



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA
E ENGENHARIA DE MATERIAIS**

UFPG/BIBLIOTECA/BC



ANDRÉ CABRAL DE MORAIS

**AVALIAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE TELAS ADESIVAS PARA
CORREÇÃO CIRÚRGICA DE HÉRNIAS INCISIONAIS**

CAMPINA GRANDE

2013

ANDRÉ CABRAL DE MORAIS

**AVALIAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE TELAS ADESIVAS PARA
CORREÇÃO CIRÚRGICA DE HÉRNIAS INCISIONAIS**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Ciência e Engenharia de Materiais
como requisito parcial à Obtenção
do título de Mestre em Ciência e
Engenharia de Materiais

Orientador: Prof. Dr. Reginaldo Severo de Macedo – UAEMa/UFCG

CAMPINA GRANDE

2013



FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCCG

M828a Morais, André Cabral de.
Avaliação e desenvolvimento de telas adesivas para correção cirúrgica de hérnias incisionais / André Cabral de Morais. – Campina Grande, 2013.
58 f. : il. Color.

Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Universidade Federal de Campina Grande, Centro de Ciências e Tecnologia.

"Orientação: Prof. Dr. Reginaldo Severo de Macedo".
Referências.

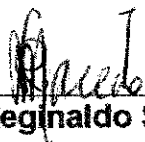
1. Biomateriais. 2. Quitosana. 3. Hérnias. I. Macedo, Reginaldo Severo de. II. Título.

CDU 62:615.477.4(043)

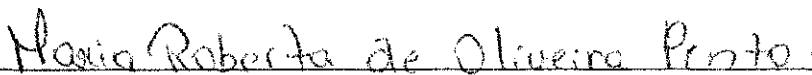
ANDRÉ CABRAL DE MORAIS

**AVALIAÇÃO E DESENVOLVIMENTO DE TELAS ADESIVAS PARA
CORREÇÃO CIRÚRGICA DE HÉRNIAS INCISIONAIS**

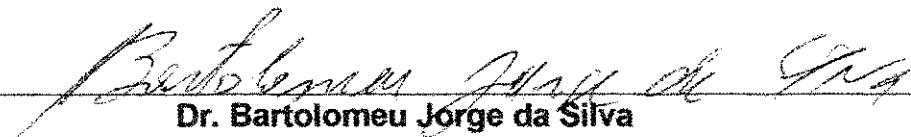
Dissertação Aprovada em 18/10/2013 pela banca examinadora constituída
dos seguintes membros:



Prof. Dr. Reginaldo Severo de Macedo
(Orientador - UFCG)



Dr.ª. Maria Roberta de Oliveira Pinto
(Examinadora Externa - CCT – UEPB)



Dr. Bartolomeu Jorge da Silva
(Examinador Interno – CCT – UFCG)

DEDICATÓRIA

A Dona Socorro minha mãe queorceu talvez mais por mim do que eu mesmo.

A Dr. Plinio meu pai que do seu jeito me fez ter jeito na vida.

Dona Anna minha esposa, sua doçura, carinho e amor me fez entender que valia a pena.

A Leticia, Arthur e Helena meus filhos os quais tento ser exemplo, mas me pego sempre os tomando como exemplo.

AGRADECIMENTOS

As instituições que tornaram possível a realização de uma etapa importante na minha vida: UFCG, PPG-CeMat, Associação Medica da Paraíba, e ao Certbio.

"Os grandes feitos são conseguidos não pela força, mas pela perseverança".

Samuel Johnson

RESUMO

A cirurgia de hérnias está entre os procedimentos mais frequentes na rotina dos cirurgiões. Existe uma falsa ideia de ser uma doença cirúrgica facilmente curável devido ao detalhado conhecimento de sua anatomia e fisiopatogenia aparentemente simples. Tendo em vista a fragilidade do tecido conjuntivo seja por alterações ambientais ou mesmo inerente ao processo de envelhecimento, tornou-se evidente a necessidade de um material de reforço interposto no local de herniação, pois a simples sutura fascial é ineficiente devido ao índice de reincidivas. Em muitos casos, o tratamento da hérnia incisional não pode ser feito pela aproximação primária das bordas da camada músculo-aponeurótica, necessitando da colocação de telas sintéticas para correção de defeitos na parede abdominal, permitindo reparo livre de tensão e reduzindo às taxas de recorrência de mais de 50% para menos de 24%, porém não possuem a capacidade de reepitelização e biocompatibilidade tornando-se a rejeição uma das principais complicações do seu uso. Baseado no exposto, este trabalho teve como objetivo caracterizar o material comumente utilizado em cirurgias para tratamento de hérnias incisionais e, a partir dos resultados desenvolver telas de quitosana, polímero natural atóxico, de baixo custo, renovável e biocompatível, que possam ser utilizadas em cirurgias de hérnias incisionais. Para caracterização das telas de polipropileno e de quitosana foram utilizadas as técnicas de Microscopia Óptica (MO), Difração de raios X (DRX), Espectroscopia na Região do Infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR), Calorimetria Exploratória de Diferencial (DSC) e Ensaio de Citotoxicidade. Pode-se concluir baseado no exposto que é possível sintetizar telas de quitosana a partir de moldes específicos para essa finalidade, contudo as técnicas de processamento tem de ser otimizadas já que as membranas sintetizadas apresentaram valores de módulo de elasticidade, tensão e deformação muito inferiores ao das telas de polipropileno. Pode-se considerar a utilização de um material de reforço a quitosana, fornecendo resistência à estrutura porosa da membrana. Outro fato importante que deve ser considerado é o estudo da adesividade da membrana, com o intuito de desenvolver telas que não necessitem de sutura para sua fixação por possuírem uma região adesiva para ser aplicada na lesão, propriedade essa que as telas comumente usadas de polipropileno não possuem.

Palavras-chave: Biomateriais. Quitosana. Hérnias.

ABSTRACT

The hernia surgery is among the most common procedures in the routine of surgeons . There is a false idea of being a surgical disease easily treated due to his detailed knowledge of anatomy and pathophysiology seemingly simple . In view of the weakness of the connective tissue or by environmental changes or even inherent to the aging process, it has become clear the need for a reinforcing material interposed in place of herniation as the sole fascial suture is inefficient due to reincidivas index . In many cases , treatment of incisional hernias can not be done by aligning the edges of the primary musculo-aponeurotic layer , requiring the placement of synthetic fabrics for the correction of defects in the abdominal wall , allowing tension-free repair and reducing the rate of recurrence of more than 50 % to less than 24 % , but do not have the ability to re-epithelialization and biocompatibility becoming a major rejection complications of its use . Based on the above , this study aimed to characterize the material commonly used in surgical treatment of incisional hernias , and from the results to develop screens chitosan , a natural polymer nontoxic , inexpensive , renewable and biocompatible , which can be used in surgeries incisional hernias . For characterization of polypropylene and chitosan were used the techniques of optical microscopy (OM), X-ray Diffraction (XRD) spectroscopy in the region of Fourier Transform Infrared (FTIR) , Differential Scanning Calorimetry (DSC) and Testing Cytotoxicity . It can be concluded that based on the above screens is possible to synthesize chitosan from molds for this specific purpose , but the processing techniques must be optimized since the sisntetizadas membranes showed values of modulus, stress and strain much lower than of polypropylene . One can consider the use of a chitosan reinforcement material , providing resistance to the porous structure of the membrane. Another important fact that should be considered is the study of the adhesion of the membrane , in order to develop screens that do not require suture fixation by having a region adhesive to be applied in injury , property such that the screens commonly used polypropylene not have .

Keywords: Biomaterials. Chitosan. Hernias.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Anatomia da parede abdominal.....	17
Figura 2	Formação da Hérnia Incisional na parede abdominal, Figura (A): Secção transversal da parede abdominal anterior normal; Figura (B) Secção transversal da parede abdominal anterior com formação de hérnia incisional	18
Figura 3	Hérnia incisional: (A) Paciente em decúbito horizontal; (B) Paciente em pé, com hérnia sustentada pelo examinador.....	19
Figura 4	Cirurgia de hérnia incisional.....	21
Figura 5	Cirurgia de hérnia incisional, com utilização de telas de polipropileno	21
Figura 6	Fotomicrografia de aumento de tela de polipropileno. Barra de calibração: 1mm.....	23
Figura 7	Comparação das estruturas moleculares da Quitina e Quitosana	24
Figura 8	Reação de desacetilação da quitina, originando a quitosana.....	25
Figura 9	Tela de polipropileno utilizado neste trabalho.....	31
Figura 10	Molde desenvolvido para este trabalho, a) vista superior e b) vista lateral.....	32
Figura 11	Membrana de quitosana desenvolvida nesse trabalho com auxílio do molde da figura 10	33
Figura 12	Tela de PP nos aumentos de a) -20x e b) – 40x. Facilmente observa-se o monofilamento que forma a trama.	37
Figura 13	Espectrograma da tela de PP.....	38
Figura 14	FTIR da tela de Polietileno.....	39
Figura 15	Ensaio de DSC do Polipropileno.....	40
Figura 16	Tela de quitosana a) – vista superior 20x, b) – vista lateral 20x, c) – poro 60x e d) – poro 60x.....	41
Figura 17	Telas de quitosana.....	43
Figura 18	Espectro de FTIR das telas de quitosana	44
Figura 19	Ensaio de DSC da Quitosana	45

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	OBJETIVOS	16
2.1	OBJETIVOS GERAIS	16
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	16
3	REVISÃO DA LITERATURA	17
3.1	ANATOMIA DA PAREDE ABDOMINAL	17
3.2	HÉRNIAS	18
3.2.1	<i>Hérnia Incisional</i>	18
3.2.2	<i>Tratamento da hérnia Incisional</i>	20
3.3	BIOMATERIAL	22
3.3.1	<i>Biomateriais em hérnias</i>	22
3.3.2	<i>Quitina e quitosana</i>	24
3.3.3	<i>Propriedades biológicas da quitosana</i>	25
3.3.3.1	<i>Atividade antimicrobiana</i>	25
3.3.3.2	<i>Efeito coagulante</i>	26
3.3.3.3	<i>Efeito analgésico</i>	27
3.3.3.4	<i>Biodegradação – aceleração da cicatrização</i>	27
3.3.4	<i>Aplicação da Quitosana</i>	28
4	MATERIAIS E MÉTODOS	30
4.1	LOCAL DA PESQUISA	30
4.2	MATERIAIS	30
4.3	MÉTODOS	31
4.3.1	<i>Preparação das Telas de polipropileno</i>	31
4.3.2	<i>Preparação das membranas de quitosana</i>	31
4.3.3	<i>Caracterizações</i>	34
4.3.3.1	<i>Microscopia Óptica</i>	34
4.3.3.2	<i>Microscopia Eletrônica de Varredura</i>	34
4.3.3.3	<i>Difração de raios X (DRX)</i>	35
4.3.3.4	<i>Espectroscopia da Região de infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)</i>	35
4.3.3.5	<i>Análise de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	35
4.3.3.6	<i>Testes de citotoxicidade</i>	36
4.3.3.7	<i>Ensaio mecânico – Teste de tração</i>	36
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	37

5.1	TELAS DE POLIPROPILENO (PP).....	37
5.1.1	<i>Microscopia Óptica (MO)</i>	37
5.1.2	<i>Difração de raios X (DRX)</i>	38
5.1.3	<i>Espectroscopia da Região de infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)</i>	39
5.1.4	<i>Análise de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	40
5.1.5	<i>Ensaio de tração</i>	40
5.2	TELAS QUITOSANA.....	41
5.2.1	<i>Microscopia Óptica (MO)</i>	41
5.2.2	<i>Difração de raios X (DRX)</i>	43
5.2.3	<i>Espectroscopia da Região de infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)</i>	44
5.2.4	<i>Análise de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)</i>	45
5.2.6	<i>Teste de tração</i>	46
6	CONCLUSÃO.....	47
	REFERÊNCIAS.....	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Bandas de absorção típicos do polipropileno	39
Tabela 2 - Teste de tração, telas de PP	41
Tabela 3 - Atribuições das frequências vibracionais observadas no espectro ..	45
Tabela 4 - Teste de tração, telas de quitosana	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SIGLAS SÍMBOLOS E ABREVIACIONES

CertBio	Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais
C2H4O2	Ácido Acético Glacial
DRX	Difração de Raios X
EDS	Espectroscopia por Energia Dispersa de raios X
FTIR Fourier	Espectroscopia na Região de Infravermelho com Transformada de
GD	Grau de desacetilação
GlcN	2 amino-2-desoxi-D-glucose
GlcNAc	N-acetil-2-amino-2-desoxi-D-glucose
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MO	Microscopia Óptica
NaOH	Hidróxido de Sódio
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema nervoso periférico
UFCG	Universidade Federal de Campina Grande
PBS	Phosphate Buffered Saline

1 INTRODUÇÃO

A cirurgia de hérnias está entre os procedimentos mais frequentes na rotina dos cirurgiões. Existe uma falsa ideia de ser uma doença cirúrgica facilmente curável devido ao detalhado conhecimento de sua anatomia e fisiopatogenia aparentemente simples. Tendo em vista a fragilidade do tecido conjuntivo seja por alterações ambientais ou mesmo inerente ao processo de envelhecimento, tornou-se evidente a necessidade de um material de reforço interposto no local de herniação, pois a simples sutura fascial é ineficiente devido ao índice de reincidivas (KORENKOV et al., 2002; SCHUMPELICK, 2006).

Hérnia incisional, eventração também denominado, laparocèle, ou hérnia pós-operatória corresponde a protusão de vísceras através de orifícios ou áreas da parede abdominal enfraquecida por traumas ou incisões cirúrgicas prévias (MINOSSI et al., 2009).

O tratamento da hérnia incisional geralmente é cirúrgico. Em muitos casos, o tratamento da hérnia incisional não pode ser feito pela aproximação primária das bordas da camada músculo-aponeurótica, necessitando da colocação de um biomaterial. (DEYSINE, 1998)

O biomaterial pode ser definido como um implante que é colocado em contato com o tecido com a finalidade de recompor alguma parte lesada ou auxiliar na sua recuperação (PARK, 1979). Na prática do tratamento das hérnias, o biomaterial tem a finalidade de substituir ou reforçar a parede abdominal.

O uso de telas sintéticas para correção de defeitos na parede abdominal, tem sido frequente em cirurgias para tratamento de hérnias incisionais e tem alterado significativamente a conduta frente ao tratamento das hérnias. Por permitir reparo livre de tensão, o uso de próteses tem reduzido às taxas de recorrência de mais de 50% para menos de 24% (LONTRA et al., 2010).

Existem vários materiais disponíveis para o uso na correção de hérnias sendo as telas de polipropileno uma das mais frequentemente utilizadas. A tela de polipropileno permanece macia e flexível, não é absorvida e não esta sujeita

à degradação ou enfraquecimento pela ação das enzimas do tecido. Proporciona adequada armação para a deposição do colágeno e incorporação dos tecidos adjacentes (BÉLLON et al, 1996; MORRIS ; HUGHES, 1998).

Os biomateriais atualmente utilizados no reparo de hérnias não possuem a capacidade de reepitelização e biocompatibilidade. Uma das principais complicações do uso de telas cirúrgicas para correção de hérnias é a rejeição. Por isso torna-se importante o desenvolvimento de um biomaterial que seja biocompatível e facilite a reepitelização do tecido celular aponeurótico.

Os polissacarídeos dispõem de perfeita biocompatibilidade e biodegradabilidade, sendo essas propriedades básicas para os polímeros que são usados como biomateriais. Possuem ainda algumas propriedades únicas, não encontradas em outros polímeros naturais (DUMITRIU, 2002; MATTHEW, 2002).

Dentre os polissacarídeos destaca-se a quitina, um polímero abundante na natureza, segundo mais abundante, ficando atrás apenas para a celulose. Sendo considerado o mais proeminente polímero natural, devido sua multifuncionalidade, com propriedades como biodegradabilidade e baixa toxicidade no corpo animal, além de acelerar a recuperação de lesões em pele A quitosana é um polímero derivado da desacetilação da quitina, podendo também ocorrer de forma natural, Tem sido mais pesquisada devido a propriedades como: biodegradabilidade, baixa toxicidade, aceleração da formação de fibroblastos no corpo animal, aceleração da ação anticoagulante do sangue, atividade antimicrobiana e alta solubilidade na maioria dos solventes orgânicos empregados (URAGAMI; TOKURA, 2006; TAKAHACHI; IMAI; SUZUKI, 2007; ZHANG; YANG; NIE, 2008; PEDRO et al., 2009).

2. OBJETIVOS

2.1 Geral

Caracterizar material comumente utilizado em cirurgias para tratamento de hérnias incisionais e, a partir dos resultados, desenvolver um novo biomaterial, que seja biocompatível e não apresente rejeição.

2.2 Específicos

- Avaliar a composição e morfologia do produto comercial atualmente utilizado;
- Preparar telas a base de quitosana;
- Estabelecer parâmetros para desenvolvimento de produto com tecnologia nacional.

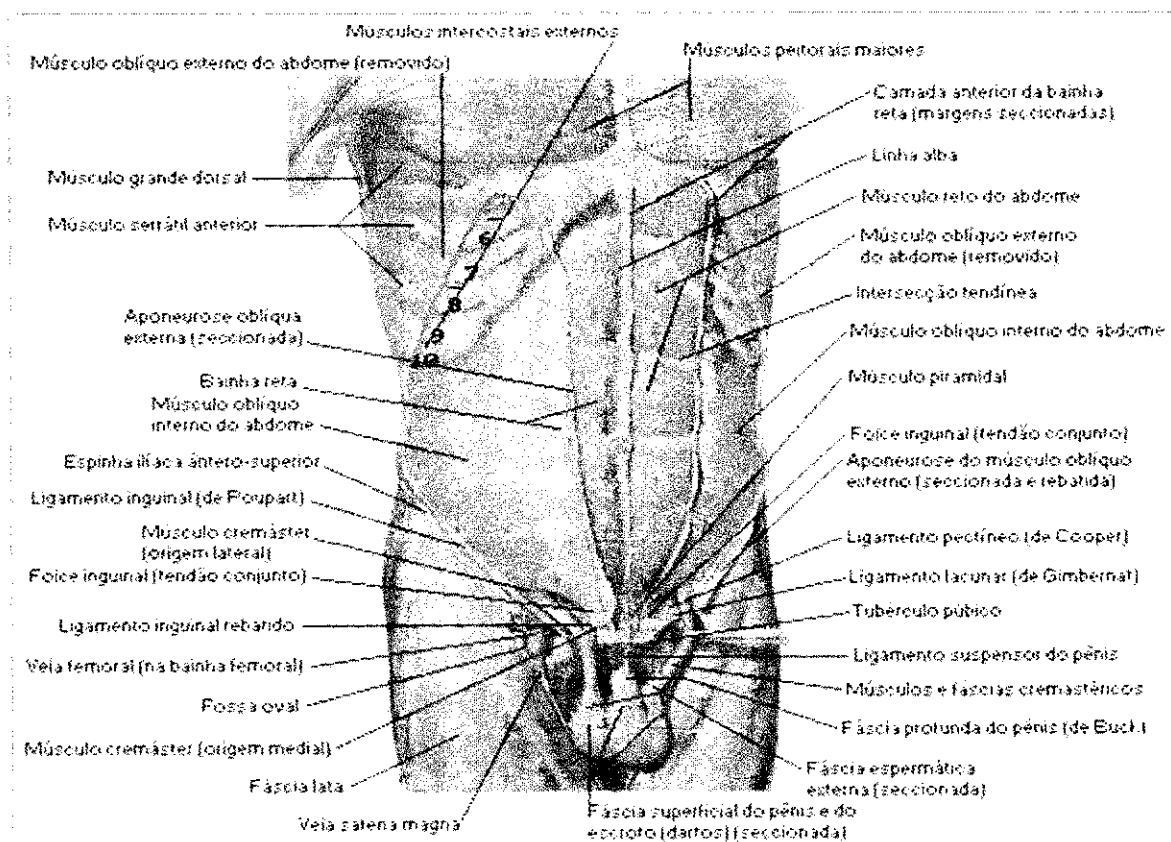
3. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1. Anatomia Da Parede Abdominal

A parede abdominal é composta de nove camadas: a pele, o tecido celular subcutâneo, a fáscia superficial, o músculo oblíquo externo, o músculo oblíquo interno, o músculo transverso abdominal, a fáscia endoabdominal ou fáscia transversal, o tecido adiposo extraperitonal ou pré-peritonal e tecido areolar, e o peritônio (Figura 1) (TOWNSEND et al., 2005)

Os músculos da parede abdominal ântero-lateral incluem os músculos oblíquos externo e interno e o músculo transverso abdominal. Estes músculos planos envolvem grande parte da circunferência do tronco e dão origem a uma aponeurose ampla e plana anteriormente, que reveste os músculos do abdome (TOWNSEND et al., 2005).

Figura 1 - Anatomia da parede abdominal.



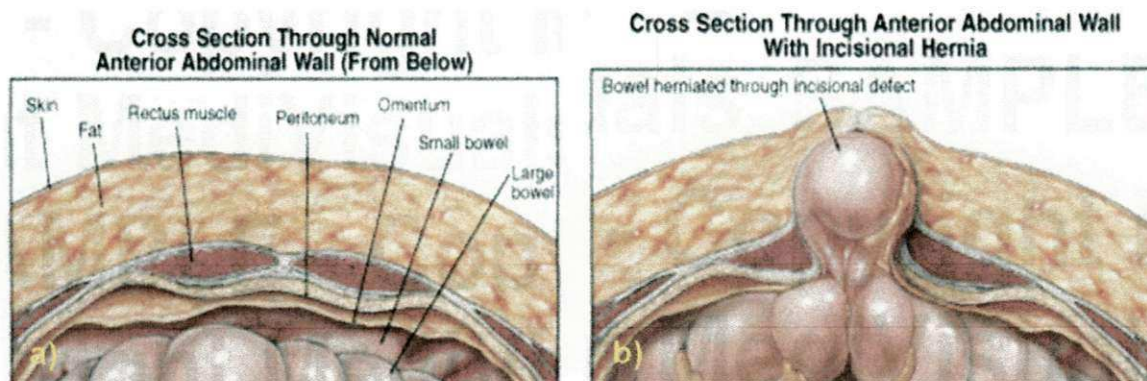
Fonte NETTER, 2000.

3.2 Hérnias

A hérnia abdominal é uma protusão de um órgão ou víscera através de um orifício ou defeito na parede abdominal, por causa congênita ou adquirida. A hérnia geralmente está contida em um saco peritoneal, porém uma hérnia pode existir desprovida de saco peritoneal, o que se denomina prolapso. As hérnias da parede abdominal são hérnias externas, uma vez que fazem protrusão para o exterior do abdômen (COELHO, 2005).

A hérnia externa é uma protusão anormal do tecido intra-abdominal por um defeito fascial na parede abdominal. Cerca de 75% das hérnias ocorrem na virilha; hérnias incisionais e ventrais constituem cerca de 10%; umbilicais 3%; e outras cerca de 3%. De modo geral, uma massa herniária consiste em tecido de cobertura (pele, tecido subcutâneo, etc), um saco peritoneal e quaisquer vísceras contidas (Figura 2) (WAY; DOHERTY, 2004).

Figura 2 - Formação da Hérnia Incisional na parede abdominal, a) - Secção transversal da parede abdominal anterior normal; b) - Secção transversal da parede abdominal anterior com formação de hérnia incisional.

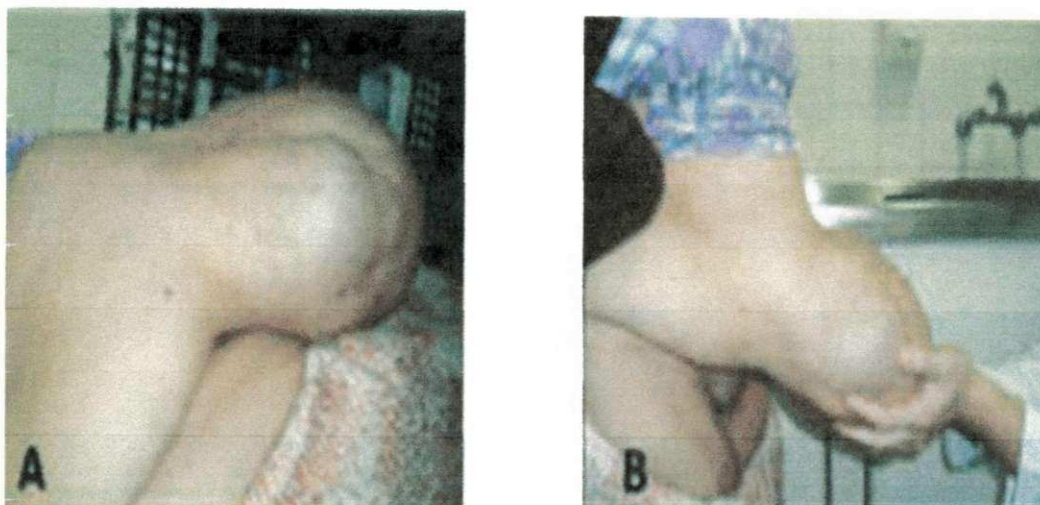


Fonte: www.medivisuals.com

3.2.1 Hérnia Incisional

A hérnia incisional (ventral) é um tipo de hérnia da parede abdominal que ocorre devido à cicatrização inadequada de uma incisão prévia. Está relacionada a fatores locais, sistêmicos e imunológicos responsáveis pela cicatrização (COELHO, 2005).

Figura 3 - Hérnia incisional: a) - Paciente em decúbito horizontal; b) - Paciente em pé, com hérnia sustentada pelo examinador.



Fonte: SPERANZINI, DEUTSCH (2010).

Conforme Townsend et al (2005) As hérnias incisionais ocorrem como resultado do excesso de tensão e da cicatrização inadequada de uma incisão prévia, que frequentemente está associada a infecções do local cirúrgico.

Fatores de risco que podem resultar em hérnia incisional:

- Obesidade;
- Idade avançada;
- Desnutrição;
- Múltiplas Laparotomias;
- Ascite;
- Uso de corticosteroides;
- Hematoma pós-operatório;
- Infecção pós-operatória da ferida cirúrgica;
- Gestação;
- Diabetes;
- Diálise;
- Tipo de incisão e cuidados técnicos no fechamento da parede abdominal (incluindo a qualidade e o diâmetro dos fios utilizados);
- Doença pulmonar obstrutiva crônica;
- Situações que aumentem a pressão intra-abdominal.

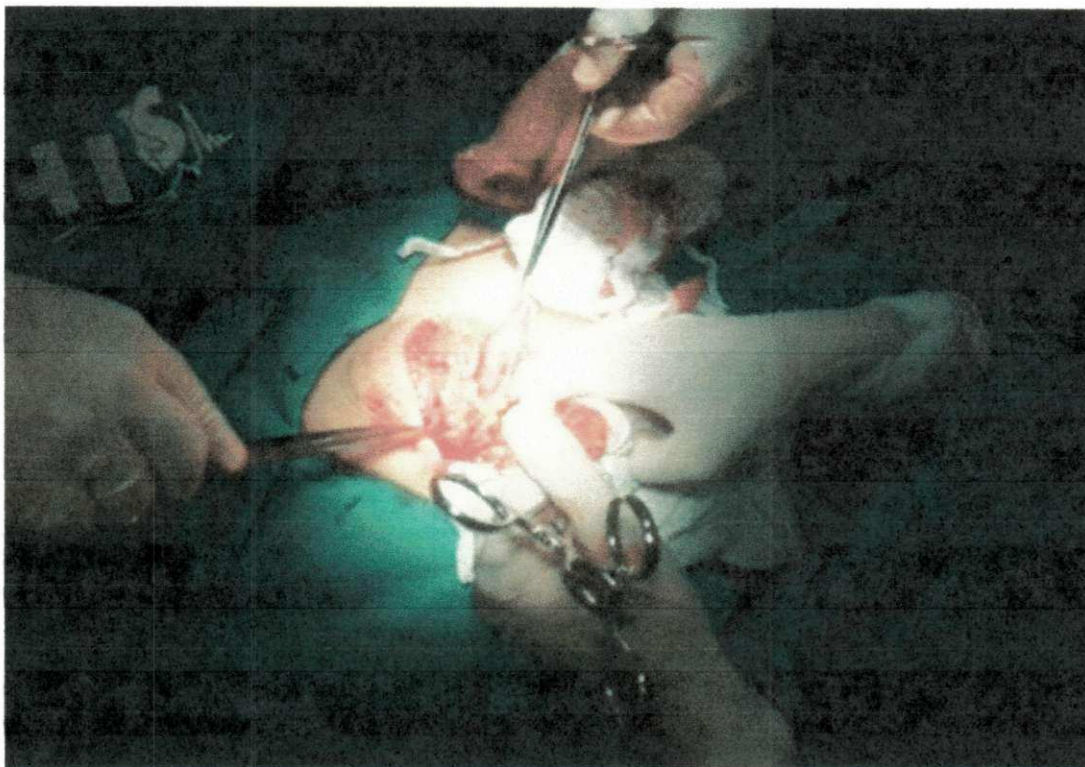
3.2.2 Tratamento da Hérnia Incisional

Na grande maioria dos casos de reparo de hérnia incisional há a necessidade de implante de prótese. Porém em alguns casos, quando o defeito na aponeurose é pequeno, pode-se realizar a rafia primária (COELHO, 2005).

Conforme Way; Doherty (2004) o tratamento das hérnias incisionais é feito de acordo com o tamanho destas, como descrição a seguir:

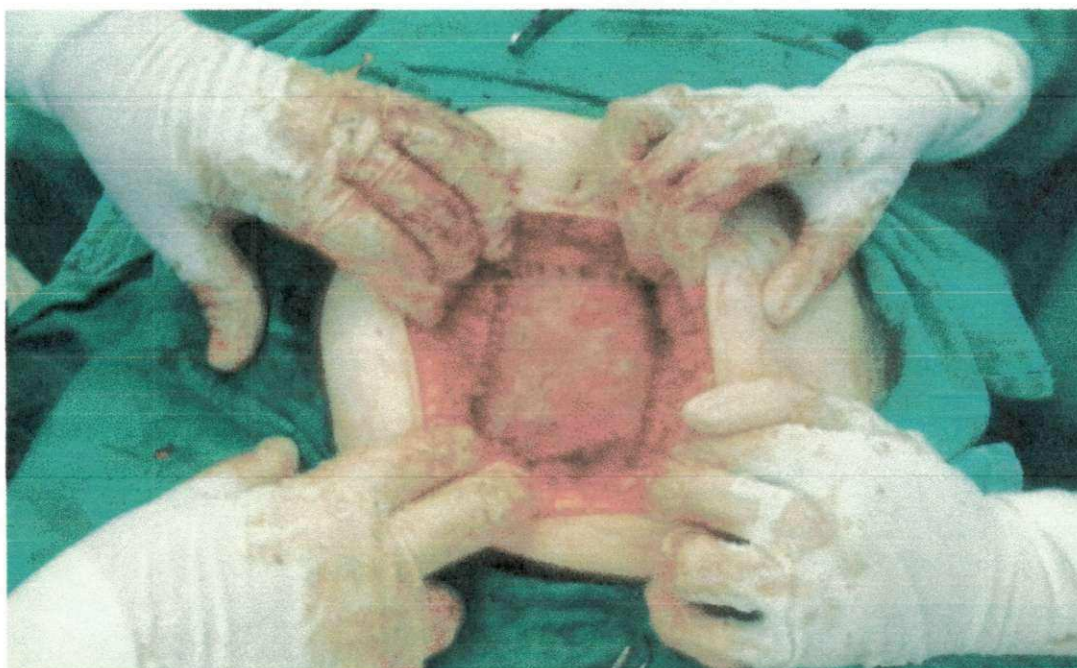
- **Pequenas hérnias incisionais:** As pequenas hérnias incisionais, geralmente, necessitam apenas de um reparo na fáscia com fáscia direto, para o fechamento satisfatório. Pode-se usar uma sutura interrompida ou contínua, mas as suturas devem ser não absorvíveis. Suturas demasiado apertadas, ou tensão sobre o reparo, vão predispor a recorrência.
- **Grandes hérnias incisionais:** Embora não haja um diâmetro específico que distinga uma hérnia pequena e uma grande, uma hérnia pode ser considerada grande quando as bordas fasciais não podem ser aproximadas sem tensão. O reparo de defeitos grandes ou recorrentes é cada vez mais realizado com o uso de telas não absorvível, que são classificadas como biomaterial, como mostra a Figura 5. Porém o uso de tela para o reparo de hérnias incisionais aumenta efetivamente o risco de infecção e formação de fístulas. Para evitar o uso de tela usa-se por vezes, métodos alternativos para o fechamento de grandes defeitos abdominais, como o uso de contra-incisões laterais na bainha do reto anterior para possibilitar o fechamento primário na linha média.

Figura 4 - Cirurgia de hérnia incisional



Fonte: Direta.

Figura 5 - Cirurgia de hérnia incisional, com utilização de telas de polipropileno.



Fonte: Direta

3.3 Biomaterial

Biomaterial é qualquer material sintético que substitui ou restaura a função de tecidos do corpo e que mantém contato contínuo ou intermitente com os fluidos. Considerando o contato do material com os fluidos é necessário que o mesmo apresente biocompatibilidade, não produza resposta biológica adversa, não induza efeito sistêmico, não seja tóxico, carcinogênico, antigênico ou mutagênico, devido o contato do material com os fluidos corporais (AZEVEDO, 2003).

3.3.1 Biomateriais em hérnias

Desde o século passado, o índice de recidivas após cirurgias para correções de hérnias tem sido motivo frustração para os cirurgiões e despertado interesse pela busca de um biomaterial que pudesse substituir ou reforçar as fâscias aponeuróticas (DEBORD, 1998).

O primeiro material sintético feito pelo homem para correção de defeitos da parede abdominal foi o fio de prata em forma de espiral, foi utilizado por Phelps 1894 (PHELPS apud DEBORD 1998). Em 1952 Babcock apud DEBORD, 1998, introduziu a tela de aço inoxidável, que foi aperfeiçoada por HAAS e RITTER no intuito de apresentar maior flexibilidade.

Durante a década de 50 vários materiais sintéticos e não-metálicos foram testados quanto à possibilidade de serem desenvolvidos como prótese no reparo de hérnias. Dentre os materiais testados encontram-se: náilon, polietileno, teflon, polivinil, entre outros (PUTTINI, 2006).

Em 1958 Francis Usher introduziu a tela de polipropileno na prática cirúrgica para correção de defeitos da parede abdominal e demonstrou a formação de tecido de granulação e completa cicatrização da ferida, mesmo na presença de infecção (USHER, 1958; USHER, 1959).

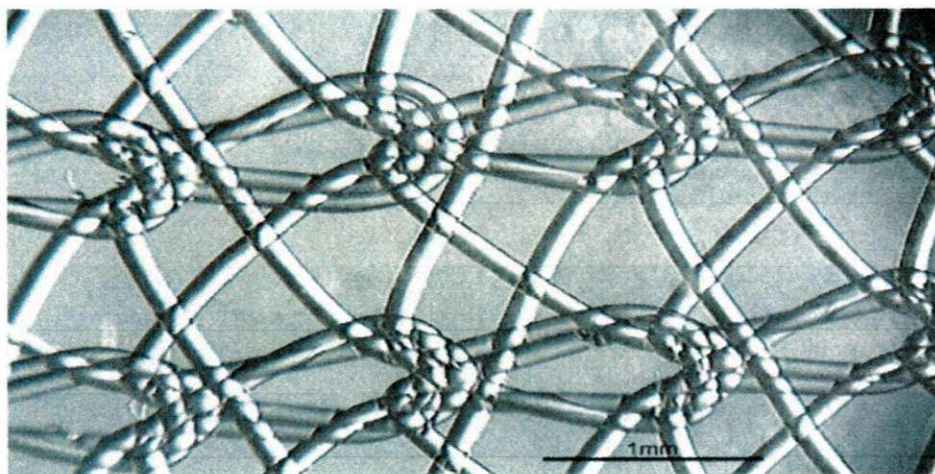
Dentre os biomateriais mais utilizados no reparo de lesões da cavidade abdominal está o polipropileno, comercializado com os nomes de Marlex®, Prolene® e Trelex® (AMID et al., 1995).

As telas de polipropileno significou um grande avanço no tratamento de hérnias levando a significativa redução no índice de reincisivas. É o material mais utilizado no mundo tanto para uso clínico quanto na utilização de experimentos para testar novos biomateriais. (SHUMPELICK; KLINGE, 2003; CONZE et al, 2005, GONZALEZ et al, 2005; WEYHE et al, 2007).

As malhas da tela são compostas por monofilamentos produzidos pela polimerização do polipropileno, um derivado do gás propano. Apresentando – se em diversas marcas e modelos as telas desenvolvidas para cirurgias de hernioplastia são ásperas, semi-rígidas e ligeiramente elásticas (Figura 6), trançadas em tal configuração que formam múltiplos poros e permitem a elasticidade em ambas direções (KLINGE et al, 2002; GONZALEZ et al, 2005).

O implante da tela de polipropileno desencadeia reação inflamatória seguida pela deposição de uma camada fibrosa que cresce através dos poros da tela, incorporando assim a tela ao tecido adjacente (PUTTINI, 2006).

Figura 6 - Fotomicrografia da tela de polipropileno. Barra de calibração



Fonte: Laboratório de Biologia da Universidade Federal do Rio Grande (FURG).

Porém alguns aspectos importantes, do ponto de vista patofisiológico e morfológico, ainda são questionados quanto à eficiência destas malhas como substitutos artificiais da parede abdominal. O implante ideal deveria a princípio, ser fortemente incorporado ao tecido durante o processo de cicatrização, iniciado pelo processo inflamatório localizado, seguido pelo processo de remodelagem (KLINGE et al., 1999). Nesta perspectiva o desenvolvimento de

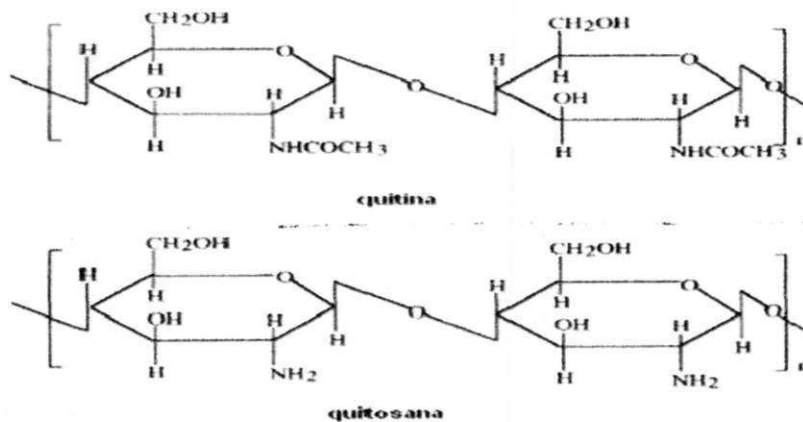
novos materiais tem sido proposto como é tais como telas adesivas de quitosana.

3.3.2 Quitina e quitosana

A quitina é o segundo polímero mais abundante da biosfera, ficando atrás apenas da celulose. É um componente dos exoesqueletos de alguns invertebrados (crustáceos, insetos, moluscos), e na parede celular de alguns fungos e algas (AGULLÓ et al., 2004). A quitosana é um polissacarídeo derivado da desacetilação da quitina.

Quitina e Quitosana são polímeros atóxicos, biodegradáveis, biocompatíveis e produzidos por fontes naturais renováveis. Ambas estruturas são constituídas por unidades de 2-acetamido-2-deoxi-D-glicopirranose e 2-amino-2-deoxi-D-glicopirranose unidas por ligações glicosídicas $\beta(1\rightarrow4)$, entretanto os polímeros diferem quanto a solubilidade devido a proporção relativa dessas unidades. A quitina é insolúvel na maioria dos solventes, em sua estrutura predominam unidades de 2-acetamino-2-deoxi-D-glicopirranose enquanto que a quitosana é solúvel em soluções aquosas diluídas de ácidos orgânicos e inorgânicos sendo formada por unidades de 2-amino-2-desoxi-D-glicopirranose, a figura 7 representa as estruturas moleculares da quitina e quitosana (ROBERTS, 1992; MATHUR; NARANG, 1990; ROBERTS, 1992).

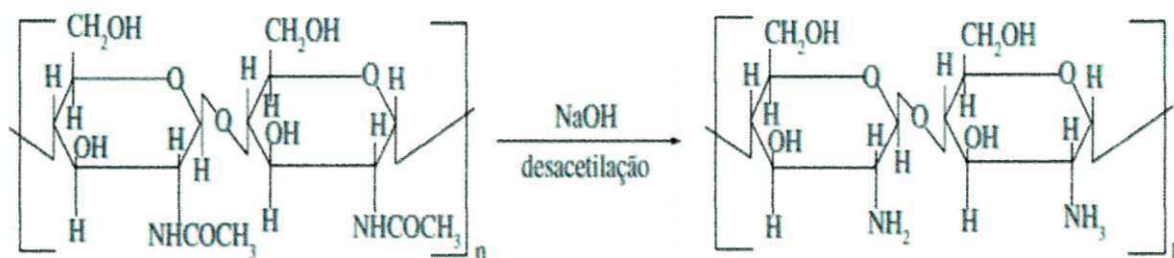
Figura 7: Comparação das estruturas moleculares da Quitina e Quitosana



Fonte: AZEVEDO et al., (2007).

A quitosana é um biopolímero natural, abundante e atóxico e tem sido sugerida para diversas formas de utilização, seja na área de engenharia, biotecnologia, ciências farmacêuticas ou medicina. A desacetilação da quitina leva a obtenção da quitosana (Figura 8), seu mais importante derivado (ASSIS; SILVA, 2003; DALLAN, 2005).

Figura 8: Reação de desacetilação da quitina, originando a quitosana



Fonte: SPIN-NETO, 2008.

3.3.3 Propriedades Biológicas da quitosana

3.3.3.1 Atividade antimicrobiana

Dentre as inúmeras características que distinguem quitina e quitosana dos demais polissacarídeos destaca-se a atividade antimicrobiana. Esses polímeros provocam a inibição do crescimento de microrganismos, como uma grande variedade de bactérias gram-positivas e gram-negativas. Alguns pesquisadores explicam a atividade antimicrobiana da quitosana por seus grupos amínicos, que, uma vez em contato com os fluidos fisiológicos, provavelmente são protonados e se ligam a grupos aniônicos destes microrganismos, resultando na aglutinação das células microbianas e inibição do crescimento das mesmas. Estudos mais recentes, entretanto, revelam que o mecanismo da atividade antimicrobiana da quitosana está intimamente relacionado às propriedades físico-químicas do polímero e às características da membrana do microrganismo. Micrografias eletrônicas de *S. aureus* (bactéria gram-positiva) e *E. coli* (bactéria gram-negativa) na presença de quitosana mostram que a membrana do *S. aureus* foi enfraquecida ou até mesmo fragmentada, enquanto o citoplasma da *E. coli* foi concentrado e o interstício da

célula, ampliado. Zheng e Zhu (2003) demonstraram que a atividade antimicrobiana contra bactérias gram-positivas aumenta quanto maior a massa molecular do polímero, enquanto que, para bactérias gram-negativas, quanto menor a massa molecular da quitosana, maior a atividade antimicrobiana. Esses resultados sugerem que os efeitos da quitosana são distintos nos dois tipos de bactérias: no caso das gram-positivas, a hipótese é que quitosana de alta massa molecular forma películas ao redor da célula que acabam por inibir a absorção de nutrientes, enquanto que quitosana de baixa massa molecular penetra mais facilmente em bactérias gram-negativas, causando distúrbios no metabolismo desses microrganismos (SINGLA e CHAWLA, 2001; HENCH 1998; RAVI KUMAR, 2000; ZHENG e ZHU, 2003).

3.3.3.2 *Efeito coagulante*

Quitina e quitosana desempenham, ainda, importante papel na hemóstase, porém de maneira independente ao sistema clássico da cascata de coagulação. Okamoto e colaboradores 2003 mostraram que esses polímeros reduzem o tempo de coagulação sanguínea de forma dose-dependente, sendo a quitosana (tempo de coagulação sanguínea de 3,7 min) mais eficaz que a quitina (tempo de coagulação sanguínea de 4,7 min) na coagulação sanguínea sob a mesma concentração de 0,1 mg/mL (tempo de coagulação sanguínea de 12 min para o controle), embora a quitina tenha maior capacidade em agregar plaquetas (61,2%) que a quitosana (27,9%). O fato de a quitosana ser mais eficaz na coagulação sanguínea, mesmo quando a quitina tem maior poder de agregação plaquetária, é atribuído à sua capacidade em agregar, também, os eritrócitos devido à interação das cargas positivas dos grupos amínicos livres da quitosana com as cargas negativas de receptores dos eritrócitos contendo resíduos de ácido neuramínico e murâmico. A ação da quitina e quitosana sobre as plaquetas produzem mais um efeito benéfico, que é a liberação de fator de crescimento derivado de plaquetas-AB (PDGF-AB) e fator de transformação do crescimento- β 1 (TGF- β 1), provavelmente pelo dano causado às membranas plaquetárias pela forte agregação induzida, principalmente, pela quitosana. PDGF-AB e TGF- β 1 são citocinas liberadas

pelas plaquetas, que desempenham importante papel no processo de cicatrização (SINGLA e CHAWLA, 2001; HENCH, 1998; RAO e SHARMA, 1997; OKAMOTO *et al.*, 2003).

3.3.3.3 Efeito analgésico

É atribuída à quitina e quitosana potente ação analgésica tópica. Estudos realizados por Okamoto 2003 sugerem que o principal efeito analgésico da quitosana é decorrente da captura de hidrogênios ácidos liberados no local da inflamação através da ionização do grupo amínico a NH^{3+} . A bradicinina, mediador químico liberado pelo cininogênio plasmático e outras citocinas, como Fator de Necrose Tumoral α (FNT α) e as Interleucinas1 (IL-1) e 8 (IL-8), parece ser particularmente importante para a produção da dor no local inflamado. A quitosana teria a propriedade de absorver a bradicinina liberada no sítio da inflamação e a quitina, capacidade de absorção quase três vezes maior que esta (OKAMOTO *et al.*, 2002; INSEL, 1996).

3.3.3.4 Biodegradação – aceleração da cicatrização

A propriedade imunomoduladora da quitosana é devida à sua capacidade de ativar quase que exclusivamente o macrófago e explica não somente seu papel na aceleração da cicatrização de lesões, mas também a biodegradabilidade desse polímero no organismo. Os macrófagos, ativados pelos oligômeros de quitina e quitosana de baixa massa molecular, liberam interleucina-1, que estimula a proliferação de fibroblastos e influencia a estrutura do colágeno. Liberam, também, N-acetilglicosaminidase, que hidrolisa a quitosana a monômeros de N-acetilglicosamina e glicosamina, unidades de açúcares necessárias à biossíntese do ácido hialurônico e outros componentes da matriz extracelular pelos fibroblastos. Promovem, ainda, a migração de neutrófilos, facilitando a resolução da resposta inflamatória. As atividades bactericidas e bacteriostáticas sugerem que estes polímeros podem prevenir infecções, se aplicados diretamente no local da lesão (SINGLA e CHAWLA,

2001; HENCH, 1998; RAVI KUMAR, 2000; HENCH e ETHRIDGE, 1982; MUZZARELLI, 1997).

A quitosana é excelente umectante e adere melhor que ácido hialurônico, além de ser economicamente mais viável. Em culturas de células tratadas com quitina e seus derivados, verificou-se o aumento da atividade da lisozima extracelular, o que estimula a formação de tecido conjuntivo. A N-acetilglicosamina é o maior componente do epitélio e sua presença é essencial na reparação tecidual das feridas. Quitina e quitosana são facilmente despolimerizadas pela lisozima, presente naturalmente no fluido da lesão, e funcionam como fontes de liberação retardada de monômeros N-acetilglicosamina no processo de cicatrização. Além disso, feridas tratadas com quitosana mostraram menor grau de fibroplasia, favorecendo a reepitelização com formação de cicatriz lisa. A sua despolimerização pelo lisozima também pode ser aproveitada no desenvolvimento de sistemas bioabsorvíveis para a liberação de fármacos. O fato de a quitosana ser alvo de ataque da lisozima e da NAGase gerando, ao final do processo de despolimerização, N-acetilglicosamina e glicosamina, dois açúcares envolvidos na reepitelização, explica a propriedade biodegradável desse polímero. Essa característica, associada à baixa toxicidade, faz da quitosana polímero biocompatível. Estas propriedades estão sendo exploradas no desenvolvimento de biomateriais comerciáveis para tratamento de feridas (SINGLA e CHAWLA, 2001; HENCH, 1998; RAVI KUMAR, 2000; HENCH e ETHRIDGE, 1982; MUZZARELLI, 1997).

No Japão, já se encontra disponível pele artificial de quitina, a Besquitin W®, que pode ser aplicada em casos de queimaduras superficiais, profundas e de terceiro grau, além de lesões traumáticas e abrasivas, promovendo hemostasia, analgesia e aceleração da epitelização (SINGLA e CHAWLA, 2001; HENCH, 1998; RAVI KUMAR, 2000; HENCH e ETHRIDGE, 1982; MUZZARELLI, 1997).

3.3.4 Aplicação da quitosana

As aplicações da quitosana como biomateriais, vão desde o uso como excipientes para a indústria farmacêutica até avançadas aplicações na área de

engenharia tecidual. No que se refere às aplicações biomédicas a quitosana apresenta propriedades como biodegradabilidade, biocompatibilidade e bioatividade, permitindo utilização em várias aplicações nessa área (HUBBEL, 1995; MOFFATT; COOKSON, 1999).

Biomateriais à base de quitosana podem ser aplicados como: bioadesivo, agente cicatrizador, agente antimicrobiano, material de bandagem, molde para enxerto de pele, agente hemostático, material para sutura, e até mesmo material para lentes de contato, na forma de filmes, géis, cápsulas, micro cápsulas ou soluções (FELT; BURI; GURNY, 1998; PARK; SHIN; CHOI; KIM; AKAIKE, 2000; RAO; SENEL; IKINCI; KAS; YOUSEFI-RAD; SARGON; HINCAL, 2000; SENEL; Mc CLURE, 2004).

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Local de pesquisa

A pesquisa será realizada no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste – CERTBIO, localizado na Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais, na Universidade Federal de Campina Grande/ UFCG.

4.2 Materiais

Biopolímero:

- Quitosana ($C_{12} H_{24} N_2 O_9$) – Quitosana 75-85% desacetilada, massa molar (190.000-310.000 daltons), grau de polimerização entre 1186 – 1924.

Tela de polipropileno:

- Tela plana tecida com monofilamentos de polipropileno de diâmetro de 0,11 mm, medindo 30x30 cm.

Reagentes:

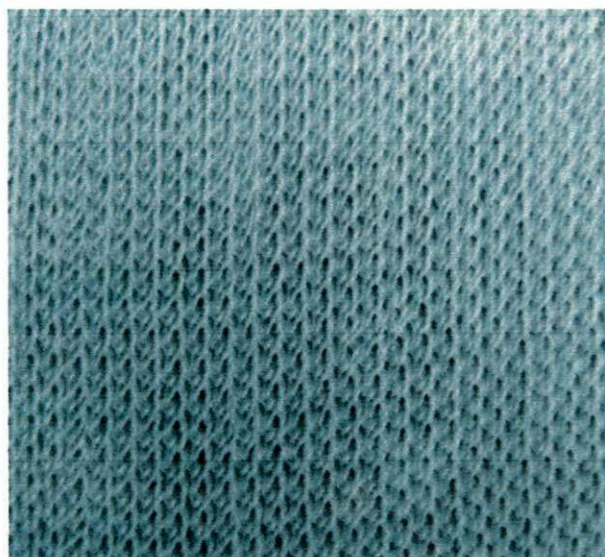
- Ácido Acético Glacial ($C_2H_4O_2$);
- Hidróxido de amônio (NH_4OH).

4.3 Métodos

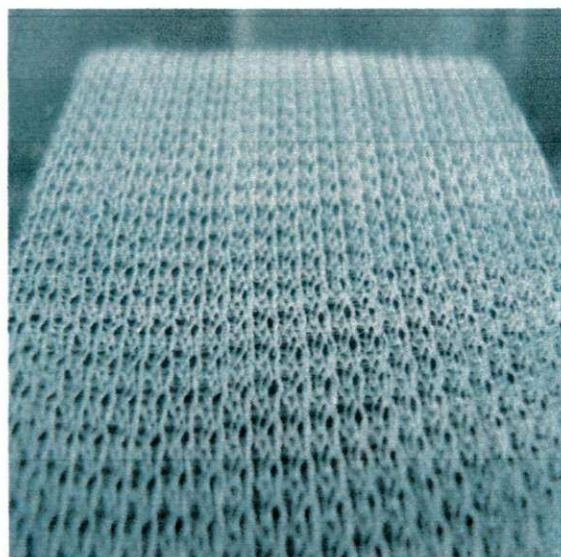
4.3.1 Preparação das telas de polipropileno (PP)

As telas de PP (Figura 9) foram cortadas e direcionadas às caracterizações.

Figura 9 - Tela de polipropileno utilizada neste trabalho.



Fonte – Próprio Autor



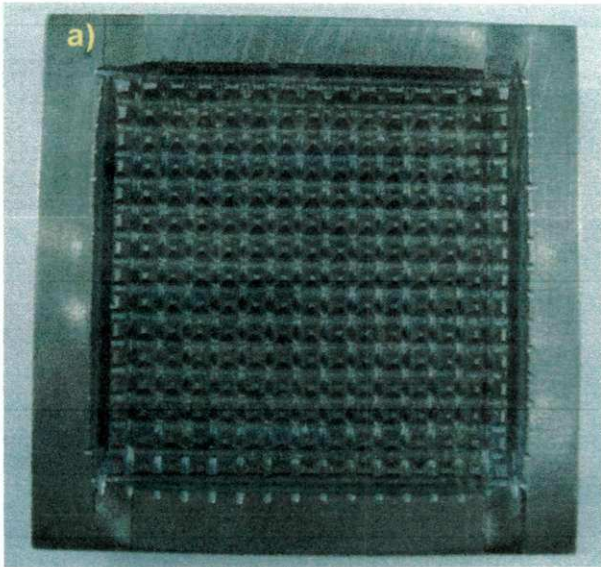
Fonte – Próprio Autor

4.3.2 Preparação das membranas de quitosana

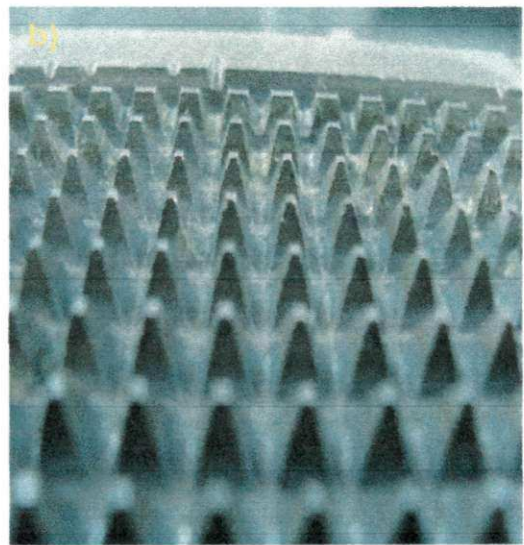
As membranas de quitosana foram preparadas pelo método de evaporação de solvente, através da dissolução do polímero em uma solução de ácido acético (1% v/v), para uma concentração final da solução polimérica 2% (m/v), sob agitação magnética por um período de 24 horas. Em seguida, foi realizada a filtração a vácuo para remoção de substâncias insolúveis.

Após a filtração, a solução foi vertida em molde desenvolvido para este trabalho apresentado na Figura 10 (50 mL por molde), molde esse que foi previamente coberto com filme plástico para evitar à aderência da solução a sua superfície.

Figura 10 - Molde desenvolvido para o este trabalho, a) vista superior; b) vista lateral.



Fonte – Próprio Autor



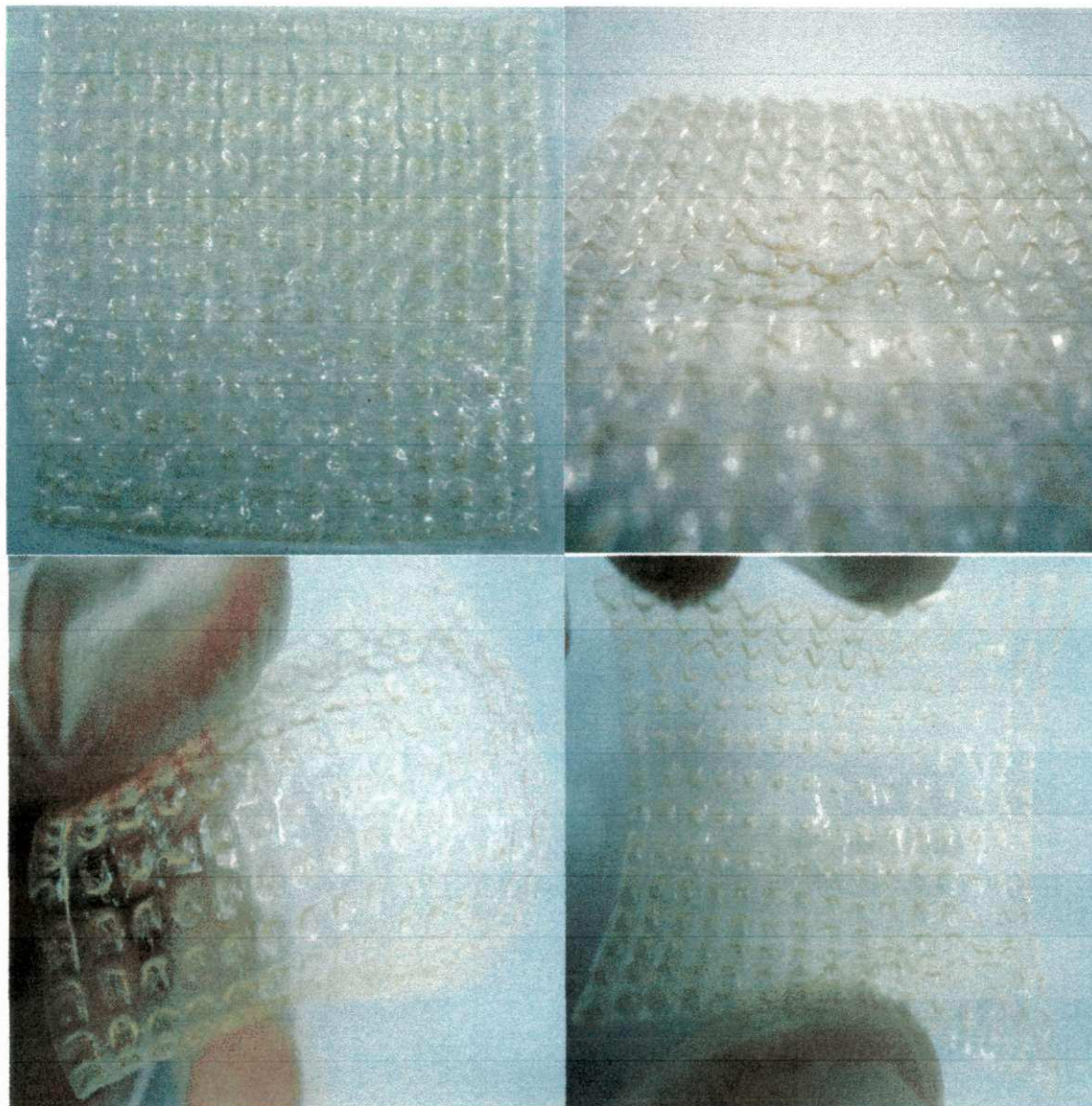
Fonte – Próprio Autor

O molde foi desenvolvido de forma que quando a solução estivesse seca a membrana formada assemelhasse-se a uma tela.

A solução foi seca com auxílio da capela com exaustão por 24 h e em seguida levadas a confinamento em atmosfera de hidróxido de amônio 2 % por 24 h para que ocorresse a total neutralização da membrana através do processo de difusão do gás.

A Figura 11 apresenta a membrana final desenvolvida.

Figura 11 - Membrana de quitosana desenvolvida nesse trabalho em parceria com a figura 10.



Fonte - Próprio Autor

Pode-se perceber que as membranas obtidas tem superfície muito rugosa decorrente da região do molde responsável pela formação dos poros, poros esses que não são muito facilmente vistos a olho nu. A utilização do filme plástico evitou a aderência da membrana a superfície do molde não

ocasionando a sua deformação, a utilização da atmosfera de hidróxido de amônio no processo de neutralização evitou que a estrutura da membrana final fosse afetada.

4.3.3 Caracterizações

Após preparadas as telas de polipropileno e as membranas de quitosana, os materiais em estudo foram caracterizados por: Microscopia Óptica (MO), Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV), Difração de raios X (DRX), Espectroscopia na região de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR), Calorimetria exploratória diferencial (DSC), teste de citotoxicidade e ensaio de tração.

4.3.3.1 Microscopia Óptica (MO)

O contraste da imagem é resultado da diferença de refletividade da luz nas diversas regiões da microestrutura, uma vez que o sistema é constituído basicamente pela fonte de iluminação e do sistema de lentes (PICCOLI et al, 2006).

4.3.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

O microscópio Eletrônico de varredura (MEV) é um equipamento capaz de produzir imagens de alta ampliação (até 300.000 X). A microscopia eletrônica analisa o material através da irradiação por um fino feixe de elétrons que interage com a superfície da amostra e origina uma série de radiações, fornecendo, dessa forma, informações morfológica e topográfica sobre superfícies (FIDÉLES, 2010; FOOK, 2005).

4.3.3.3 Difração de Raios X (DRX)

A Difração de Raios X é um fenômeno de espalhamento da radiação eletromagnética, provocada pela interação entre o feixe de raios X incidente e os elétrons dos átomos componentes de um material. A técnica de Difração de Raios X é usada para se obter informações estruturais importantes sobre a cristalinidade de um composto qualquer. A principal aplicação da difração de raios X refere-se à identificação de compostos cristalinos, sejam eles orgânicos ou inorgânicos (KAHN, 2011).

4.3.3.4 Espectroscopia na Região do infravermelho com Transformada de Fourier (FTIR)

A espectroscopia de infravermelho foi utilizada para testar a identidade dos compostos, dando informações estruturais sobre as bandas dos agrupamentos das moléculas e informações sobre os grupos atômicos que participam da estrutura cristalina. Esta técnica considera que as ligações químicas das substâncias possuem frequências de vibrações específicas, as quais correspondem a níveis vibracionais das moléculas (FOOK, 2005).

4.3.3.5 Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

A calorimetria exploratória diferencial (DSC) é uma técnica derivada da DTA. Mede a diferença de energia necessária à substância e a um material de referência, inerte de modo térmico, enquanto ambos são submetidos a uma variação controlada de temperatura, de maneira que a amostra e a referência sejam mantidas em condições isotérmicas, uma em relação à outra, independente do evento térmico que esteja ocorrendo na amostra. A DSC pode ser definida como uma técnica que mede as temperaturas e o fluxo de calor associado que mede as temperaturas e o fluxo de calor associado com as transições dos materiais em função da temperatura e do tempo (PICCOLI et al., 2006).

4.3.3.6 Testes de citotoxicidade

Muitos testes biológicos, como os de citotoxicidade, necessitam mensurar a sobrevivência e/ ou proliferação celular, os quais podem ser realizados por vários métodos, entre eles, a contagem de células que inclui/ exclui um corante, avaliação da proteína Cromo (51 CR) depois da lise celular e avaliação da incorporação de nucleotídeos radioativos (3 H timidina) durante a proliferação celular. O sal de tetrazólio ou MMT (brometo de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2-5 difenil tetrazólio) pode ser empregado como método quantitativo colimétrico para avaliação da sobrevivência e proliferação das células (MOSMANN apud MARTINEZ, 2011).

4.3.3.7 Ensaio mecânico – teste de tração

Os ensaios de tração serão realizados de acordo com a norma ASTM D882-91 (ASTM, 1991) e terá o objetivo de avaliar a resistência a tração dos corpos de prova.

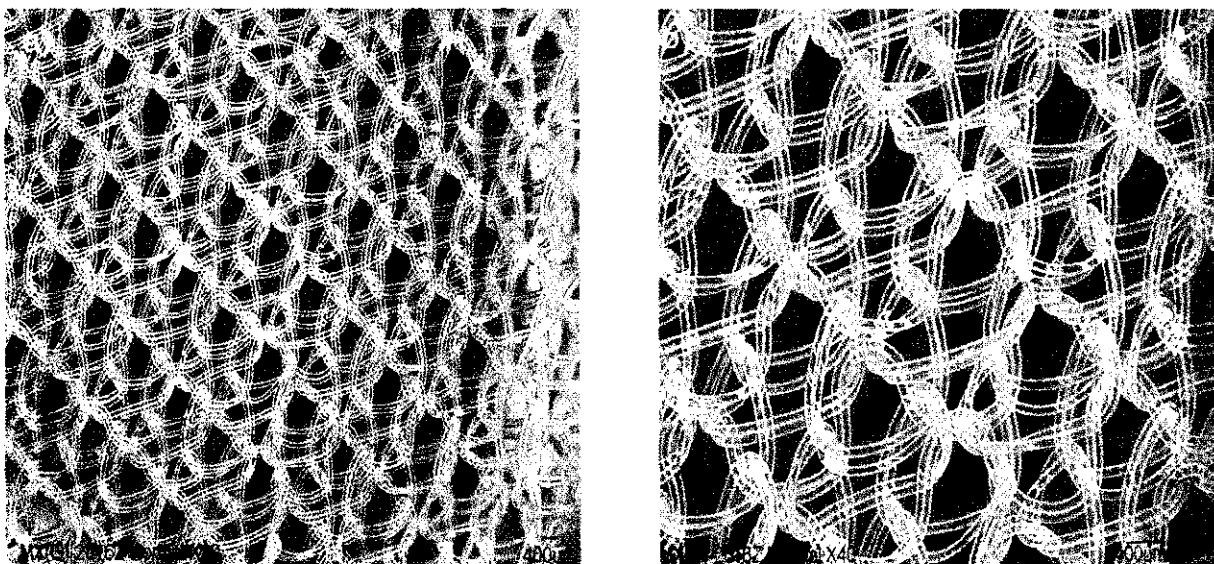
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Telas de Polipropileno (PP)

5.1.1 Microscopia Óptica (MO)

Pode-se observar na Figura 12 (a e b) que a trama é tecida por um monofilamento como informado pelo fabricante.

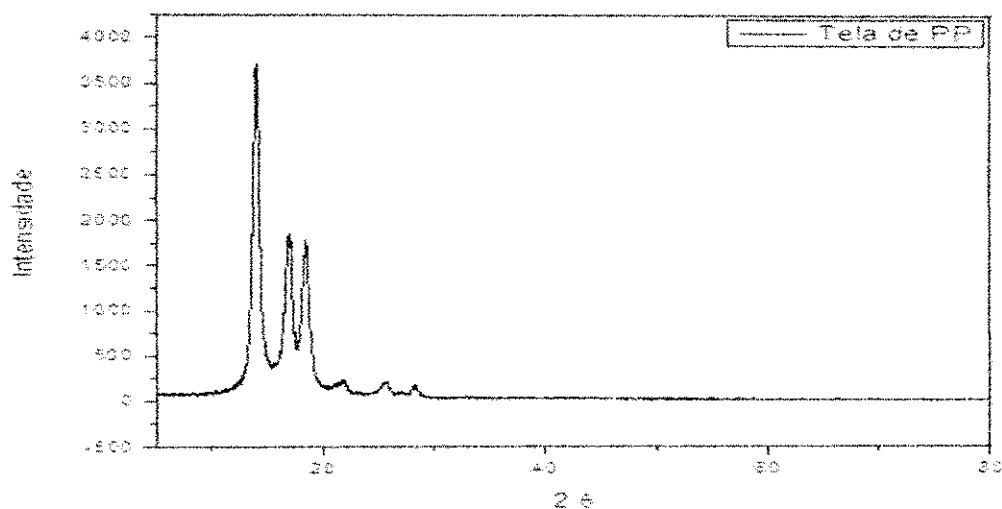
Figura 12 - Tela de PP nos aumentos de a) - 20 e b) - 40x. Facilmente observa-se o monofilamento que forma a trama.



5.1.3 Difração de raios X (DRX)

Na Figura 13 observa-se o espectrograma da tela de Polipropileno.

Figura 13 - Espectrograma da tela de PP.



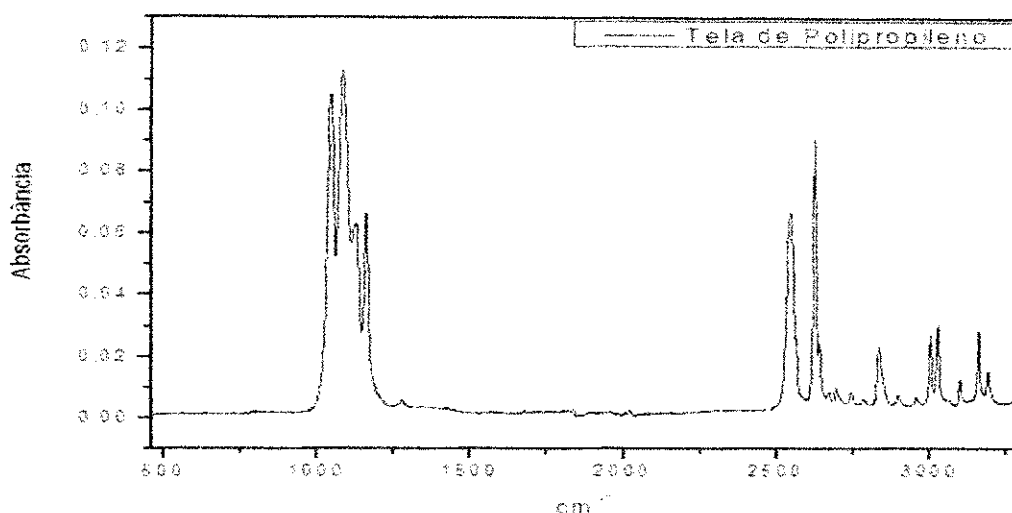
Fonte – Autor Próprio

Estudos realizados por Riquet et al. (2013) obtiveram o mesmo espectro quanto em relação aos picos existentes entre 10 e 30 θ quando analisaram telas de polipropileno, o que comprova que o material em estudo neste trabalho realmente se trata de PP.

5.1.4 Espectroscopia na região de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)

Na Figura 14 observa-se o espectro de FTIR da tela de PP em estudo.

Figura 14 - FTIR da tela de polietileno.



Fonte – Autor Próprio

Segundo Urbanczk (1988) e Rau (1963) o espectro corresponde a um espectro típico do polipropileno, o que indica que o material em estudo trata-se de PP. Na Tabela 1 podem-se observar as absorções e tipos de vibração com seus respectivos comprimentos de onda.

Tabela 1 - Bandas de absorção típicos do polipropileno.

Comprimento de onda, cm^{-1}	Absorção e tipo de vibração
2916	va (CH_2)
2959	va (CH_3)
2881	vs (CH_3)
2841	vs (CH_2)
1460	δ_a (CH_3)
1376	δ_s (CH_3)
1357	γ_w ($\text{CH}_2 - \text{CH}$)
1328	γ_w ($\text{CH}_2 - \text{CH}$)
1302, 1224 e 941	Oscilação da estrutura de carbono

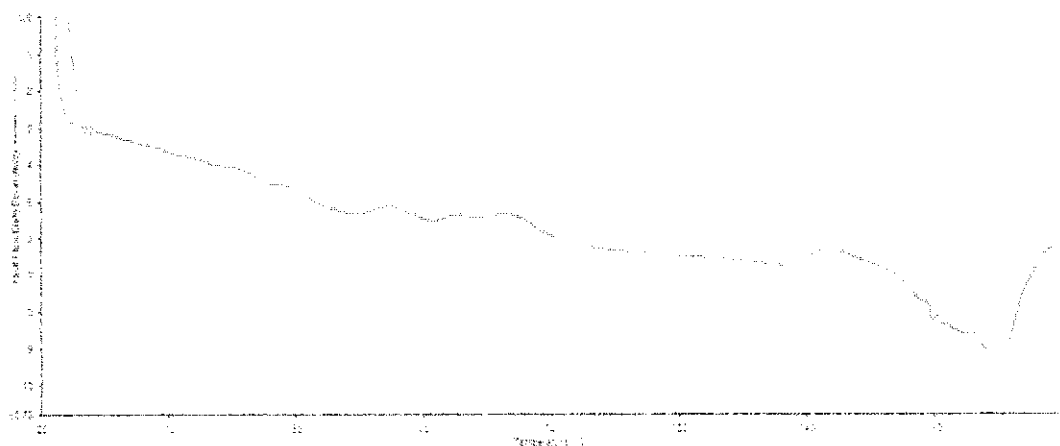
1170 e 1153	γ_w (CH ₃), δ (CH ₂) e δ (CH)
975 e 899	γ_r (CH ₃), ν_r (CH ₂) e ν_r (CH)
841 e 810	γ_r (CH ₂), ν_r (CH) e ν_r (CH ₃)
765	γ_w (CH ₂)

Legenda: ν_s – Stretching vibration symmetrical and ν_a – asymmetrical, δ_s – deformation vibration symmetrical and δ_a – asymmetrical, γ_w – wagging vibration e γ_r – rocking vibration.

Adaptado de Urbanczyk (1988); Rau, (1963).

5.1.5 Calorimetria exploratória diferencial (DSC)

Figura 15 – Ensaio de DSC do Polipropileno



Fonte – Própria Autor

A curva de DSC da tela de PP foram condizentes com os resultados obtidos por Riquet et al. (2013), com único ponto de fusão entre 160 e 178 °C, o que corrobora com os outros resultados obtidos neste estudo reforçando ainda mais o fato de o material realmente trata-se de PP.

5.1.6 Ensaio de tração

Na Tabela 2 estão dispostos os resultados do teste de tração para a tela de PP que serão comparados com os resultados obtidos para a tela de quitosana posteriormente.

Tabela 2 - Teste de tração telas de PP.

E (MPa)	σ (MPa)	ϵ (%)
10,83±0,37	1361,65	125,73±9,07

E – Módulo de elasticidade; σ – Tensão; ϵ – Deformação.

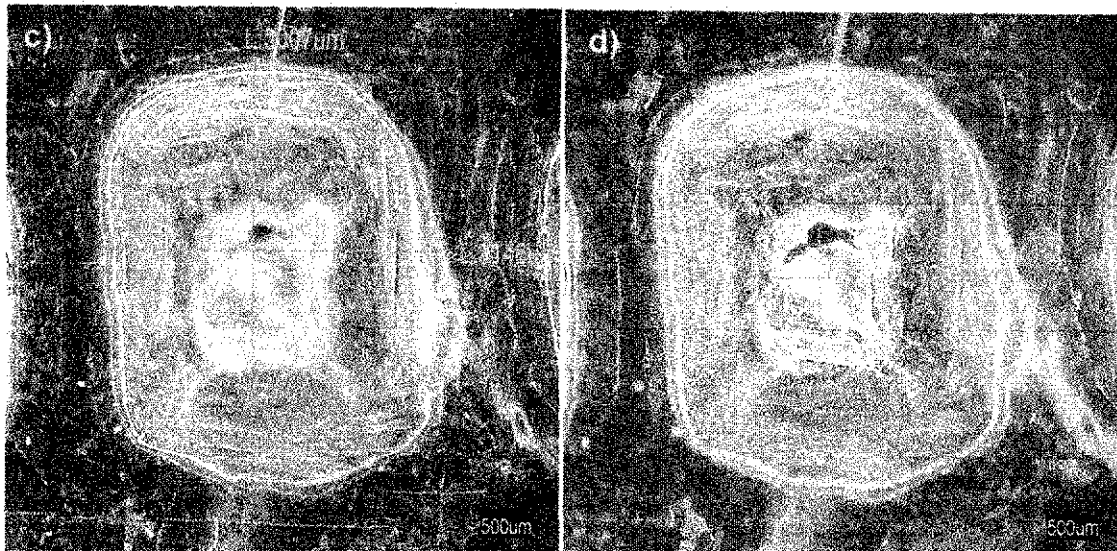
5.2 Telas de Quitosana

5.2.1 Microscopia Óptica (MO)

Na Figura 16 observa-se a tela de quitosana sintetizada neste trabalho nos aumentos de 20x e 60x

Figura 16: Tela de quitosana a) – vista superior 20x, b) – vista lateral 20x, c) – poro 60x e c) – poro 60x.



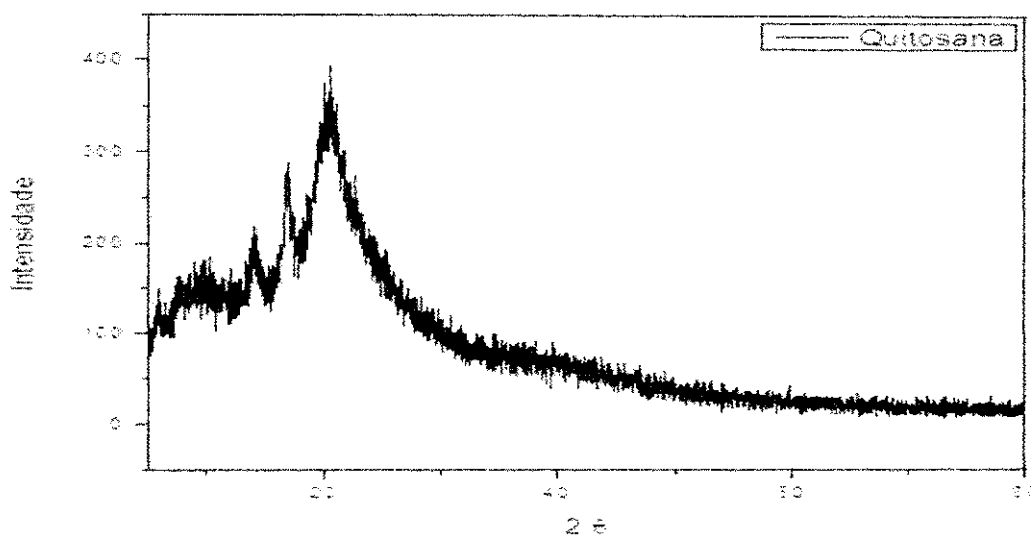


A tela de quitosana sintetizada possui protuberâncias com poros não uniformes em seu topo (Figura 15 a), essa configuração está relacionada ao molde utilizado para elaboração da mesma. Os poros apresentam área total de aproximadamente 1102 $\mu\text{m} \times 1206 \mu\text{m}$ (Figura 15 d), área essa que não é totalmente pertencente ao orifício, sendo em alguns pontos obstruídos por partes da membrana de quitosana.

5.2.2 Difração de raio X (DRX)

Na Figura 17 observa-se o espectro da tela de quitosana obtida neste trabalho.

Figura 16: Telas de quitosana.



Fonte – Próprio Autor

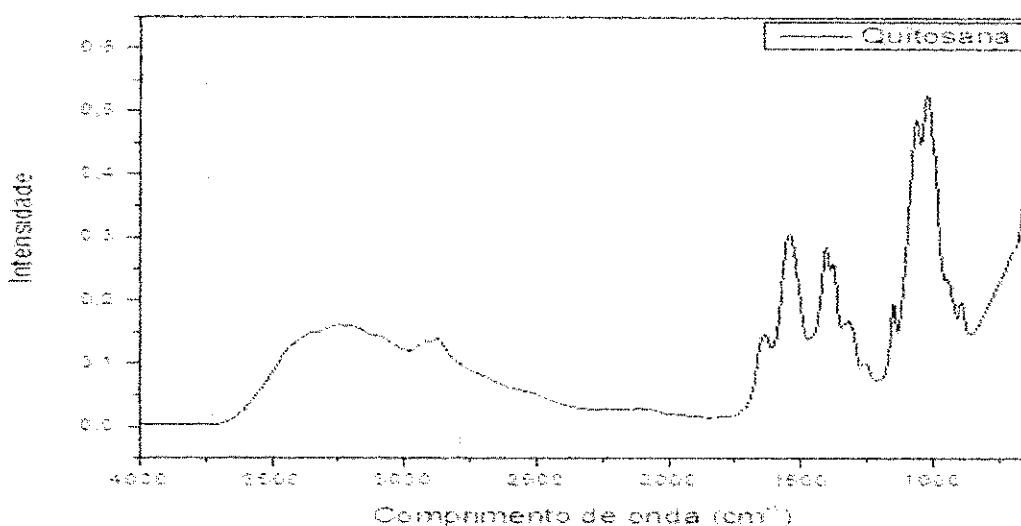
Observou-se um comportamento típico de polímeros semicristalinos, com picos de bases largas iniciados entre 10° e 30°, condizentes com os difratogramas apresentados por Barbosa (2011), Lima (2010), Fidéles (2010), Baskar; Kumar (2009) e Campana Filho et al.(2007).

A quitosana possui um perfil semicristalino devido às fortes interações intra e intermolecular, caracterizado pelas pontes de hidrogênio formadas entre os grupos amina, álcool, amida e outros grupos funcionais presentes na molécula de quitosana. Essas fortes interações fornecem certa organização à estrutura cristalina da quitosana (URAGAMI; TOKURA, 2006).

5.2.3 Espectroscopia na região de infravermelho com transformada de Fourier (FTIR)

Na Figura 18 observa-se o espectro obtido das telas de quitosana.

Figura 18: Espectro de FTIR das telas de quitosana.



Fonte – Própria Autor

Observa-se um pico de absorção em 3331 cm^{-1} . Wang, Du, Liu (2004) e Fidèles (2010) observaram em seus espectros bandas de estiramento entre 3400 a 3500 cm^{-1} e atribuíram a vibrações de estiramentos dos grupos funcionais O-H e/ ou N-H, assim como as ligações de hidrogênio intermoleculares das cadeias do polissacarídeo. As bandas a 1643 cm^{-1} e 1553 cm^{-1} correspondem ao modo de vibração por estiramento da ligação C=O e à deformação da ligação N-H, respectivamente. A existência dessas duas bandas (C=O e N-H), conjuntamente, indicam a presença de grupos amidas (AROF; OSMAN, 2003), da mesma forma, a banda na região de 1378 cm^{-1} é característica da vibração de deformação angular simétrica dos grupos metil (CH_3) do grupo acetamido (KOLHE, KANNAN, 2003; TORRES et al., 2005), dados que confirmam que a quitosana utilizada neste estudo é um produto parcialmente desacetilado (SIONKOWSKA et al., 2004). As bandas em 2918 cm^{-1} (menor intensidade) e 2880 cm^{-1} (maior intensidade) são atribuídas às vibrações de estiramento do grupo C-H assimétrico e simétrico,

respectivamente. Além disso, uma banda característica da deformação angular do CH₂ aparece na região de 1407 cm⁻¹. As bandas de absorção na região de 1152 e 895 cm⁻¹ (estiramento de ligações C-O-C), 1057 e 1027 cm⁻¹ (vibrações de estiramento do grupo C-O) são características da estrutura sacarídica da quitosana (MINCHEVA et. al, 2004). As frequências vibracionais das bandas e suas atribuições estão apresentadas na Tabela 3.

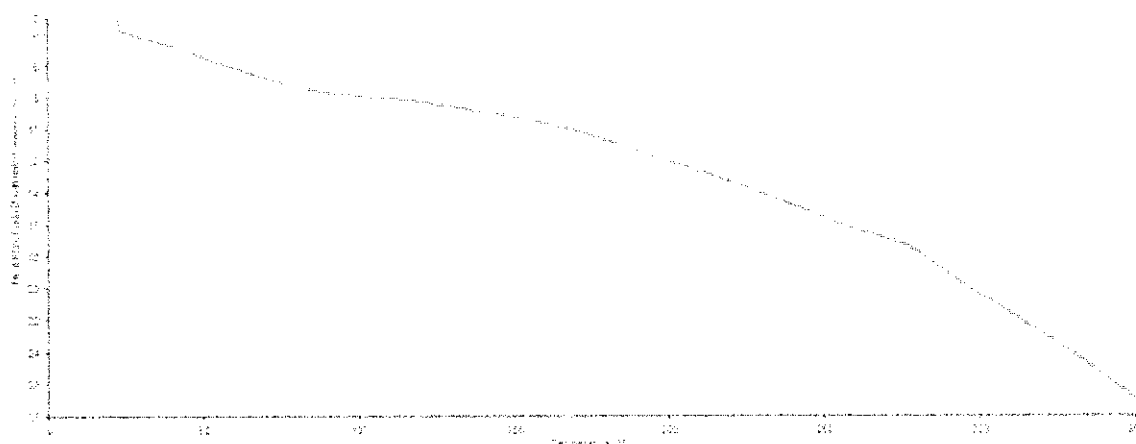
Tabela 3 - Atribuições das frequências vibracionais observadas no espectro de FTIR.

Comprimento de onda, cm ⁻¹	Absorção e tipo de vibração
3331	OH, N-H
2918	CH ₂
2880	CH ₃
1643	C=O
1553	N-H (Amidas)
1407	CH ₂
1378	CH ₃
1152	V(C-O-C)
1057	V(C-O)
1027	V(C-O)
895	V(C-O-C)

Adaptado de Urbanczyk (1988); Rau, (1963).

5.2.4 Calorimetria exploratória diferencial (DSC)

Figura 19 – Ensaio de DSC da Quitosana



Na curva de DSC da quitosana podem-se observar dois picos, o primeiro, endotérmico, correspondente ao processo de desidratação (perda de água residual), cuja área vai depender da secagem da amostra antes de realizar o ensaio e o segundo, exotérmico, correspondente ao process de decomposição (degradação). Observou-se que a perda de água teve início em aproximadamente 70 °C, apresentando pico máximo em aproximadamente 110 °C com término da curva em 160 °C e temperatura de degradação ficou em torno de 300 °C. Isso indica que em temperatura do meio biológico (entre 30 e 50 °C) o material apresentou-se estável.

5.2.5 Teste de tração

Na Tabela 4 estão dispostos os resultados do teste de tração para a tela de quitosana sintetizada neste trabalho.

Tabela 4: Teste de tração telas de Quitosana.

E (MPa)	σ (MPa)	ϵ (%)
3,64±1,40	26,64	7,32±2,52

E – Módulo de elasticidade; σ – Tensão; ϵ – Deformação.

A tela sintetizada obteve valores de módulo de elasticidade, tensão e deformação muito inferiores aos das telas de PP, esse fato pode estar ligado ao processamento da tela onde os poros não uniformes influenciaram no aumento da fragilidade do material. Essa fragilidade pode ser observada nas amostras depois de submetidas ao ensaio, já que suas regiões de ruptura ocorreram entre os poros com má formação.

6. CONCLUSÃO

Pode-se concluir baseado no exposto que é possível sintetizar telas de quitosana que possuam estabilidade térmica em meio biológico a partir da técnica utilizada neste trabalho, contudo as técnicas de processamento tem de ser otimizadas já que as membranas sintetizadas apresentaram valores de módulo de elasticidade, tensão e deformação muito inferiores ao das telas de polipropileno. Pode-se considerar a utilização de um material de reforço a quitosana que forneça resistência à estrutura porosa da membrana e que mantenha as suas propriedades biofuncionais e biodegradáveis. Outro fato importante que deve ser considerado é o estudo da adesividade da membrana, com o intuito de desenvolver telas que não necessitem de sutura para sua fixação por possuírem uma região adesiva que possa ser aplicada diretamente na lesão, propriedade essa que as telas comumente usadas de polipropileno não possuem.

REFERÊNCIAS

AGULLÓ, E. P.C; TAPIA C.; HERAS, A.; ROMÁN, J.S.; ARGULLES, v.v., GOYCOO LEA, F. MAYO RGA, A.; NAKAMATSU, J.; ABRAM, A. P. Quitina Y quitosano: obtención, caracterización y aplicaciones. Peru: Pontificia Universidade Católica del Perú/ Fondo Editorial, 2004. 312 p.

AMID, P.K., SHULMAN, A.G., LISHTENSTEIN, I.L., HAKAKHA, M. (1995). "Biomaterials and hernia surgery. Rationale for using them". *Revista Espanica de Enfermagem*. v. 87, p. 582 –586.

Anne-Marie Riquet, Jennifer Delattre, Olivier Vitrac, Alain Guinault, Design of modified plastic surfaces for antimicrobial applications: Impacto f ionizing radiation on the physical and mehanical properties of polypropylene, *Radciation Physics and Chemistry*, 91, 170 – 179, 2013.

AROF, A.K.; OSMAN, Z. FTIR studies of chitosan acetate based polymer electrolytes. *Electrochim. Acta*, v. 48, p.993-999, 2003.

ASSIS, O. B. G.; SILVA, V. L. Caracterização estrutural e da capacidade de absorção em água em filmes finos de quitosana processadas em diversas concentrações. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, v. 13, n. 4, p. 223-228, 2003.

AZEVEDO, C. R. F. Characterization of metallic piercings. *Eng. Failure Anal.*, v. 10, p. 255-263, 2003

BARBOSA, R. C. Compósitos quitosana/carbonato de cálcio para utilização em cânulas de fístula ruminal. Tese (Doutorado em Engenharia de Materiais). Universidade Federal de Campina Grande, 119 f, 2011.

BASKAR, D.; KUMAR, T.S.S. Effect of deacetylation time on the preparation, properties and swelling behavior of chitosan films. *Carbohydrate Polymers* v.78, p.767-772, 2009.

BÉLLÓN, J. M.; CONTRETAS, L.; BUJÁN, J.; SANMÁRTIN A.C. Experimental assay of a Dual Mesh polytetrafluoroethylene prosthesis (non-porous on one side) in the repair of abdominal wall defects. *Biomaterials*; 17: 2367-2372, 1996.

CAMPANA FILHO et al. Extração, estrutura e propriedades de α e β -quitina. *Química Nova*, v. 3, n. 3, p. 644-650, 2007.

COELHO, J. C. U. *Aparelho Digestivo: Clínica e Cirurgica*. São Paulo: Atheneu, 2005. 1989 p.

CONZE J, JUNGE K, KLINGE U, WEISS C, POLIVODA M, OETTINGER AP, et al. Intraabdominal adhesion formation of polypropylene mesh. Influence of coverage of omentum and polyglactin. *Surg Endosc* 2005 Jun; 19 (6) : 798-803.

DALLAN, P. R. M. Síntese e caracterização de membranas de quitosana para aplicação na regeneração da pele. Universidade Estadual de Campinas, Campinas. (Tese). 194f, 2005.

DEBORAD, J. R. The historical development of prosthetics in hernia surgery. *Sur Clin North Am*; 78:973-1006, 1998.

DEYSINE, M. Ventral herniorraphy: treatment evolution in a hernia service. *Hernia*; 2:15-18, 1998.

DUMITRIU, S. Polysaccharides as Biomaterials. In: DUMITRIUS, S. *Polymeric Biomaterials*. Marcel Dekker: New York, 2002.

FIDÉLES, T.B. FILMES RETICULADOS DE QUITOSANA PARA APLICAÇÃO COMO BIOMATERIAL. 2010. 72f. Dissertação (Mestrado) - Programa de pós-graduação em Ciência e engenharia de Materiais. Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2010.

FELT O, BURI P, GURNY R. Chitosan: a unique polysaccharide for drug delivery. *Drug Dev Ind Pharm*. 1998;24:979-93.

FOOK, M.V.L. Desenvolvimento da técnica de deposição de hidroxiapatita na superfície de polietileno de ultra-peso molecular para aplicação como biomaterial. Tese (Doutorado em Química). Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 128 f, 2005.

GONZALEZ R, FUGATE K, McCLUSKY D, RITTER EM, LEDERMAN A, DILLEHAY D (2005) Relationship between tissue ingrowth and mesh contraction. *World J Surg* 29: 1038- 1043

HENCH, L. L. Biomaterials: a forecast for the future. *Biomaterials*, v. 19, n. 16, p. 1419-1422, 1998.

HENCH, L. L. e ETHRIDGE, E. C.; In *Biomaterials: an interfacial approach*; Noordegraaf, A., Ed.; Academic Press; New York, 1982.

HUBBELL JA. Biomaterials in tissue engineering. *Biotechnology*. 1995; 13:565-76.

INSEL, P. A. As bases farmacológicas da terapêutica, 9a ed.; Hardman, J. G.; Limbird, L. E.; Molinoff, P. B.; Ruddon, R. W.; Gilman, A. G.; eds.; McGraw-Hill: México, 1996, p. 450.

LONTRA et al. Efetividade do uso combinado de filme de ácido láctico e tela de polipropileno na formação de aderências intraperitoneal I- um modelo

experimental em ratos. Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões, Rio de Janeiro, v. 37, n 5, p. 364-369, 2010

KAHN, H. Difração de Raios X. Disponível em: [http://www.Angelfire.Com/crazy3/qfl2308/1 multipart x F8FF 2 DIFRAÇÃO. pdf](http://www.Angelfire.Com/crazy3/qfl2308/1_multipart_x_F8FF_2_DIFRAÇÃO.pdf). Acesso em 27/11/12.

KOLHE, P.; KANNAN, R. M. Improvement in ductility of chitosan through blending and copolymerization with PEG: FTIR investigation of molecular interactions. Biomacromolecules, v. 4, n.1, p.173-180, 2003.

KORENKOV, M., PAUL, A., SAUERLAND, S., et al. Classification and surgical treatment of incisional hernia. Results of an expert's meeting. Langenbecks Arch Surg. 2002; 386(1):65-73

KLINGE U, KLOSTERHALFEN B, BIRKENHAUER V, JUNGE K, CONZE J, SHUMPELICK V, (2002) Impact of polymer pore size on the interface scar formation in a rat model. J Surg Res 103: 208-214

KLINGE, U., KLOSTERHALFEN, B., MÜLLER, M., ANUROV, M., ÖTTINGER, A., SCHUMPELICK, V. (1999). "Influence of polyglactincoating on functional and morphological parameters of polypropylene-mesh modifications for abdominal wall repair". Biomaterials, v. 20, p. 613-623.

LIMA, R.S.C. Desenvolvimento de Sistemas de Liberação Controlada de Fármacos: Quitosana/Insulina. Tese (Doutorado em Engenharia de Processos). Universidade Federal de Campina Grande, 112 f, 2010.

MATTHEW, H.W.T. Polymers for Tissue Engineering Scaffolds. In: DUMITRIUS, S. Polymeric Biomaterials. Marcel Dekker: New York, 2002.

MARTINEZ, Clarissa Rocha. CARACTERIZAÇÃO QUÍMICA E CITOTOXICIDADE DA PRÓPOLIS DE *Apis mellifera* SOBRE FIBROBLASTOS DE MUCOSA BUCAL HUMANA: ESTUDO IN VITRO. 2011. 140 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Programa de Pós Graduação em Saúde e Desenvolvimento, Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, Campo Grande, 2011.

MATHUR, N. K. ; NARANG, C. K. – J. Chem. Educ., 67 (11), p.938 (1990).

MINCHEVA, R. et. al. Hydrogels from chitosan crosslinked with poly(ethyleneglycol) diacid as bone regeneration materials, e-Polymers, v.58, p.1-11, 2004.

MINOSSI, J.G.; OLIVEIRA, W.K.; LIBANOS, J.C.; IELO, S. M.; HASIMOTO, C.N.; PEREIRA, R.S. de C. O uso do pneumoperitônio progressivo no pré-operatório das hérnias volumosas da parede abdominal. Arquivos de Gastroenterologia, São Paulo, v. 46, n. 2, P. 121-126, 2009.

MOFFATT M.F., COOKSON W.O.C. Gene therapy for peanut allergy *Nature Med.*,5:380-1, 1999.

MORRIS-STIFF,G.J.;HUGHES,L.E. The out comes of nonabsorbable mesh placed within the abdominal cavity: literature review and clinical experience. *Jam Coll. Surg*; 186 (3): 352-367, 1998.

MUZZARELLI, R. A. A.; *Cell.Mol.Life Sci.*, 53, 131, 1997.

NETTER, F. H. *Atlas de Anatomia Humana*. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.
PARK, J. B. *Biomaterials: an introduction*. Plenum Press. New York, 1979.

OKAMOTO, Y.; YANO, R.; MIYTAKE, K.; TOMOHIRO, I.; SHIGEMASA, Y.; Minami, S.; *Carbohydr. Polym.*, 53, 337, 2003.

PARK I.K.; PARK Y.H.; SHIN B.A.; CHOI E.S.; KIM Y.R.; AKAIKE T. Galactosylated chitosan-graft-dextran as hepatocyte-targeting DNA carrier. *J Control Release*, 69:97-108, 2000.

PEDRO, A.S.; ALBUQUERQUE, E.C.; FERREIRA, D.; SARMENTO, B. Chitosan: An option for development of essential oil delivery systems for oral cavity care?. *Carbohydrate Polymers*, 2009.

PICCOLI, R., et al. Características das principais técnicas analíticas aplicadas à caracterização dos materiais. *Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciências Dos Materiais*, Foz do Iguaçu, p.289-300, 15-19 nov. 2006.

PUNTTINI, S. M. B. Avaliação da resposta inflamatória desencadeada pelas telas de polipropileno e politetra fluoretileno expandido implantadas no espaço intraperitoneal. Estudo experimental em camundongos. 2006. 76 f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-graduação em Ciências Médicas. Faculdade de Medicina – Universidade de Brasília, Brasília, 2006.

RAO S.B., SHARMA C.P. Use of chitosan as a biomaterial: studies on its safety and hemostatic potential. *J Biomed Mater Res.*,34:21-8, 1997.

RAU, J. H. *Melliand Textilberichte*, 44, pp. 1102 – 1197, p. 1320, 1963.

RAVI KUMAR, M. N. V.; *React.Funct.Polym.*, 46, 1, 2000.

ROBERTS, G. A. F. - "Chitin Chemistry", The Macmillan Press, London, 1992.

SCHUMPELICK V (2006) Special issue – *Collagen. Hernia* 10: 453.

SCHUMPELICK V, KLINGE U. Prosthetic implants for hernia repair. *Br J Surg*. 2003 Dec; 90 (12): 1457-8.

SENEL S.; IKINCI G.; KAS S.; YOUSEFI-RAD A.; SARGON M.F.; HINCAL A.A. Chitosan films and hydrogels of chlorhexidine gluconate for oral mucosal delivery. *Int J Pharm.* 2000;193:197-203.

SENEL S, MCCLURE SJ. Potential applications of chitosan in veterinary medicine. *Adv Drug Deliv Rev.*2004;56:1467-80. SITE: <http://www.medivisuals.com> Acesso em 02/01/13.

SINGLA, A. K.; CHAWLA, M.; *J. Pharm. Pharmacol.*2001, 53, 1047.

SIONKOWSKA, A.; WISNIEWSKI, M.; SKOPINSKA, J.; KENNDY, C.J.; WESS, T.J. Molecular interactions in collagen and chitosan blends. *Biomaterials*, v. 25, p.795–801, 2004.

SPERANZINI, M. B.; DEUTSCH, C. R. Grandes hérnias incisionais. *Arquivos brasileiros de cirurgias digestivas*, São Paulo, v. 23, n. 4, p. 280-286, 2010.

SPIN-NETO, R. et al. Biomateriais à base de quitosana com aplicação médica e odontológica: revisão de literatura. *Revista de Odontologia da Unesp*, São Paulo, v. 37, n. 2, p.155-161, 2008.

TAKAHASHI, T.; IMAI, M.; SUZUKI, I. Water permeability of chitosan membrane involved in deacetylation degree control. *Biochemical Engineering Journal*, v.36, p. 43-48, 2007.

TORRES, M.A; VIEIRA, R.S.; BEPPU, M.M.; SANTANA, C.C.. Produção e caracterização de microesferas de quitosana modificadas quimicamente. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*. Associação Brasileira de Polímeros: São Carlos. v.15; n.4, p.306-312, 2005.

TOWNSEND, C. M. et al. *Townsend Fundamentos de Cirurgia*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. 1232 p.

URAGAMI T.; TOKURA S, (eds.) *Material Science of Chitin and Chitosan*, Japan: Kodansha Ltd., Springer, 2006.

URBANCZYK, G. W. *Mikrostruktura Wtókna – Badanie Struktury Krystalicznej I Budowy Morfologicznej*, WNT, ISBN 83 – 204 – 1014 – 2, Warszawa, 1988.

USHER, F. U.; WALLACES, S. A. Tissue reaction to plastic. *Arch Surg*; 76: 997-999, 1958.

USHER, F. C. A new plastic prosthesis for repairing tissue defects of the chest and abdominal wall. *Am J Surg*; 97: 629-633, 1959.

URAGAMI T.; TOKURA S, (eds.) *Material Science of Chitin and Chitosan*, Japan: Kodansha Ltd., Springer, 2006.

WANG, X.; DU, Y.; LIU. Preparation, characterization and antibacterial activity of chitosan-Zn complex, *Carbohydr. Polym.* v.56, p.21-26, 2004.

WAY, L. W; DOHERTY, G. M. Cirurgia: Diagnóstico & Tratamento. 11ª Edição
Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2004. 1216 p.

WEYHE D, BELYAEV O, MULLER C, MEURER K, BAUER KH,
PAPAPOSTOLOU G, Uhl W (2007) Improving outcomes in hernia repair by the
use of light meshes a comparison of different implant constructions based on a
critical appraisal of the literature. World J. Surg 31: 234-244.

ZHANG, X.; YANG, D.; NIE, J. Chitosan/polyethylene glycol diacrylate films as
potential wound dressing material. International Journal of Biological
Macromolecules, v. 43, p.458-462, 2008.

ZHENG, L-Y.; ZHU, J.-F.; Carbohydr. Polym. 2003, 54, 527.