

FIBRAS TÊXTEIS HÍBRIDAS À BASE DE CELULOSE E QUITOSANA PARA APLICAÇÕES MÉDICAS

S.A. Costa¹, L.S. Pozzani¹; S. M. Costa^{2*}, S. O. Rogero³; A.S. Cruz;⁴
A. Pessoa Jr.²

¹Universidade de São Paulo/USP - Escola de Artes, Ciências e Humanidades,
Curso de Bacharelado em Têxtil e Moda, Campus USP-Leste,
Av. Arlindo Bétio, 1000, Parque Ecológico do Tietê, Ermelino Matarazzo, CEP: 03828-080,
São Paulo – SP, Brasil.

²Universidade de São Paulo/USP - Faculdade de Ciências Farmacêuticas, Dept. Tecnol.
Bioquímico-Farmacêutica.

Avenida Prof. Lineu Prestes, no. 580, Bloco 16, Cidade Universitária, CEP: 05508-000,
São Paulo - SP, Brasil. sirlene.maria.costa@terra.com.br

³Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares – IPEN - CNEN/SP
Avenida Lineu Prestes, 2.242 – Cidade Universitária – CEP: 05508-900 -
São Paulo, SP, Brasil,

⁴Instituto Adolfo Lutz
Av. Dr. Arnaldo, 355 CEP: 01246902, São Paulo – SP, Brasil.

Resumo

Este trabalho abordou o desenvolvimento de fibras têxteis híbridas obtidas a partir de celulose e quitosana para aplicações médicas. A quitosana é um polímero de origem marinha derivado da quitina que é um resíduo da indústria pesqueira encontrado no exoesqueleto de crustáceos. As fibras obtidas foram utilizadas para análise de absorção de água, perda de massa, Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) e citotoxicidade. Os resultados de absorção de água indicaram para todas as fibras uma capacidade de absorção na faixa de (80-170)%, tornando-as interessantes para determinadas aplicações médicas, por exemplo, para cobertura de ferimentos com exsudação, uma vez que estas fibras têm capacidade de absorver as secreções auxiliando na cicatrização do ferimento. O perfil de perda de massa foi na faixa de (10,5-21)% em 30 dias. As microscopias mostraram que as fibras obtidas apresentaram aspecto bastante regular.

Palavras chave: Quitosana, Celulose, Fibras têxteis.

1. INTRODUÇÃO

Os materiais têxteis desempenham um papel cada vez mais importante no domínio médico. As pesquisas nesta área têm proporcionado uma vasta gama de aplicações dos materiais têxteis. Além do vestuário de proteção médico, os materiais têxteis, em fibras, tecidos, não tecidos, malhas são utilizados em não-implantes, implantes e dispositivos extra-corporais (ANAND, 2001).

O desenvolvimento dos têxteis técnicos ou “tecidos inteligentes” vem permitindo a fabricação de novos materiais têxteis para serem utilizados na área médica. Os artigos têxteis de boa qualidade, os especialmente feitos à base de fibras naturais ou artificiais devem possuir determinadas propriedades essenciais ou características que o qualifiquem para formar fibras como: uma elevada relação comprimento-largura, tenacidade, resistência, flexibilidade, maleabilidade, fiabilidade e uniformidade.

A Celulose é um polímero linear (parte amorfo e parte cristalino) formado por moléculas de anidro-glicose unidas através de ligações β -1,4 glicosídicas, de fórmula geral $(C_6H_{10}O_5)_n$. Este polímero é formado por unidades monoméricas de celobiose que se repetem apresentando sempre o oxigênio que liga os anéis glicosídicos na posição equatorial (FERRAZ, 2001).

A quitosana é um polímero de origem natural obtido pela desacetilação alcalina da quitina. A quitina é extraída das cascas dos crustáceos, exosqueleto de insetos e parede celular de fungos (BERGER, *et al.*, 2004, PANCHENCE, *et al.*, 2000). A quitosana é um copolímero de N-acetil-D-glucosamina e D-lucosamina e ela apresenta algumas propriedades que a torna interessante em termos de aplicação como: biocompatibilidade, biodegradabilidade, natureza catiônica, bactericida, fungicida, cicatrizante (WESKA *et al.*, 2007, JAYAKUMAR *et al.*, 2007). A sua natureza hidrofílica pode promover a adesão e proliferação celular (TOMIHATA, *et al.* 1997 BERSCHT, *et al.*, 1995, KNAPCZYK, *et al.*, 1989).

O presente trabalho visa o desenvolvimento de novas fibras híbridas à base de celulose e quitosana para serem aplicadas na área médica e que possam apresentar propriedades antiinflamatórias, bactericidas, bacteriostáticas, antifúngicas e cicatrizantes, além de conforto e leveza.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Materiais: A celulose, quitosana e todos os reagentes utilizados foram adquiridos da Sigma (St. Louis, MO).

Preparo das fibras de celulose: As fibras foram preparadas dissolvendo-se 10% (m/m) de celulose em 80% (m/m) de óxido de N-metilmorfolina (NMO) e 10% (m/m) de água. A mistura foi colocada em um banho maria à 75°C durante um período de 30 min (FINK, *et al.*, 2001). A extrusão do gel obtido foi feita em uma solução de quitosana 0,5% (m/v) dissolvida em ácido acético 2% (m/v). As fibras de celulose foram mantidas na solução de quitosana durante 24 h. Após este período de tempo as fibras foram lavadas com água deionizada e foram secadas a temperatura ambiente.

Preparo das fibras de quitosana: As fibras foram preparadas dissolvendo-se a quitosana 2,5% (m/v) em uma solução de ácido acético 2% (m/v). Após a preparação do gel as fibras foram extrudadas em uma solução de precipitação contendo hidróxido de sódio 1M (TZULAKOGLU *et al.*, 2004, COSTA, 2006).

Estudo da degradação e de absorção de água das fibras: Os experimentos foram realizados em triplicatas. As fibras foram pesadas e imersas em 15 mL de uma solução salina de tampão fosfato com 7,4±0,02. Os frascos com as amostras foram selados com parafilme e as amostras foram colocadas em um banho com agitação (60 rpm) a 37°C. Após os períodos de tempo de (1, 3, 5, 7, 15, 21, 30 dias) as amostras foram removidas e determinadas suas massas. A quantidade de água absorvida foi calculada pela (Eq. 1).

$$\% \text{ água absorvida} = \left(\frac{m_w - m_i}{m_i} \right) \times 100 \quad (\text{equação 1})$$

Em que:

m_i = massa inicial da amostra

m_w é a massa da amostra molhada.

Ao fim de cada teste as amostras foram submetidas à secagem a 37°C e foram novamente pesadas para se determinar a massa seca final de modo a ser calculada a perda de massa (Eq. 2).

$$\% \text{ perda de massa} = \left(\frac{m_f - m_i}{m_i} \right) \times 100 \quad (\text{equação 2})$$

Em que:

m_f = massa final da amostra após a secagem

m_i = massa inicial da amostra.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados de perda de massa no período de 30 dias para as amostras produzidas a partir da celulose, quitosana e celulose/quitosana foram 21%, 13% e 10,5% respectivamente (Fig. 1). Essas perdas podem estar atribuída a liberação das microfibrilas que normalmente encontram-se presentes na sua superfície das fibras obtidas a partir de celulose regenerada durante os ensaios.

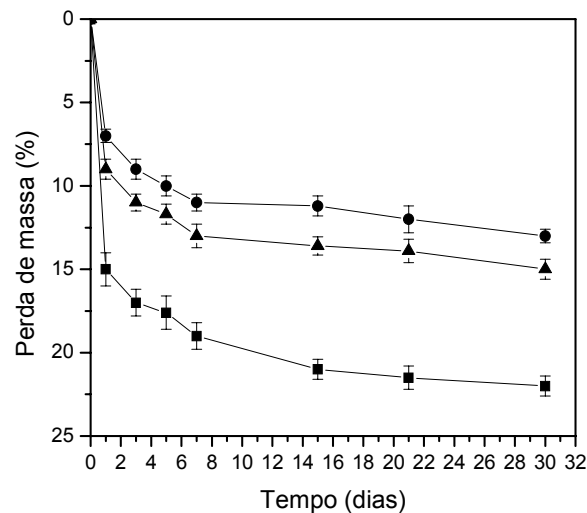


Figura 1. Perda de massa das fibras de celulose (-■-), quitosana, (-●-) quitosana celulose/quitosana (-▲-) em função do tempo.

Pode-se observar na Figura 2 que a absorção de água para as fibras preparadas a partir da celulose, celulose/quitosana e quitosana foram a 80%,

110% e 170%. A quitosana é um polímero de origem natural obtido pela desacetilação alcalina da quitina (TZULAKOGLU *et al*, 2004, LIM, SAN-HOON *et al.*, 2004). A alta capacidade de absorção de água da quitosana é atribuída a natureza hidrofílica deste polímero o que o torna interessante para determinados tipos de aplicações na área médica. A celulose é um polímero que apresenta um grande número de grupos hidroxil, que são também de natureza hidrofílica. No entanto, a água é capaz de provocar um limitado aumento de volume. As fibras de algodão quando imersa em água a seção transversal da fibra aumenta entre 45 e 50% e o comprimento 1 e 2%, significando que a água penetra somente nas partes em que há pouca orientação. No caso das fibras obtidas a partir de celulose regenerada, a porcentagem de água pode atingir valores acima de 50% (NETO, 1996), este fato confirma os dados obtidos neste estudo (80%). Pode-se observar ainda que para as fibras de celulose/quitosana a porcentagem de água incorporada apresenta um valor intermediário entre a celulose e a quitosana. O controle da absorção de água na estrutura das fibras pode ser um fator importante para se determinar o tipo de aplicação deste material (NETO, 1996).

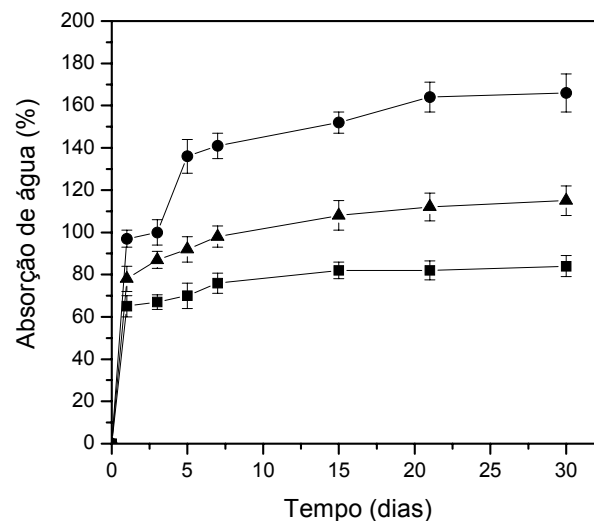


Figura 2. Absorção de água das fibras de celulose (-■-), quitosana, (-●-) e celulose/quitosana (-▲-) em função do tempo.

As Figuras 3 (a b, c) mostram as imagens de MEV das fibras obtidas de celulose comercial, quitosana e celulose/quitosana. Pode-se observar que as

fibras estão orientadas em uma direção e apresentam certa regularidade apesar do processo de extrusão manual. É possível observar também a presença de estrias na superfície das fibras, provavelmente devido às micro ranhuras presentes na agulha utilizada na seringa para extrusão. As agulhas foram cortadas manualmente, mas a condição ideal seria que elas fossem cortadas a laser para evitar essas ranhuras.

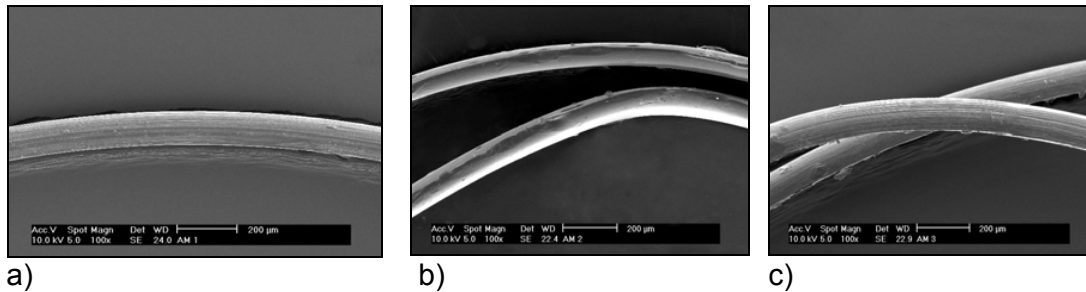


Figura 3 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) das fibras obtidas (a) comercial cellulose, (b) quitosana e (c) celulose/quitosana.

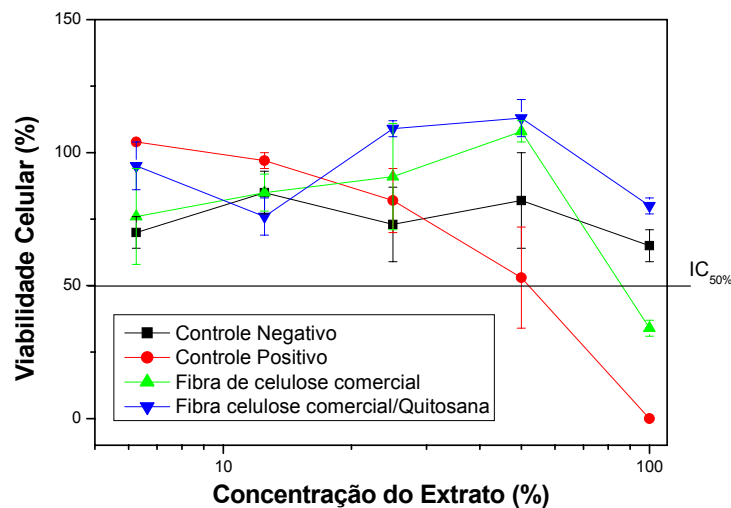


Figura 4. Curvas de viabilidade celular obtidas no ensaio de citotoxicidade pelo método de incorporação do vermelho neutro.

A Figura 4 mostra que IC_{50%} para a fibra de celulose comercial foi 90% e para a fibra de celulose comercial revestida com quitosana obteve-se um comportamento atóxico, mostrando que o tratamento da fibra com quitosana foi eficiente.

Segundo a literatura a quitosana é um polissacarídeo atóxico, biocompatível e biodegradável, que possui propriedades antimicrobianas e cicatrizantes e, em decorrência destas propriedades, apresenta grande potencial de uso na confecção de biomateriais (DALLAN, 2005).

4. CONCLUSÕES

Os resultados revelaram que a quitosana tem um potencial para ser aplicada no desenvolvimento de fibras têxteis devido a sua facilidade de absorver água, e também pela baixa perda de massa apresentada pelas fibras ao longo do período de 30 dias. Além das boas propriedades observadas nos ensaios, a quitosana apresenta características que a torna atrativa para aplicações na área médica tais como: bactericida, fungicida e cicatrizante, naturalmente oferecida por este polímero.

5. REFERÊNCIAS

- ANAND, S. *Medical Textiles*. Editor: Anand, S, Published: Woodhead Publishing Ltd, England, 234, 2001.
- BERGER, J., REIST, M., MAYER, J.M., FELT, O., PEPPAS, N.A., GURNY, R. Structure and interations in covalently and ionically crosslinked chiotosan hydrogels for biomedical applications. *European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics*, 57, p.19-34, 2004.
- BERSCHT, P.C., NIES, B., LIEBENDORFE, A., KREUTER, J. In vitro evaluation of biocompatibility of different wound dressing materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 6, p.201-205, 1995.
- COSTA, SM. Estudo de liberação controlada de proteína incorporada e adsorvida em fibras têxteis produzidas a partir de quitosana. In: *VII Seminário Brasileiro de Tecnologia Enzimática*, Caxias do Sul, Brasil, A8-02, p.218, 21-24 de abril de 2006.
- DALLAN, P.R.M. Síntese e caracterização de membranas de quitosana para aplicação na regeneração de pele. Campinas: Faculdade de Engenharia Química, Universidade de Campinas, 212p. (*Tese de doutorado*), 2005.
- FERRAZ, A. Aplicações da biotecnologia na produção de papel e celulose. In: LIMA, U.A., AQUARONE, E., BORZANI, W., SCHMIDELL, W. (ed) *Biotecnologia Industrial*. São Paulo: Edgard Blucher Ltda, v.3 p.465-484, 2001.

FINK, H.P., WEIGEL, P., PURZ, H.J., GANSTER, J. Structure Formation of Regenerated Cellulose Materials From NMMO- Solutions. **Progress In Polymer Science** 26, 1473-1524, 2001.

JAYAKUMAR, R., NWE, N., TOKURA, S., TAMURA, H. Sulfated chitin and chitosan as novel biomaterials, **International Journal of Biological Macromolecules**, v. 40, n. 3, 28, p. 175-181, 2007.

KNAPCZYK, J., KROWCZYNSKI, L., KRZEK, J., BRZESKI, M., NURMBERG, E., SCHENK, D., STRUZCZYK, H. Requiriments of chiosan for pharmaceutical and biomedical application. In: Skjak-Braek, G., Anthonsensen, T., Sandford, F. (Eds) **chitin and chitosan: sources, chemistry, biochemistry, Physical properties and applications**. London: Elsevier Applied Science, p. 657-697, 1989.

NETO, P.P.A. Fibras têxteis. Rio de janeiro: **SENAI-DN: SENAI-CETIQT: CNPQ: IBICT: PADCT: TIB**, 1, p.66, 1996.

ONISHI, H., MACIDA, Y. Biodegradation and distribution of water-soluble chitosan in mice biomaterials, 20, p.175-182, 1999.

PANCHENCE, J.M., KOHN, J. Biodegradable polymer. In: Lanza, R.P., Langer, R., Vacanti, J. (Ed.). **Principle of tissue engineering**. San Diego: Academic Press, p. 263-277, 2000.

TOMIHATA, K., IKADA, y. In vitro an in vivo degradation of films of chitin and its deacelilated derivatives. **Biomaterials**, 18, p. 567-575, 1997.

TUZLAKOGLU, K., ALVES, C.M., MANO, J.F., REIS, R.L. Production and characterization of chitosan fibers and 3-D fiber mesh scaffolds for tissue engineering applications. **Macromolecular Bioscience**, 4, 811, 2004.

WESKA, R.F., MOURA, J.M., BATISTA, L.M., RIZZI, J., PINTO, L.A.A. Optimization of deacetylation in the production of chitosan from shrimp wastes: Use of response surface methodology, **Journal of Food Engineering**, v 80, n. 3, p. 749-753, 2007.