DOI: 10.1080/00405167.2018.1533659.
- ALDALBAHI, A.; EL-NAGGAR, M.; EL-NEWEHY, M.; RAHAMAN, M.; HATSHAN, M.; KHATTAB, T. Effects of technical textiles and synthetic nanofibers on environmental pollution. *Polymers*, Basel, v. 13, n. 155, 2021. DOI: 10.3390/polym13010155.
- PAVKO ČUDEN, A. Sustainability in functional and technical textiles. In: MAITY, S.; SINGHA, K.; PANDIT, P. (ed.). *Functional and technical textiles*. Sawston: Woodhead Publishing, 2023. p. 779-818. DOI: 10.1016/B978-0-323-91593-9.00012-2.
- VENKATRAMAN, P. D.; BUTLER, J. A.; BRITTEN, N. S. Advances in medical textiles. In: MAITY, S.; SINGHA, K.; PANDIT, P. (ed.). *Functional and technical textiles*. Sawston: Woodhead Publishing, 2023. p. 31-70. DOI: 10.1016/B978-0-323-91593-9.00003-1.
- KARIM, N.; AFROJ, S.; LLOYD, K.; OATEN, L. C.; ANDREEVA, D. V.; CARR, C.; FARMERY, A. D.; KIM, I. D.; NOVOSELOV, K. S. Sustainable personal protective clothing for healthcare applications: a review. *ACS Nano*, Washington, v. 14, p. 12313-12340, 2020. DOI: 10.1021/acsnano.0c05537.
- BARMAN, J.; TIRKEY, A.; BATRA, S.; PAUL, A. A.; PANDA, K.; DEKA, R.; BABU, P. J. The role of nanotechnology-based wearable electronic textiles in biomedical and healthcare applications. *Materials Today Communications*, Amsterdam, v. 32, 2022. DOI: 10.1016/j.mtcomm.2022.104055.
- NGUYEN, H. M.; NGOC LE, T. T.; NGUYEN, A. T.; THIEN LE, H. N.; PHAM, T. T. Biomedical materials for wound dressing: recent advances and applications. *RSC Advances*, London, v. 13, p. 5509-5528, 2023. DOI: 10.1039/d2ra07673j.
- BARANWAL, J.; BARSE, B.; FAIS, A.; DELOGU, G. L.; KUMAR, A. Biopolymer: a sustainable material for food and medical applications. *Polymers*, Basel, v. 14, n. 983, 2022. DOI: 10.3390/polym14050983.
- GUPTA, R. K.; GUHA, P.; SRIVASTAV, P. P. Natural polymers in bio-degradable/edible film: a review on environmental concerns, cold plasma technology and nanotechnology application on food packaging - a recent trend. *Food Chemistry Advances*, Amsterdam, v. 1, 2022. DOI: 10.1016/j.focha.2022.100135.
- PUSCASELU, R. G.; LOBIUC, A.; DIMIAN, M.; COVASA, M. Alginate: from food industry to biomedical applications and management of metabolic disorders. *Polymers*, Basel, v. 12, n. 2417, 2020. DOI: 10.3390/polym12102417.
- SAHOO, D. R.; BISWAL, T. Alginate and its application to tissue engineering. *SN Applied Sciences*, Cham, v. 3, n. 30, 2021. DOI: 10.1007/s42452-020-04096-w.
- AHMAD RAUS, R.; WAN NAWAWI, W. M. F.; NASARUDDIN, R. R. Alginate and alginate composites for biomedical applications. *Asian Journal of Pharmaceutical Sciences*, Amsterdam, v. 16, p. 280-306, 2021. DOI: 10.1016/j.ajps.2020.10.001.

ABASALIZADEH, F.; MOGHADDAM, S. V.; ALIZADEH, E.; AKBARI, E.; KASHANI, E.; FAZLJOU, S. M. B.; TORBATI, M.; AKBARZADEH, A. Alginate-based hydrogels as drug delivery vehicles in cancer treatment and their applications in wound dressing and 3D bioprinting. *Journal of Biological Engineering*, London, v. 14, n. 8, 2020. DOI: 10.1186/s13036-020-0227-7.

ZHANG, X.; WANG, X.; FAN, W.; LIU, Y.; WANG, Q.; WENG, L. Fabrication, property and application of calcium alginate fiber: a review. *Polymers*, Basel, v. 14, n. 3227, 2022. DOI: 10.3390/polym14153227.

ADERIBIGBE, B. A.; BUYANA, B. Alginate in wound dressings. *Pharmaceutics*, Basel, v. 10, n. 42, 2018. DOI: 10.3390/pharmaceutics10020042.

MALIKI, S.; SHARMA, G.; KUMAR, A.; MORAL-ZAMORANO, M.; MORADI, O.; BASELGA, J.; STADLER, F. J.; GARCÍA-PEÑAS, A. Chitosan as a tool for sustainable development: a mini review. *Polymers*, Basel, v. 14, n. 1475, 2022. DOI: 10.3390/polym14071475.

AKAKURU, O.; ISIUKU, B. Chitosan hydrogels and their glutaraldehyde-crosslinked counterparts as potential drug release and tissue engineering systems - synthesis, characterization, swelling kinetics and mechanism. *Journal of Physical Chemistry & Biophysics*, Los Angeles, v. 7, n. 256, 2017. DOI: 10.4172/2161-0398.1000256.

KNILL, C. J.; KENNEDY, J. F.; MISTRY, J.; MIRAFTAB, M.; SMART, G.; GROOCOCK, M. R.; WILLIAMS, H. J. Alginate fibres modified with unhydrolysed and hydrolysed chitosans for wound dressings. *Carbohydrate Polymers*, Amsterdam, v. 55, p. 65-76, 2004. DOI: 10.1016/j.carbpol.2003.08.004.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 5081:1996: determination of thickness of textiles and textile products. Geneva: ISO, 1996.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 2060:1994: textiles - yarn from packages – determination of linear density (mass per unit length) by the skein method. Geneva: ISO, 1994.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 1139:1973: textiles - designation of yarns. Geneva: ISO, 1973.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 139:2005: textiles - standard atmospheres for conditioning and testing. Geneva: ISO, 2005.

ASTM INTERNATIONAL. ASTM D3822-07: standard test method for tensile properties of singles textile fibers. West Conshohocken: ASTM, 2007.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. ISO 10993-5:1992: biological evaluation of medical devices. Tests for cytotoxicity: in vitro methods. Geneva: ISO, 1992.

ROGERO, S. O.; MALMONGE, S. M.; LUGÃO, A. B.; IKEDA, T. I.; MIYAMARU, L.; CRUZ, Á. S. Biocompatibility study of polymeric biomaterials. *Artificial Organs*, Hoboken, v. 27, p. 424-427, 2003. DOI: 10.1046/j.1525-1594.2003.07249.x.

KASAAI, M. R. Calculation of Mark-Houwink-Sakurada (MHS) equation viscometric constants for chitosan in any solvent-temperature system using experimental reported viscometric constants data. *Carbohydrate Polymers*, Amsterdam, v. 68, p. 477-488, 2007. DOI: 10.1016/j.carbpol.2006.11.006.

MASUELLI, M. A.; ILLANES, C. O. Review of the characterization of sodium alginate by intrinsic viscosity measurements: comparative analysis between conventional and single point methods. *International Journal of Biomaterials Science and Engineering*, [S.I.], v. 1, p. 1-11, 2014. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/272785338>.

KASAAI, M. R.; ARUL, J.; CHARLET, G. Intrinsic viscosity-molecular weight relationship for chitosan. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, Hoboken, v. 38, p. 2591-2598, 2000. DOI: 10.1002/1099-0488(20001001)38:19<2591::AID-POLB110>3.0.CO;2-6.

SABZIPARVAR, A.; BOULOS, L.; FORUZANMEHR, M. R. Effect of fiber length and treatments on the hygroscopic properties of milkweed fibers for superabsorbent applications. *Environmental Technology & Innovation*, Amsterdam, v. 28, 2022. DOI: 10.1016/j.eti.2022.102930.

REZVANI GHOMI, E.; KHALILI, S.; NOURI KHORASANI, S.; ESMAEELY NEISIANY, R.; RAMAKRISHNA, S. Wound dressings: current advances and future directions. *Journal of Applied Polymer Science*, Hoboken, v. 136, n. 47738, 2019. DOI: 10.1002/app.47738.

ALI, M. Effect of textiles structural parameters on surgical healing: a case study. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, Bristol, v. 254, 062001, 2017. DOI: 10.1088/1757-899X/254/6/062001.

PICOS-CORRALES, L. A.; MORALES-BURGOS, A. M.; RUELAS-LEYVA, J. P.; CRINI, G.; GARCÍA-ARMENTA, E.; JIMENEZ-LAM, S. A. et al. Chitosan as an outstanding polysaccharide improving health-commodities of humans and environmental protection. *Polymers*, Basel, v. 15, n. 526, 2023. DOI: 10.3390/polym15030526.

BAGHERI, F.; RADI, M.; AMIRI, S. Drying conditions highly influence the characteristics of glycerol-plasticized alginate films. *Food Hydrocolloids*, Amsterdam, v. 90, p. 162-171, 2019. DOI: 10.1016/j.foodhyd.2018.12.001.

ZDIRI, K.; CAYLA, A.; ELAMRI, A.; ERARD, A.; SALAUN, F. Alginate-based bio-composites and their potential applications. *Journal of Functional Biomaterials*, Basel, v. 13, n. 117, 2022. DOI: 10.3390/jfb13030117.

DING, L.; HUANG, Y.; CAI, X. X.; WANG, S. Impact of pH, ionic strength and chitosan charge density on chitosan/casein complexation and phase behavior. *Carbohydrate Polymers*, Amsterdam, v. 208, p. 133-141, 2019. DOI: 10.1016/j.carbpol.2018.12.015.

FERRÁNDIZ, M.; FAGES, E.; ROJAS-LEMA, S.; IVORRA-MARTINEZ, J.; GOMEZ-CATURLA, J.; TORRES-GINER, S. Development and characterization of weft-knitted fabrics of naturally occurring polymer fibers for sustainable and functional textiles. *Polymers*, Basel, v. 13, n. 665, 2021. DOI: 10.3390/polym13040665.

ADANUR, S. *Wellington Sears handbook of industrial textiles*. New York: Routledge, 2017. DOI: 10.1201/9780203733905.

ONER, E.; TOPCUOGLU, S.; KUTLU, O. The effect of cotton fibre characteristic on yarn properties. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, Bristol, v. 459, 012057, 2018. DOI: 10.1088/1757-899X/459/1/012057.

RADOOR, S.; KARAYIL, J.; SHIVANNA, J. M.; JAYAKUMAR, A.; PARAMESWARANPILLAI, J.; SIENGCHIN, S. Cotton fibers, their composites and applications. In: MAVINKERE RANGAPPA, S.;

PARAMESWARANPILLAI, J.; SIENGCHIN, S.; OZBAKKALOGLU, T.; WANG, H. (ed.). Plant fibers, their composites, and applications. Sawston: Woodhead Publishing, 2022. p. 379-390. DOI: 10.1016/B978-0-12-824528-6.00003-5.

HOMAEIGOHAR, S.; BOCCACCINI, A. R. Antibacterial biohybrid nanofibers for wound dressings. *Acta Biomaterialia*, Amsterdam, v. 107, p. 25-49, 2020. DOI: 10.1016/j.actbio.2020.02.022.

MIR, M.; ALI, M. N.; BARAKULLAH, A.; GULZAR, A.; ARSHAD, M.; FATIMA, S.; ASAD, M. Synthetic polymeric biomaterials for wound healing: a review. *Progress in Biomaterials*, Cham, v. 7, 2018. DOI: 10.1007/s40204-018-0083-4.

DE MELO BRITES, M.; CERÓN, A. A.; COSTA, S. M.; OLIVEIRA, R. C.; FERRAZ, H. G.; CATALANI, L. H.; COSTA, S. A. Bromelain immobilization in cellulose triacetate nanofiber membranes from sugarcane bagasse by electrospinning technique. *Enzyme and Microbial Technology*, Amsterdam, v. 132, 2020. DOI: 10.1016/j.enzmictec.2019.109384.

BHATTARAI, R.; BACHU, R.; BODDU, S.; BHADURI, S. Biomedical applications of electrospun nanofibers: drug and nanoparticle delivery. *Pharmaceutics*, Basel, v. 11, n. 5, 2018. DOI: 10.3390/pharmaceutics11010005.

PEREIRA, A. L. et al. Mechanical and thermal characterization of natural intralaminar hybrid composites based on sisal. *Polymers*, Basel, v. 12, n. 866, 2020. DOI: 10.3390/POLYM12040866.

ZHAO, L.; DUAN, X.; CAO, W.; REN, X.; REN, G.; LIU, P.; CHEN, J. Effects of different drying methods on the characterization, dissolution rate and antioxidant activity of ursolic acid-loaded chitosan nanoparticles. *Foods*, Basel, v. 10, n. 2470, 2021. DOI: 10.3390/foods10102470.

AZAM, F.; AHMAD, F.; AHMAD, S.; ZAFAR, M. S.; ULKER, Z. Preparation and characterization of alginate hydrogel fibers reinforced by cotton for biomedical applications. *Polymers*, Basel, v. 14, n. 4707, 2022. DOI: 10.3390/polym14214707.

KOMORI, Y.; TANIGUCHI, A.; SHIBATA, H.; GOTO, S.; SAITO, H. Partial miscibility and concentration distribution of two-phase blends of crosslinked NBR and PVC. *Polymers*, Basel, v. 15, n. 1383, 2023. DOI: 10.3390/polym15061383.

URZEDO, A. L.; GONÇALVES, M. C.; NASCIMENTO, M. H. M.; LOMBELLO, C. B.; NAKAZATO, G.; SEABRA, A. B. Cytotoxicity and antibacterial activity of alginate hydrogel containing nitric oxide donor and silver nanoparticles for topical applications. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, Washington, v. 6, p. 2117-2134, 2020. DOI: 10.1021/acsbiomaterials.9b01685.

SORASITTHIYANUKARN, F. N.; MUANGNOI, C.; RATNATILAKA NA BHUKET, P.; ROJSITTHISAK, P.; ROJSITTHISAK, P. Chitosan/alginate nanoparticles as a promising approach for oral delivery of curcumin diglutaric acid for cancer treatment. *Materials Science and Engineering C*, Amsterdam, v. 93, p. 178-190, 2018. DOI: 10.1016/j.msec.2018.07.069.