



ConBRepro

X CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA DE PRODUÇÃO



EVENTO
ON-LINE

02 a 04
de dezembro 2020

Têxteis biomédicos a base de polissacarídeos eletrofiados e suas aplicações na saúde

Kainan Akio Weege, Andrea Krause Bierhalz, Antônio Augusto Ulson de Souza, Ana Paula S. Immich
Programa de PósGraduação em Engenharia Têxtil - Universidade Federal de Santa Catarina

Resumo:

Os avanços nas pesquisas com biotêxteis trazem inúmeros benefícios para diversas indústrias e para a sociedade em geral. O presente artigo traz uma revisão da literatura acerca dos principais biotêxteis obtidos por eletrofiação através da aplicação de polissacarídeos em suas formulações, comparando suas respectivas características e formas, como diâmetro e solventes utilizados. Os polissacarídeos são abundantes na natureza e apresentam diversas características promissoras para a área da saúde, como engenharia de tecidos, administração de medicamentos e curativos. A importância dessas informações é relevante para pesquisadores que atuam nessas áreas, onde buscam-se novos materiais com aplicações direcionadas e com funções bem determinadas. Além disso, a pesquisa mostra-se promissora para aplicações futuras, em áreas da saúde, têxtil, cosméticos, tintas e entre outras.

Palavras-chave: Polissacarídeos, eletrofiação, biotêxteis.

Biomedical textiles based on electrospun polysaccharides and their applications in health

Abstract:

Advances in biotechnology research bring numerous benefits to various industries and to society. This article provides a review of the literature on the main biotextiles selected by electrospinning through the application of polysaccharides in their formulations, comparing their characteristics and shapes, such as diameter and solvents used. Polysaccharides are abundant in nature and have promising characteristics for a health area, such as tissue engineering, medication administration and wound dressings. The importance of this information is relevant for researchers working in these areas, where new materials are sought with targeted applications and well-defined functions. In addition, the research shows promise for future applications in the areas of health, textiles, cosmetics, inks, and others.

Keywords: Polysaccharides, electrospinning, biotextiles.

1. Introdução

Os têxteis biomédicos são estruturas desenvolvidas com fibras específicas para uso em ambientes biológicos, ou seja, compatíveis com as células do corpo e fluidos biológicos. Esses têxteis, por exemplo, podem ser aplicados para acelerar o processo de coagulação

do sangue, na forma de agentes hemostáticos, com o objetivo de reduzir os problemas relacionados ao controle de hemorragias causadas pela intervenção cirúrgica. Também podem ser usados para melhorar o processo de cicatrização de feridas como ferimentos de pele, causadas por trauma, intervenção cirúrgica, úlceras ou queimadura, na forma de curativos, como a gaze (KING; GUPTA; GUIDOIN, 2013).

A incessante pesquisa e desenvolvimento dentro da área da saúde impulsionou significativamente a capacidade de se otimizar esses processos para controlar a hemostasia e a cicatrização de feridas, além de diversas outras aplicações, principalmente dentro da engenharia de tecidos, diminuindo complicações e o tempo de tratamento do paciente.

Nesse artigo de revisão pretende-se apresentar uma importante categoria de artigos têxteis, chamados têxteis biomédicos, principalmente os têxteis produzidos por polissacarídeos obtidos pela técnica de eletrofiação, método baseado na extrusão de polímeros em soluções através de um capilar de infusão, sob condições controladas de operação.

2. Têxteis Biomédicos

O termo "Biotêxtil" é definido como a estrutura composta de fibras têxteis projetadas especificamente como dispositivo médico para prevenção, diagnóstico ou tratamento de uma lesão, cujo desempenho na melhoria da saúde e o bem-estar do paciente dependem de diversos fatores, como as propriedades dessas fibras, a disponibilidade desses têxteis, características da enfermidade do paciente e de seu custo (JEANMONOD, 2020). Com o avanço desses materiais, o campo dos biotêxteis evoluiu para utilizar o potencial de vários tecidos, não tecidos, estruturas têxteis tricotadas e trançadas para aplicações biomédicas (KING., 2014).

Esses têxteis biomédicos podem ser provenientes de fibras naturais, sintéticas e de polímeros naturais, como os polissacarídeos. Para se tornarem fibras, esses polímeros passam por processos de fiação, onde podem se transformar em estruturas têxteis com aplicações biomédicas promissoras em diferentes campos, como engenharia de tecidos, administração de medicamentos e curativos.

Dentre os avanços de processo para obtenção de fios mais recentes, estão a eletrofiação, fiação por indução de plasma, centrifugação por jato, fiação por sopro e fiação a úmido na busca da obtenção de fibras, das mais diversas características, como as nanofibras, ou seja, filamentos poliméricos com centenas de nanômetros de diâmetro com uma elevada proporção da área de superfície por volume (MARTENDAL, 2017; HU et al., 2014; REN et al., 2015; DIAS et al., 2019).

3. Classificação dos têxteis biomédicos

A área de aplicação dos têxteis médicos é a Medtech, classificada como um dos setores dos têxteis técnicos e abrange todos os têxteis usados na saúde, além de produtos de higiene. Os materiais fibrosos de utilização em medicina incluem fibras, fios (monofilamento ou multifilamento), estruturas têxteis (tecidos, malhas, entrançados e não-tecidos) e compósitos. Os têxteis médicos podem ser divididos em três categorias: têxteis cirúrgicos, têxteis para sistemas extracorporais e produtos de higiene e saúde.

3.1 Têxteis cirúrgicos

Incluem-se neste grupo todos os materiais têxteis que são usados em cirurgia, e podem se subdividir em três grupos:

3.1.1 Têxteis implantáveis

Considera-se têxteis implantáveis, os materiais fibrosos que entram em contato com o corpo e fluidos corporais. Nos têxteis implantáveis, há a necessidade de utilização de substitutos artificiais, tais como os biotêxteis, devido suas propriedades de não toxicidade (não-pirogenético, resposta não-alérgicas e não-cancerígeno), capacidade de ser esterilizado (radiações, gás de óxido de etileno, calor seco ou autoclave), propriedades mecânicas (resistência, elasticidade, durabilidade) e biocompatibilidade (bioinerte e bioativo) (ZHONG, 2013; PAUL, 2019). A exemplo de têxteis implantáveis temos as suturas, artérias vasculares, válvulas para o coração, ligamentos artificiais, tecidos para tratamento de hérnias, redes de reforço cirúrgico, entre outros materiais (GAJJAR; KING, 2014).

3.1.2 Têxteis não-implantáveis

Em relação aos têxteis não-implantáveis, eles são utilizados para aplicações externas ao corpo humano, podendo ou não estar em contato com a pele. Entre as aplicações mais comuns dos materiais fibrosos cirúrgicos não-implantáveis está o tratamento de feridas, apresentando funções como proteção contra infecções, absorção de sangue, além de promover cicatrização com adição de medicação tópica (ZHONG, 2013). A exemplo temos pensos, ligaduras, emplastos, curativos, entre outros.

3.1.3 Têxteis de proteção

Entre os têxteis cirúrgicos de proteção, temos os destinados a proteger diretamente o paciente, além dos profissionais de saúde de qualquer contato com fluídos possivelmente contaminados. Portanto, esses têxteis devem possuir função principal de proteção, além de proporcionar conforto e não restringir os movimentos do utilizador (ZHONG, 2013). Por exemplo, batas cirúrgicas, gorros e máscaras.

3.2 Têxteis para sistemas extracorporais

Os têxteis para sistemas extra corporais são dispositivos mecânicos que se assemelham a órgãos artificiais, principalmente utilizados para a purificação do sangue, como os rins artificiais (ZHONG, 2013). Têxteis para sistemas extracorporais incluem rins artificiais, fígados e pulmões.

3.3 Produtos de higiene e saúde

Por fim, temos os produtos de higiene e saúde, onde se concentra diversos materiais têxteis com variadas aplicações, principalmente as que envolvem proteção direta de superfícies, evitando qualquer contato com fluídos potencialmente contaminados (ZHONG, 2013). Por exemplo, vestuário de proteção (excluindo as batas cirúrgicas), roupas de cama, material de limpeza etc.

4. Eletrofiação

Para a produção dessas nanofibras, um dos métodos utilizados é a eletrofiação. É um método que produz uma grande quantidade de nanofibras contínuas a partir de polímeros sintéticos ou materiais poliméricos naturais. De acordo com a literatura, o método de eletrofiação permite a produção de diâmetros de fibra menores que $1\mu\text{m}$, e por esse motivo, tornam-se muito úteis em várias aplicações avançadas, como por exemplo filtração seletiva de líquidos, membranas de atividade, recuperação de íons metálicos, engenharia de tecidos, sensores, barreiras de materiais para armazenamento de energia (KWANKHAO, 2013).

Esse processo é considerado de baixo custo, pois utiliza itens simples em sua execução. Os materiais utilizados nesse método consistem em uma seringa, agulha hipodérmica, fonte de alta tensão, cabos de conexão, suporte universal e substrato (GOMES, 2018).

Na eletrofiação, é aplicada uma alta tensão a uma solução de modo que as cargas são induzidas nessa solução. Para a criação das nanofibras é necessário que a tensão aplicada supere a tensão superficial do líquido. Quando as cargas atingem um valor crítico, um jato é ejetado a partir da gota na ponta da agulha hipodérmica, resultando na formação de um cone denominado cone de Taylor. O jato de fibras ejetado a partir do cone de Taylor é então direcionado para um coletor aterrado. Ao longo do caminho percorrido pelo jato, ocorre a evaporação do solvente utilizado, e então a fibra é coletada. Diversos parâmetros influenciam a morfologia das fibras eletrofiadas como o tipo de solvente, a viscosidade, concentração da solução precursora, entre outros. Por meio desse método e com parâmetros pré-estabelecidos, é possível produzir estruturas fibrosas de várias formas e arranjos, com utilidades diversas (GOMES, 2018; MENEZES, 2017).

5. Polissacarídeos

Os polissacarídeos vêm sendo utilizados num número crescente de aplicações em têxteis biomédicos, bem como matéria-prima em cosméticos, alimentos, tintas, papéis e adesivos, devido suas extensas propriedades e tipos diferentes. São considerados polímeros naturais, os quais podem ser constituídos de um único ou de diferentes tipos de monossacarídeos (MAVER et al., 2018).

Devido sua abundância, os polissacarídeos podem ser de origem vegetal, como as algas (alginato, ágar, carragena), sementes (gomas guar e locusta, tamarindo, chia) ou exsudados de árvores (gomas arábica e karaya). Podem ser originados por microrganismos (xantana, gelana, dextrana, curdlana) e por modificações químicas de polissacarídeos naturais (pectina, gelatina, amido, carbiximetilcelulose) (HASNAIN, NAYAK, 2019).

Os polissacarídeos são utilizados numa variedade de formas físicas. Como sólidos, eles são usados como revestimentos e como adesivos, filmes, fibras e pós. Em solução, eles são usados como auxiliares de controle de viscosidade e estabilizadores coloidais. Eles também podem formar sólidos parcialmente inchados e géis de com diferentes graus de rigidez (MAVER et al., 2018).

Dentre as aplicações em têxteis biomédicos, os polissacarídeos que passam por processos de eletrofiação, em sua grande maioria, são fiados em conjunto com outros polímeros. A produção de nanofibras de polissacarídeos naturais usando a tecnologia de eletrofiação podem formar tecidos para auxiliar na regeneração de ossos, cartilagem e pele. Além disso, nanofibras eletrofiadas também são úteis no sistema de distribuição de drogas (UYAR; KNY, 2017).

A Tabela 1 apresenta uma relação de polissacarídeos, suas propriedades e aplicações quando utilizados como biotêxteis, na forma de nanofibras eletrofiadas.

Tabela 1 – Polissacarídeos, suas propriedades e aplicações

Origem	Polissacarídeo	Propriedades	Aplicações	Referência
Algas	Alginato	Atóxico, não cancerígeno, biocompatível, esterilizável, barato, abundante na natureza, bom intumescimento, antimicrobiano, gelificação.	Curativos e cicatrização de feridas, engenharia de tecidos para fabricação de andaimes.	(XU, et al., 2017; JEONG, et al., 2010; KYZIOL, et al., 2017).

Sementes	Guar	Hidrofílica, atóxica, biocompatível, abundante na natureza.	Administração de medicamentos e liberação controlada de fármacos.	(LUBAMBO, et al., 2015; SHI, 2016).
Animais	Ácido Hialurônico	não imunogenicidade, viscoelasticidade, plasticidade, Biocompatível e biodegradável.	Curativos e cicatrização de feridas.	(DOGAN, et al., 2016; WANG, et al., 2015; CHEN, et al., 2016).
	Quitina	Alto peso molecular, biodegradável, baixa solubilidade, biocompatível.	Curativos e cicatrização de feridas.	(BARBER, et al., 2013; NOH, et al., 2006).
	Quitosana	Biocompatível, hidrofílico, antibacteriano, atóxico, biodegradável.	Curativos e cicatrização de feridas, transporte e liberação controlada de fármacos.	(AGRAWAL e PRAMANIK, 2016)
Bactérias	Xantana	Boa estabilidade térmica, alta viscosidade, biodegradável.	engenharia de tecidos para fabricação de andaimes.	(SHEKARFOROUS H, et al., 2017).
	Dextrana	Biocompatível, biodegradável, hidrofílico, afinidade com células, baixa resistência mecânica.	engenharia de tecidos para fabricação de andaimes, curativos e cicatrização de feridas.	(UNNITHAN, et al., 2012; UNNITHAN, et al., 2015).
	Pululano	Não imunogênico, não mutagênica, não cancerígeno, estabilidade térmica, baixa permeabilidade ao oxigênio, atóxico, biocompatível, baixa resistência mecânica.	Engenharia de tecidos para fabricação de andaimes.	(SUN, et al., 2012; QIAN, KING, 2016).

Fonte: Autor

5.1 Alginato

Segundo Xu e colaboradores, foi obtido por eletrofiação nanofibras compostas de alginato de sódio e PLA (poli (ácido láctico)), onde demonstraram boas propriedades mecânicas nos testes de tração de fibra. Foi utilizado PLA como fase contínua e o alginato de sódio como fase dispersa. Na eletrofiação de nanofibras de quitosana e alginato de sódio, foi utilizado

o PEO, poli (óxido de etileno), segundo Jeong e colaboradores. As nanofibras resultantes antes e depois da extração de PEO foram consideradas uniformes e na ordem de 100 nm. Quantidades aumentadas de quitosana nas nanofibras de quitosana-alginato extraídas com PEO resultaram em uma taxa de expansão mais baixa.

Segundo Jeong e colaboradores (2010), foram desenvolvidas nanofibras com um peptídeo glicina-arginina-glicina-ácido aspártico-serina-prolina (GRGDSP), alginato modificado (RA) e alginato não modificado (UA) com PEO em diferentes concentrações, e submetidos a eletrofiação para preparar nanofibras uniformes. Foi demonstrado que nanofibras uniformes podem ser obtidas em várias proporções de mistura de alginato para PEO.

Segundo Kyziol e colaboradores (2017), nanofibras de alginato foram preparadas na presença de óxido de etileno (PEO), com adição de um fármaco modelo (cloridrato de ciprofloxacina), todos misturados antes da eletrofiação. Foi demonstrado que a adição de um polímero carreador (PEO) e uma pequena quantidade de surfactante são necessários para a obtenção de fibras uniformes de alginato com formato cilíndrico e morfologia regular. Foram obtidas fibras de diâmetro médio de 109 nm (fibras sem carga) a 161 nm (fibras carregadas). A cinética de liberação do fármaco também foi estudada e foi liberado nas primeiras 20 horas com mecanismo de transporte combinado.

5.2 Guar

Segundo Lubambo e colaboradores (2015), goma guar foi misturada com álcool polivinílico (PVA) com diferentes cargas de nanopartículas de óxido de ferro paramagnético, Fe_3O_4 , e foram submetidas a eletrofiação com sucesso usando soluções estoque não alcalinas e alcalinas. Acredita-se que a dispersão de Fe_3O_4 nas membranas pode agir como o agente bactericida. O estudo mostrou que as nanopartículas paramagnéticas foram incorporadas com sucesso pelas fibras, e as fibras de origem alcalina apresentaram diâmetros menores que as não alcalinas, além de melhor homogeneidade e distribuição das nanopartículas dentro da fibra. Na condição não alcalina, o diâmetro das nanofibras de goma guar/PVA variaram de 200 a 250 nm.

Shi e colaboradores (2016) fabricaram com sucesso nanofibras eletrofiadas usando goma de guar, PVA e ácido cítrico. Essas nanofibras provaram ser insolúveis em água por reticulação em alta temperatura (140 °C). O diâmetro médio da nanofibras de guar foi de 194 nm com um aumento do diâmetro após reticulado, apresentando 204 nm.

5.3 Ácido Hialurônico

Segundo Wang e colaboradores (2015), foi desenvolvido nanofibras biodegradáveis de policaprolactona (PCL) e ácido hialurônico (HA) por técnica de eletrofiação de emulsão, com o objetivo de se aplicar em cicatrização de feridas. Como a viscosidade do HA é muito alta e detém baixa resistência mecânica, este foi misturado com PCL para eletrofiação. Foram obtidas nanofibras com 149 nm e constatou-se que as nanofibras produzidas facilitaram a regeneração epidérmica em relação a regulação de colágeno tipo I e III, o que intensificou a recuperação e a cicatrização.

Dogan e colaboradores (2015) fabricaram nanofibras coaxiais uniformes sem grânulos com fibroína de seda (SF) como casca, enquanto ácido hialurônico e extrato de folha de oliveira (OLE) como núcleo. Foram obtidas nanofibras uniformes e sem esferas de 161,51 nm. O OLE foi utilizado devido ao seu efeito antibacteriano e propriedades antifúngicas, contudo, apenas o efeito antibacteriano foi observado, contra bactérias gram-negativas e gram-positivas.

Segundo Chen e colaboradores (2016), foram produzidas nanofibras núcleo casca de PEO e ácido hialurônico pela técnica de eletrofiação. Foi constatado pela análise térmica e pela

difração de raios-X (DRX) que as fibras apresentavam boa estabilidade térmica. Além disso, as fibras se mostraram biocompatíveis e não tóxicas, com grande potencial para aplicações em regeneração de tecidos.

5.4 Quitina

Nanofibras de quitina foram produzidas por eletrofiação, segundo Barber e colaboradores (2013), diretamente de uma solução de extrato de 2,0% em peso de carga de casca de camarão. As fibras foram submetidas a um processo de eletrofiação coaxial em um único recipiente diretamente de uma solução de acetato de 1-etil-3-metilimidazólio de quitina extraído da casca do camarão seco. Os resultados deste estudo demonstraram que este extrato forneceu a viscosidade ideal, concentração e densidade de emaranhamento necessária para a eletrofiação de nanofibras de quitina lisas e contínuas.

O método de eletrofiação foi usado por Noh e colaboradores (2006) para fabricar matrizes de nanofibras de quitina para testes de biodegradabilidade e comportamento celular. Como resultado, nanofibras de aproximadamente 163 nm foram obtidas. Além disso, a nanofibra feita de quitina pode ser utilizada para a fixação celular e disseminação de queratinócitos e fibroblastos humanos normais e usado como curativo biodegradável.

5.5 Quitosana

O trabalho realizado por Agrawal e Pramanik (2016) envolveu a fabricação de nanofibras a partir de quitosana e blendas de poli (álcool vinílico) (PVA) pelo método de eletrofiação de superfície livre. A análise morfológica mostrou que o diâmetro médio da fibra foi de 269 nm. O estudo de difração de raios-X confirmou a natureza cristalina, enquanto a característica hidrofílica foi confirmada pelo ângulo de contato medido. As nanofibras produzidas possuem propriedades biodegradáveis, de intumescimento e resistência mecânica adequada, por isso, foi considerado útil em aplicações de engenharia de tecidos.

5.6 Xantana

Shekarforoush e colaboradores (2017) fabricaram nanofibras de goma xantana sem usar nenhum polímero aditivo. O solvente utilizado foi o ácido fórmico, e, com isso, foi possível obter nanofibras ultrafinas com os diâmetros médios variando de 128 a 240 nm na concentração de 1,0% e 2,5% p/p, respectivamente. Devido à conformação molecular instável da solução de xantana em soluções aquosas, ácido fórmico é utilizado por ter a capacidade de estabilizar a xantana, neutralizando suas cargas pirúvicas.

5.7 Dextrana

Unnithan e colaboradores (2015) estudaram o desenvolvimento de nanofibras de poliuretano (PU) e dextrana carregadas com um antibiótico fluoroquinolona e ciprofloxacina para curativo pós-menopausa. O diâmetro das nanofibras de PU diminuiu drasticamente de 401 nm a 101 nm com a adição de dextrana e ciprofloxacina.

Em 2015, Unnithan e colaboradores (2015) investigaram nanofibras de PU e dextrana eletrofiadas para curativos, principalmente para tratar feridas de pós-menopausa. Foi utilizado estradiol, um anti-inflamatório com boas propriedades para coagulação do sangue, a fim de acelerar o processo de cicatrização de feridas. Foram obtidas nanofibras uniformes e contínuas com diâmetro variando de 500 a 600 nm ao misturar PU, dextrana e estradiol.

5.8 Pululano

Nanofibras de pululano foram fabricadas com sucesso por Sun e colaboradores (2012). O diâmetro mais uniforme obtido pelas nanofibras variou entre 100 e 700 nm. Essas nanofibras de pululano têm potencial para ser usado para fabricação de gazes.

O trabalho proposto por Qian e King (2016) investigou nanofibras eletrofiadas com gelatina e pululano para imitar matrizes extracelulares. O resultado mostrou um diâmetro médio das nanofibras de 152 nm. Também foi descoberto que a influência da morfologia e o diâmetro das nanofibras dependem não só da concentração e da viscosidade da solução de fiação, mas também da proporção em peso de gelatina e pululano.

6. Conclusão

A produção de nanofibras a base de polissacarídeos naturais por eletrofiação são promissoras em campos como administração de medicamentos, curativos para cicatrização de feridas e engenharia de tecidos. A maioria desses polissacarídeos carecem de propriedades mecânicas, e por esse motivo, precisam ser combinados com outros polímeros para se obter nanofibras contínuas. Além disso, o diâmetro das nanofibras depende de diversos fatores de operação dentro da eletrofiação, dificultando a obtenção dessas estruturas com características apropriadas para seu uso final. A obtenção de nanofibras está em constante progresso e há um número limitado de produtos biomédicos que contém nanofibras eletrofiadas em sua composição.

Referências

AGRAWAL, P; PRAMANIK, K. Chitosan-poly (vinyl alcohol) nanofibers by free surface electrospinning for tissue engineering applications. **Tissue engineering and regenerative medicine**, v. 13, p. 485-497, 2016.

BARBER, P. S; GRIGGS, C. S; BONNER, J. R; ROGERS, R. D. Electrospinning of chitin nanofibers directly from an ionic liquid extract of shrimp shells. **Green Chem**, v. 15, p. 601-607, 2013.

CHEN, Y; WU, L; LI, P; HAO, X; YANG, X; XI, G; LIU, W; FENG, Y; HE, H; SHI, C. Polysaccharide Based Hemostatic Strategy for Ultrarapid Hemostasis. **Macromolecular bioscience**. v. 1900370, p. 1-14, 2020.

CHEN, G; GUO, J; NIE, J; MA, G. Preparation, characterization, and application of PEO/HA core shell nanofibers based on electric field induced phase separation during electrospinning. **Polymer**, v. 83, p. 12-19, 2016.

DIAS, G. C; CELLET, T. S. P; ZADOROSNY, L. SANTOS, M. C; SANCHES, A. O; MALMONGE, L. M. Aerografia e o desenvolvimento da tecnologia para obtenção de nanofibras poliméricas baseada na fiação por sopro em solução. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, v. 14, n. 2, p. 36-53, 2019.

DOGAN, G; BASAL, G; BAYRAKTAR, O; OZYILDIZ, F; UZEL, A; ERDOGAN, I. Bioactive Sheath/Core nanofibers containing olive leaf extract. **Microscopy research and technique**, v. 79, 2015.

GAJJAR, C. R; KING, M. W. **Resorbable fiber-forming polymers for biotextile applications**. Springer, 2014.

GOMES, D. S. **Eletrofiação de nanofibras poliméricas de poliácrlonitrila e polifluoreto de vinilideno, incorporadas com negro de fumo e ftalocianina de cobre, visando aplicações em dispositivos sensores**. São Paulo. São Paulo, 124 p., 2018. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

HASNAIN, M. S; NAYAK, A. K. **Natural polysaccharides in drug delivery and biomedical applications**, p. 630, Elsevier, 2019.

HU, X; ZHANG, X; SHEN, X; LI, H; TAKAI, O; SAITO, N. Plasma-induced synthesis of CuO nanofibers and ZnO nanoflowers in water. **Plasma Chem Plasma Process**, v. 34, n. 11, p. 29–39, 2014.

JEANMONOD, D; RAMMOHAN, G; JEANMONOD, R. Thrombostatic Agents and Tissue Adhesives in the Emergency Department: Stopping the Bleeding, Closing the Wound, and Novel Applications. In: **Biosurgicals - The Next Frontier in Operative Approaches**, 2020.

JEONG, S. I; KREBS, M. D; BONINO, C. A; SAMOREZOV, J. E; KHAN, S. A; ALSBERG, E; Electrospun Chitosan -alginate nanofibers with in situ polyelectrolyte complexation for use as tissue engineering scaffolds. **Tissue Engineering**, v. 17, n. 1-2, 2010.

JEONG, S. I; KREBS, M. D; BONINO, C. A; SAMOREZOV, J. E; KHAN, S. A; ALSBERG, E. Electrospun alginate nanofibers with controlled cell adhesion for tissue engineering. **Macromolecular bioscience**, v. 10, n. 8, 2010.

KING, M. W; GUPTA, B. S; GUIDOIN, R. **Biotextiles as medical implants**. Woodhead publishing series in textiles, 2013.

KYZIOL, A, MICHNA, J; MORENO, I; GAMEZ, E; IRUSTA, S. Preparation and characterization of electrospun alginate nanofibers loaded with ciprofloxacin hydrochloride. **European Polymer Journal**, v. 96, p. 350-360, 2017.

KWANKHAO, B. **Microfiltration membranes via electrospinning of polyethersulfone solutions**. Thesis. Department of Chemistry of University of Duisburg – Essen, 2013.

LUBAMBO, A. F; ONO, L; DRAGO, V; MATTOSO, N; SIERAKOWSKI, M. R; SAKAKIBARA, C. N; FREITAS, R. A; SAUL, C. K. Tuning Fe₃O₄ nanoparticle dispersion through pH in PVA/guar gum electrospun membranes. **Carbohydrate Polymers**, v. 134, p. 775-783, 2015.

MARTENDAL, C. **Nanofibras**, 2017. Disponível em: <<https://engenheirodemateriais.com.br/2017/05/18/nanofibras/>>, Acessado em: 08/09/2020.

MAVER, T; MAVER, U; KURECIC, M; PERSIN, Z; PIVEC, T; KLEINSCHEK, K. S. **Bioactive polysaccharide materials for modern wound healing**. Springer briefs in molecular science, 2018.

MENEZES, F. C. Eletrofição de nanofibras poliméricas para uso em engenharia tecidual. Rio Grande do sul, Porto Alegre, p. 73, 2017. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

NOH, H. K; LEE, S. W; KIM, J. M; OH, J. E; KIM, K. H; CHUNG, C. P; CHOI, S. C; PARK, W, P; MIN, B. M. Electrospinning of chitin nanofibers: degradation behavior and cellular response to normal human keratinocytes and fibroblasts. **Biomaterials**, v. 27, p. 3934-3944, 2006.

PAUL, R. **High performance technical textiles**. John Wiley & Sons Ltd, 2019.

QIAN, Y; KING, M. Green electrospinning of gelatin and pullulan nanofibers to mimic the extracellular matrix. In: Front. Bioeng. Biotechnol. Conference Abstract: **10th World Biomaterials Congress**, 2016.

REN, L; OZISIK, R; KOTHA, S. P; UNDERHILL, P. T. Highly efficient fabrication of polymer nanofiber assembly by centrifugal jet spinning: process and characterization. **Macromolecules**, v. 48, p. 2593–602, 2015.

SHEKARFOROUSH, E; FARALLI, A; NDONI, S; MENDES, A. C; CHRONAKIS, I. S. Electrospinning of xanthan polysaccharide. **Macromolecular materials and engineering**, v. 302, n. 8, 2017.

SHI, J; YANG, E. Post-electrospinning crosslinking of guar/polyvinyl alcohol membrane. **Thermal Science**, v. 20, p. 1-5, 2016.

SUN, X; JIA, D; KANG, W; CHENG, B; LI, Y. Research on electrospinning process of pullulan nanofibers. **Applied mechanics and materials**, v. 268-270, p. 198-201, 2012.

UNNITHAN, A. R; BARAKAT, N. A. M; PICHIAH, T; GNANASEKARAN, G; NIRMALA, R; CHA, Y. S; JUNG, C. H; NEWEHY, M. E; KIM, H. Y. Wound-dressing materials with antibacterial activity from electrospun polyurethane-dextran nanofiber mats containing ciprofloxacin HCl. **Carbohydrate Polymers**, v. 90, n. 4, p. 1786-1793, 2012.

UNNITHAN, A, R; SASIKALA, A. R. K; MURUGESAN, P; GURUSAMY, M; WU, D; PARK, C. H; KIM, C. S. Electrospun polyurethane-dextran nanofiber mats loaded with Estradiol for postmenopausal wound dressing. **International journal of biological macromolecules**, v. 77, p. 1-8, 2015.

UYAR, T; KNY, E. Electrospun materials for tissue engineering and biomedical applications. **Research, design, and commercialization**. Woodhead publishing series in biomaterials. Elsevier, 2017.

WANG, Z; QUIAN, Y; LI, L; PAN, NJUNGE, L. W; DONG, L; YANG, L. Evaluation of emulsion electrospun polycaprolactone/hyaluronan/epidermal growth factor nanofibrous scaffolds for wound healing. **Journal of biomaterials applications**, v. 30, p. 686-698, 2015.

XU, W; SHEN, R; YAN, Y; GAO, J. Preparation, and characterization of electrospun alginate/PLA nanofibers as tissue engineering material by emulsion eletrospinning. **Journal of mechanical behavior of biomedical materials**, v. 65, p. 428-438, 2017.

ZHONG, W. **An introduction to healthcare and medical textiles**. University of Manitoba, USA, p. 285, 2013.