



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE CAMPINA GRANDE**  
**CENTRO DE DESENVOLVIMENTO SUSTENTÁVEL DO SEMIÁRIDO**  
**UNIDADE ACADÊMICA DE ENGENHARIA DE BIOTECNOLOGIA**  
**CURSO DE ENGENHARIA DE BIOTECNOLOGIA E BIOPROCESSOS**

**ALAN ROGER OLIVEIRA SILVA**

**PRODUÇÃO E AVALIAÇÃO DE FIOS DE SUTURA (SIMPLES E DUPLO  
TORCIDOS) À BASE DO BIOPOLÍMERO QUITOSANA PELA TÉCNICA DE  
FIAÇÃO ÚMIDA**

**SUMÉ – PB**

**2016**

**ALAN ROGER OLIVEIRA SILVA**

**PRODUÇÃO E AVALIAÇÃO DE FIOS DE SUTURA (SIMPLES E DUPLO  
TORCIDOS) À BASE DO BIOPOLÍMERO QUITOSANA PELA TÉCNICA DE  
FIAÇÃO ÚMIDA**

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos do Centro de Desenvolvimento Sustentável do Semiárido, da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos.

**Orientadora: Glauciane Danusa Coelho**

**SUMÉ – PB**

**2016**

S586p

Silva, Alan Roger Oliveira.

Produção e avaliação de fios de sututa (simples e duplo torcidos) à base do biopolímero quitosana pela técnica de fiação úmida. / Alan Roger Oliveira Silva. - Sumé - PB: [s.n], 2016.

45 f.

Orientador<sup>a</sup>: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Glauciane Danusa Coelho.

Monografia - Universidade Federal de Campina Grande; Centro de Desenvolvimento Sustentável do Semiárido; Curso de Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos.

1. Indústria têxtil. 2. Fibras artificiais. 3. Quitina e seus derivados. I. Título.

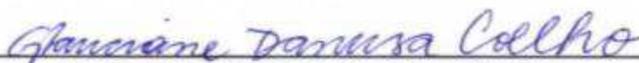
CDU: 677.473 (043.1)

**ALAN ROGER OLIVEIRA SILVA**

**PRODUÇÃO E AVALIAÇÃO DE FIOS DE SUTURA (SIMPLES E DUPLO  
TORCIDOS) À BASE DO BIOPOLÍMERO QUITOSANA PELA TÉCNICA DE  
FIAÇÃO ÚMIDA**

Monografia apresentada ao Curso de Graduação em Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos do Centro de Desenvolvimento Sustentável do Semiárido, da Universidade Federal de Campina Grande, como requisito para obtenção do título de Bacharel em Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos.

**BANCA EXAMINADORA**



**Profa. Dr<sup>a</sup>. Glauciane Danusa Coelho**  
**Orientador – UAEB/CDSA/UFCG**



**MSc. Milena Costa da Silva**  
**Examinadora 1 – CERTBIO/UFCG**



**Profa. Dr<sup>a</sup>. Lenilde Mérgia Ribeiro Lima**  
**Examinadora 2 – UAEB/CDSA/UFCG**

Aprovado em 20 de junho de 2016.

**SUMÉ – PB**

## DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho à minha família – a qual tenho imensurável orgulho por fazer parte.*

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho não é resultado unicamente do meu esforço, mas também do esforço de outras pessoas que contribuíram para este remate, às quais sempre serei grato.

Agradeço:

Primeiramente a Deus por estar ao meu lado sempre nas horas de alegria e nos momentos de tristeza, à Santa Rita de Cassia que conheci nos piores momentos de dificuldade, e sou devoto até hoje.

À minha amada mãe, por toda força, e todos os conselhos, ao meu pai, aos meus irmãos por sempre me apoiarem durante toda essa jornada, à minha tia Maria das Meceis (Lilia) pelo grandioso apoio, à minha namorada Luciana pela força e paciência, enfim a toda minha família.

Ao saudoso Severino Virgíneo da Silva (Severino Dudu) por toda colaboração durante minha locomoção à Sumé. Aos meus amigos motoristas José Brito (Primo), e Nael pelos serviços prestados.

Aos amigos do curso de graduação em Engenharia de Biotecnologia e Bioprocessos e demais cursos do CDSA pela amizade.

Aos técnicos dos laboratórios do Centro de Desenvolvimento Sustentável do Semiárido Adriano Marques, Osvaldo e a Norma Maria por toda ajuda e atenção dispensada.

A todos os professores do CDSA a quem eu tive a oportunidade de ser aluno.

A toda a equipe do Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste (CERTBIO).

Ao professor Marcus Vinicius Lia Fook, pela confiança.

À minha querida orientadora e amiga a quem tanto prezo Professora Glauciane Danusa Coelho pela orientação e confiança.

À minha estimada e mais nova amiga Milena Costa da Silva pela ajuda e confiança.

Aos componentes da banca examinadora, Profa. Dra. Lenilde Mérgia Ribeiro Lima, MSc. Milena Costa, Profa. Dra. Glauciane Danusa pela contribuição a este trabalho.

A todos que contribuíram para a realização deste trabalho MUITÍSSIMO OBRIGADO!!

## RESUMO

Nos últimos anos, devido aos grandes avanços tecnológicos voltados para as áreas relacionadas à saúde e ao estilo de vida, como o desenvolvimento de novos produtos, usados por exemplo, em implantes e produtos relacionados à indústria farmacêutica, a expectativa de vida dos brasileiros tem aumentado. Entretanto esse avanço tem proporcionado também o acréscimo do número de pesquisas na área médica. Logo, vários investimentos vêm sendo aplicados em biomaterias, tanto na área da medicina como na área farmacêutica. Os fios de sutura fazem parte desse materiais e são utilizados em cirurgias para selar vasos sanguíneos e aproximar tecidos no tratamento de doenças ou lesões mecânicas. O objetivo desse trabalho foi de produzir fios de sutura simples (monofilamentar) e fios duplos torcidos à base de quitosana, um polímero natural derivado da quitina que apresenta propriedades estimulantes do sistema imune que aceleram a cicatrização de feridas. Foi utilizado para desenvolvimento dos fios a técnica de fiação úmida. Foram analisados os aspectos morfológicos dos fios produzidos com o auxílio do microscópio ótico e posteriormente com o microscópio eletrônico de varredura, permitiram constatar que os fios simples apresentaram aparência lisa e compacta e os fios duplos parcialmente lisos. Também foi avaliada a resistência à tração por meio da máquina universal de testes os fios duplos torcidos e simples, à concentração de 3 e 4% de quitosana, com nó e sem nó, em que se destacaram com maior resistência os fios duplos torcidos à 3% sem nó e simples à 4% com nó em comparação com a os resultados exigidos pela Norma Brasileira de Fios de sutura Cirúrgica NBR13904:2003, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), para fios do tipo *Categut*.

PALAVRAS-CHAVE: Fio de sutura. Quitosana. Fio simples. Fio duplo torcido.

## ABSTRACT

In recent years, due to major technological advances facing areas related to health and lifestyle, such as the development of new products, used for example in implants and related products to the pharmaceutical industry, the life expectancy of Brazilians has increased. However, this advance has also provided the number of searches of the increase in the medical area. Therefore, several investments have been applied on biomaterials, both in medicine and in the pharmaceutical field. The sutures are part of this material are used in surgery and to seal blood vessels and tissues approach in the treatment of disease or mechanical injury. The aim of this study was to produce simple sutures (monofilament) and double twisted wire to the chitosan base, a natural polymer derived from chitin which has stimulant properties of the immune system that accelerate wound healing. It was used for development of yarn wet spinning technique. the morphology of the wires produced with the aid of optical microscope and later with the scanning electron microscope were analyzed, have recognized that the single yarn showed smooth and compact appearance and partially smooth double wires. We also evaluated the tensile strength by a universal testing machine the warp and simple double strands, the concentration of 3 and 4% chitosan with node without node, in which stood out with greater resistance twisted double yarns to 3 % unknotted and simple to 4% with node compared to the results required by the Brazilian standard suture wires Surgical NBR13904 2003, the Brazilian Technical Standards Association (ABNT), for the type catgut wires.

**KEY-WORDS:** Suture wire. Chitosan. Single yarn. Twisted double wire.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Estrutura química da quitosana.....	17
Figura 2 - Processo de obtenção da quitosana.....	18
Figura 3 - Processo de fiação úmida .....	20
Figura 4 - Ilustração do sistema de fiação úmida para produção de fibras de PAN.....	21
Figura 5 - Processo de produção do fio simples.....	28
Figura 6 - Processo de confecção do fio duplo torcido .....	29
Figura 7 - Fio duplo torcido .....	29
Figura 8 - Fios de quitosana: (1 e 2) fios duplo torcidos com 3% de quitosana. (2 e 3) fios duplo torcidos com 4% de quitosana. (5 e 6) fios simples com 3% de quitosana. (7 e 8) fios simples com 4% de quitosana.....	33
Figura 9 - Imagens obtidas por microscopia óptica do (a) fio simples a 3% de quitosana, com aumento de 350x e (b) fio duplo torcido a 3% quitosana, com aumento de 350x .....	34
Figura 10 - Imagens obtidas por microscopia óptica da seção transversal do (a) fio simples a 3% de quitosana, com aumento de 350x e (b) fio duplo torcido a 3% quitosana, com aumento de 350x .....	35
Figura 11 - Imagens obtidas por Microscopia Eletronica de Varredura para o fio simples com 3% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x, e do fio duplo torcido a 3% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x .....	35
Figura 12 - Imagens obtidas por microscopia eletronica de varredura do fio simples a 4% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x, e do fio duplo torcido a 4% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x .....	36
Figura 13 - Comparação dos resultados dos testes de resistência dos fios sem nó com a resistência solicitadas pela NBR13904. ....	39
Figura 14 - Comparação dos resultados dos testes de resistência dos fios com nó com a resistência solicitada pela NBR13904.....	41

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Tempo versus pH para a completa dissolução (+) da sutura.....	25
Tabela 2 - Composição das soluções de Quitosana a 3 e 4% dissolvidas em Ácido Lático a 2% .....	27
Tabela 3 - Categut cirúrgico estéril - Diâmetro e resistência à tração sobre o nó.....	31
Tabela 4 - Resultados dos ensaios de tração dos fios sem nó .....	38
Tabela 5 - Resultados dos ensaios de tração dos fios com nó .....	39

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
a.C.	antes de Cristo
°C	Celsius
CDSA	Centro de Desenvolvimento Sustentável do Semiárido
CERTBIO	Laboratório de avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste
DMF	Dimetilformamida
d.C.	depois de Cristo
EP	Europeu
g	Gramas
h	Horas
KOH	Hidróxido de Potássio
(5-FU)	5-fluorouracil
kV	Quilovolts
Kgf	Quilograma-força
LCP -	Liquid Cristal Polymers
L -	Litro
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
MO	Microscopia Ótica
mL	Mililitro
mm	Milímetro
M	Molar
NBR	Norma Brasileira
N	Newton
NaOH	Hidróxido de Sódio
PAN	Poliacrilonitrila
pH	Potencial Hidrogeniônico
PLA	Poly lactic acid
Pa	Pascal
(PLLA)	Ácido Poli-L-Lático
UFMG	Universidade Federal de Campina Grande
USP	Universidade de São Paulo

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>2 OBJETIVOS</b> .....	<b>15</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	15
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	15
<b>3 REFERENCIAL TEÓRICO</b> .....	<b>16</b>
3.1 BIOMATERIAIS .....	16
3.2 QUITOSANA .....	17
3.3 FIAÇÃO ÚMIDA .....	19
3.4 FIO DE SUTURA .....	22
<b>3.4.1 Categut simples e cromado</b> .....	<b>24</b>
<b>3.4.2 Fio ideal</b> .....	<b>24</b>
3.5 FIOS DE QUITOSANA .....	25
<b>4 MATERIAIS E METODOS</b> .....	<b>27</b>
4.1 PROCESSO DE PRODUÇÃO DOS FIOS .....	27
<b>4.1.1 Quitosana utilizada</b> .....	<b>27</b>
4.2 PREPARAÇÃO DA SOLUÇÃO DE QUITOSANA (3 E 4%) DISSOLVIDA EM ÁCIDO LÁTICO (2%). .....	27
4.3 PREPARAÇÃO DA SOLUÇÃO COAGULANTE (70% HIDRÓXIDO DE SÓDIO 30% ÁLCOOL METÁLICO) .....	28
4.4 PROCEDIMENTO DE FIAÇÃO ÚMIDA .....	28
<b>4.4.1 Produção de fio simples</b> .....	<b>28</b>
<b>4.4.2 Confeção do fio duplo torcido</b> .....	<b>29</b>
4.5 PROCEDIMENTO DE LAVAGEM .....	30
4.6 PROCEDIMENTO DE SECAGEM. ....	30
4.7 AFERIÇÃO DO DIÂMETRO DOS FIOS .....	30
4.8 ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO. ....	30
4.9 MICROSCOPIA ÓTICA (MO). ....	31
4.10 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA – (MEV). ....	32
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÃO</b> .....	<b>33</b>
5.1 MICROSCOPIA ÓTICA (MO). ....	33
5.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV) .....	35

5.3 RESULTADOS DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO E MEDIÇÃO DOS DIÂMETROS DOS FIOS .....	37
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>42</b>
<b>REFERÊNCIA.....</b>	<b>43</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A medicina vem se inovando a cada dia e se especializando em todas as áreas, com isso novos tratamentos de doenças degenerativas, traumas mecânicos e lesões teciduais vêm sendo realizados com novos procedimentos cirúrgicos que dependem do desenvolvimento de materiais que contribuam nos processos de cicatrização desses tecidos.

Nesse sentido, vem sendo estudado os Biomateriais, que ao entrar em contato com o sistema biológico humano permitem tratar, aumentar ou substituir qualquer tecido, órgão e restituir uma determinada função do organismo, segundo Caria (2007).

Um desses biomateriais que estão sendo utilizados na medicina é a quitosana, que apresenta propriedades estimulantes do sistema imune, as quais são manifestadas na aceleração de cicatrização de feridas. Algumas dessas propriedades incluem: inibição de células tumorais, atividade antiácida, ação hemostática e hipocolesterolêmica (DAMIAN et al., 2005).

Devido a essas características estimulantes do sistema imune a quitosana já está sendo empregada na confecção de fios de sutura produzidos por diversas técnicas de fiação, uma delas é a técnica de fiação úmida que apresenta vantagens como a versatilidade, ou seja, qualquer polímero pode ser fiado por essa técnica e o processo pode ser contínuo. Segundo Caires (2009), de um modo geral, o polímero é solubilizado em forma de gel ou coloide e essa solução polimérica é bombeada para uma fieira que pode estar imersa em uma solução de água e solvente (conhecido como banho coagulante). Ao sair da fieira as fibras são solidificadas pela precipitação do polímero em um não-solvente. Após solidificados são usados para a confecção de fios de sutura.

Os fios de sutura são utilizados em cirurgias desde a antiguidade e estão divididos em 2 grandes grupos: absorvíveis e não absorvíveis. Os fios absorvíveis perdem gradualmente sua resistência à tração até serem fagocitados ou hidrolisados. Eles podem ser de origem animal (Categut Simples e Cromado) ou sintéticos multi ou monofilamentares (Poliglactina, Poliglecaprone e Polidioxanona). Os fios não absorvíveis se mantêm no tecido em que foram implantados e podem ser de origem animal (seda), mineral (aço), vegetal (algodão ou linho) ou sintéticos (poliamida, poliéster, polipropileno). As características e propriedades são definidas por órgãos oficiais e associações normatizadoras. No Brasil tem-se a Norma Brasileira de Regulamentação NBR13904 fios para suturas cirúrgicas (ABNT, 2003).

O número de trabalhos utilizando a quitosana na produção de fio de sutura vem aumentando devido às características curativas que aceleram o processo de cicatrização (MONTENEGRO e GODEIRO, 2014). Deste modo são necessários mais estudos e trabalhos voltados para o aprimoramento dos fios produzidos com quitosana.

Sendo assim, este trabalho teve como objetivo produzir fios de sutura à base de quitosana pela técnica de fiação úmida.

## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 OBJETIVO GERAL**

Produzir e caracterizar fios de sutura (simples e duplo torcidos) a partir de quitosana pela técnica de fiação úmida.

### **2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Obter fios a partir de diferentes concentrações de quitosana (3 e 4%).
- Produzir fios de quitosana simples e duplo torcidos.
- Avaliar a resistência sob tensão entre os fios obtidos.
- Relacionar as concentrações de quitosana, os tipos (simples e duplo torcidos) e os diâmetros dos fios com a resistência.
- Caracterizar microscopicamente os diferentes tipos de fios obtidos.

### 3 REFERENCIAL TEÓRICO

#### 3.1 BIOMATERIAIS

Durante séculos, grandes lesões teciduais, originadas normalmente de traumas mecânicos ou de doenças degenerativas, trouxeram problemas em função dos poucos recursos terapêuticos disponíveis. Assim, a substituição e/ou regeneração de regiões do corpo danificadas tornou-se um objetivo (HENCH, 1998).

Inicialmente, os biomateriais foram desenvolvidos para que permanecessem inertes no organismo (HUBBELL, 1995). O termo biomateriais refere-se a materiais naturais ou sintéticos destinados a interagir com sistemas biológicos para avaliar, tratar, aumentar ou substituir funções (WILLIAMS, 1999). Também podem ser definidos como sendo substâncias de origens naturais ou sintéticas que são toleradas de forma transitória ou permanente pelos diversos tecidos que constituem os órgãos dos seres vivos (SANTOS et al., 1999).

Dessa forma, são produzidos de modo a manter as características mecânicas e físico-químicas por longos períodos. Esse tipo de dispositivo é comumente empregado experimentalmente como próteses substituindo articulações danificadas, válvulas cardíacas, lentes intra-oculares e outras utilizações. Por outro lado, existem situações em que se necessita de um suporte que preencha apenas temporariamente a região lesada, até que a recomposição tecidual se concretize, ou ainda que direcione o processo regenerativo. Nesse caso, uma alternativa são os biomateriais temporários (TÖRMÄLÄ *et al.*, 1998).

Desde a década de 1960, implantes temporários, confeccionados de polímeros biorreabsorvíveis, ganharam importância crescente na área médica, sendo utilizados em um amplo número de aplicações no corpo humano, tais como: suturas cirúrgicas, sistemas para liberação controlada de drogas, *stents* e dispositivos ortopédicos, que atualmente fazem parte do cotidiano dos centros cirúrgicos no mundo inteiro (BARBANTI et al, 2005).

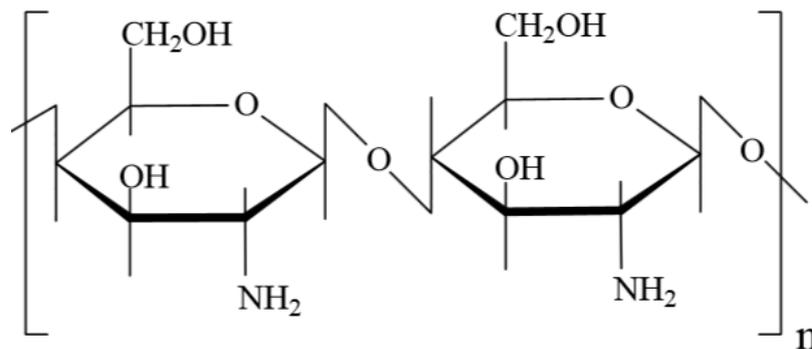
Segundo MA *et al* (2001) alternativas vem sendo desenvolvidas visando também a regeneração dérmica e/ou engenharia de tecidos. Recentemente, alguns autores vêm pesquisando a utilização da quitosana. A quitosana, ou N-caboxibutilquitosana é um derivado da desacetilação da quitina. Considerado um composto não imunogênico e que apresenta uma degradação em meio aquoso, mesmo com a presença de lisozimas, e sendo que tanto a quitosana quanto o produto obtido da degradação deste polímero, a glicosamina, não são tóxicos.

### 3.2 QUITOSANA

Embora não exista uma nomenclatura definitiva que estabeleça uma diferença entre quitina e quitosana, o termo "*quitosana*" geralmente representa a quantidade de copolímeros de 2-amino-2-desoxi-D-glicose, nos quais o grau médio de desacetilação, é representado pela percentagem de grupos  $\text{NH}_2$  livres, que deve ser maior que 60%. A quitosana foi descoberta em 1859 por Rouget quando ele submeteu a quitina a um tratamento com solução de hidróxido de potássio à quente, este nome foi proposto em 1894 por Hoppe Seyler (ANDRADE, 2012).

A quitosana é um polissacarídeo de cadeia linear, catiônico, que ocorre naturalmente ou pode ser obtido por desacetilação da quitina. Constituída na maior parte por unidade de 2-amino-2-desoxi-D-glicose unidos por ligações  $\beta$ -(1-4) (SANTOS, 2004) (Figura 1).

Figura 1 - Estrutura química da quitosana



Fonte: SANTOS, 2004.

Segundo SANTOS (2004) a estrutura da quitosana é flexível, com grupos funcionais potencialmente reativos: grupos amino(- $\text{NH}_2$ ), os quais podem interagir com coloides carregados negativamente, vários grupos hidroxila primários e secundários nas posições C-2, C-3 e C-6, respectivamente.

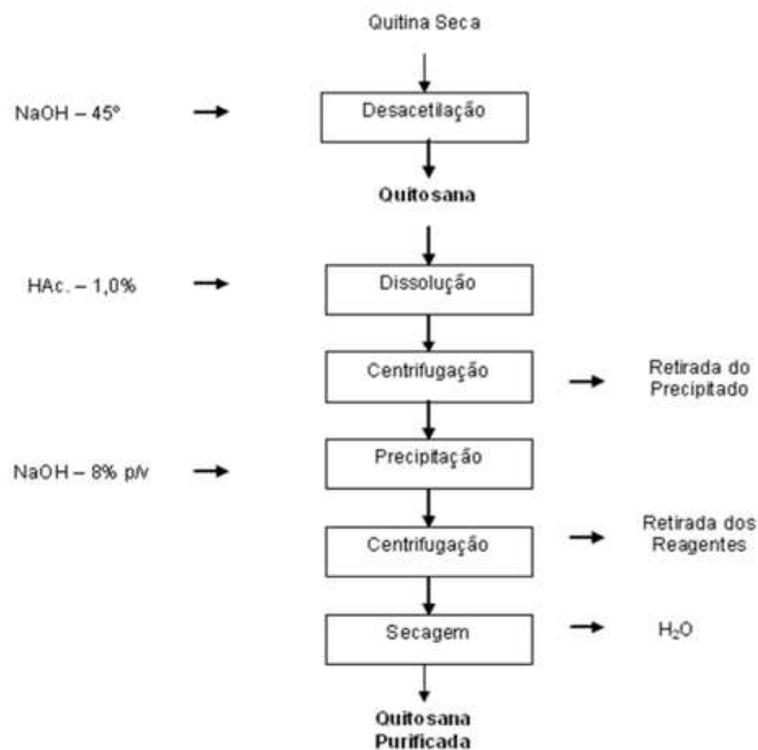
A quitosana é insolúvel em água, ácidos concentrados, álcalis, álcool e acetona, também é solúvel em soluções de ácidos orgânicos quando o pH da solução é menor do que seis e também em alguns ácidos inorgânicos diluídos, tais como o nítrico, perclórico ou fosfórico (DALLAN, 2005). Entretanto, a solubilidade depende de vários parâmetros, tais como grau de desacetilação, massa molar, concentração do ácido e do biopolímero e da força iônica (SANTOS, 2004).

Como foi citado anteriormente, a desacetilação da quitina leva à obtenção de quitosana, a completa desacetilação da quitina raramente é realizada, pois são necessárias

muitas reações consecutivas, que também favorecem a progressiva despolimerização. Assim, o termo quitosana abrange o conjunto de copolímeros que contém ao menos 50-60% de unidades 2-amino-2-desoxi-Dglicopiranosose (CAMPANA-FILHO et al., 2007).

A desacetilação da quitina pode ser realizada por processos químicos ou enzimáticos, porém esses últimos não são empregados em escala industrial, devido aos custos elevados de extração das desacetilases, bem como a baixa produtividade. Os processos químicos da desacetilação de quitina podem ser realizados pela via homogênea, a qual se realiza com álcali-quitina, ou heterogênea, sendo esta a mais extensivamente usada e estudada. Geralmente a quitina é suspensa em soluções aquosas concentradas de NaOH ou KOH (40-60%) por tempo variáveis (0,5 - 24 h) e a temperaturas relativamente elevadas (50 - 130 °C). As características da quitosana obtida são determinadas pela concentração da solução alcalina e razão quitina/solução alcalina, tamanho das partículas de quitina, temperatura, tempo e atmosfera de reação. As condições mais severas são geralmente empregadas no sentido de favorecer a eficiência da desacetilação, porém disso resulta acentuada despolimerização via hidrólise alcalina (CAMPANA-FILHO et al., 2007). O processo de produção de quitosana é representado na Figura 2.

Figura 2 - Processo de obtenção da quitosana.



Fonte: MOURA, 2005

Depois da desacetilação da quitina obtém-se a quitosana e esta então deve passar por um processo de purificação. Partindo da quitosana, prepara-se um sal com concentração de quitosana 1%, em solução de 1% ácido acético, da qual se obtém a quitosana dissolvida, já que esta é solúvel em ácidos orgânicos diluídos (até pH de aproximadamente 6,0). Após a separação por centrifugação, a secagem é feita em secador de bandejas, até a umidade comercial (5 a 7 %). Assim se obtém a quitosana purificada (MOURA, 2005).

A aplicação deste biopolímero abrange diversas áreas, tais como agricultura, indústria alimentícia, mas, as maiores aplicações da quitosana estão centralizadas na purificação da água, no processamento de alimentos e na quelação de íons metálicos. As aplicações industriais concentra-se em produtos de alto valor agregado, como cosméticos, agentes de liberação de fármacos no organismo, aditivos alimentares, membranas semipermeáveis e produtos farmacêuticos. Também foi relatado o grande potencial da quitosana na área de biotecnologia, podendo ser utilizada na forma de flocos, gel ou membrana na imobilização de células em meios de cultura (DALLAN, 2005)

A quitosana apresenta propriedades antimicrobianas e estimulantes do sistema imune, as quais são manifestadas na aceleração de cicatrização de feridas. Considerando as propriedades biológicas a quitosana se torna um material adequado para aplicações biomédicas, sendo este o foco de muitos grupos de pesquisa, nas últimas três décadas (FERNANDES, 2009).

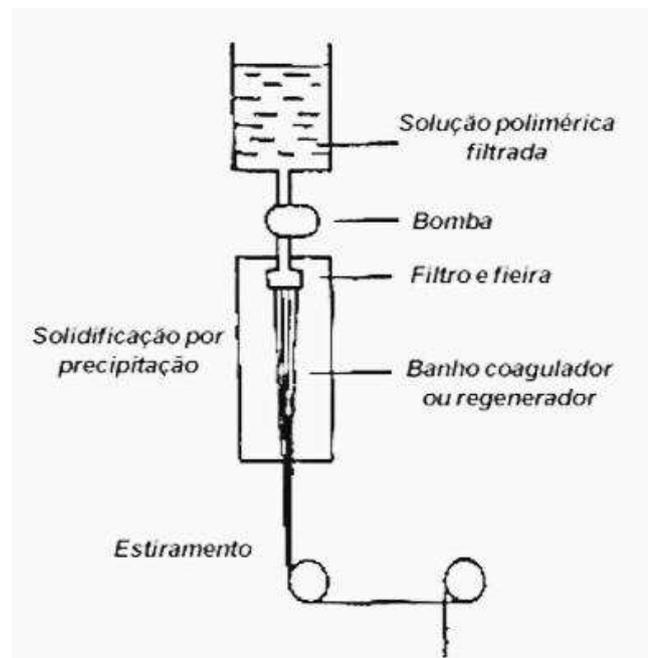
O uso da quitosana como um biomaterial já foi explorado para a restauração de vários tipos de tecido, como pele, osso, cartilagem, de órgãos como o fígado, vasos sanguíneos e até mesmo componentes do sistema nervoso. (FERNANDES, 2009). Devido a essas importantes características curativas a produção de fio utilizado em sutura a base desse polissacarídeo já vem sendo testado em cirurgias, porém as técnicas de fiação para a produção desse biomaterial vem sendo estudadas e aperfeiçoadas, uma das técnicas é a de fiação úmida.

### 3.3 FIAÇÃO ÚMIDA

Segundo CAIRES (2009) as fibras são materiais em que a razão entre o comprimento e as dimensões laterais é muito elevada. O processo para a produção deste tipo de material é chamado de fiação. E existem particularmente três tipos de processo de fiação: por fusão, seca e úmida.

Na fiação úmida, de um modo geral, o polímero é solubilizado e forma um gel ou colóide, e essa solução polimérica é bombeada para uma fieira que pode estar imersa em um tanque com uma solução de água e solvente (conhecido como banho coagulante), ao sair da fieira imersa no tanque as fibras são solidificadas pela precipitação do polímero em um não-solvente (CAIRES, 2009). A Figura 3 ilustra de modo geral como acontece o processo de fiação úmida.

Figura 3 - Processo de fiação úmida.



Fonte: CAIRES, 2009

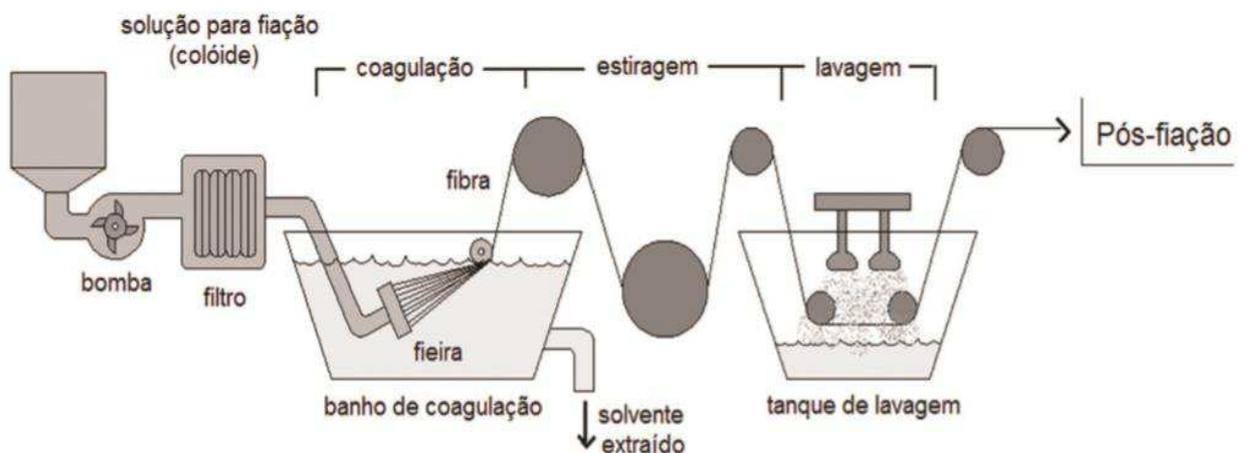
PUPPI *et al.* (2010) relata que a extrusão úmida é uma técnica de inversão de fase, o que permite a produção de fibras poliméricas por meio de um processo de imersão-precipitação. Em detalhe, uma fibra contínua de um polímero é produzida por precipitação de uma solução polimérica em um banho de solução coagulante devido a dessolvatação do polímero, provocada pela solução coagulante.

Em geral, o termo fiação é empregado quando se refere a produção de fibras sintéticas, e também é aplicado a fibras naturais. Pesquisa realizada por Puppi *et al* (2010) propôs fibras fiadas a úmido para serem utilizadas como veículos para a liberação do fármaco, tais como quitosana ou fibras de Ácido Poli-L-Lático (PLLA) carregado com 5-fluorouracil (5-FU). Esta técnica também foi proposta para desenvolver andaimes para aplicações de engenharia

de tecidos, com base em fibras de *Polímeros de Cristais Líquidos (LCP)*, PLLA trançado ou fibras de quitosana e fibras de amido.

Diversos polímeros sintéticos e biopolímeros já foram utilizados para confecção de fibras por fiação úmida, o que demonstra a grande versatilidade dessa técnica. Dentre estes polímeros, O processo de fiação úmida tem sido amplamente utilizado para produção de fibras de poliacrilonitrila (PAN) que são conhecidas comercialmente como fibras acrílicas, (Figura 4). Neste processo a PAN é primeiramente dissolvida em um solvente altamente polar, geralmente o Dimetilformamida (DMF) para formar uma solução na proporção de 10 a 30% de massa. A solução é filtrada e bombeada para fieiras imersas em um banho de coagulação. Durante a coagulação das fibras o DMF ou outro solvente é removido das fibras de PAN e recuperado em uma planta de destilação para, então, ser reaproveitado no processo. Durante todo o processo as fibras são tensionadas por cilindros com a finalidade de aumentar a orientação molecular do polímero que contribui para o aumento de suas propriedades mecânicas (MASSON, 1995). Enquanto são alongadas sob tensão, as fibras pós-coagulação são lavadas para retirada do coagulante excedente e em seguida passam por uma aplicação de óleo lubrificante, conhecido na indústria como óleo de ensimagem, que previne a formação de eletricidade estática, provendo um aspecto “sedoso” às fibras. Fibras de PAN produzidas por fiação úmida apresentam geralmente uma estrutura microfibrilar com as fibrilas orientadas ao longo do eixo da fibra (BRITO JÚNIOR, 2013).

Figura 4 - Ilustração do sistema de fiação úmida para produção de fibras de PAN



Fonte: (BRITO JÚNIOR, 2013).

Segundo MISHRA (2005), As principais vantagens da técnica de fiação úmida são:

Versatilidade, ou seja, vários polímero pode ser fiado por essa técnica, Supostamente, polímeros de cadeia predominantemente flexíveis podem atingir sua resistência máxima teórica e o processo pode ser contínuo.

O processo de fiação a úmida também apresenta algumas desvantagens como a baixa velocidade de produção, as operações de pós-fiação (aplicação de óleo lubrificante) apresentam maior tempo. Isso confere aumento no custo de produção, outra desvantagem é a necessidade de recuperação do solvente orgânico durante o processo de fiação, que conduz a um maior consumo de energia, elevando o preço final da fibra, a Complexidade na formação da seção transversal da fibra que, entre outros parâmetros, exige um controle do processo de transferência de massa nas fibras ocorrido no banho de coagulação também é uma desvantagem. (MISHRA, 2005).

A utilização dessa técnica, na produção de fios de sutura já é uma realidade. A produção de fio de quitosana é um exemplo de fio produzido com essa técnica e apresenta ótimos resultados Em trabalho realizado por HUAIXAN (2013), verificou-se que o uso do fio de quitosana para sutura realizadas em ovelhas promoveu o efeito preventivo no processo de formação de aderências pós-cirúrgicas demonstrado pela técnica de histerorrafia.

### 3.4 FIO DE SUTURA

Desde a antiguidade, um grande número de materiais de sutura vem sendo testado e utilizado, tais como fibras vegetais, tendões, intestinos de vários animais, crina de cavalo, filamentos de ouro, dentre outros. Uma das menções mais antigas ao ato de suturar está registrada no papiro egípcio de Edwin Smith, que data de 3.500 a.C. O conceito de ligadura e sutura está também registrado nos escritos de Hipócrates e Galeno. Atribui-se ao médico árabe Rhazes a introdução da palavra kitgut, em 900 d.C., para designar fios confeccionados com tiras do intestino de animais herbívoros, utilizados como cordas de instrumentos musicais (kit) e largamente aplicados como sutura. Acredita-se que essa seja a origem da palavra Categut, que denomina o fio de sutura cirúrgica mais conhecido em todos os tempos (MAKENZIE, 1973).

Ainda segundo MAKENZIE (1973) a partir da Primeira Guerra Mundial foram sendo desenvolvidos materiais sintéticos para a confecção dos fios de sutura cirúrgica. Por volta da década de 1940 começou a utilização da Poliamida e Poliéster, em 1962 do Polipropileno e a partir de 1970 os primeiros fios absorvíveis de origem sintética começaram a ser

comercializados. Assim começou a tendência de se utilizar uma variedade de fios para sutura cirúrgica esterilizados, com agulhas pré-instaladas e fornecidos para pronto uso.

Segundo GOFFI et al (2007) os fios de sutura cirúrgica foram conceituados como materiais utilizados para selar vasos sanguíneos e aproximar tecidos, em ações de ligar e suturar.

Os fios de sutura podem ser classificados de várias formas, levando em conta a degradação pelo organismo (absorvíveis ou inabsorvíveis), a origem (orgânicos, sintéticos, mistos ou minerais), a quantidade de seus filamentos (multifilamentados ou monofilamentados) e o seu diâmetro (FOSSUM, 2002). Quanto à degradação os fios de sutura podem ser absorvíveis de curta ou longa permanência (exemplos: fio de catgut curta permanência, fio de poligalactina longa permanência) na dependência do tempo que levam para serem degradados pelo organismo, ou não absorvíveis (exemplos: fio de aço, fio de algodão, nylon e polipropileno) (FOSSUM, 2002).

Um dos aspectos a ser considerados no fio é o diâmetro. Os fios podem ser organizados quanto a espessura de acordo com dois sistemas de medidas, americano (USP) e europeu (métrico ou EP). O primeiro é escalonado de acordo com o número de zeros, variando de 12 zeros até três. Sendo que quanto maior o número de zeros, mais fino é o fio. O segundo padrão é mais simples, embora menos utilizado. Refere-se diretamente a espessura mínima do fio em décimo de milímetros. A espessura do fio está intimamente ligada a resistência mínima, de forma que dois tipos de fios diferentes, porém com a mesma classificação de diâmetro, podem ter espessuras diferentes. (GREENBERG e CLARK, 2009)

Ainda sobre aspectos dos fios é preciso ser considerado a força tênsil. Essa característica representa a força contínua, linear, necessária para a ruptura. Medida pelo tensiômetro. Quando o fio é implantado, recomenda-se atenção para alguns pontos importantes. Eventos rápidos como tosse, vômitos, exercícios e atividade extremas (traumas) geram maior força em um curto espaço de tempo, predispondo a quebra do biomaterial. Ruptura por sua vez é definida pela descontinuidade do fio, desde que não ocorra no local da tração. A região do nó é o ponto mais fraco da sutura (MUFFLY, et al., 2010).

Ainda é preciso considerar a força do nó. Esta força é a segurança do nó em não se desfazer, não deslizar. Dessa forma está intimamente relacionada com o coeficiente de atrito dos fios. Sendo assim, fios multifilamentares apresentam melhores segurança do nó. (GREENBERG e GOLDMAN, 2013).

### 3.4.1 *Categut* simples e cromado

Atualmente o *Categut* é um multifilamento preparado a partir da camada serosa do intestino delgado dos bovinos saudáveis. Esta porção do intestino possui fibras longitudinais que proporcionam maior resistência ao fio. Considerado um fio de origem proteica, composto de colágeno, tratado com solução de glutaraldeído para aumentar a resistência tênsil, embalado em solução conservante de álcool isopropílico e esterilizado com cobalto 60. Este fio não pode ser autoclavável, pois o calor desnatura as proteínas causando a perda da resistência (SLATER, 1998).

A absorção do *Categut*, quando implantado no tecido, é um processo que envolve dois estágios e fagocitose principalmente pelos macrófagos. As ligações moleculares são quebradas por hidrólise ácida e colagenólise. Em seguida ocorre a digestão e absorção por enzimas proteolíticas seguidas de fagocitose pelos macrófagos. Devido à sua composição, o *categut* estimula uma reação tipo corpo estranho significativa no tecido implantado (SLATER, 1998). Por esta razão, este é um fio absorvido rapidamente em áreas infectadas, pois os níveis de digestão enzimática são crescentes. A absorção prematura pode ainda ser observada quando exposto à pepsina ácida do estômago, em tecidos altamente vascularizados e em pacientes com depleção protéica. Em geral a absorção deste fio ocorre depois que já perdeu a resistência (95% em 14 dias), levando até 70 dias para ser degradado (SHAUFFERT et al., 2000).

O *Categut* cromado possui a mesma composição do *Categut* simples, só que é tratado com uma solução salina de cromo, o que aumenta a resistência levando até 90 dias para ser absorvido. Este tratamento com cromo não só prolonga a integridade do fio, mas também a resistência à digestão enzimática, aumenta as ligações intermoleculares do fio e minimiza irritação dos tecidos. Tanto o *categut* simples como o cromado, quando úmidos em fluidos teciduais, as fibras se dilatam, enfraquecem e demonstram pouca resistência aos nós (TOGNINI e GOLDENBERG, 1998).

### 3.4.2 Fio ideal

Segundo GOFFI *et al* (2007) para o médico cirurgião a escolha de um fio ideal devem ser considerados diversos fatores: baixo custo, adequada resistência a tensão, facilidade de esterilização maleabilidade e mínima reação tecidual. As características do fio ideal são de manter a força de resistência a tensão por tempo suficiente, até que a cicatriz adquira sua

própria resistência frente aos estímulos mecânicos habituais e portar-se como material inerte, provocando o mínimo de reação tecidual.

Idealmente os fios devem resistir também à aderência das bactérias, prevenindo assim infecção de ferida. Essas propriedades podem depender da composição química, como é o caso do fio de quitosana, ou da adição de outros mecanismos antibacterianos (MASINI et al., 2011).

### 3.5 FIOS DE QUITOSANA

Outros materiais vem sendo utilizados na confecção de fios de sutura, mas de acordo com MONTENEGRO e GODEIRO (2014) a quitosana tornou-se um material atraente para ser utilizado como um fio de sutura, uma vez que apresenta propriedades interessantes tais como a não toxicidade, biocompatibilidade, biodegradabilidade.

A quitosana é um polissacarídeo estrutural, o que garante menor indução de reação tecidual quando comparado aos fios de origem protéica, como a seda (fibroína) (CHU et al., 1996). Provém da desacetilação da quitina, que é extraída do exoesqueleto de insetos e, principalmente, de crustáceos incluindo lagosta, camarão e caranguejo com foi citado anteriormente. Considerado o segundo biomaterial mais disponível, atrás apenas da celulose (ROSA, 2008). Os fios provenientes desse material tem característica de ser absorvíveis por hidrólise, principalmente em meio ácido (Tabela1) indutor de discreta resposta tecidual, bacteriostático, atóxico, biocompatível (MONTENEGRO e GODEIRO, 2014).

Tabela 1 - Tempo versus pH para a completa dissolução (+) da sutura

pH	Tempo				
	1 h	2 h	3 h	4 h	5 h
5,5	-	-	-	-	+
5,0	-	-	+	+	+

Fonte: Adaptada de MONTENEGRO e GODEIRO, (2014).

O fio cirúrgico produzido com quitosana foi testado em dois estudos *in vivo*. Uma das pesquisas avaliou o fio em relação a cicatrização após 30 dias do procedimento de histerorrafia laparoscópica em sete ovinos. Os resultados mostraram-se promissores, uma vez que resultou uma discreta reação tecidual, com menor presença de linfócitos, e promoveu menos aderência quando comparado ao fio de catagute. Observou-se também maior deposição

de colágeno tipo III, fato que corroborou com uma melhor cicatrização. Além dessas características, o fio de quitosana garantiu tensão das bordas da ferida até a cicatrização do útero (HUAIXAN, 2013). O referido autor concluiu ainda que o fio de quitosana demonstrou em comparação ao catagute, promover efeito preventivo no processo de formação de aderências pós-cirúrgicas das áreas de rafia e aumento da deposição de colágeno do tipo III no processo de reparação tecidual, conferindo melhor qualidade cicatricial no útero de ovelhas.

Em outro estudo, sobre o fio de quitosana empregado na musculatura abdominal de ratos foi observada menor reação tecidual, considerando a quantidade de macrófagos, quando comparado com fio de náilon, tendo potencial de gerar menor formação de cicatrizes. Possui efeito bacteriostático no mínimo duas vezes mais duradouro, quando comparado a outros fios com incorporação de antibióticos disponíveis no mercado, principalmente quando em meio com fluidos (MONTENEGRO e GODEIRO, 2014).

O fio de quitosana aparenta ter resultados promissores, necessitando mais estudos que garantam a segurança em diversos tecidos, e a incorporação de todo o potencial desse biomaterial quando em forma de fio (ÁVILA FILHO, 2015).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Todas as atividades foram realizadas no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste (CERTBIO), localizado no Centro de Ciência e Tecnologia – Bloco CJ3 –da Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) campos de Campina Grande - Paraíba.

### 4.1 PROCESSO DE PRODUÇÃO DOS FIOS

#### 4.1.1 Quitosana utilizada

Utilizou-se a quitosana, com grau de desacetilação entre 91-97% e massa molecular  $2,3 \times 10^5$ , produzida no Laboratório de Avaliação e Desenvolvimento de Biomateriais do Nordeste, (CERTBIO) por métodos de desacetilação da quitina extraída de resíduos de camarão.

### 4.2 PREPARAÇÃO DA SOLUÇÃO DE QUITOSANA (3 E 4%) DISSOLVIDA EM ÁCIDO LÁTICO (2%)

A Tabela 2 apresenta a composição da solução de quitosana utilizada para a confecção dos fios. Em um bequer de 250 mL adicionou-se a água destilada, ácido lático e a quitosana, para 100 mL de solução. A solução foi agitada em um agitador mecânico (IKA RW 20 digital) por um período de aproximadamente 30 min, até a obtenção de um sistema homogêneo. Após a agitação a solução foi colocada em um recipiente fechado para a saída das bolhas provenientes da agitação.

Tabela 2 - Composição da soluções de Quitosana a 3 e 4% dissolvidas em Ácido Lático a 2%

COMPONENTE	QUANTIDADE
Quitosana	3 g /4 g
Ácido Lático 85% P.A	2 mL
Água Destilada	q.s.p. 100 mL

Fonte: O autor, 2016

### 4.3 PREPARAÇÃO DA SOLUÇÃO COAGULANTE (70% HIDRÓXIDO DE SÓDIO 30% ÁLCOOL METÍLICO)

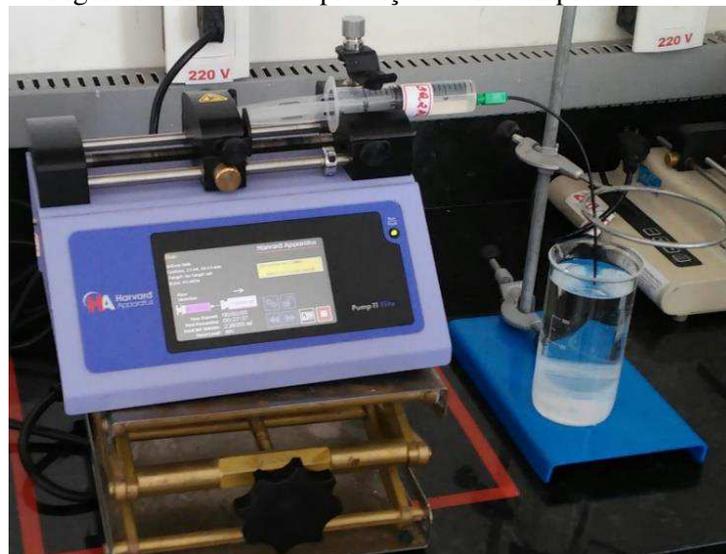
Para a preparação da solução coagulante adicionou-se álcool metílico a uma solução de NaOH (1M), na proporção de 3:7. A solução foi preparada cerca de 20 minutos antes do processo de fiação.

### 4.4 PROCEDIMENTO DE FIAÇÃO ÚMIDA

#### 4.4.1 Produção de fio simples

Após 48 horas do preparo das soluções de quitosana a 3% e a 4% ocorreu a diminuição significativa das bolhas de ar provenientes da agitação mecânica. As soluções foram coletadas em seringas de 20 mL separadamente. Em seguida cada seringa, foi colocada na bomba injetora (Harvard Apparatus modelo Pump11 Eliste), à velocidade de 45 mL.h<sup>-1</sup> da qual a solução de quitosana escoou por um perfil de formato tubular de 1 mm de diâmetro já imerso na solução coagulante de hidróxido de sódio e álcool Metílico (Figura 5) em que a fibra polimérica começou a ser coagulada.

Figura 5 - Processo de produção do fio simples



Fonte: O autor, 2016

#### 4.4.2 Confeção do fio duplo torcido

O processo de confecção do fio duplo torcido foi realizado logo após o contato do fio simples na solução coagulante. Para confeccionar cada fio duplo foram utilizados dois fios simples monofilamentares de 150mm de comprimento. As extremidades foram presas e submetidas à torção individualmente em torno do seu próprio eixo. Concomitantemente os dois foram entrelaçados entre si, até a formação de um único fio duplo torcido (Figura 6). O fio já torcido foi colocado novamente na solução coagulante (hidróxido de sódio e metanol) pelo período de 24 horas a temperatura ambiente para melhor coagulação dos dois fios (Figura 7).

Figura 6 - Processo de confecção do fio duplo torcido



Fonte: O autor, 2016

Figura 7 - Fio duplo torcido



Fonte: O autor, 2016

#### 4.5 PROCEDIMENTO DE LAVAGEM

Após 24 horas os fios foram retirados da solução utilizando uma pinça, e colocados em uma peneira e lavados com jatos de água destilada, com o auxílio de uma pisseta de 500 mL. Cerca de 1 L de água destilada foi utilizado para a lavagem dos fios. Em seguida os fios foram colocados em repouso em água por 20 minutos. O procedimento foi realizado duas vezes até os que fios atingissem o potencial Hidrogeniônico (pH) 7. Os fios foram depositados em recipientes com álcool metílico por 30 minutos.

#### 4.6 PROCEDIMENTO DE SECAGEM

Os fios de quitosana foram retiradas da solução de metanol, estendidos em uma bandeja e secos em estufa bacteriológica (Digital modelo SX 1.0 DTSN) pelo período de duas horas a uma temperatura de 50°C.

#### 4.7 AFERIÇÃO DO DIÂMETRO DOS FIOS

O diâmetro dos fio poliméricos obtidos foi aferido utilizando um micrômetro (Digimatic de exteriores). As medidas foram realizadas logo após a secagem do fio. O diâmetro foi medido em três (3) pontos, aproximadamente a  $\frac{1}{4}$ ,  $\frac{1}{2}$  e  $\frac{3}{4}$  do comprimento total que foi de 100 mm, e a média das leituras foi registrada para cada fio.

#### 4.8 ENSAIO MECÂNICO DE TRAÇÃO

Após secos os fios obtidos foram submetidos á determinação da resistência à tração de no mínimo 10 fios de sutura conforme previsto na NBR13904:2003 de Fios de sutura Cirúrgica, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

Para a análise foram produzidos 40 fios com nó e 40 fios sem o nó totalizando 80 fios. Destes foram produzidos 10 fios para cada tipo (simples e duplo torcido) e para cada concentração (3 e 4%).

O procedimento de nó com os fios foi realizado pouco antes de serem submetidos ao ensaio. O nó utilizado foi simples conforme a NBR13904:2003.

O ensaio mecânico de tração foi realizado na INSTRON 6633, máquina universal de testes, com velocidade de 120 mm.min<sup>-1</sup>, distâncias entre as cargas de 100mm, célula de carga de 500N. O ensaio foi realizado a partir de 10 amostras.

Todos os fios simples e duplo torcido com nó e sem o nó foram comparados com especificações presentes. Na Tabela 3 estão apresentados os diâmetros e as resistências à tração sobre o nó, do fio de Categut de acordo com a NBR13904.

Tabela 3 – Categut cirúrgico estéril - Diâmetro e resistência à tração sobre o nó.

Número		Diâmetro		Resistência à tração			
Cirúrgico	Métrico	Mínimo mm	Máximo mm	Média		Valor individual Kgf	
				Kgf	N	kgf	N
9-0	0,4	0,040	0,049	-	-	-	-
8-0	0,5	0,050	0,069	0,045	0,44	0,025	0,25
7-0	0,7	0,070	0,099	0,07	0,69	0,055	0,54
6-0	1	0,100	0,149	0,18	1,77	0,10	0,98
5-0	1,5	0,150	0,199	0,38	3,73	0,20	1,96
4-0	2	0,200	0,249	0,77	7,55	0,40	3,92
3-0	3	0,300	0,339	1,25	12,26	0,68	6,67
2-0	3,5	0,350	0,399	2,00	19,62	1,04	10,2
0	4	0,400	0,499	2,77	27,17	1,45	14,22
1	5	0,500	0,599	3,80	37,28	1,95	19,13
2	6	0,600	0,699	4,51	44,24	2,40	23,54
3	7	0,700	0,799	5,90	57,88	2,99	29,33
4	8	0,800	0,899	7,00	68,67	3,49	34,24

Fonte: Adaptada da NBR13904:2003 de Fios de sutura Cirúrgica, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT).

#### 4.9 MICROSCOPIA ÓTICA - (MO).

A visualização da morfologia dos fios foi realizada por meio de microscopia ótica, usando o Microscópio Óptico Hirox de reflexão e transmissão com acessórios 2D e uma ampliação de 350 X, acoplado a uma estação de análise de imagens. Os testes microscopias foram realizados no Laboratório de Análise Instrumental do CertBio.

O estudo da microscopia óptica teve como objetivo identificar a morfologia dos fios simples e duplo torcidos com 3 e 4% quitosana de forma macroscópica.

#### 4.10 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA – (MEV).

Para melhor avaliar a morfologia da superfície das amostras, foi utilizado o Microscópio Eletrônico de Varredura RO X Phenon, com aumento de até 40000 x, profundidade de foco de 1 mm, resolução de 30 nm, e tensão de 5, 10 e 15 kV, baixo vácuo e pressão variada (1 à 270Pa). Os fios obtidos nesse trabalho foram avaliados individualmente e o aumento utilizado foi de 500x e 1000 x.

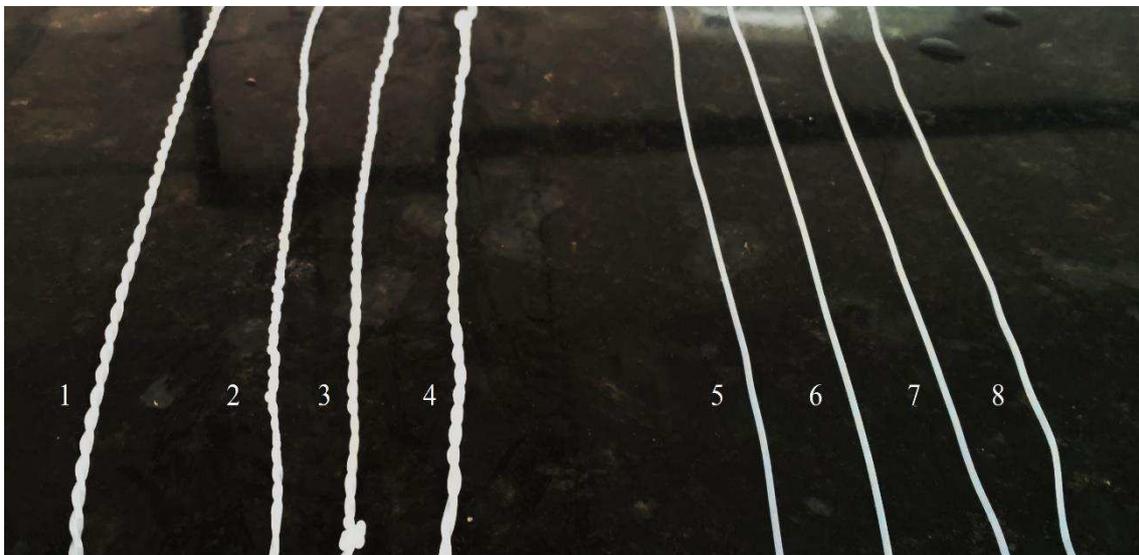
## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Inicialmente realizou-se uma fase de caráter exploratório em que foram produzidos fio com 3% de quitosana a 2% de ácido acético, a fim de serem comparados com os fios também de 3% de quitosana porém dissolvidos em 2% de ácido láctico. Esse teste possibilitou verificar que os fios produzidos com o ácido láctico foram mais resistentes à tração. Dessa forma, utilizaram-se nas análises posteriores apenas fios produzidos com o ácido láctico.

Os fios foram produzidos com sucesso pela metodologia proposta neste trabalho e classificadas em (Figura 8):

- Fio de quitosana simples com 3% quitosana 2% ácido láctico;
- Fio de quitosana duplo torcido a 3% quitosana 2% ácido láctico;
- Fio de quitosana simples a 4% quitosana 2% ácido láctico;
- Fio de quitosana duplo torcido a 4% quitosana 2% ácido láctico.

Figura 8 - Fios de quitosana: (1 e 2) fios duplo torcidos com 3% de quitosana. (3 e 4) fios duplo torcidos com 4% de quitosana. (5 e 6) fios simples com 3% de quitosana. (7 e 8) fios simples com 4% de quitosana.



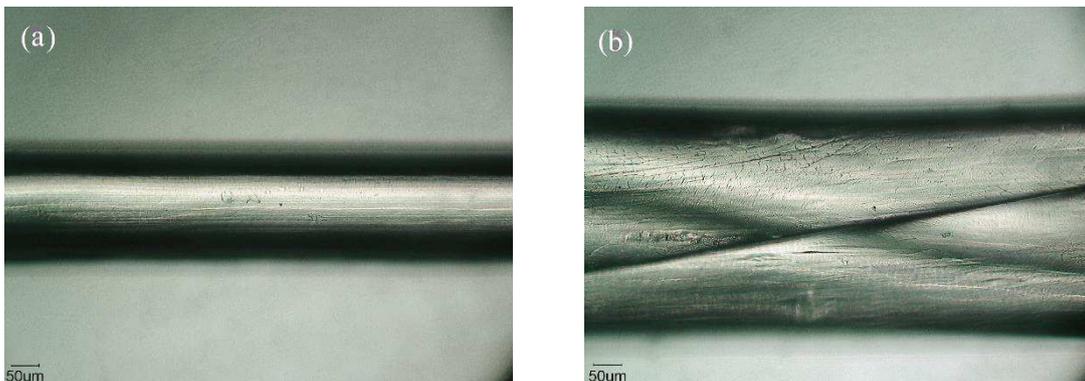
Fonte: O autor, 2016

### 5.1 MICROSCOPIA ÓTICA (MO).

A Figura 9 apresenta as imagens obtidas pela análise de microscopia óptica dos fios de quitosana. Na micrografia é possível observar (Figura 9 a) que a fibra apresenta uma estrutura cilíndrica, monofilamentar, relativamente lisa e compacta, com ausência de rugosidade e porosidade na superfície. Segundo TURNER, (2002), um fio com alta capilaridade (monofilamentar) poderá ser menos útil em tecidos expostos a fluidos, já a pele, pela força e

resistência, necessita de um fio com baixo coeficiente de atrito e causador de pouca reação tecidual, como o fios monofilamentados.

Figura 9 - Imagens obtidas por microscopia óptica do (a) fio simples a 3% de quitosana, com aumento de 350x e (b) fio duplo torcido a 3% quitosana, com aumento de 350x

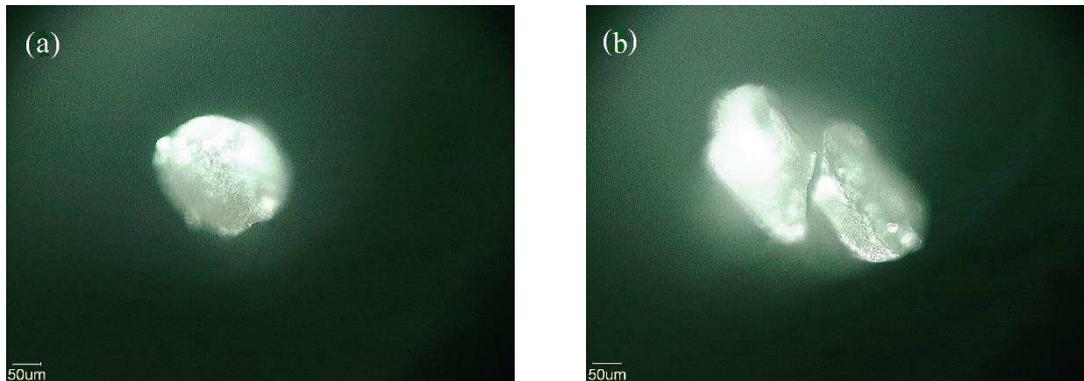


Fonte: O autor, 2016

Na figura 9 (b) observa-se que o fio apresenta uma estrutura multifilamentar (duplo torcido). Observam-se na superfície da fibra algumas ranhuras, pequenas regiões curvadas e com ondulações, como também rugosidade pouco expressiva. Provavelmente essas características são oriundas do processo de torção dos fios, para obtenção do fio com estrutura multifilamentar. Essas características do fio duplo torcido possibilitam maior aderência bacteriana e deve ser evitado em tecidos contaminados (FOSSUM, 2002).

A Figura 10 apresenta a seção transversal do fio simples (a), e do fio duplo torcido (b), ambos com 3% de quitosana. No caso do fio simples não verifica-se nenhuma característica diferente da superfície demonstrada na Figura anterior, ou seja a superfície também é relativamente lisa e compacta. Na figura 10 (b) é possível observar os dois monofilamentos que compõem o fio duplo torcido e apresenta características semelhantes a do fio simples ou seja, não apresenta porosidade (advinda de bolhas), nem ondulações ou orifícios como foi visualizado na superfície (Figura 9).

Figura 10 - Imagens obtidas por microscopia ótica da seção transversal do (a) fio simples a 3% de quitosana, com aumento de 350x e (b) fio duplo torcido a 3% quitosana, com aumento de 350x



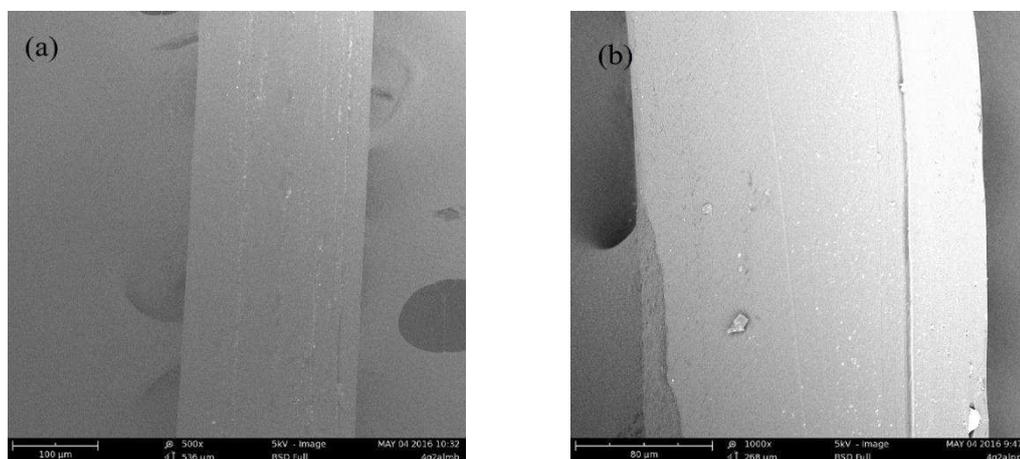
Fonte: O autor, 2016

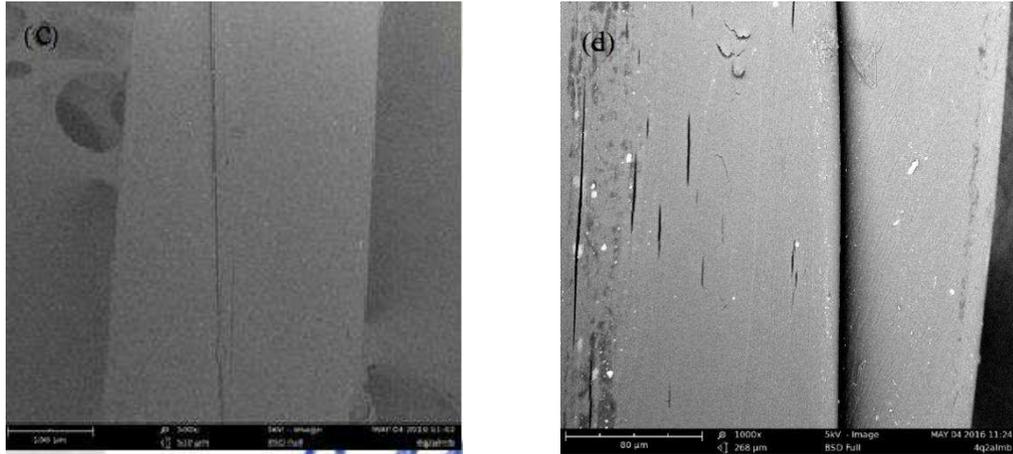
As imagens dos fios com a concentração de 4 % quitosana visualmente não apresentaram nenhuma diferença em comparação com as imagens das Figuras 9 e 10.

## 5.2 MICROSCOPIA ELETRÔNICA DE VARREDURA (MEV)

A morfologia da superfície das fios de quitosana simples e duplo torcidas foi observada no Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV). Os fios apresentaram a presença de sais na superfície dos fios, provavelmente, provenientes da solução coagulante (70% NaOH 30% álcool metílico), como pode ser observado nas Figuras 11 e 12. A presença de sais na superfície dos fios sugere a necessidade de aumentar o número de lavagens destes.

Figura 11 - Imagens obtidas por Microscopia Eletrônica de Varredura para o fio simples com 3% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x, e do fio duplo torcido a 3% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x





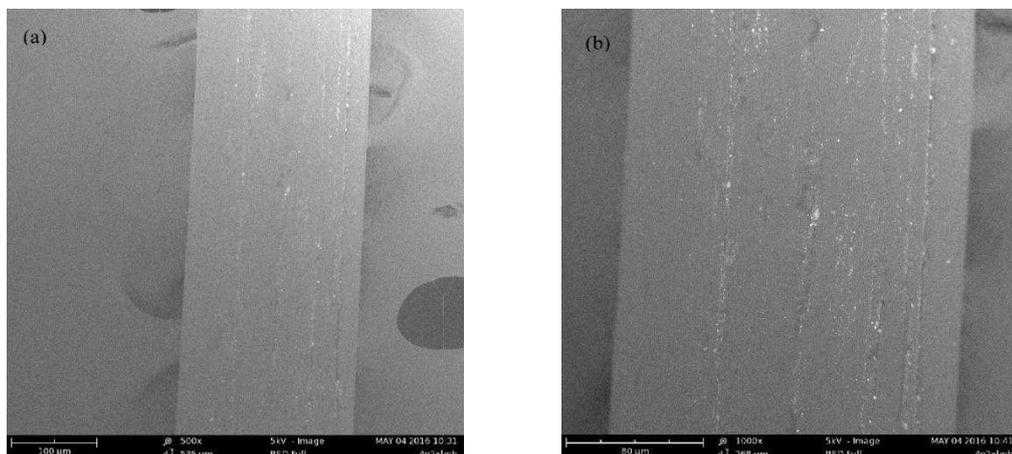
Fonte: O autor, 2016

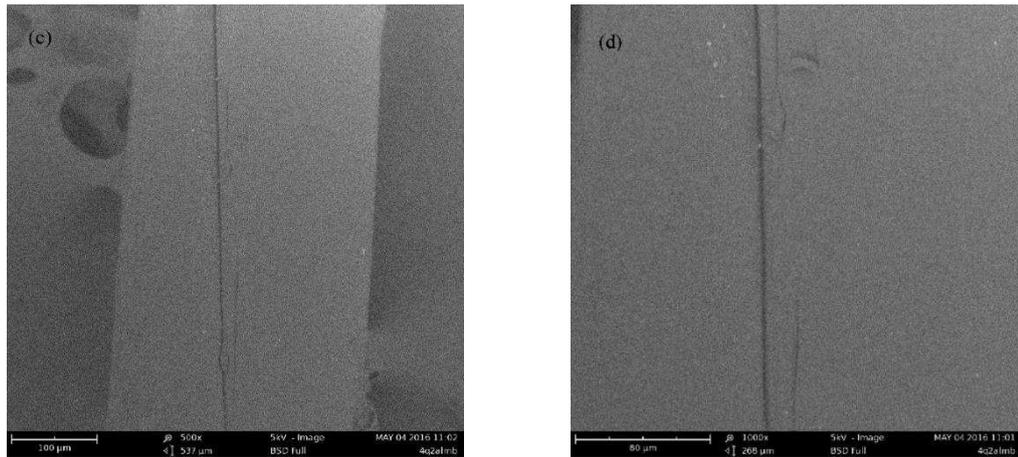
Na Figura 11 (a) e (b) com um aumento de 500x e 1000x, respectivamente, é possível observar que ao longo do comprimento do fio simples existem poucas irregularidades. Ainda, pode-se verificar algumas ranhuras ao longo do comprimento do fio, decorrentes provavelmente, de alguma falha do perfil tubular, utilizado no processamento do fio. Os formatos são notadamente cilíndricos e a superfície mostrou-se lisa, com a ausência de poros e defeitos.

Na Figura 11 (c) e (d) com aumento de 500x e 1000x, respectivamente, observou-se detalhadamente que o fio duplo torcido apresenta ao longo do comprimento algumas falhas, ranhuras e defeitos na sua superfície que possivelmente sejam devido ao processo de torção do fio, diferentemente da superfície do fio simples.

A Figura 12 apresenta as micrografias dos fios produzidos na concentração de 4% de quitosana.

Figura 12 - Imagens obtidas por microscopia eletrônica de varredura do fio simples a 4% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x, e do fio duplo torcido a 4% de quitosana com aumento de (a) 500x, (b) 1000x





Fonte: O autor, 2016

Semelhantemente às amostras produzidas com 3% de quitosana (Figura 11), verificou-se que os fios de com 4% de quitosana (Figuras 12), tanto o fio simples como o fio duplo torcido, apresentaram morfologias semelhantes.

Ao longo do comprimento (Figura 12 a e b) notam-se poucas irregularidades, o formato é notadamente circular e a superfície mostrou-se suficientemente lisa, tratando-se de uma fibra com produção manual em foi utilizado um perfil .

Carrero (2013) afirma que as fibras de quitosana foram as mais satisfatórias em relação à regularidade em comparação com as fibras de alginato, híbrida (alginato/quitosana), quitosana com glicerol, alginato com glicerol e híbrida com glicerol.

### 5.3 RESULTADO DOS ENSAIOS DE TRAÇÃO E MEDIÇÃO DOS DIAMÊTROS DOS FIOS

A seguir são apresentadas na Tabela 4 as médias referentes aos valores do ensaio de tração sem o nó, os diâmetros médios e o desvio padrão que também foi comparado com a Tabela 4 referente ao Categut cirúrgico de acordo com a NBR13904.

Tabela 4 - Resultados dos ensaios de tração dos fios sem nó

TIPOS DE FIO	RESISTÊNCIA	DESVIO	DIÂMETRO	DESVIO
	MEDIA (N)	(RESISTÊNCIA)	MÉDIO (mm)	(DIÂMETRO)
3% SIMPLES	4,146	0,243	0,146	0,008
3% DUPLO TORCIDO	9,069	0,499	0,244	0,003
4% SIMPLES	7,751	0,373	0,178	0,005
4% DUPLO-TORCIDO	8,911	0,822	0,234	0,042

Fonte; o autor, 2016

Na Tabela 4 são apresentados os resultados dos testes de resistência à tração para os fios analisados sem o nó. Como se pode observar, todos os fios testados apresentaram valores superiores aos valores apresentados pela a NBR13904.

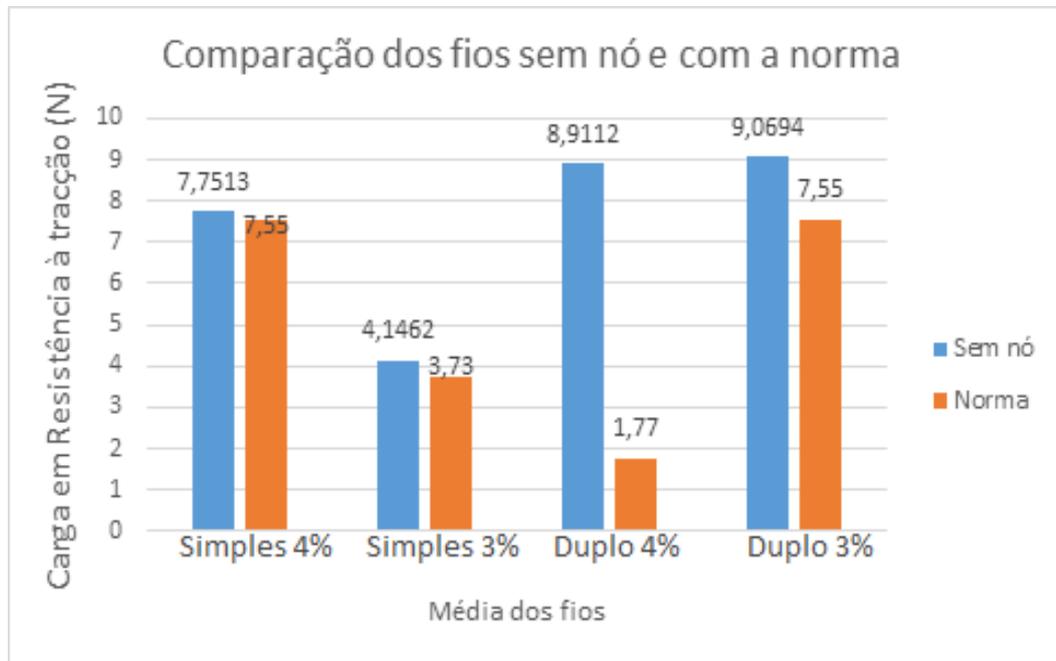
Os fios simples de quitosana com a concentração de 4 % apresentaram resistência superior em comparação com os fios simples com a concentração de 3 %, como pode ser observado nas médias apresentadas na tabela 4. Já os fios duplo torcidos com a concentração de 4% apresentaram um resultado semelhante em comparação com os fios duplo torcidos com concentração de 3% de quitosana. Essa avaliação permitiu verificar que a concentração de quitosana influenciou nos resultados. Sendo que tanto nos fios simples quanto nos fios duplo torcidos com concentração de 4% de quitosana apresentaram valores próximos entre eles. Já a concentração de 3% de quitosana os fios duplos torcidos apresentaram valores maiores em comparação com os fios simples de mesma concentração.

Os fios duplos torcidos (3 e 4%) obtiveram uma maior resistência a tração em comparação com os fios simples (3 e 4%).

Verifica-se portanto para os fios duplos de quitosana na concentração de 3% houve um aumento de 100% do valor da resistência à tração em comparação com os fios simples também de 3%.

De acordo com a NBR13904 os fios sem nó mostraram-se superiores em relação à resistência como está ilustrado na Figura 13, porém não foram analisados com o nó como determina a NBR13904.

Figura 13 - Comparação dos resultados dos testes de resistência dos fios sem nó com a resistência solicitadas pela NBR13904.



Fonte: O autor, 2016

A seguir é apresentada na Tabela 5 as médias referentes aos valores do ensaio de tração com o nó, os diâmetros médios e o desvio padrão que também foi comparado com a Tabela 4 referente ao Categut cirúrgico de acordo com a NBR13904.

Tabela 5 - Resultados dos ensaios de tração dos fios com nó

TIPOS DE FIO	RESISTÊNCIA MÉDIA (N)	DESVIO (RESISTÊNCIA)	DIAMETRO MÉDIO (mm)	DESVIO (DIÂMETRO)
3% SIMPLES	0,812	0,197	0,149	0,016
3% DUPLO TORCIDO	1,989	0,635	0,239	0,010
4% SIMPLES	1,867	0,738	0,136	0,008
4% DUPLO-TORCIDO	3,294	1,699	0,239	0,005

Fonte; o autor, 2016

Quando compara-se a resistência dos fios com e sem o nó, verifica-se que nos fios com nó o resultado dos testes de resistência apresentaram valores menores (Tabela 4 e Tabela 5). Sendo que a região do nó é o ponto mais fraco do fio de sutura (MUFFLY, et al., 2010), devido à redução do diâmetro do fio e à concentração da força de tensão em um só ponto (GREENBERG e GOLDMAN, 2013).

Os fios simples de quitosana com a concentração de 4 % apresentaram resistência superior a resistência dos fios simples com a concentração de 3 %, alcançando o dobro os resultados do segundo, conforme observado na Tabela 5.

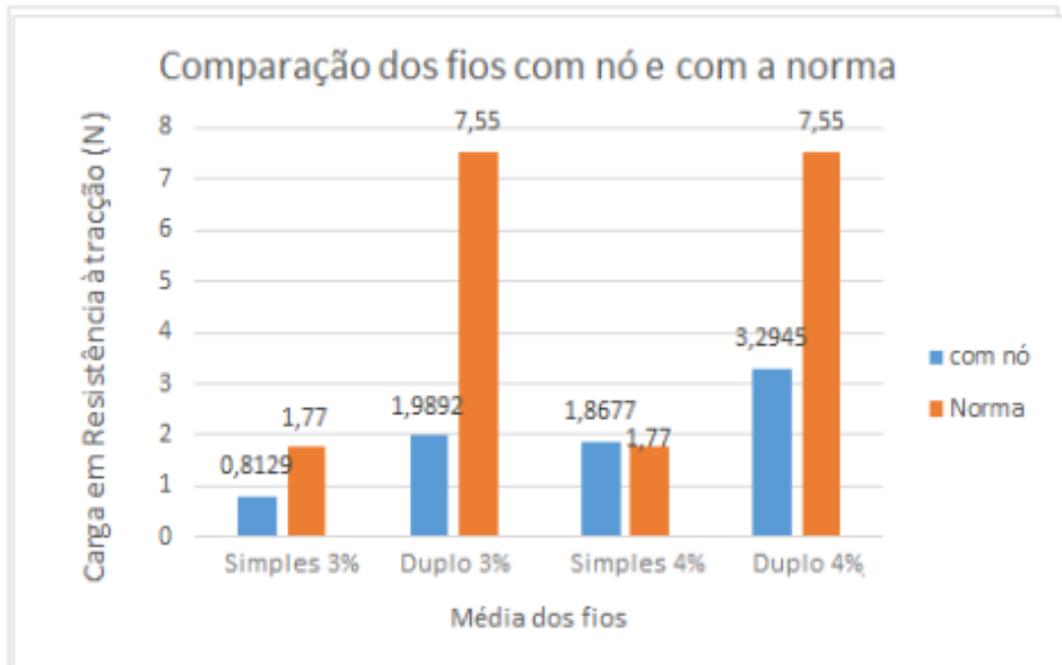
Os fios duplo torcidos com a concentração de 4% também apresentaram maior resistência à tração em comparação com os fios duplo torcidos com concentração de 3% de quitosana.

Nos testes de resistência à tração foi possível observar que o aumento da concentração de quitosana promoveu aumento da resistência dos fios, tanto nos fios simples como também, nos fios duplos torcidos. De modo que o aumento da concentração de quitosana de 3% para 4% levou à resistência a dobrar.

Os fios duplo torcidos obtiveram uma maior resistência a tração em comparação com os fios simples.

Foi observado que os fios com nó não demonstraram valores médios de resistência menor em comparação com os fios sem nó. Apenas os resultados dos fios simples com uma concentração à 4% de quitosana se enquadra nos limites especificados da NBR13904 (Figura14).

Figura 14 - Comparação dos resultados dos testes de resistência dos fios com nó com a resistência solicitada pela NBR13904



Fonte: O autor, 2016

## 6 CONCLUSÃO

- Em relação à caracterização dos fios por imagem conclui-se que os fios simples ao longo do comprimento apresentaram uma superfície suficientemente lisa e compacta. Já os fios duplo torcidos apresentaram uma superfície relativamente irregular.
- A concentração da quitosana presente nos fios analisados com o nó e sem o nó influenciou de forma significativa na resistência tanto dos fios simples como nos fios duplo torcidos ao ensaio, porém nos fios duplos sem o nó não houve uma diferença aparentemente grande quanto os fios simples.
- Todos os fios de sutura produzidos sem o nó (duplo torcido e simples, 3 e 4% de concentração de quitosana) demonstraram resultados significativos em comparação com os valores médios exigidos pela norma para fios Categut, porém não foram analisados com o nó. Entre eles, os fios duplo torcidos à concentração de 3 % obteve a melhor média de resistência a tração.
- Todos os fios de sutura produzidos e analisados com o nó (duplo torcido e simples, 3 e 4% de concentração de quitosana) mostraram-se bem menos resistentes do que os fios analisados sem o nó.

## REFERÊNCIAS

ANDRADE, S. M. B., **Eletrofiação e caracterização de membranas biopoliméricas a base de quitosana extraídas dos exoesqueletos de crustáceos**. 2012. 131 f. Tese (Doutorado em Tecnologia de Materiais; Projetos Mecânicos; Termociências) - Universidade Federal do Rio Grande do Norte. Natal: 2012.

ÁVILA FILHO, H. S.; LAMARO, L.; QUEIROZ, B.J.P.; FERREIRA, D.K.; SILVA, F.A.L. **Aspectos gerais dos fios de sutura utilizados ou com potencial aplicabilidade na medicina veterinária**. Enciclopédia Biosfera, Centro Científico Conhecer - Goiânia, v.11 n.22; p.319, 2015.

Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 13904 - **Fios para sutura cirúrgica**. Rio de Janeiro: 2003.

BARBANTI, S. H.; ZAVAGLIA, C. A. C. DUEK, e. A. R.. **Polímeros Bioreabsorvíveis na Engenharia de Tecidos. Polímeros: Ciência e Tecnologia**, vol. 15, n° 1, p. 13-21, 2005.

BRITO JUNIOR, C.A.R.; FLEMING, R.R.; PARDINI, L.C.; ALVES, N.P.. **Poliacrilonitrila: Processos de Fiação Empregados na Indústria. Polímeros**, v. 23, n. 6, p. 764-770, 2013.

CAIRES.C.F. Apostila 2 **Tecnologia dos Polímeros**. São Paulo, 2009. (Apostila).

CARIA P.H.F.; KAWACHI E.Y; BERTRAN C.A.; CAMILLI J.A. **Biological assessment of porous-implant hydroxyapatite combined with periosteal grafting in maxillary defects. J Oral Maxillofac Surg**. 2007, 65:847-54 .

CHU, C. C.; VON, FRAUNHOFER, J. A.; GREISLER, H. P. **Wound closure biomaterials and devices**. Florida: CRC Press, 1996.

CAMPANA-FILHO, S. P.; BRITTO, D. ; CURTI, E. ; ABREU, F.R. ; CARDOSO, M.B. ; BATTISTI, M. V. ; SIM, P.C. ; GOY, R. C. ; SIGNINI, R. ; LAVALL, R.L. . **Extração, estruturas e propriedades de  $\alpha$ - e  $\beta$ -quitina**. Química Nova, v. 30, p. 644-650, 2007.

CARRERO, C. A., **Desenvolvimento de fibras têxteis à base de polímeros naturais para aplicações médicas**. 2013. 90 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Artes, Ciências e humanidade, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo.

DALLAN, P.R.M. **Síntese e caracterização de membranas de quitosana para aplicação na regeneração da Pele**. 2005. 194p. Tese (Doutorado em Engenharia Química) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Química. Campinas, 2005.

DAMIAN, C. ; TEIXEIRA, E. ; FRANCISCO, A. ; SANTO, M. L.P. E. ; BEIRÃO, L. H. . **Quitosana: um amino polissacarídeo com características funcionais**. Alimentos e Nutrição (UNESP), Araraquara, v. 16, n.2, p. 195-205, 2005.

Farmacopéia brasileira. 4a ed. São Paulo: Atheneu; 1988.

FERNANDES, L. **Produção e caracterização de membranas de quitosana e quitosana com sulfato de condroitina para aplicações biomédicas**. 2009. 63 f. Projeto (Bacharel em Engenharia de Materiais). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro. 2009.

FOSSUM, T. W. **Cirurgia de Pequenos Animais**. Editora Roca Ltda. 2002.

GOFFI FS, TOLOSA EMC. Operações fundamentais. In: **Goffi FS. Técnica Cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas cirúrgicas**. 4a ed. São Paulo: Atheneu, 2007.

GREENBERG, J.A.; CLARK R. M. Advances in suture material for obstetric and gynecologic surgery. **Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 2, n.3, p.146-158, 2009.

GREENBERG, J. A.; GOLDMAN, R. H. Barbed suture: a review of the technology and clinical uses in obstetrics and gynecology. **Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 6, n.3/4, 107-115, 2013.

HUAIXAN, L. N. **Comparação entre as histerorráfias com fios de sutura dos tipos categut e quitosana: macroscópica, histoquímica e imuno-histoquímica**. Dissertação. Brasília: Universidade de Brasília, Faculdade de Agronomia e Medicina Veterinária; 2013.

HENCH, L. L. - **Biomaterials**, 19, p.1419 (1998).

HUBBELL, J. A. - **Biotechnology**, 13, p.565 (1995).

MASINI, B. D.; STINNER, D. J.; WATERMAN, S. M.; WENKE, J. C. Bacterial adherence to suture materials. **Journal of Surgical Education**, v. 68, n.2, p. 101104, 201.

MASSON, J. C. - **“Acrylic Fiber Technology and Applications”**, Marcel Dekker, New York (1995).

MA, J.; WANG, H.; HE, B. & CHEN, J. - **Biomaterials**, 22, p.331 (2001).

MAKENZIE D. **The history of sutures**. Med Hist 1973; 4:158-68.

MISHRA, S.P.-**“A Text Book of Fibre Science and Technology”**, New Age International Publishers, New Delhi (2005).

MONTENEGRO, R.; GODEIRO, J. R. G. Chitosan based suture – focusing on the real advantages of an outstanding biomaterial. **Adv Chitin Sci**, v. 14, p. 211-216, 2014.

MOURA, C. ; MUSZINSKI, P. ; SCHMIDT, C. ; ALMEIDA, J. ; PINTO, L. Quitina e quitosana produzidas a partir de resíduos de camarão e siri: Avaliação do processo em escala piloto. **Revista de Ciências Exatas e Engenharias**, v. 15, n. 1, p. 7-17, 2005.

MUFFLY, T.M.; BOYCE, J.; KIEWEG, S. L.; BONHAM, A. J. Tensile strength of a surgeon’s or a square knot. **Journal of Surgical Education**, v. 67, n.4, p. 222-226, 2010.

OLIVEIRA, S.M. et al. **Engineering Endochondral Bone: In Vivo Studies**. Tissue Eng. Part A, v.15, n.3, p.635-643, 2009.

PUPPI, D. ; PIRAS, A.M. ; CHIellini, F. ; CHIellini, E. ; MARTINS, A. ; LEONOR I.B. ; NEVES, N.; REIS, R.. Optimized electro- and wet-spinning techniques for the production of polymeric fibrous scaffolds loaded with bisphosphonate and hydroxyapatite. **Journal Of Tissue Engineering And Regenerative Medicine**, p. 253–263, 2010.

ROSA, C. G. **Quitina e quitosana: Aspectos gerais de obtenção e aplicações**. Monografia. Pelotas: Universidade Federal de Pelotas, Departamento de Ciências dos Alimentos; 2008.

SAITO, C. T. M. H.; Bernabé, P. F. E.; Okamoto, R.; Okamoto, T. Reação do tecido conjuntivo subcutâneo de ratos aos fios de sutura poliglecaprone 25 (monocryl) e poliglactina 910 (vicryl). **Salusvita**, Bauru, v. 26, n. 2, p. 27-38, 2006.

SANTOS, L. a et al **influence of polymeric assitives on the mechanical properties of a-tricalcium phosphate cement**. *Bone* v.25; p.99-102, 1999.

SANTOS, J. E. **Preparação, caracterização e estudos termoanalíticos de bases de shiff biopoliméricas e seus complexos de cobre**. 2004. 124f. Tese (Doutorado em Ciências – Área Química Analítica) - Departamento de Química, Universidade federal de São Carlos, São Carlos. 2004.

SCHAUFFERT, M. D.; SIMOES, M. J.; NOVO, N. F.; GOMES, P. O.; ORTIZ, V. Estudo da ação dos fios de categute cromado e de poliglecaprone 25, na ileocistoplastia em ratos, destacando-se a formação de cálculos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 23-26, 2000.

SLATER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 2.ed. São Paulo: Manole, 1998. v.1, c.52.

STEWART, D.W.; BUFFINGTON, P.J.; WACKSMAN, J. Suture material in bladder surgery a comparison of polydioxanone, polyglactin, and chromic catgut. **Journal of Urology**, Baltimore, v.143, p. 1261-1263, 1990.

TURNER, A.S., **Técnicas Cirúrgicas em Animais de Grande Porte**. Editora Roca, São Paulo, 2002.

TOGNINI, J. R. F.; GOLDENBERG, S. - **Abdominal Wall closure: Continuous or interrupted suture? A literature review**. *Acta Cirúrgica Brasileira*, São Paulo, v. 13 n. 2 , 1998

TÖRMÄLÄ, P.; POHJONEN, T. & ROKKANEN, P. - **Proc. Instn. Mech. Engrs (Part H)**, 212, p.101 (1998).

WILLIAMS, D.F. **Dictionary of biomaterials**. Liverpool: liverpool university press p.42, 1999.