



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



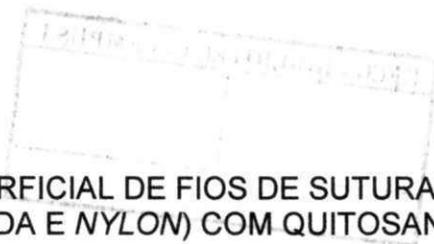
**MODIFICAÇÃO SUPERFICIAL DE FIOS DE SUTURA ODONTOLÓGICOS
(SEDA E NYLON) COM QUITOSANA**

Josefa Aparecida Alves Ribeiro

Campina Grande

Dezembro/2013

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



**MODIFICAÇÃO SUPERFICIAL DE FIOS DE SUTURA ODONTOLÓGICOS
(SEDA E NYLON) COM QUITOSANA**

Josefa Aparecida Alves Ribeiro

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

Orientadora: Profa. Dra. Suédina Maria de Lima Silva

Coorientador: Prof. Dr. Marcus Vinícius Lia Fook

Campina Grande

Dezembro/2013



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

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL DA UFCC

R484m Ribeiro, Josefa Aparecida Alves.
Modificação superficial de fios de sutura odontológicos (seda e nylon) com quitosana / Josefa Aparecida Alves Ribeiro. – Campina Grande, 2013. 82 f. : il. Color.

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

"Orientação: Prof^a. Dr^a. Suédina Maria de Lima Silva, Prof. Dr. Marcus Vinicius Lia Fook".

Referências.

1. Fios de Sutura. 2. Quitosana. 3. Modificação Superficial. I. Silva, Suédina Maria de Lima. II. Fook, Marcus Vinicius Lia. III. Título.

CDU 677.473(043)

*À minha mãe, meu porto seguro,
com quem sempre pude contar
nos momentos mais difíceis das
minhas conquistas de vida,
dedico!*

VITAE DO CANDIDATO

- Graduação em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba.
- Especialização em Saúde da Família - Faculdades Integradas de Patos (FIPs/Patos).
- Especialização em Pacientes com Necessidades Especiais (UNICSUL/SP - COESP/PB).

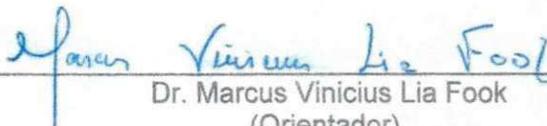
MODIFICAÇÃO SUPERFICIAL DE FIOS DE SUTURA ODONTOLÓGICOS
(SEDA E NÁILON) COM QUITOSANA.

JOSEFA APARECIDA ALVES RIBEIRO

Dissertação Aprovada em 18/12/2013 pela banca examinadora constituída dos seguintes membros:



Dr^a. Suédina Maria de Lima Silva
(Orientadora)
UAEMa/UFCG



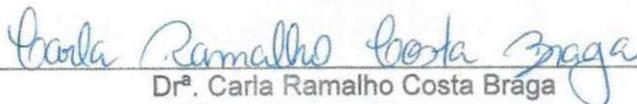
Dr. Marcus Vinicius Lia Fook
(Orientador)
UAEMa/UFCG



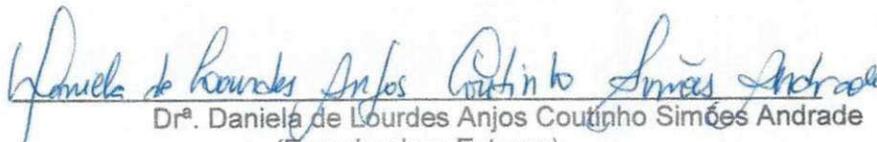
Dr. Ricardo Dias de Castro
(Examinador Externo)
PPGO/UFPB



Dr. Rossemberg Cardoso Barbosa
(Examinador Externo)
CERTBIO/UFCG



Dr^a. Carla Ramalho Costa Braga
(Examinadora Externa)
Pesquisadora da UFCG



Dr^a. Daniela de Lourdes Anjos Coutinho Simões Andrade
(Examinadora Externa)
Pesquisadora da UFCG

AGRADECIMENTOS

A Deus, por sempre me renovar as forças em momentos precisos.

À minha família, por me apoiar e pelo amor incondicional que sinto por cada um.

À minha orientadora, Profa. Dra. Suédina Maria de Lima Silva, pela força, incentivo, carinho e dedicação, sem palavras.

Ao Prof Dr. Marcos Vinicius Lía Fook, pela disposição e atenção, imprescindíveis.

À pesquisadora Dra. Daniela de Lourdes Anjos Coutinho Simões Andrade pelo carinho e doação na realização desse sonho, minha eterna gratidão.

À pesquisadora Dra. Carla Ramalho pela sua preciosa contribuição, obrigada.

À Fabiana, Rillen e Nadiê pela disposição e carinho sem medida, minha gratidão.

À Mavis, pelo carinho e acolhimento, renúncia e doação, obrigada.

Ao pesquisador Dr. Rosseberg Cardoso Barbosa, pelas valiosas contribuições para realização desse projeto.

À equipe do CERTBIO pela disposição na realização das análises necessárias, minha gratidão.

Ao Prof. Dr. Ricardo Dias de Castro do departamento de Clínica e Odontologia Social da Universidade Federal da Paraíba- UFPB,

pela grande contribuição no preparo e realização dos testes microbiológicos.

Às minhas amigas/irmãs Ieda Xavier Guedes e Paula Cristiane G. G. Souto Maia, que ao longo dessa caminhada me incentivaram a perseverar sempre, minha gratidão.

A todos que de alguma forma contribuíram para essa conquista.

MODIFICAÇÃO SUPERFICIAL DE FIOS DE SUTURA ODONTOLÓGICOS (SEDA E NYLON) COM QUITOSANA

RESUMO

Neste estudo fios de sutura odontológicos comerciais não absorvíveis, de seda e de *nylon*, foram modificados superficialmente com quitosana. O biopolímero quitosana tem sido largamente utilizado na veiculação de medicamentos, bem como na engenharia de tecidos aplicada à odontologia, entretanto, seu uso na modificação superficial de fios de sutura odontológicos não tem sido avaliado. A modificação dos fios foi feita por meio da imersão dos mesmos em soluções de quitosana (nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% v/v) sob condições controladas de tempo e temperatura. A influência da quitosana na modificação superficial dos fios foi acompanhada por espectroscopia na região do infravermelho (FTIR), microscopia eletrônica de varredura (MEV), grau de intumescimento e atividade antimicrobiana *in vitro*. Os resultados mostraram que foi possível modificar a superfície dos fios de sutura odontológicos, de seda e de nylon, pelo uso da quitosana. De acordo com os dados de FTIR e MEV, soluções de quitosana mais concentradas (a 3% e a 4%) e a neutralização dos fios modificados resultou na impregnação de camadas mais densas de quitosana e no recobrimento total dos mesmos. A modificação superficial dos fios com quitosana na concentração de 2% não alterou a absorção de água dos fios. A modificação superficial dos fios, com quitosana, nas concentrações de 2% e 4%, não foi eficiente na inibição de crescimento das colônias bacterianas e fúngica.

Palavras-chave: Fios de Sutura, Quitosana, Modificação Superficial.

SURFACE MODIFICATION OF DENTAL SUTURE WIRES (SILK AND NYLON) BY CHITOSAN

ABSTRACT

In this study, non-absorbable dental suture wires, silk and nylon, were superficially modified with chitosan. The chitosan biopolymer has been widely used as drug release system, as well as, to tissue engineering applied to dentistry. However, its use in surface modification of dental suture wires has not been evaluated. The modification of the wires was performed by immersing the same in solutions of chitosan (concentrations of 1 to 4% v/v) under time and temperature controlled conditions. The influence of chitosan on the surface modification of the wires was monitored by infrared spectroscopy (FTIR), scanning electron microscopy (SEM), degree of swelling and in vitro antimicrobial activity. The results showed that it was possible to modify the surface of the silk and nylon dental suture wires by chitosan. According to FTIR and SEM data, more concentrated solutions of chitosan (3% and 4%) and neutralization of the modified wires resulted in impregnation of thicker layers of chitosan and total covering of the wires. The water absorption of the wires was not modified when the surface of the wires was modified by the use of chitosan solution (2% v/v). The surface modification of the wires with chitosan at 2 % and 4 % (v/v) was not effective in inhibiting the growth of bacterial and fungal colonies.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	i
RESUMO.....	iii
ABSTRACT.....	iv
SUMÁRIO.....	v
ÍNDICE DE TABELAS.....	vii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	3
2.1 Objetivo Geral	3
2.2 Objetivos Específicos.....	3
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	4
3.1 Fios de Sutura.....	4
3.1.1 Fios de Sutura de Seda.....	8
3.1.2 Fios de Sutura de Nylon	12
3.2 Quitosana.....	15
3.2.1 Aspectos Gerais da Quitosana.....	15
3.2.2 Propriedades da Quitosana.....	17
3.2.3 Potencial de Aplicação da Quitosana.....	19
3.3 Microbiota Oral.....	22
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	26
4.1 Materiais	26
4.2 Métodos.....	28
4.2.1 Preparação das Soluções de Quitosana	28
4.2.2 Recobrimento dos Fios de Sutura Odontológicos por Imersão ...	30
4.3 Caracterização.....	31
4.3.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho (FTIR).....	31
4.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)	32
4.3.3 Capacidade de Absorção de Água.....	33
4.3.4 Análise Microbiológica <i>in vitro</i>	33
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	35
5.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho (FTIR)	35
5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV).....	39
5.3 Capacidade de Absorção de Água (Grau de Intumescimento).....	54
5.4 Teste Microbiológico	54
6 CONCLUSÕES	58
7 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS	59
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60
ANEXOS	

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Classificação dos fios de sutura.....	5
Tabela 3.2 - Aplicações da quitosana por área.....	20
Tabela 3.3 - Aplicação da quitosana na área odontológica.....	21
Tabela 4.1 - Quantidade de quitosana e de solução de ácido acético empregada na preparação das soluções de quitosana.....	29
Tabela 4.2 - Codificação dos fios de sutura de seda e de <i>nylon</i> recobertos com quitosana, não neutralizados (Grupo A) e neutralizados (Grupo B).....	31
Tabela 5.1 - Medidas dos halos de inibição de crescimento fúngico produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de <i>nylon</i> não recobertos e recobertos com quitosana sobre <i>C albicans</i>	55
Tabela 5.2 - Medidas dos halos de inibição de crescimento microbiano produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de <i>nylon</i> não recobertos e recobertos com quitosana sobre <i>S oralis</i>	55
Tabela 5.3 - Medidas dos halos de inibição de crescimento microbiano produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de <i>nylon</i> não recobertos e recobertos com quitosana sobre <i>S mutans</i>	56

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1 - Representação esquemática de alguns tipos de fios.....	5
Figura 3.2 - Representação esquemática e microscopia eletrônica de varredura do filamento de seda.....	9
Figura 3.3 - Representação esquemática do fio de seda multifilamentado.....	9
Figura 3.4 - Ciclo do bicho da seda.....	9
Figura 3.5 - Estrutura de um aminoácido.....	10
Figura 3.6 - Principais aminoácidos comuns na seda.....	11
Figura 3.7 - Ligação peptídica.....	11
Figura 3.8 - Estrutura molecular da fibroína de seda.....	12
Figura 3.9 - Estrutura química do nylon 66 e do <i>nylon</i> 6.....	13
Figura 3.10 - Representação esquemática do fio de sutura de Nylon monofilamentar.....	13
Figura 3.11 - Representação esquemática da obtenção da quitosana.....	16
Figura 3.12 - Estrutura Química da Quitina.....	16
Figura 3.13 - Estrutura Química da Quitosana.....	17
Figura 4.1- Estrutura química da quitosana e aspecto visual da mesma.....	26
Figura 4.2 - Estrutura química da fibroína de seda. Estrutura composta de uma sequência de aminoácidos (Gli-Ser-Gli-Ala-Gli-Ala). Aminoácido Gli (glicina-cadeia lateral: H); aminoácido Ser (serina cadeia lateral: CH ₂ OH) e aminoácido Ala (alamina cadeia lateral: CH CH ₃) (a); embalagem do produto (b) e (c); e aspecto visual do fio (d).....	27
Figura 4.3 - Estrutura química do fio de sutura odontológico de <i>Nylon</i> (a); embalagem do produto (b) e (c); e aspecto visual do fio (d).....	28
Figura 4.4 - Etapas de preparação das soluções de quitosana.....	29
Figura 4.5 - Etapas de recobrimento dos fios de sutura odontológicos.....	30
Figura 4.6 - Spectrum 400 (FT-IR/FT-NIR) da Perkin Elmer (a) e posicionamento do fio para análise (b).....	32
Figura 4.7 - Etapas da preparação das amostras para análise de MEV. (a) corte do fio de sutura; (b) suporte para fixação das amostras; (c) colocação dos fios de sutura na fita de carbono e (d) fios de sutura aderidos a fita de carbono. ...	32
Figura 5.1 - Espectro na região do infravermelho do fio de seda (FS), da quitosana (Q) e dos fios de seda recobertos com soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% não neutralizados (a) e neutralizados (b).....	36
Figura 5.2 - Espectro na região do infravermelho do fio de <i>nylon</i> (FN), da quitosana (Q) e dos fios de <i>nylon</i> recobertos com soluções de quitosana nas	

concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% não neutralizados (a) e neutralizados (b).	38
Figura 5.3 - Ligações de pontes de hidrogênio entre seda e quitosana.....	38
Figura 5.4 - Ligações de pontes de hidrogênio entre <i>nylon</i> 6 e quitosana.....	39
Figura 5.5 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 250X.	40
Figura 5.6 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 500X.	41
Figura 5.7 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 1000X.	42
Figura 5.8 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de <i>nylon</i> não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 250X.	44
Figura 5.9 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de <i>nylon</i> não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 500X.	45
Figura 5.10 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de <i>nylon</i> não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados . Aumento de 1000X.	46
Figura 5.11 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados . Aumento de 250X.	48
Figura 5.12 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados . Aumento de 500X.	49
Figura 5.13 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados . Aumento de 1000X.	50
Figura 5.14 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de <i>nylon</i> não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados . Aumento de 250X.....	51
Figura 5.15 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de <i>nylon</i> não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados . Aumento de 500X.....	52

Figura 5.16 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), **neutralizados**. Aumento de 1000X..... 53

Figura 5.17 - Atividade antimicrobiana e antifúngica dos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* modificados com nistatina (a) e clorexidina (b) com recobertos com uma solução de quitosana a 2%, não neutralizadas (c) e (d) sobre *C. albicans* e *S. mutans*..... 57

1 INTRODUÇÃO

O termo "sutura" refere-se ao ato de ligar vasos sanguíneos ou aproximar (laquear) tecidos, como forma de auxiliar a cicatrização. A sutura é uma técnica usada há pelo menos 4000 anos, e tem evoluído em função dos materiais desenvolvidos para tal aplicação podendo estes ser de origem natural ou sintética, orgânicos ou inorgânicos, absorvíveis ou não absorvíveis (Barros, 2011). O fio de sutura ideal persiste até os nossos dias, devendo possuir como características: retenção de alta resistência funcional, ser monofilamentado para que não haja adesão de bactéria e ser absorvível para que seja eliminado como fonte de infecção ou como corpo estranho (Gianlupi, 2002).

O procedimento de sutura desempenha importante papel na cicatrização de feridas após intervenção cirúrgica, permitindo a reaproximação de tecidos separados por traumatismo cirúrgico ou acidental, promoção da cura e controle de hemorragia (Ribeiro e Graziano, 2003). A reação inflamatória de uma lesão tecidual é a primeira fase da reparação cicatricial; dessa forma o material de sutura pode agir como fator irritativo permanente (Sugarman e Musher, 1981).

O tipo de material de sutura associado a fatores como a microbiota oral, a saliva e os fluidos presentes na cavidade oral, pode interferir na reparação tecidual alveolar e conseqüentemente na recuperação dos pacientes (Soares, Ito e Da Rocha Barros, 2001; Ribeiro e Graziano, 2003). Isto tem estimulado pesquisadores a desenvolver produtos e/ou materiais com propriedades antimicrobianas que possam ser aplicados em tecidos úmidos como a mucosa oral, que permitam controlar ou prevenir o aparecimento de infecções (Soares *et al.*, 2010). Os produtos e/ou materiais devem apresentar como característica ideal a capacidade de adesão nestas áreas e ser absorvido no meio bucal após o tempo necessário para sua ação efetiva (Kloster, 2011).

A quitosana, um biopolímero derivado da quitina - o polissacarídeo mais abundante na natureza depois da celulose, encontrada principalmente em exoesqueletos de insetos e crustáceos, apresenta-se como uma nova possibilidade no controle de infecções na cavidade oral, pois além de biocompatível e biodegradável, exhibe interessantes propriedades biológicas,

tais como atividades bactericida, fungicida, hemostática, antitumoral, anti-inflamatória e cicatrizante (Uysal *et al.*, 2011; Valdevite, 2011; Silva *et al.*, 2012; Tavaría *et al.*, 2013).

Nos últimos anos, a quitosana tem sido largamente utilizada na veiculação de medicamentos, bem como na engenharia de tecidos aplicada à odontologia. Tem sido aplicada também na preparação de nanofibras pela mistura em solução com nylon 6, nylon 11 e seda (Niamsa *et al.*, 2009; Zhang *et al.*, 2009; Sionkowska e Płancka, 2012). A possibilidade de incluí-la na modificação superficial de fios de sutura odontológicos visando evitar ou limitar a adesão bacteriana e proliferação às partes expostas a fluidos orais, impedindo dessa forma a contaminação da ferida cirúrgica, não tem sido avaliada. Neste contexto, o recobrimento de fios de sutura odontológicos pelo biopolímero quitosana, para que a mesma possa cumprir na prática clínica das técnicas de sutura, o objetivo que dela se espera como biomaterial no processo de cicatrização tecidual e recuperação do paciente, parece promissor.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Recobrir fios de sutura odontológicos comerciais não absorvíveis, de seda e de nylon, com quitosana, como forma de modificar a sua superfície visando evitar ou limitar a adesão bacteriana, bem como impedir a sua proliferação em partes expostas desses fios a fluidos orais.

2.2 Objetivos Específicos

- Preparar soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%.
- Estabelecer as condições para o recobrimento dos fios de sutura pelo processo de imersão.
- Avaliar o efeito da concentração da solução de quitosana no recobrimento dos fios de sutura.
- Avaliar *in vitro* a atividade antimicrobiana dos fios de sutura recobertos com quitosana .

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Fios de Sutura

Há relatos na história do surgimento dos fios de sutura desde tempos antigos, a.C., quando o homem sentiu a necessidade de fechar ferimentos e acelerar a cicatrização, como forma de promover um maior conforto para o paciente submetido ao procedimento cirúrgico. Então, uma grande variedade de material de sutura tem sido testada e utilizada, destacando-se entre estes materiais as fibras vegetais, resinas, tendões, intestinos de vários animais, crina de cavalo, filamentos de ouro, dentre outros (Mackenzie, 1973).

Os fios de sutura podem apresentar classificação quanto ao seu diâmetro, que é determinado em milímetros. Os fios de maior calibre são os de n. 3, cujo diâmetro varia entre 0.60 e 0.80 mm e os de menor calibre são os de n. 12.0, cuja medida varia de 0.001 a 0.01 mm. São também classificados segundo a capacidade de degradação pelo organismo em absorvível e não absorvível, quanto à origem: natural (animal), sintético, mineral ou mistos. De acordo com a Norma ABNT NBR ISO 13.904:2003, os fios de sutura são classificados em absorvíveis (animal ou sintética) e não absorvíveis (animal, vegetal, sintética e mineral). No que diz respeito à configuração física podem ser monofilamentar, multifilamentar torcido, multifilamentar trançado ou encapados de forma paralela. Um resumo da classificação dos fios de sutura está apresentado na Tabela 3.1 e Figura 3.1 (Tomás, García-Caballero e Seoane, 2012; Vicente e colaboradores, 2011).

Tabela 3.1 - Classificação dos fios de sutura.

<i>Degradação</i>	<i>Origem</i>	<i>Configuração Física</i>
Absorvíveis	Animal	Multifilamentar
	Sintético	Multifilamentar (torcido) Monofilamentar
Fios Inabsorvíveis	Animal	Multifilamentar (trançada siliconada)
	Vegetal	Multifilamentar
	Sintético	Monofilamentar Multifilamentar
	Mineral	Monofilamentar Multifilamentar (com teflon)

Fonte: Adaptado de Cuffari (1997).

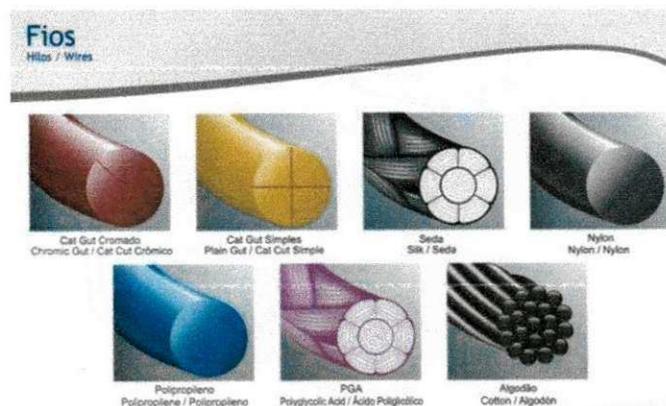


Figura 3.1 - Representação esquemática de alguns tipos de fios.
Fonte: Thomaz (2013)

Os fios de sutura devem cumprir padrões determinados em Norma Técnica, os quais estão relacionados ao comprimento, diâmetro e resistência à tração (Bauer *et al.*, 1966). Deve apresentar segurança e eficácia conforme estabelecidas na RDC 56, como também está de acordo com o disposto na Resolução ANVISA RDC 185/2001 (ANVISA, 2001), podendo ter sua classificação em Médio, Alto e de Máximo Risco, Classe de Risco II, III e IV, respectivamente.

A absorção de fluidos (capacidade de absorção ao serem totalmente imersos), elasticidade, plasticidade, resistência à tração, coeficiente de atrito, são outras características que diferenciam os fios de sutura entre si (Tomás, García-Caballero e Seoane, 2012).

A resposta inflamatória crescente verificada na ferida cirúrgica decorrente dos fios multifilamentados não absorvíveis, pode ser devido à presença de vários filamentos que se entrelaçam, podendo favorecer a proliferação de bactérias em um meio potencialmente contaminado, onde os fios monofilamentados, levam a uma menor reação inflamatória comprovada (De Sousa Filho, Rocha e Cavalcanti, 2007). Para Souza e colaboradores (2007), os fios multifilamentados proporcionam uma maior ocorrência de infecções do que os monofilamentados, todavia, a constituição química dos fios de sutura pode ser mais significativa do que a sua constituição física na determinação da infecção.

De acordo com Cuffari (1997), todo fio de sutura comporta-se como um corpo estranho quando em contato com o tecido vivo, provocando uma reação tecidual, sendo esta tanto mais intensa, quanto maior for o diâmetro do fio, independente de suas características morfológicas. Dependendo do material utilizado pode ocorrer o retardamento no início da proliferação celular e ter como consequência o prolongamento da fase exsudativa do reparo.

Como reportado por Ribeiro e Graziano (2003), dentro da variedade que abrange os diversos tipos de fios de sutura, não há como definir um único fio como ideal, em consequência das diferentes características morfológicas e funcionais que os tecidos a serem suturados apresentam.

Conforme Hupp (2011), os fios de sutura do tipo não absorvíveis, mais utilizados em cirurgia oral e maxilofacial são os de seda, nylon, poliéster e polipropileno, podendo ser mono ou multifilamentados. Os do tipo multifilamentados aumentam a força da sutura, como também sua dificuldade de limpeza, tornando mais propensa à contaminação bacteriana da ferida. O fio de sutura deve apresentar como características ideais: boa resistência à tração, ausência de memória, segurança no nó, flexibilidade para não danificar a mucosa, bem como, evitar adesão bacteriana.

A reação de cicatrização provocada pelo fio é proporcional à sua espessura, ou seja, quanto menor a espessura, menor a reação por ele desencadeada. A biocompatibilidade dos fios de sutura é de extrema importância devido à necessidade de se conhecer a resposta biológica ao material, principalmente para que possa ser indicado em situações nas quais haja risco de prejuízo durante o processo de reparação tecidual (Castro, 2010).

A procura pelo fio de sutura ideal constitui ainda um desafio que intriga a criatividade do homem. Com a constante evolução e o desenvolvimento de novos materiais de sutura, os fios para essa finalidade apresentam papel importante na cronologia do processo de reparação do epitélio da mucosa gengival e alvéolo dental, uma vez que os mesmos devem ser desprovidos de propriedades eletrolíticas, serem de baixo custo, de fácil esterilização, sem, no entanto perder suas características físico-químicas, não ter ação alergênica ou cancerígena, como também, que possa ser utilizada em qualquer intervenção; seja maleável, flexível (para facilitar o seu manuseio), permita dar nós seguros, desperte pouca reação tecidual, tenha características uniformes, comportamento previsível e seja totalmente absorvida quando desnecessária, tornando imprescindível a adequação das propriedades da sutura às necessidades locais da ferida, todavia, alguns foram descartados em decorrência dos maus resultados obtidos a partir de experimentos e da prática clínica, sendo outros, passados às novas gerações, embora não se tenha encontrado o fio com características ideais (Nomura et al, 2009, Okamoto *et al.*, 2003, Kyu, Hu e Stein, 1987; Souza *et al.*, 2008; Barros *et al.*, 2011).

Para Silva (2012), a infecção de uma ferida cirúrgica está diretamente relacionada com a presença de corpos estranhos na região. Segundo Okamoto e colaboradores (2003), no processo de cicatrização tecidual, após o início do estágio de granulação, ocorre uma sutil predominância de macrófagos com consequente aumento do número de fibroblastos e síntese de uma nova matriz extracelular, ocorrendo remodelação desses tecidos com a contração do tecido de granulação, podendo o tipo de fio de sutura utilizado em procedimentos cirúrgicos, interferir na cronologia de reparação do tecido.

De acordo com De Sousa Filho, Rocha e Cavalcanti (2007) o material de sutura deve apresentar-se pouco irritante aos tecidos bucais, provocar a mínima reação inflamatória, de curta duração, e uma rápida proliferação celular próxima ao local em que foi utilizado. Para Homsí (2009), uma camada de gelatina tingida ou outras substâncias de proteína também pode ser utilizada com a finalidade de prevenir o encravamento da sutura no tecido.

Sempre que materiais estranhos são implantados no organismo, ocorre uma reação tissular, com o aparecimento de um processo inflamatório por um período de dois a sete dias, relacionado com o material utilizado, podendo ser complicado por infecção, alergia ou traumatismo ou mesmo ser ocasionado pela passagem do fio e agulha nesse tecido (Barros, *et al.*, 2011)

A procura por novos materiais e novas técnicas cirúrgicas, assim como o conhecimento dos fatores que influenciam a cicatrização dos tecidos, tem possibilitado resultados cirúrgicos cada vez mais satisfatórios (Souza *et al.*, 2008).

3.1.1 Fios de Sutura de Seda

O fio de seda é um filamento cristalino não absorvível, biodegradável, que possui 02 (dois) componentes básicos na sua estrutura: uma fibra proteica denominada fibroína e uma substância viscosa chamada serina (Figura 3.2) as quais mantêm as fibras unidas (Homsí, 2011). Industrialmente é fabricado na sua forma mais comum como filamento torcido ou trançado (Figura 3.3), onde o seu material bruto (seda crua) é produzido pela larva do bicho da seda no seu ciclo (ovo, lagarta, crisálida e mariposa) ao formar o casulo (Figura 3.4).

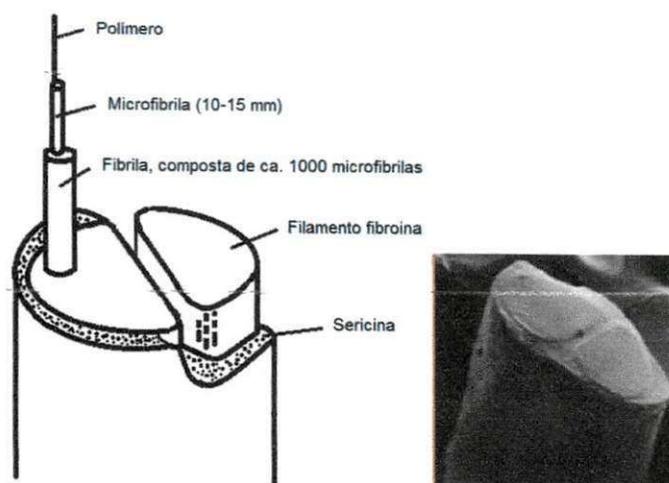


Figura 3.2 - Representação esquemática e microscopia eletrônica de varredura do filamento de seda.
 Fonte: Adaptado de Shang, Zhu e Fan (2012).

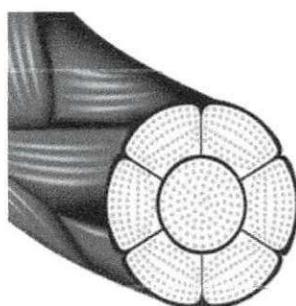


Figura 3.3 - Representação esquemática do fio de seda multifilamentado.
 Fonte: RAT Suture (2013)

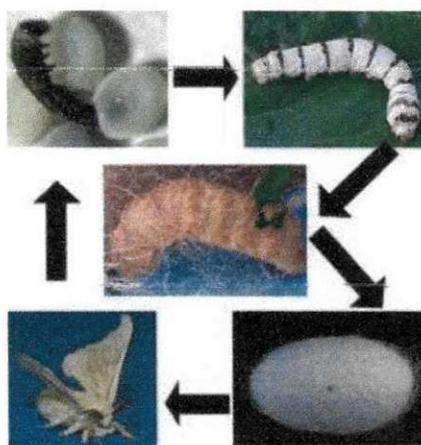


Figura 3.4 - Ciclo do bicho da seda.
 Fonte: Saúde Animal (2013)

O fio de seda é uma fibra animal, como lã e cabelo, sendo o mesmo uma proteína que possui 22 diferentes aminoácidos (Figura 3.5), como são assim constituídas as proteínas, onde esses compostos são moléculas orgânicas constituídas por um grupo amina, um grupo carboxila e uma cadeia lateral (R) que é específica para cada aminoácido (Martinko; Madigan; Dunlap, 2010).

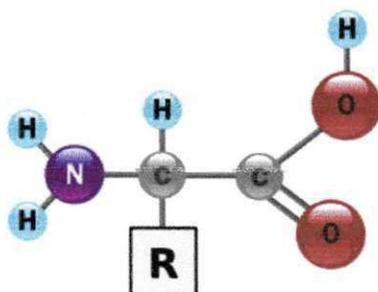
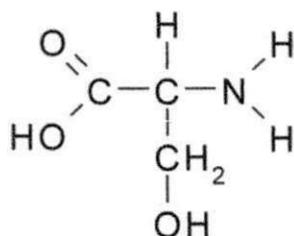
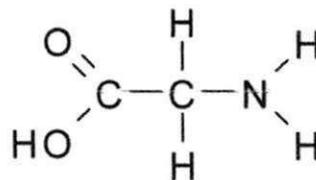


Figura 3.5 - Estrutura de um aminoácido.
Fonte: Nucleodebroglie (2013).

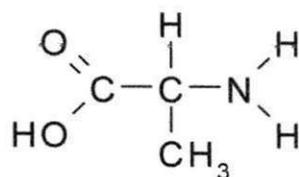
O grupo R é composto por 22 estruturas diferentes, o qual faz com que existam 22 aminoácidos distintos, o que implica a existência de 224 ou 234.256 possibilidades, que nas mais variadas combinações formam as proteínas, sendo a estrutura do grupo R responsável pelas suas características. Os grupos mais simples da estrutura são CH_2OH , H e CH_3 , sendo os menores grupos de todos os aminoácidos e os mais comuns na seda; constituindo 85% de sua estrutura total. Outro grupo que também pode ser encontrado na seda é o CH_2SH . A Figura 3.6 mostra a estrutura química dos principais aminoácidos comuns na seda (Martinko; Madigan; Dunlap, 2010).



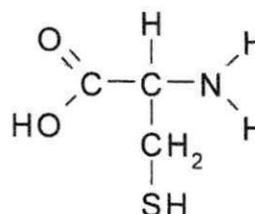
Serina (Ser)



Glicina (Gli)



Alamina (Ala)



Cisteína (Cis)

Figura 3.6 - Principais aminoácidos comuns na seda.
Fonte: Secretaria de Educação do Paraná (2013).

Os aminoácidos são unidades de moléculas maiores conhecidas como proteínas. Essas unidades se ligam através de uma ligação específica, conhecida como ligação peptídica (Figura 3.7). Essas ligações se repetem formando a estrutura da proteína que constitui o fio de seda (Martinko; Madigan; Dunlap, 2010).

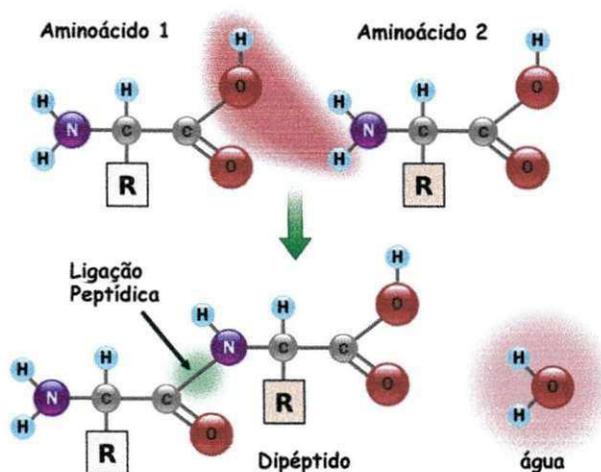


Figura 3.7 - Ligação peptídica.
Fonte: Nucleobroglie (Nucleobroglie, 2013).

Segundo Homsí (2009), o processo de obtenção do fio de sutura de seda consiste na purificação do casulo, removendo-se a sericina e as ceras naturais a partir da degomificação; posteriormente a fibra é torcida ou trançada para formar o fio. A remoção das ceras e gomas naturais, antes do processo de entrançar, permite a obtenção de um fio mais apertado e uma trança mais compacta com menor capilaridade. Não existe seda quimicamente idêntica,

uma vez que espécies de larvas do bicho da seda divergem, ao produzirem proteínas fibrosas com diferentes sequências e proporções de aminoácidos que influenciam as propriedades mecânicas das fibras.

A seda na sua forma mais comum apresenta a sequência: Serina, Glicina e Alanina, respectivamente (Figura 3.8), a qual se repete por longas distâncias na cadeia, representando 80 a 85% da sua composição, permitindo um arranjo ordenado e cristalino, sendo responsáveis pelas propriedades mecânica, física e química da seda. De forma geral, a seda é composta por Sericina - substância gomosa (22 – 25%); Fibroína - aminoácidos (62,5 – 67%); água e sais (Homsí, 2009)

Para Hupp (2011), a cor preta do fio é a mais indicada por torná-lo mais visível, no tempo indicado para sua remoção.

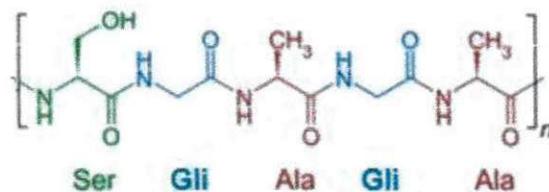


Figura 3.8 - Estrutura molecular da fibroína de seda.
Fonte: Shang, Zhu e Fan (2005).

Sendo o fio de sutura de seda, um fio de origem orgânica e multifilamentado, pode acarretar uma reação tecidual e risco de ocorrer infecção. Entretanto, conforme reportado na literatura, os fios de sutura não absorvíveis, apresentam reação inflamatória menos marcante do que a produzida por fios absorvíveis (Souza *et al.*, 2008).

3.1.2 Fios de Sutura de Nylon

A ciência tem desbravado caminhos ao longo dos anos, sempre em prol da humanidade, permitindo inúmeras descobertas importantes que alteraram a forma como olhamos o mundo. No século XIX, essa caminhada levou a descoberta dos polímeros, materiais de grande resistência e

duradouros, que facilitaram a obtenção de certos produtos, entre eles as fibras sintéticas, as quais constituem uma das mais importantes, sobressaindo-se dessa forma pelas suas qualidades ímpares, o *nylon* (Soares *et al.*, 2010).

A palavra *nylon* é aplicada para representar poliamidas sintéticas, as quais existem em vários tipos, descritos de acordo com o número de átomos de carbono presentes no monômero, estrutura esta, que se repetem várias vezes dentro do polímero. As poliamidas sintéticas (*nylons*) originadas de diaminas, sempre são designadas por dois números, onde o primeiro representa a diamina e o segundo a quantidade de carbonos presentes na região das duas carbonilas (Fantini, 2011).

O fio de sutura de *nylon* é um fio não absorvível de origem sintética, produzido a partir do *nylon 66* ou da combinação dos *nylons 66* e *6* (Figura 3.9). Como material de sutura, o *nylon* já foi obtido na forma multifilamentar, porém, usualmente se tem produzido e aplicado mais na forma monofilamentar. A Figura 3.10 - Representação esquemática do fio de sutura de *Nylon* monofilamentar., sendo isento de capilaridade.

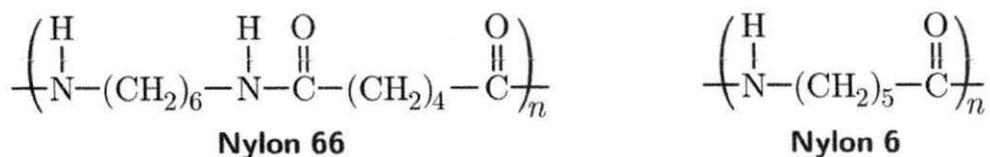


Figura 3.9 - Estrutura química do *nylon 66* e do *nylon 6*.
Fonte: Soares *et al.* (2010)



Figura 3.10 - Representação esquemática do fio de sutura de *Nylon* monofilamentar.
Fonte: Cirúrgica Estilo (2013).

O fio de sutura de *nylon* apresenta excelente biocompatibilidade, dentre os fios sintéticos, tanto pelas próprias características biológicas do material, como também por ser monofilamentar o que dificulta a absorção por fluidos bucais, levando a diminuição da possibilidade de proliferação bacteriana junto ao material. Para que aconteça o fechamento do alvéolo dental dentro dos limites da normalidade é necessário que o organismo encontre condições local e geral satisfatórias, tendo a sutura como um dos fatores que se destacam pelo seu poder de interferir na reparação tecidual. Atualmente, o fio de *nylon* é aquele que apresenta melhor biocompatibilidade, devido suas características biológicas, como também pelo fato de serem monofilamentados, o que impede a absorção por fluidos bucais, dificultando dessa forma a proliferação bacteriana sobre o fio (Homsy, 2009).

De acordo com Dourado et al. (2010), o *nylon*, dentre os fios de sutura convencionais, expressa melhor resposta biológica, cicatricial e capacidade de coaptação de bordos de uma ferida incisa. Todavia, a desvantagem deste fio para cirurgia na cavidade oral, é o traumatismo das estruturas bucais adjacentes, uma vez que este fio tem pontas rígidas (De Souza Costa Jr e Mansur, 2008). Por estas razões, nos últimos anos, a maioria dos materiais naturais empregados para realização da sutura foi substituída por materiais sintéticos embora a seda, apesar de ser um material natural, ainda continua sendo amplamente usada.

Como todos os fios são considerados como corpos estranhos ao organismo, suas características físicas e interação biológica ao tecido, devem ser levadas em consideração durante a escolha para algum procedimento cirúrgico. Como a constituição química dos fios é mais significativa do que a sua constituição física na determinação de infecção, esta deve ser priorizada durante a escolha para o procedimento de sutura (Rahal et al., 2004; Souza et al., 2008).

3.2 Quitosana

3.2.1 Aspectos Gerais da Quitosana

A quitosana foi descoberta no ano de 1859 por Rouget, sendo um biopolímero hidrofílico obtido a partir da quitina, termo derivado da palavra grega *Khitón* - que significa carapaça, casca ou caixa de revestimento. Em 1811, o professor francês Henri Braconnot descobriu a presença de quitina em cogumelos, que recebeu inicialmente o nome de fungina. Só em 1823, quando a quitina foi isolada de insetos foi nomeada "quitina". Em 1843 foi descoberto por Payen que o nitrogênio fazia parte da sua estrutura (Chiandotti, 2005). Conforme reportado por Assis e Brito (2003), a produção industrial da quitina, proveniente de resíduos da indústria pesqueira (material que ainda constitui a maior fonte fornecedora de matéria-prima), se deu a partir de 1970, no Japão.

Embora a quitina, principal fonte de matéria-prima da quitosana, seja encontrada na parede celular de algumas espécies de fungos, sua maior fonte de obtenção é baseada na utilização do exoesqueleto de crustáceos, como caranguejos e camarões (Braga, 2005; Spin-Neto, 2008; Valdevite, 2011). É o segundo polissacarídeo mais abundante na natureza, perdendo apenas para a celulose.

De acordo com Azevedo e colaboradores (2011), a quitina tem sua separação de outros componentes da carapaça, através da desmineralização e desproteíntização com soluções diluídas de HCl e NaOH, seguida de despigmentação (descoloração). A quitina obtida é posteriormente desacetilada com solução concentrada de NaOH, produzindo dessa forma a quitosana. A representação esquemática das etapas de obtenção da quitosana está apresentada na Figura 3.11 - Representação esquemática da obtenção da quitosana.

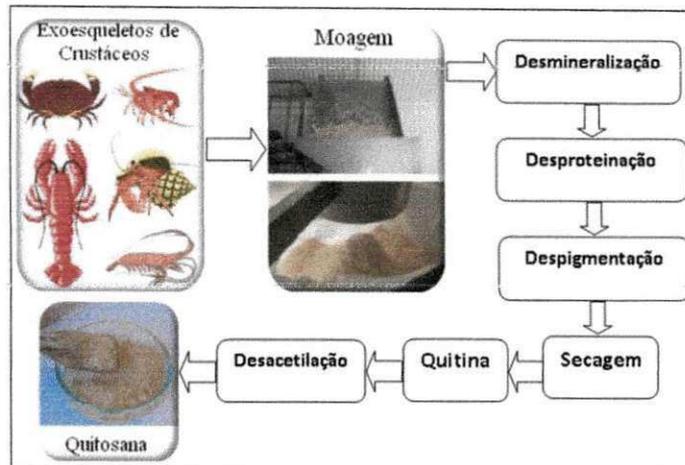


Figura 3.11 - Representação esquemática da obtenção da quitosana.
 Fonte: Melo (2010).

Durante o processo de desacetilação alcalina, partes das ligações N-acetil do biopolímero quitina (grupo acetamida $-NHCOCH_3$) (Figura 3.12) são quebradas com a formação de unidades de D-glicosamida que contém um grupo aminico livre (NH_2) resultando na quitosana (Figura 3.13). Portanto, a quitosana, cujo grau de desacetilação pode ser na faixa de 60 a 90%, é um copolímero linear de 2-amino-2-desoxi-D-glicose e 2-acetamido-2-desoxi-D-glicose (Moura *et al.*, 2006; Braga, 2012), insolúvel em meio alcalino e na água e solúvel em meio ácido diluído, como ácido acético e ácido fórmico, resultando em um polímero catiônico com a protonação (adição de prótons) do grupo amino (NH_3^+), que lhe confere propriedades especiais (Moura *et al.*, 2006).

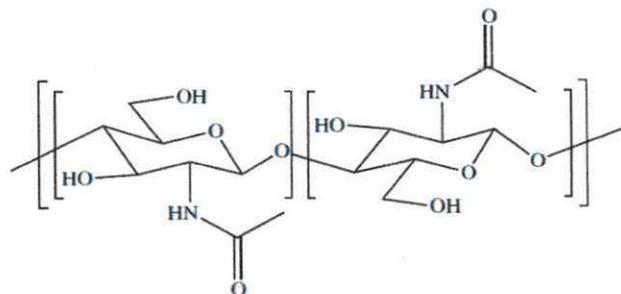


Figura 3.12 - Estrutura Química da Quitina.
 Fonte: Croisier e Jérôme (2013).

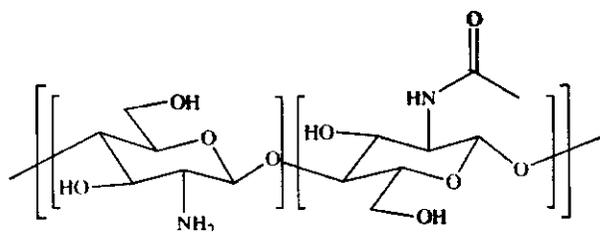


Figura 3.13 - Estrutura Química da Quitosana.
 Fonte: Croisier e Jérôme (2013)

Em 1997, foi criada no Brasil, uma empresa de base tecnológica, incubada no Parque de Desenvolvimento Tecnológico da Universidade Federal do Ceará, cuja especialização se constitui na extração de quitina e obtenção da quitosana a partir daquela. A fonte de matéria-prima são as carapaças de camarão, lagosta e caranguejos extraídos da costa brasileira. O baixo custo de produção como também, a abundância de matéria-prima (fonte renovável) e o aproveitamento dos subprodutos da pesca de crustáceos tornam o processo de produção de quitosana ecologicamente atraente e economicamente viável (Moura *et al.*, 2006).

A alta hidrofiliabilidade da quitosana é dado pelo grande número de grupos hidroxila e amino em sua cadeia polimérica, permite sua aplicação como biomaterial na forma de micropartículas, gel e membrana para diversas aplicações, como veículo de liberação de fármacos, bandagens, géis injetáveis e membrans ativas (Moura *et al.*, 2006; Laranjeira e Fávère, 2009).

3.2.2 Propriedades da Quitosana

Segundo Costa Júnior (2002), a quitosana apresenta juntamente com as propriedades biológicas raras que incluem biocompatibilidade, biodegradabilidade em produtos inofensivos, não tóxicos, fisiologicamente inertes, afinidade notável com proteínas, também propriedades hemostática, fungistática, antitumoral, antiolesterol. No que diz respeito às propriedades mecânicas (módulo de elasticidade, resistência à tração e alongamento na ruptura) a quitosana apresenta os seguintes valores: módulo de elasticidade de 600 MPa a 2900 MPa; resistência à tração de 6 MPa a 75 MPa e alongamento

na ruptura de: 3% a 90%. Com relação ao grau de intumescimento a literatura revela valor de 200%. Estas propriedades são influenciadas pelo seu grau de desacetilação (GD) e pela sua massa molar (MM) (Moura *et al.*, 2006; Raafat *et al.*, 2008).

A quitosana disponível comercialmente tem grau de desacetilação na faixa de 60 a 90 % e massa molar de 1 a 5×10^5 kDa (Nguyen, Winnik e Buschmann, 2009). A determinação do grau de desacetilação (GD) pode ser feita por espectrometria na região do infravermelho (FTIR), cromatografia gasosa (GC) ou cromatografia líquida de alta eficiência (HPLC). A escolha da técnica depende do processo de purificação, da solubilidade da amostra e da disponibilidade de equipamento. A determinação da massa molar pode ser feita através da viscosimetria capilar e cromatografia de exclusão por tamanho (SEC) (Santos, 2004; De Souza Costa Jr e Mansur, 2008).

No estado sólido, a quitosana é um polímero semicristalino. Sua morfologia tem sido muito investigada, e muitos polimorfismos são mencionados na literatura. Cristais de quitosana são obtidos por meio da desacetilação completa da quitina de baixa massa molar. Conforme determinado por difratometria de raios X, a quitosana apresenta uma célula unitária ortorrômbica com parâmetros $a = 0,807\text{nm}$, $b = 0,844\text{ nm}$ e $c = 1,034\text{ nm}$ (Valdevite, 2011).

Os grupos amino presentes na estrutura da quitosana tornam a mesma um dos únicos polieletrólitos catiônicos encontrados na natureza. Esta condição confere propriedades singulares a quitosana. Este biopolímero é solúvel em meios ácidos aquosos e quando dissolvida apresenta carga positiva sobre os grupos $-\text{NH}_3^+$. Adere a superfícies carregadas negativamente, agrega-se com compostos polianiônicos, e quela íons de metal pesado. Conforme já descrito, além de ser biocompatível, a quitosana é biodegradável, apresenta capacidade antioxidante, antimicrobiana, antitumoral, anti-inflamatória, cicatrizante e baixa toxicidade (Almeida *et al.*, 2002; Moura *et al.*, 2006; Tavarina *et al.*, 2013).

A solubilidade da quitosana depende da sua origem biológica, massa molar e grau de desacetilação o que afeta de forma direta as aplicações da

mesma (Tavaria *et al.*, 2013). Como consequência da protonação em meio ácido dos grupos amino presentes em sua cadeia carbônica, além das hidroxilas provenientes dos grupos álcool, a quitosana apresenta caráter higroscópico e capacidade de formar gel, podendo absorver uma proporção de até 400% da sua massa inicial em meio aquoso. A viscosidade do gel obtido, bem como às propriedades do biomaterial final dependem de fatores como pH do solvente utilizado, concentração e massa molar da quitosana (Moura *et al.*, 2006; Spin-Neto, 2008)

Os biopolímero quitosana, oferece um potencial extraordinário em relação às suas aplicações em seres humanos, como também para o ambiente natural (De Souza Costa Jr e Mansur, 2008).

3.2.3 Potencial de Aplicação da Quitosana

A quitosana possui potencial para aplicação em diversas áreas, principalmente engenharia, biotecnologia e médica (Lins, 2011). De acordo com Tavaria (2013), as principais áreas de aplicação da quitosana constituem: agricultura (mecanismos defensivos e adubação para plantas), tratamento de águas (floculante para clarificação, retirada de íons metálicos, polímero ecológico e remoção de odores), indústria alimentícia (fibras dietéticas, promover redução de colesterol, conservante, fungicida e bactericida, revestimento para frutas), cosmética (exfoliante para a pele, tratamento da acne, hidratante capilar, creme dental) e biofarmacêutica (na área imunológica, antitumoral, hemostático e anticoagulante). No entanto, a sua maior aplicação é na área médica (suturas cirúrgicas, reconstituição óssea, lentes de contato, liberação controlada de medicamentos, encapsulamento de materiais, bandagem para lesões e engenharia de tecidos). A Tabela 3.2 mostra algumas aplicações da quitosana.

Tabela 3.2 - Aplicações da quitosana por área.

Área	Aplicações
Biomédica	Biomembranas artificiais e sutura cirúrgica
Farmacêutica	Agente cicatrizante, aditivo de medicamentos e liberação controlada de drogas
Oftalmológica	Lentes de contato
Cosmética	Umectante, fungicida e bactericida
Indústria de Alimentos	Aditivos alimentares e embalagem biodegradável
Agricultura	Fertilizantes, liberação controlada de agroquímicos e defensivos agrícola
Biotecnologia	Imobilização de enzimas e de células, separação de proteínas e cromatografia
Indústria Têxtil e de Papel	Tratamento de superfície
Indústria Fotográfica	Filmes
Tratamento de Efluentes	Remoção de íons metálicos, remoção de corantes, floculante e coagulante
Nanotecnologia	Biossensor para ânions (nanocopósito quitosana/argila)

Fonte: Kumar (2000); Teng *et. al* (2011).

As aplicações da quitosana na área médica estão relacionadas essencialmente às suas propriedades de biocompatibilidade, capacidade bactericida e ao fato de não provocar reações adversas quando em contato com células humanas, ou seja, é uma substância segura para o organismo humano (De Souza Costa Jr e Mansur, 2008). Além disso, a quitosana pode

ser degradada por enzimas amplamente encontradas no organismo humano e ser reconhecida por células tumorais, podendo trazer fármacos ao seu alvo de forma seletiva (Fardin, 2011).

As várias aplicações da quitosana na área odontológica podem ser visualizadas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 - Aplicação da quitosana na área odontológica.

Produto	Ação proposta
Gel de quitosana	Tratamento de periodontite crónica
Hidrogéis	Tratamento de aftas
Filmes	Atividade antifúngica
Micropartículas quitosana/flúor	Aumentar a absorção de flúor, proteção à cárie
Membranas	Regeneração tecidual, periodontite
Cimentos endodônticos	Regeneração óssea e diminuição da inflamação
Colutórios	Redução do biofilme bacteriano e do número de <i>S. mutans</i>
Cones	Material de obturação dos canais radiculares
Dentífricio	Efeito antimicrobiano sobre biofilme oral
Redução da descalcificação à volta de braquetes dentários	Tratamento da periodontite
Chip dentário	Redução do número de <i>S. mutans</i> na cavidade oral
Pastilha elástica	Efeito antimicrobiano

Fonte: Tavarina *et al.* (2013).

Na área odontológica, a quitosana foi primeiramente apresentada na forma de gel, obtido a partir de diferentes granulações e concentrações do pó, onde passou a ser avaliada a possibilidade de sua utilização em sítios cirúrgicos ou em terapia periodontal não cirúrgica. Nos casos de sítios fechados, bolsas periodontais, defeitos infra-ósseos, o gel pode ser colocado com uma seringa sem a necessidade de anestesia, podendo ser adicionada solução hidroalcoólica para diminuir sua viscosidade. Quando empregada na aplicação em preenchimento de defeitos ósseos, essa fluidez deve ser ajustada para que haja um completo preenchimento da cavidade e, portanto, não deve ter um alto grau de escoamento (Spin-Neto, 2008). A forte ação na redução do biofilme, assim como sua comprovada ação *in vitro* sobre vários patógenos da cavidade oral, faz com que a quitosana seja extremamente promissora na área odontológica (Raafat, *et al.*, 2008).

3.3 Microbiota Oral

Em relação ao sistema estomatognático (estruturas bucais e mandíbula), depósitos bacterianos denominados de biofilme oral, constituem a primeira colonização, feita predominantemente por cocos Gram-positivos anaeróbios facultativos, especialmente por espécies de *Streptococcus* (Almeida *et al.*, 2002).

A cavidade oral é colonizada por inúmeras bactérias que vivem em equilíbrio, as quais são encontradas no biofilme dentário e na mucosa. Para a prevenção de patologias orais e o controle do biofilme, a higiene oral através da remoção mecânica por meio de escova e fio dental, ainda é o método mais eficaz (Andrade, 2011).

O biofilme consiste de uma agregação de microrganismos, envolvidos por uma matriz polimérica e aderidos a uma superfície sólida, de estrutura porosa, altamente hidratada e contendo exopolissacarídeo, o qual garante a persistência da colonização bacteriana em ambientes instáveis por proporcionar melhor comunicação entre as células pela continuidade entre elas; favorecimento das reações bioquímicas, melhor proliferação e acesso a recursos que não poderiam ser utilizados por células isoladamente (Leites,

Pinto e Sousa, 2006; Valdevite, 2011), tornado-se aderente quando se forma sobre os tecidos duros e moles da cavidade oral, constituindo o principal agente etiológico na origem da cárie, gengivite e doença periodontal.

O desenvolvimento na manipulação de modelos *in vitro* de biofilme conduziu a avanços significativos no estudo de biofilmes orais, todavia, o número de espécies é limitada, além das condições os quais são criados, que ainda não pode refletir adequadamente a situação fisiológica da cavidade oral, uma vez que fatores como: a taxa de rotação de saliva, a capacidade de substâncias anti-bacterianas para aderir a película do dente ou a superfície dos tecidos moles, a fim de atingir os seus efeitos, e a interação com as bactérias, não pode ser projetado em experiências *in vitro* (Tomás, Garcia-Caballero e Seoane, 2012). De acordo com Leite (2008), a aderência e formação de biofilme a partir do *Staphylococcus aureus* sobre a superfície de fios de seda, introduzidos em pele de ratos, e removidos após incubação por diferentes períodos de tempo, foi comprovada por meio de microscopia eletrônica de varredura (MEV).

O biofilme oral é aumentado em decorrência da higiene bucal inadequada. Dessa forma, a sua remoção constitui importante fator, sendo utilizado para esse fim, agentes antimicrobianos como enxaguatórios bucais no seu controle, diminuindo o número de microrganismos patogênicos na cavidade oral, quando há ineficiência do controle mecânico adequado (Marinho e Araújo, 2007; Momose *et al.*, 2008).

A dieta e a remoção regular do biofilme são fatores que influenciam no tipo de microbiota predominante na cavidade oral, uma vez que a higiene oral adequada e o uso comedido da sacarose fazem com que a microbiota predominante seja menos patogênica, ou seja, mesmo que o indivíduo possua placa, ainda assim pode ter saúde. No entanto, quando a remoção do biofilme é ineficiente e o uso de sacarose é frequente; acontece uma seleção para certos organismos patogênicos, tornando-a mais virulenta, podendo assim ocasionar lesões de tecido duro, ou de tecido mole (Marinho e Araújo, 2007).

Um desequilíbrio na microbiota oral também pode levar a ocorrência de infecções orais e até mesmo sistêmicas, decorrentes da bacteremia transitória

gerada durante os procedimentos odontológicos mais invasivos (Andrade, 2011). O controle químico profilático do biofilme ocorre quando há ineficiência dos atos mecânicos, no sentido de evitar o acúmulo de bactérias, prevenindo assim o desequilíbrio da microbiota anfibiônica da cavidade oral, não devendo dessa forma ser eliminada (Damian *et al.*, 2009).

A contaminação da ferida cirúrgica decorrente de procedimentos invasivos bem como dos fios de sutura empregados nos procedimentos, representou durante muito tempo uma ameaça ao sucesso das manobras cirúrgicas. O transporte de microrganismos da microbiota oral para o interior da ferida cirúrgica estará favorecido ou prejudicado, em função das propriedades de absorção que apresentam alguns tipos de fios de sutura, dos cuidados de higienização oral durante o pós-operatório e do procedimento técnico empregado na remoção da sutura (Soares, Ito e Da Rocha Barros, 2001).

Bactérias apresentam adesão com afinidade diferente para os vários tipos de materiais de sutura. Por outro lado, a colonização por patógenos em suturas leva à recomendação de que estas devem ser removidas o mais cedo possível após a realização do procedimento cirúrgico, como forma de eliminar ou limitar o reservatório de patógenos orais (Banche *et al.*, 2007).

O *Streptococcus oralis* é um importante agente de endocardite infecciosa e patógeno em pacientes com baixa imunidade, todavia, os mecanismos pelos quais o *S. oralis* causa esta ampla gama de infecções são ainda incertos, porém, a enzima (sialidase) produzida por esta bactéria tem sido apontada como contribuinte para a patogenicidade de vários outros microrganismos. A ação precisa desta enzima é desconhecida, porém, tem sido sugerida como atuante determinante de virulência generalizada, além da sua produção constituir um fator crítico na produção de ácido siálico livre, fonte de hidrato de carbono fermentável para a proliferação bacteriana (Byers *et al.*, 2000).

O *Streptococcus mutans* tem sido considerado a principal espécie bacteriana envolvida na formação da placa ou biofilme, os quais não são encontrados na cavidade bucal antes da erupção dos dentes. Os glucagons produzidos por essas bactérias facilitam a aderência e o acúmulo de

microrganismos, com a formação de uma matriz extracelular resistente às forças mecânicas normais de remoção presentes no hospedeiro (Fardin, 2011).

A *Candida albicans*, também tem envolvimento nas infecções fúngicas que acometem humanos, constituindo um patógeno oportunista que tem como habitat o corpo humano de forma comensal, cujas infecções estão relacionadas a alterações na resposta imunológica do indivíduo e virulência desse patógeno, que apresenta considerável plasticidade morfológica. Tais microrganismos apresentam fatores de virulência ambientais (saliva, fluido gengival, pH e nutrientes) que estão envolvidos com a formação de biofilmes, sendo favoráveis aos processos de co-agregação e co-adesão entre *Candida* e outros microrganismos, incluindo as bactérias envolvidas com os principais processos patológicos da cavidade bucal, cárie dentária e doenças periodontais (Castro, 2010; De Castro e De Oliveira Lima, 2010)

O fio multifilamentado possui maior aderência bacteriana e sua aplicação deve ser evitada em tecidos contaminados. Fios que proporcionam grande reação tecidual não promoverão resultado estético importante e os que possuem muita memória (capacidade de voltar ao seu estado original mais dobrado, enrolado) ou possuem alta pliability (dificuldade de dar nós) poderão impor dificuldade em suturas delicadas (Fossum, 2002). Assim, a busca por um fio de sutura que associe facilidade de sutura e característica antimicrobiana motivou a realização deste estudo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Quitosana na forma de pó (grau de desacetilação de 86,7% e densidade de 0,2 g/cm³) fornecida pela Polymar/Brasil. A Figura 4.1 mostra a estrutura química da quitosana e o aspecto visual da mesma.

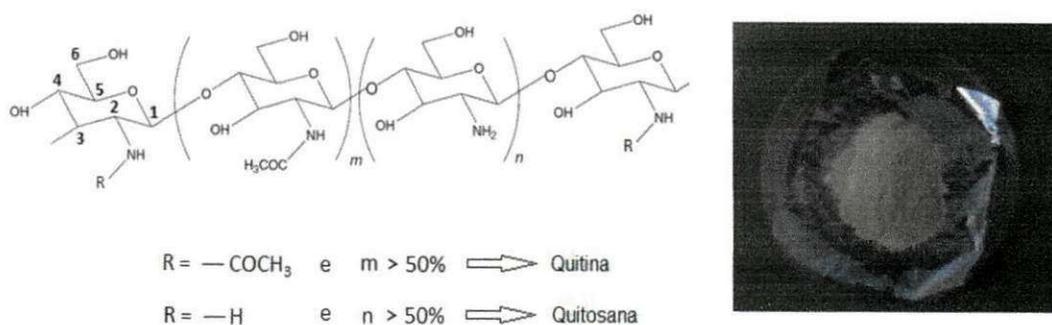
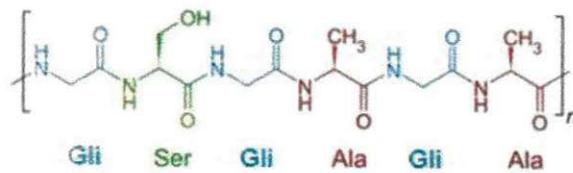


Figura 4.1- Estrutura química da quitosana e aspecto visual da mesma.

Ácido acético glacial P.A de 99,9%, fornecido pela Vetec, e fios de sutura odontológicos não absorvíveis, de seda e de *nylon* (poliamida), provenientes da empresa Somerville Ltda, Jaboatão dos Guararapes, PE, Brasil.

Cepas de *Streptococcus mutans* (ATCC 25175), *Streptococcus oralis* (ATCC10557) e *Candida albicans* (ATCC 289065), cedidas pela Fundação Oswaldo Cruz.

O fio de seda usado foi o 4-0 de 45 cm (maleável), trançado/preto, não absorvível, estéril/O.E., com registro no Ministério da Saúde Nº 10221690004, tendo como farmacêutico responsável: Dr. Osnir de Sá Viana (CRF- PE 3022). A estrutura química do fio de seda, a embalagem do produto e seu aspecto visual estão apresentados na Figura 4.2.



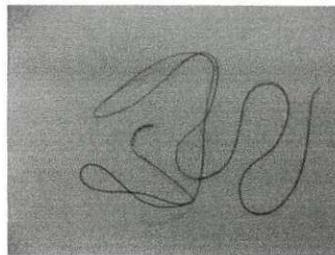
(a)



(b)



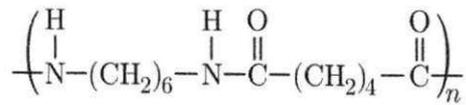
(c)



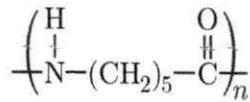
(d)

Figura 4.2 - Estrutura química da fibroína de seda. Estrutura composta de uma sequência de aminoácidos (Gli-Ser-Gli-Ala-Gli-Ala). Aminoácido Gli (glicina-cadeia lateral: H); aminoácido Ser (serina cadeia lateral: CH₂OH) e aminoácido Ala (alamina cadeia lateral: CH CH₃) (a); embalagem do produto (b) e (c); e aspecto visual do fio (d).

O fio de *nylon* foi o 5-0, não absorvível, monofilamentado/preto, estéril/O.E., com registro no Ministério da Saúde N° 10221690002, tendo como farmacêutico responsável: Dr. Osir de Sá Viana (CRF- PE 3022). De acordo com a ficha técnica do produto, este fio de nylon é composto pela mistura de nylon 66 e nylon 6. A estrutura química deste fio, a embalagem do produto e seu aspecto visual estão apresentados na Figura 4.3.

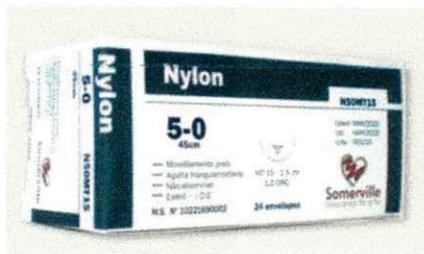


Nylon 66

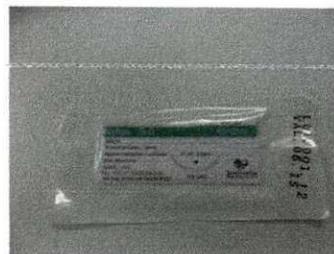


Nylon 6

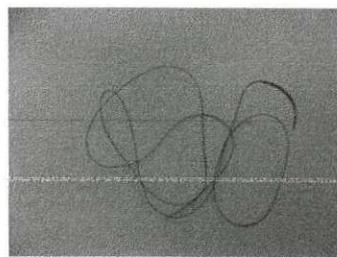
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.3 - Estrutura química do fio de sutura odontológico de *Nylon* (a); embalagem do produto (b) e (c); e aspecto visual do fio (d).

4.2 Métodos

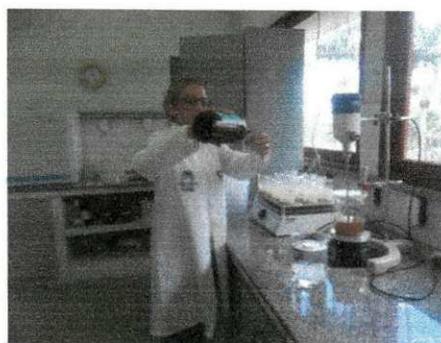
4.2.1 Preparação das Soluções de Quitosana

Soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% (m/v) foram preparadas a partir da dissolução do biopolímero em solução aquosa de ácido acético a 1% (v/v), empregando agitação mecânica (600 rpm) a 45°C por 3 horas. A escolha das concentrações descritas baseou-se no poder de recobrimento dos fios determinado experimentalmente. As soluções foram mantidas em geladeira por 120 h, com a finalidade de não ter alteração química em função da temperatura, antes de serem empregadas para o recobrimento dos fios de sutura. A Figura 4.4 mostra as etapas de preparação das soluções

de quitosana e a Tabela 4.1 mostra a quantidade de cada material empregada na preparação das soluções de quitosana.



Ácido acético glacial



Preparo da solução de ácido acético



Preparo da Solução de quitosana



Solução de quitosana

Figura 4.4 - Etapas de preparação das soluções de quitosana.
Fonte: Própria.

Tabela 4.1 - Quantidade de quitosana e de solução de ácido acético empregada na preparação das soluções de quitosana.

<i>Amostra</i>	<i>Quitosana (g)</i>	<i>Solução de ácido acético (mL)</i>
Solução de quitosana a 1%	4,0000	400
Solução de quitosana a 2%	8,0000	400
Solução de quitosana a 3%	12,0000	400
Solução de quitosana a 4%	16,0000	400

4.2.2 Recobrimento dos Fios de Sutura Odontológicos por Imersão

O recobrimento dos fios de sutura odontológicos não absorvíveis, de seda e de nylon, foi feito pela imersão destes fios (amostras com 22,5 cm de comprimento) em 25 mL das soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% (Figura 4.5). Dois grupos de fios de sutura foram preparados: Grupo A, onde os fios foram imersos nas soluções de quitosana por 1 h (fios recobertos com quitosana e não neutralizados) e Grupo B, onde os fios foram imersos por 1 h em soluções de quitosana e 1 h em solução de hidróxido de sódio (NaOH) (fios recobertos com quitosana e neutralizados). Passado este tempo, os fios foram colocados em suportes de vidro e secos em estufa a 50 °C por 1 h. A codificação dos fios recobertos com quitosana, não neutralizados (Grupo A) e neutralizados (Grupo B), está apresentada na Tabela 4.2.



Soluções de quitosana (25 ml)



Fios de sutura imersos nas soluções de quitosana

Figura 4.5 - Etapas de recobrimento dos fios de sutura odontológicos.

Tabela 4.2 - Codificação dos fios de sutura de seda e de *nylon* recobertos com quitosana, não neutralizados (Grupo A) e neutralizados (Grupo B).

<i>Tipo de Fio</i>	<i>Concentração da Solução de Quitosana (%)</i>	<i>Código (Grupo A)</i>	<i>Código (Grupo B)</i>
Seda	0	FS	FS
	1	FSQ1%	FSQ1%N
	2	FSQ2%	FSQ2%N
	3	FSQ3%	FSQ3%N
	4	FSQ4%	FSQ4%N
Nylon	0	FN	FN
	1	FNQ1%	FNQ1%N
	2	FNQ2%	FNQ2%N
	3	FNQ3%	FNQ3%N
	4	FNQ4%	FNQ4%N

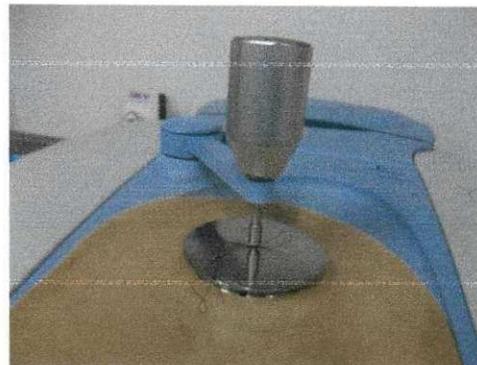
4.3 Caracterização

4.3.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho (FTIR)

As interações da quitosana com os fios de sutura odontológicos (*seda* e *nylon*) foram avaliadas por espectroscopia no infravermelho (IV). As análises foram conduzidas em um equipamento Spectrum 400 (FT-IR/FT-NIR) da Perkin Elmer (Figura 4.6) operando no modo ATR, em uma faixa de 650 - 4000 cm^{-1} , com uma resolução de 2 cm^{-1} .



(a)

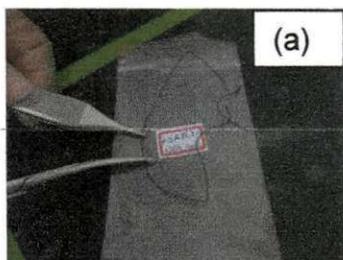


(b)

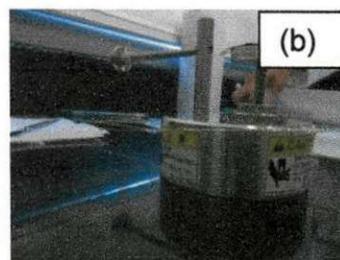
Figura 4.6 - Spectrum 400 (FT-IR/FT-NIR) da Perkin Elmer (a) e posicionamento do fio para análise (b).

4.3.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

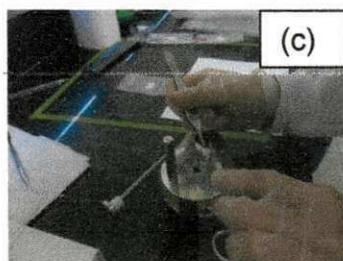
A área superficial dos fios de sutura odontológicos, de seda e de nylon neutralizados e não neutralizados, recobertos e não recobertos com quitosana, foi avaliada por microscopia eletrônica de varredura (MEV), em microscópio Tabletop modelo TM1000 da marca Hitachi. Antes da análise, as amostras foram cortadas e fixadas em um suporte pelo uso de uma fita de carbono (Figura 4.7).



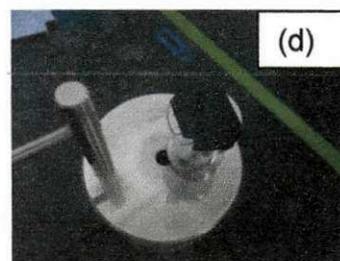
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4.7 - Etapas da preparação das amostras para análise de MEV. (a) corte do fio de sutura; (b) suporte para fixação das amostras; (c) colocação dos fios de sutura na fita de carbono e (d) fios de sutura aderidos a fita de carbono.

4.3.3 Capacidade de Absorção de Água

A capacidade de absorção de água dos fios de sutura, de seda e de nylon não recobertos (FS e FN) e recobertos com uma solução de quitosana na concentração de 2%, não neutralizados (FS2% e FN2%) e neutralizados (FS2%N e FN2%N), foi determinada por meio da medida do grau de intumescimento dos mesmos em água destilada. A concentração de 2% resultou no recobrimento uniforme dos fios e por esta razão tal concentração foi selecionada para este teste.

O grau de intumescimento foi medido pela técnica de imersão, baseada no procedimento descrito por Liu e colaboradores (2005), onde amostras dos fios de sutura foram cortadas em quadruplicata (com comprimento de 5,6 cm) secas em estufa a 50 °C por 1 hora; com massa inicial (M_i) determinada em balança analítica. As amostras foram então imersas em 10 mL de água destilada por 24 horas na temperatura ambiente (25 ± 5 °C). Após esse período, os fios de sutura foram cuidadosamente retirados, o excesso superficial de água removido com filtro de papel e as amostras pesadas para determinação das massas úmidas finais (M_u). O grau de intumescimento foi expresso como o ganho de massa, comparada com a massa inicial, de acordo com equação abaixo:

$$A = \frac{(M_u - M_i)}{M_i}$$

4.3.4 Análise Microbiológica *in vitro*

A atividade antimicrobiana *in vitro* dos fios de sutura, de seda e de nylon não recobertos (FS e FN) e recobertos com solução de quitosana nas concentrações de 2% e 4%, não neutralizados (FS2%, FS4%, FN2% e FN4%) e neutralizados (FS2%N, FS4%N, FN2%N e FN4%N) foi determinada de acordo com a metodologia adaptada de Bauer (1966). Inicialmente foi feita a

seleção das cepas e preparação dos inóculos e em seguida a determinação da atividade antifúngica e antibacteriana.

Suspensões das cepas testes (*mutans*, *oralis* e *Candida*) foram preparadas em BHI caldo (Brain Heart Infusion Broth, DIFCO®, São Paulo, Brasil) e Caldo Sabouraud Dextrose (HIMEDIA®, São Paulo), para crescimento das bactérias e leveduras, respectivamente, e padronizadas de acordo com o tubo 0,5 da escala McFarland, correspondendo à concentração de aproximadamente 10^8 e 10^6 Unidades Formadoras de Colônia - (UFC mL⁻¹) para bactérias e leveduras, nessa ordem.

A partir do inóculo obtido em solução salina, foi feita a semeadura de 100 µL do mesmo em placas de Petri contendo Ágar Mueller Hinton (Acumedia®), para as bactérias, e Ágar Sabouraud Dextrose (HIMEDIA®, São Paulo), para leveduras, com o auxílio de *swab*, de modo que toda a extensão da placa fosse semeada.

Em cada placa semeada foram inseridos os fios de sutura, com aproximadamente 3 cm de comprimento, bem como fios de sutura de seda e de nylon, de mesmo tamanho, impregnados com clorexidina ou nistatina, considerados controles positivos, nas concentrações de 1200 µg/mL e 400 µg/mL, respectivamente, sendo todo o procedimento em triplicata.

Após essa etapa, as placas foram incubadas a 37°C por 24 horas, sendo o *S. mutans* incubado em condições de microaerofilia. Posteriormente, foi realizada a mensuração dos halos de inibição de crescimento bacteriano e fúngico em milímetros (mm) (Bauer *et al.*, 1966). O ensaio foi realizado em triplicata, sendo considerada a média aritmética dos valores obtidos.

Estes ensaios foram realizados no Laboratório de Microbiologia Oral do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal da Paraíba, que disponibilizou linhagens de *Streptococcus mutans* (ATCC 25175), *Streptococcus oralis* (ATCC 10557) e *Candida albicans* (ATCC 289065), cedidas pela Fundação Oswaldo Cruz.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Serão apresentados e discutidos neste capítulo, os resultados de espectroscopia no infravermelho (FTIR), microscopia eletrônica de varredura (MEV), absorção de água (grau de intumescimento) e atividade antimicrobiana e antifúngica *in vitro* dos fios de sutura odontológico, de seda e de *nylon*, recobertos com quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% em volume, pelo processo de imersão.

5.1 Espectroscopia na Região do Infravermelho (FTIR)

As análises de espectroscopia no infravermelho foram conduzidas visando avaliar as interações entre os fios odontológicos, de seda e de *nylon* com a quitosana. Conforme reportado por Zhang et al.(2009), FTIR é um método bem definido para detectar novos grupos funcionais criados através de reações químicas entre polímeros e detectar interações intermoleculares por ligações de hidrogênio. Isto é possível devido às interações específicas que influenciam a frequência vibracional de grupos funcionais, detectada pela técnica.

A Figura 5.1 mostra os espectros dos fios de sutura de seda não recobertos (FS) e recobertos com quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, não neutralizados (FSQ1%, FSQ2%, FSQ3% e FSQ4%) e neutralizados (FSQ1%N, FSQ2%N, FSQ3%N e FSQ4%N), bem como, da quitosana pura (Q).

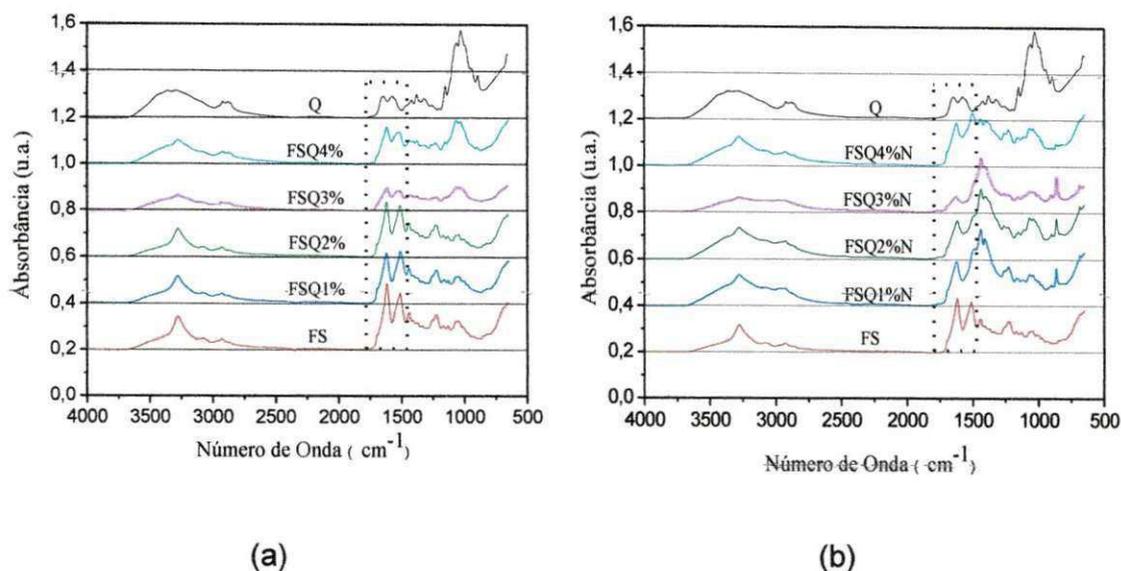


Figura 5.1 - Espectro na região do infravermelho do fio de seda (FS), da quitosana (Q) e dos fios de seda recobertos com soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% não neutralizados (a) e neutralizados (b).

O espectro do fio de seda (FS) mostra um pico alargado na faixa de 3600 a 3100 cm⁻¹ com um máximo em 3268 cm⁻¹ correspondente ao estiramento do grupo -OH (Figura 5.1). Mostra também picos em 1619 cm⁻¹ (amida I), em 1513 cm⁻¹ (amida II) e em 1224 cm⁻¹ (amida III) (Sionkowska e Płancka, 2012). Por outro lado, as principais bandas de absorção quitosana (Q) são registradas em 3750 cm⁻¹ a 3000 cm⁻¹ sobrepostas à banda de estiramento N-H devido ao grupo O-H; em 2920 cm⁻¹ e 2875 cm⁻¹, atribuídas ao a ligação C-H dos grupos -CH₂ e -CH₃, respectivamente. Vibrações angulares dos grupos metileno e metila também são visíveis em 1376 cm⁻¹ e 1421 cm⁻¹, respectivamente. A banda de absorção em 1645 cm⁻¹ associada à deformação axial da ligação carbonila C=O da amida secundária e em 1574 cm⁻¹ referente às vibrações angulares do grupo amina protonado [NH₃⁺]; a absorção na faixa de 1160 cm⁻¹ a 1000 cm⁻¹ é atribuída as vibrações do grupo C-O. A banda em 1149 cm⁻¹ é relativa as vibrações assimétricas do grupo C-O das pontes de oxigênio resultantes da desacetilação da quitosana. As bandas na faixa de 1080 cm⁻¹ a 1025 cm⁻¹ são atribuídas as vibrações do grupo C-O no anel COH, COC e CH₂OH. Em 892 cm⁻¹ correspondem as vibrações da estrutura sacarídea da quitosana (Darder, Colilla e Ruiz-Hitzky, 2003).

Os espectros dos fios de seda recobertos com quitosana a 1%, 2% e não neutralizados (FSQ1%, FSQ2%) apresentaram a banda de amida II na mesma posição daquela do FS (em 1513 cm^{-1}), entretanto, quando os fios foram recobertos com a solução de quitosana a 3% e 4% (FSQ3% e FSQ4%) a banda de amida se deslocou para aproximadamente 1523 cm^{-1} (Figura 5.1 a). Isto indica uma interação intermolecular entre a quitosana e a seda e, portanto o recobrimento do fio de seda pela quitosana. Resultados semelhantes foram observados por (Sionkowska e Planecka, 2012) na preparação de compósitos de quitosana com fibroína de seda.

Os fios de sutura de seda recobertos com quitosana a 1%, 2%, 3% e 4% e neutralizados (FSQ1%N, FSQ2%N, FSQ3%N e FSQ4%N) apresentaram uma redução considerável na banda de amida II (em 1513 cm^{-1}) e apresentou-se como um ombro conforme região marcada nos espectros (Figura 5.1 b). É possível que o procedimento de neutralização tenha resultado no maior recobrimento dos fios de sutura de seda e nas maiores interações entre seus componentes, quitosana-seda. Esta possibilidade está de acordo com Sionkowska e Planecka (2013).

A Figura 5.2 mostra os espectros dos fios de sutura de nylon não recobertos (FN) e recobertos com quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, não neutralizados (FNQ1%, FNQ2%, FNQ3% e FNQ4%) e neutralizados (FNQ1%N, FNQ2%N, FNQ3%N e FNQ4%N), bem como, da quitosana pura (Q).

No espectro do fio de nylon, observa-se bandas em 3299 cm^{-1} , em 2939 cm^{-1} e em 2863 cm^{-1} referente a ligação N-H; em 1624 cm^{-1} referente a ligação C=O (amida I) e em 1510 cm^{-1} referente a ligação C-N (amida II) (Zhang *et al.*, 2009). Quando os fios de nylon foram recobertos com quitosana, e não neutralizados (Figura 5.2 a), houve um aumento na intensidade das bandas características do nylon que pode estar relacionada ao recobrimento dos fios pela quitosana, sendo os aumentos mais significativos para os fios de sutura de nylon recobertos com as soluções de quitosana e neutralizados (Figura 5.2 b). Da mesma forma que foi observado para os fios de sutura de seda, é possível que o procedimento de neutralização tenha resultado no maior

recobrimento dos fios de sutura de nylon e nas maiores interações entre seus componentes, quitosana-nylon.

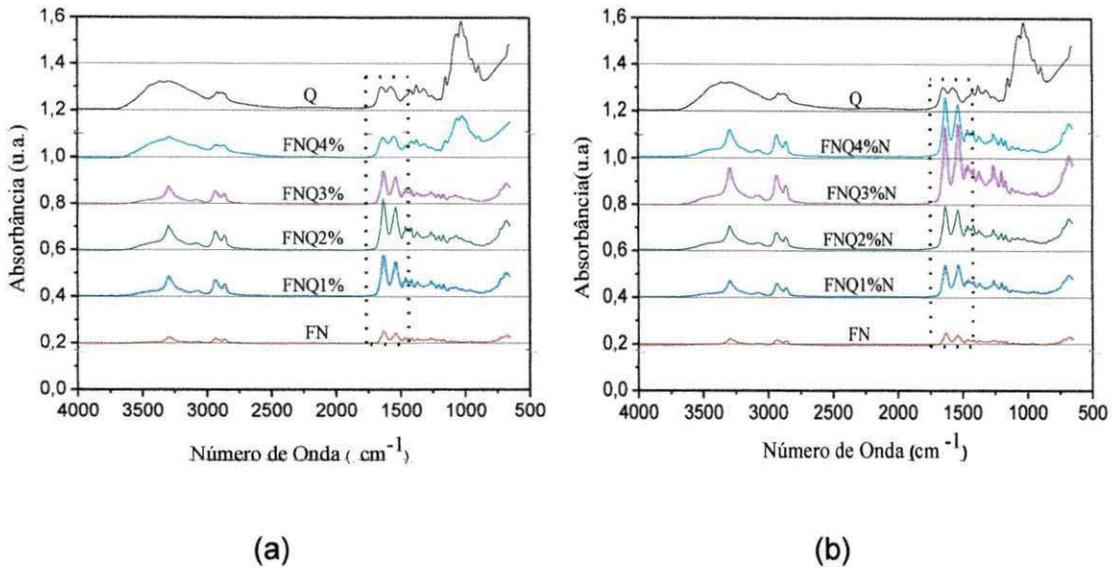


Figura 5.2 - Espectro na região do infravermelho do fio de nylon (FN), da quitosana (Q) e dos fios de nylon recobertos com soluções de quitosana nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4% não neutralizados (a) e neutralizados (b).

As interações entre seda-quitosana e nylon-quitosana podem ocorrer pela formação de novas ligações de hidrogênio. Os grupos C=O da seda e do nylon são capazes de formar ligações de hidrogênio com os grupos OH e NH₂ da quitosana, como mostrado na Figura 5.3 e Figura 5.4, respectivamente.

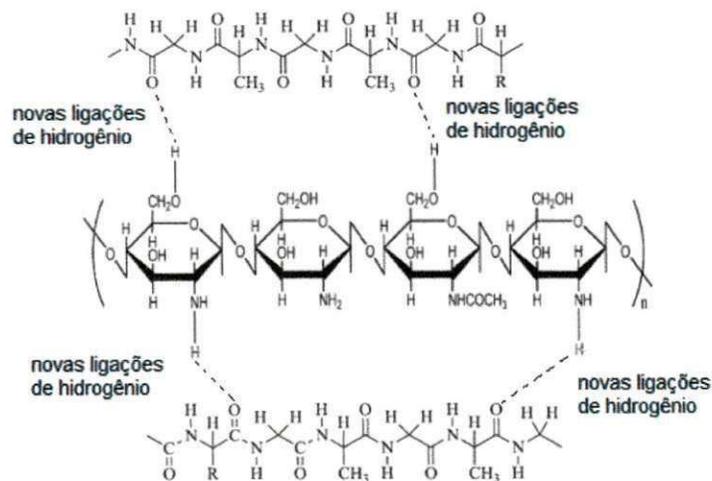


Figura 5.3 - Ligações de pontes de hidrogênio entre seda e quitosana. Fonte: Adaptado de Zhang et al. (2009).

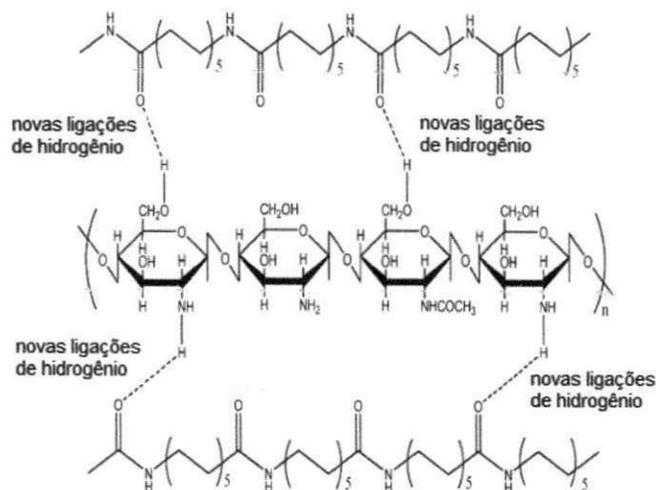
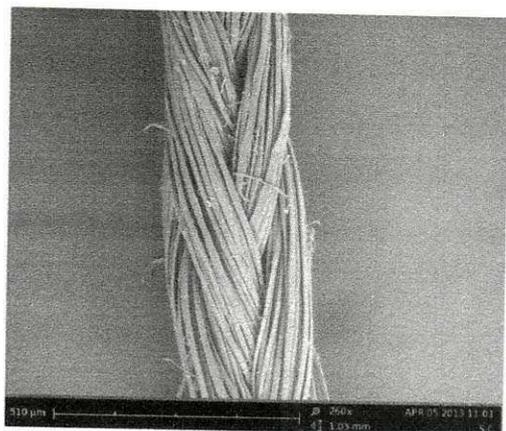


Figura 5.4 - Ligações de pontes de hidrogênio entre *nylon 6* e quitosana.
 Fonte: Adaptado de Zhang et al. (2009).

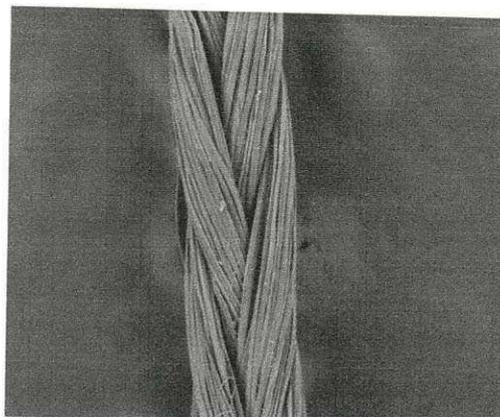
5.2 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV)

Nas Figura 5.5, Figura 5.6 e Figura 5.7, estão apresentadas as imagens obtidas por MEV, com aumentos de 250x, 500x 1000x, respectivamente, dos fios de sutura de seda não recobertos (FS) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, não neutralizados (FSQ1%, FSQ2%, FSQ3% e FSQ4%).

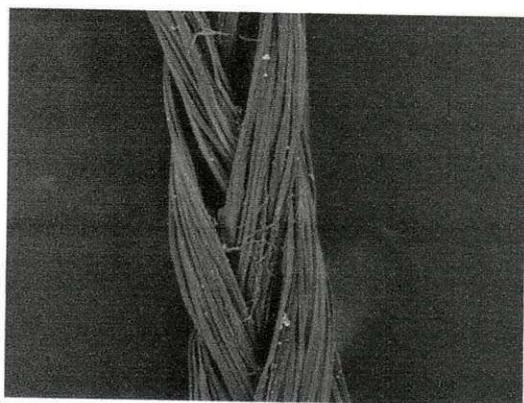
Observa-se que o tratamento do fio de sutura com a solução de quitosana nas concentrações de 1%, 2% e 3%, não resultou na impregnação do biopolímero no fio. Por outro lado, quando o fio foi tratado com a solução de quitosana na concentração de 4%, houve o recobrimento do fio por uma camada uniforme de quitosana. Com base nestes resultados fica evidenciado que a impregnação dos fios de sutura de seda por quitosana é possível desde que a concentração da solução de quitosana seja de 4 %.



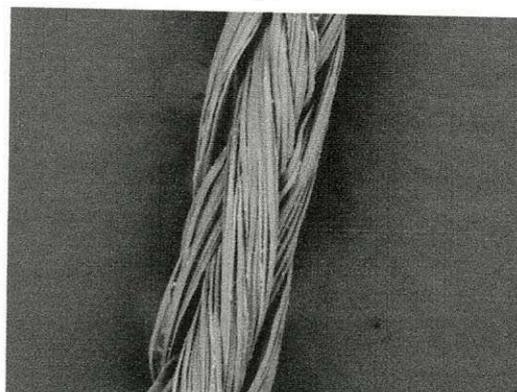
(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 5.5 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados. Aumento de 250X.

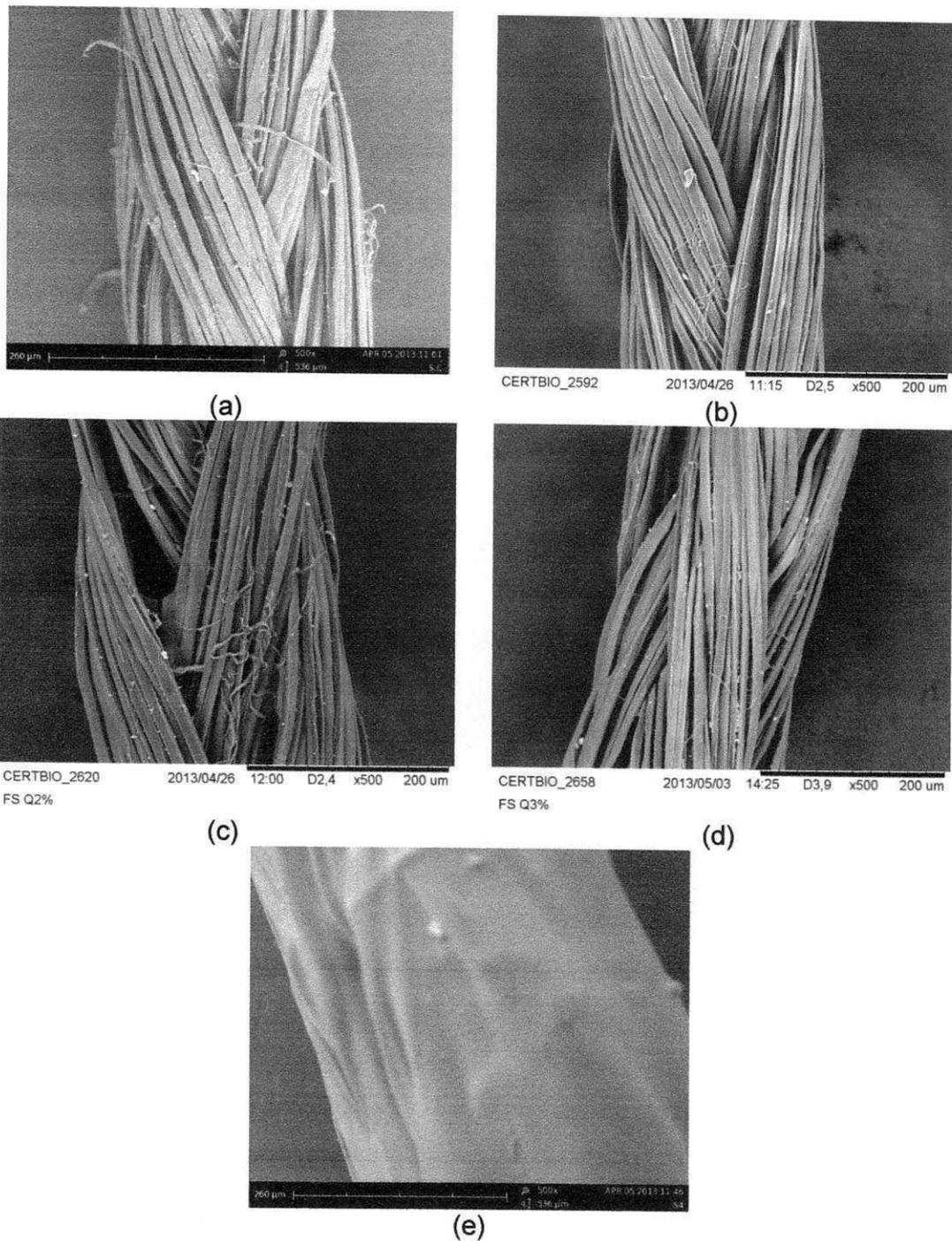
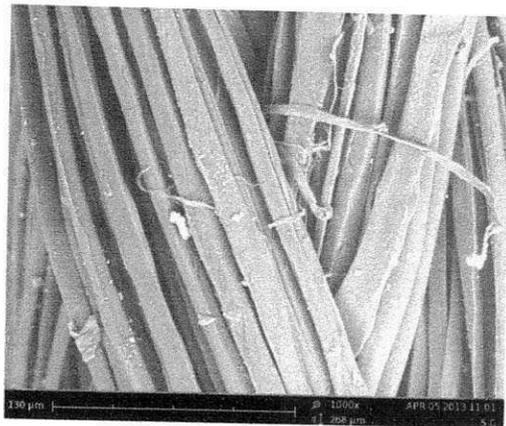
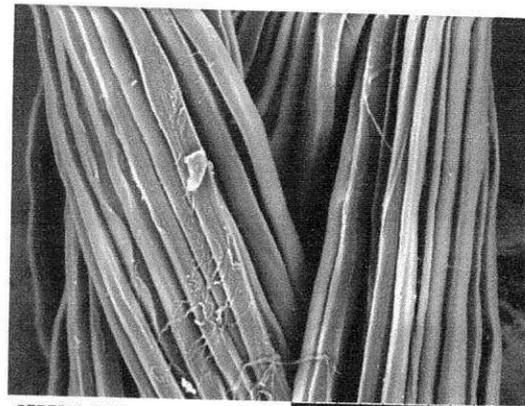


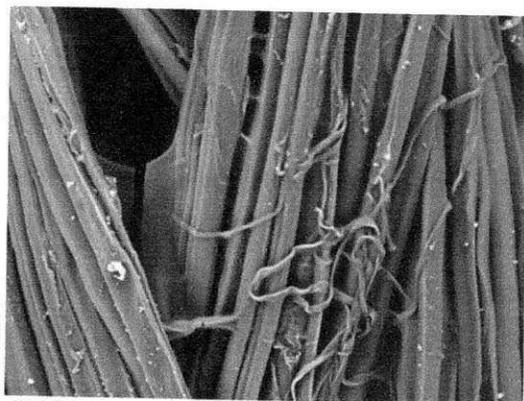
Figura 5.6 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), **não neutralizados**. Aumento de 500X.



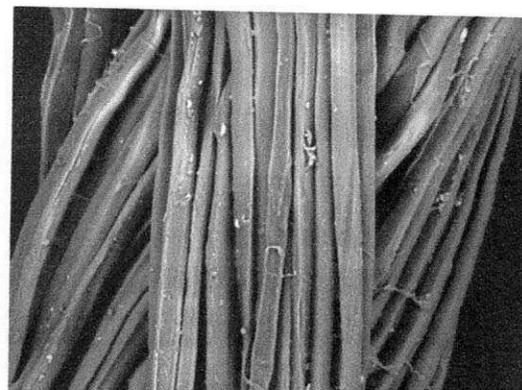
(a)



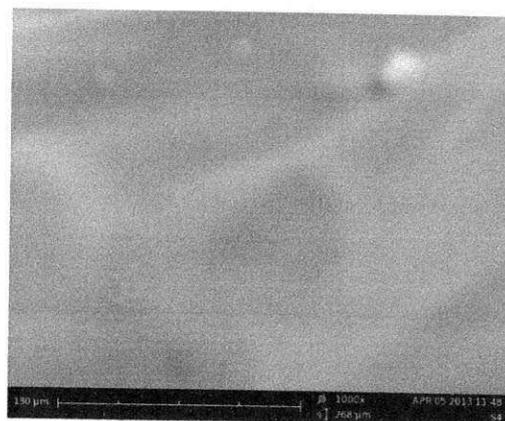
(b)



(c)



(d)

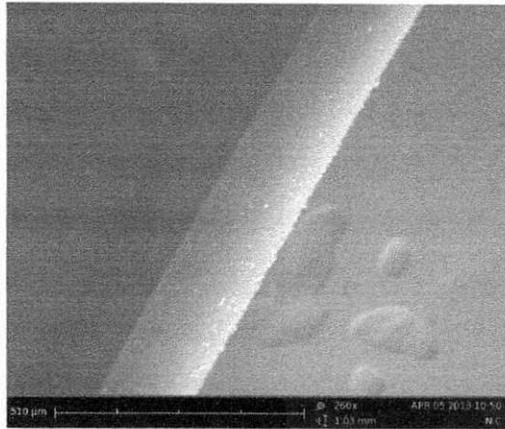


(e)

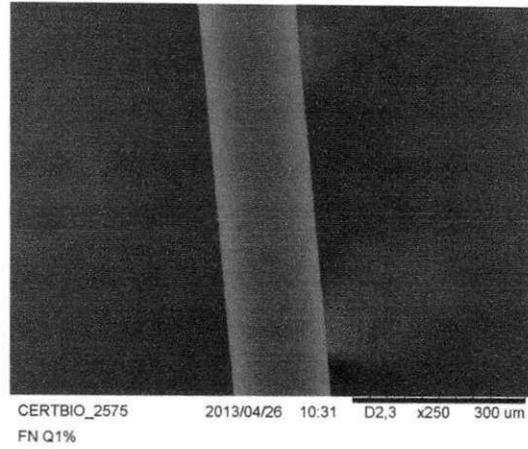
Figura 5.7 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados. Aumento de 1000X.

As imagens obtidas por MEV, em três escalas de ampliação, dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (FN) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, não neutralizados (FNQ1%, FNQ2%, FNQ3% e FNQ4%) estão apresentadas nas Figura 5.8, Figura 5.9 e Figura 5.10.

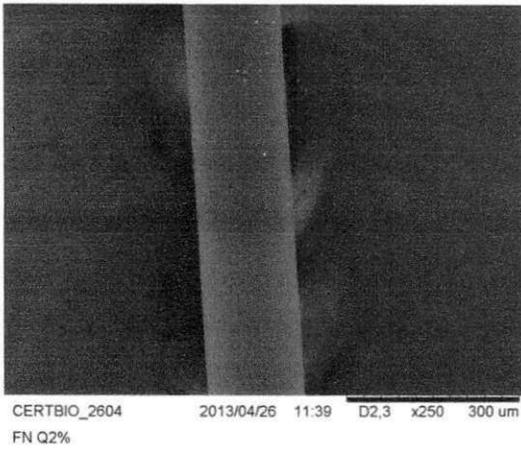
De acordo com as imagens, o tratamento do fio de sutura de *nylon* com a solução de quitosana nas quatro concentrações avaliadas, resultou na mudança da textura da superfície do mesmo. É possível que quitosana tenha sido impregnada no fio mesmo quando a concentração da solução de quitosana foi de 1 %. Os resultados obtidos estão de acordo com os dados de FTIR (Figura 5.2 a), onde se observou mudanças no espectro dos fios de sutura de *nylon* quando recobertos com a solução de quitosana nas quatro concentrações estudadas.



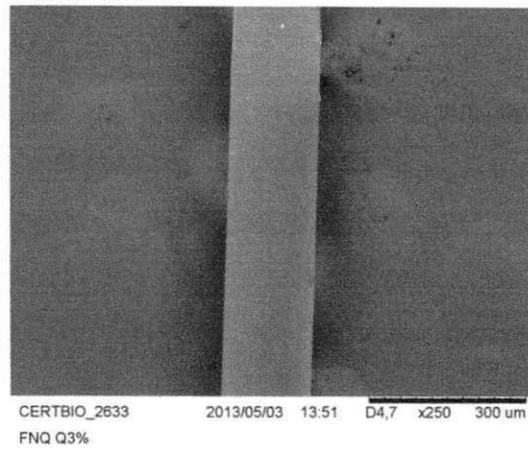
(a)



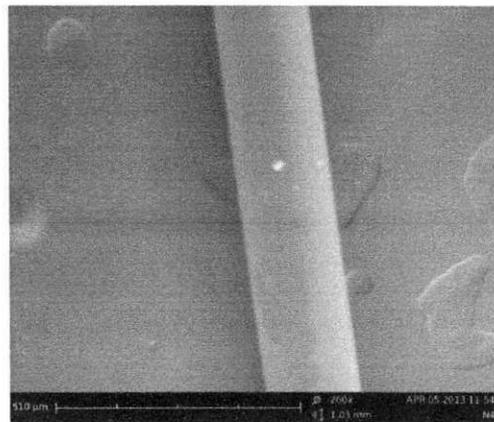
(b)



(c)

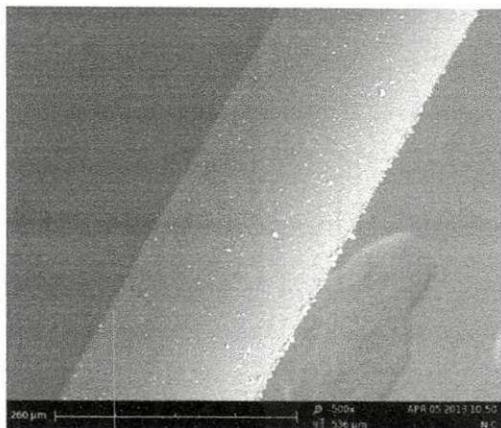


(d)

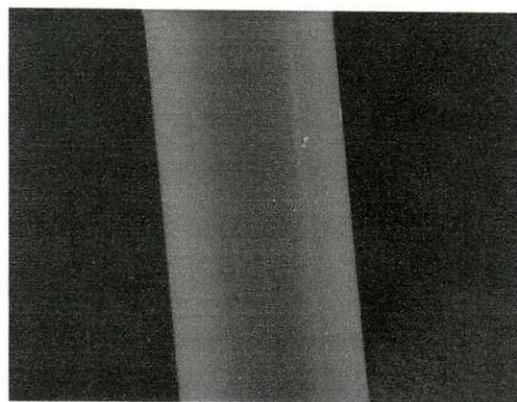


(e)

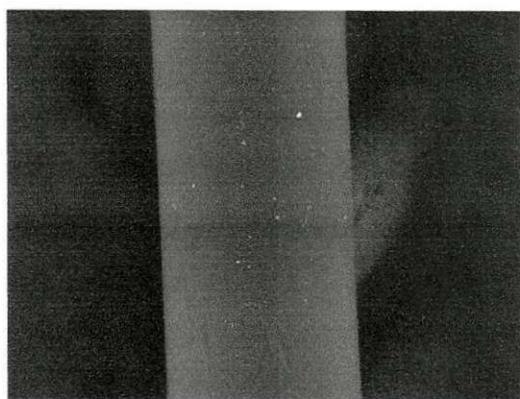
Figura 5.8 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados. Aumento de 250X.



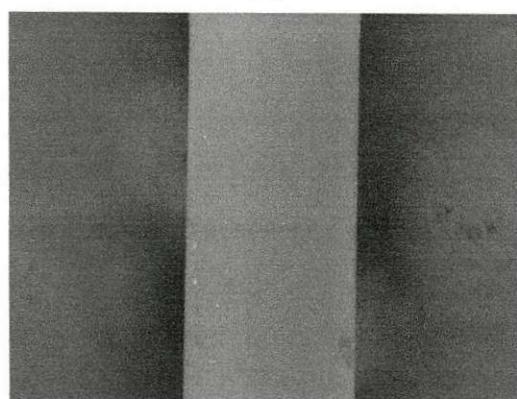
(a)



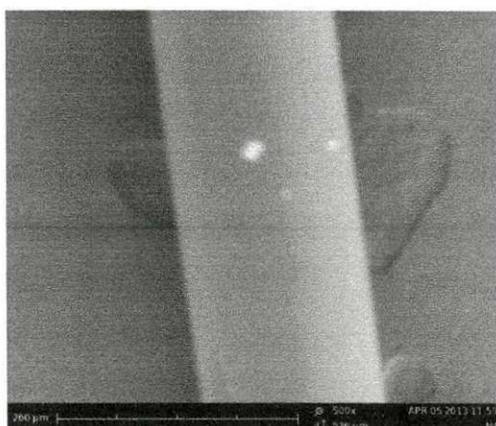
(b)



(c)

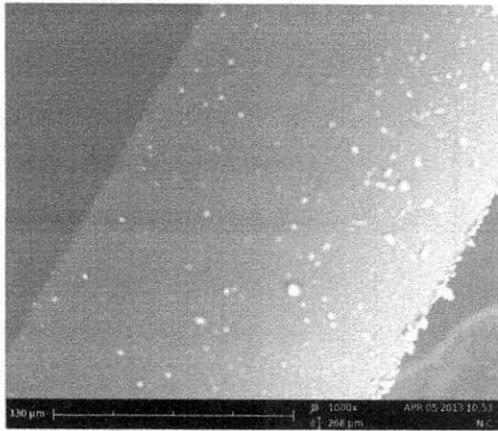


(d)

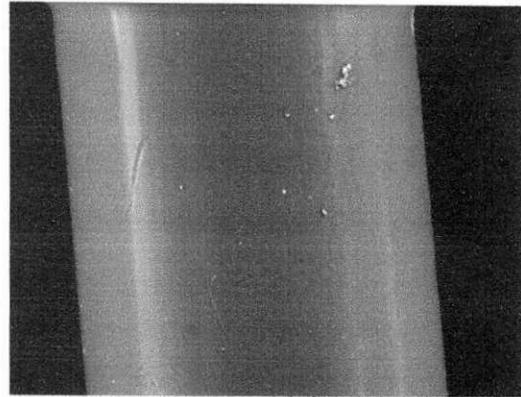


(e)

Figura 5.9 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados. Aumento de 500X.

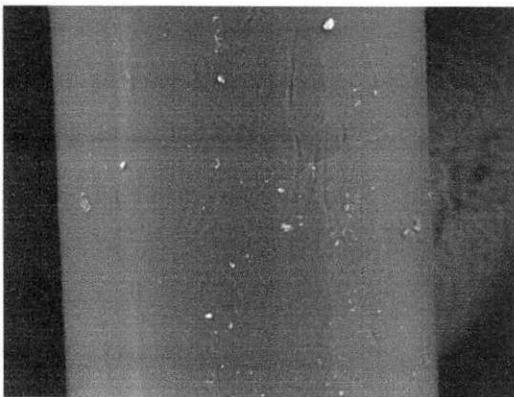


(a)



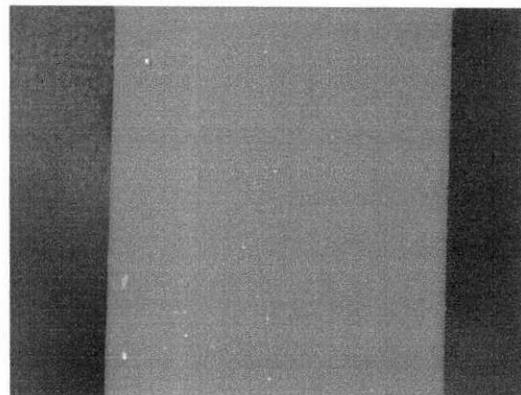
CERTBIO_2580 2013/04/26 10:37 D2,2 x1,0k 100 μm
FN Q1%

(b)



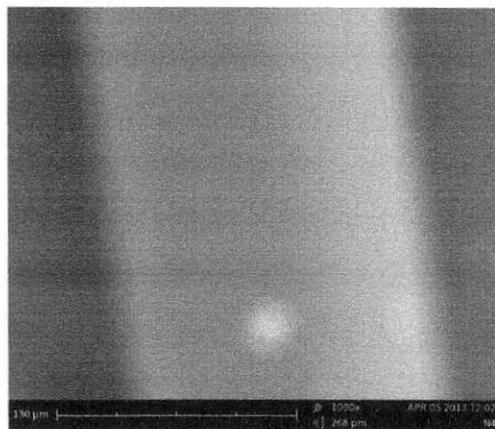
CERTBIO_2608 2013/04/26 11:43 D2,4 x1,0k 100 μm
FN Q2%

(c)



CERTBIO_2637 2013/05/03 13:54 D4,3 x1,0k 100 μm
FNQ Q3%

(d)



(e)

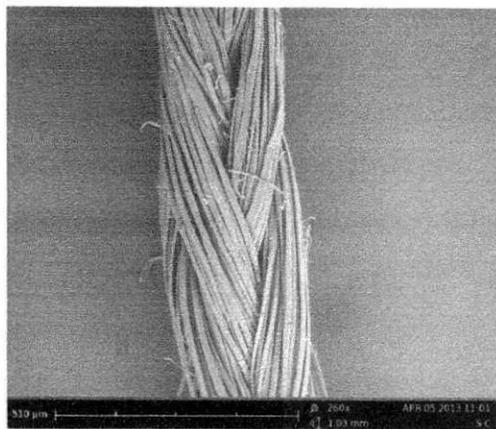
Figura 5.10 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), não neutralizados. Aumento de 1000X.

Nas Figura 5.11, Figura 5.12 e Figura 5.13, estão apresentadas as imagens obtidas por MEV, em três escalas de ampliação, dos fios de sutura de seda não recobertos (FS) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, neutralizados (FSQ1%N, FSQ2%N, FSQ3%N e FSQ4%N).

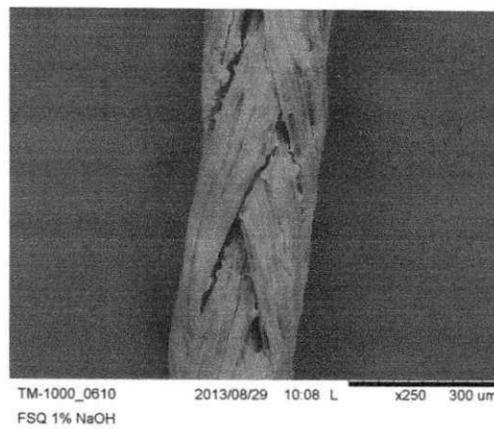
Observa-se que o procedimento de neutralização resultou no recobrimento total dos fios de sutura de seda, para todas as concentrações estudadas, devido, possivelmente, as maiores interações entre quitosana-seda pela formação de novas ligações de hidrogênio, corroborando os dados de FTIR.

Nas Figura 5.14, Figura 5.15 e Figura 5.16 estão apresentadas as imagens obtidas por MEV, em três escalas de ampliação, dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (FN) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1%, 2%, 3% e 4%, neutralizados (FNQ1%N, FNQ2%N, FNQ3%N e FNQ4%N). De acordo com as imagens, houve recobrimento para todas as concentrações, entretanto a maior uniformidade no recobrimento ocorreu quando o tratamento foi feito com soluções de quitosana nas concentrações de 3% e 4%, confirmando os dados de FTIR onde foi observado que para estes casos houve um aumento na intensidade do pico de amida II, devido ao maior recobrimento dos fios de sutura e as maiores interações entre seus componentes, quitosana-*nylon*. Comportamento semelhante foi observado por Sionkowska e Planecka (2013) em estudo equivalente.

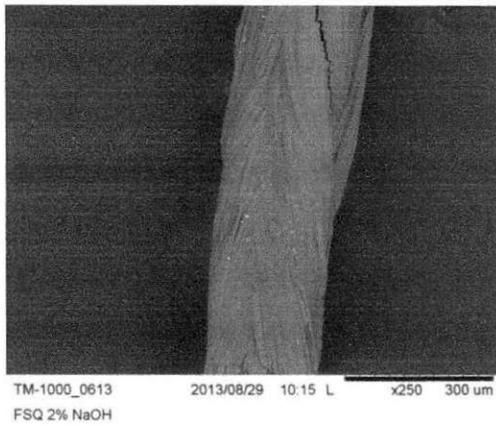
Com base nestes resultados fica evidenciada a necessidade do procedimento de neutralização das amostras dos fios de sutura impregnados com quitosana, para que camadas densas de quitosana sejam depositadas na superfície dos mesmos recobrendo-os totalmente.



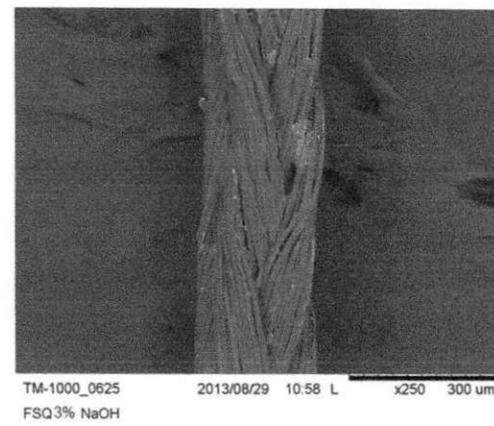
(a)



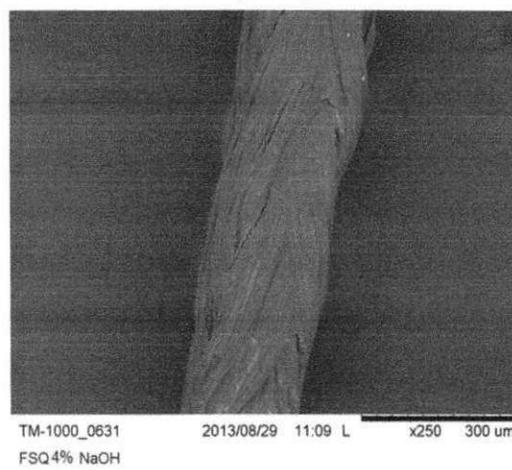
(b)



(c)

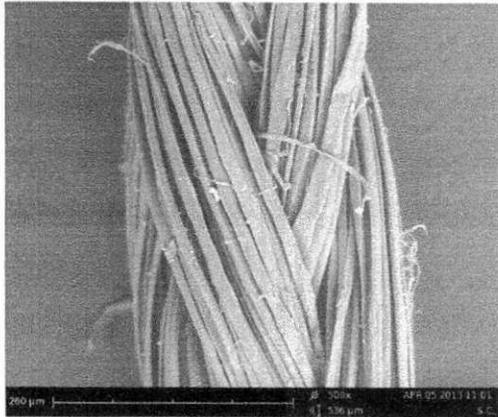


(d)

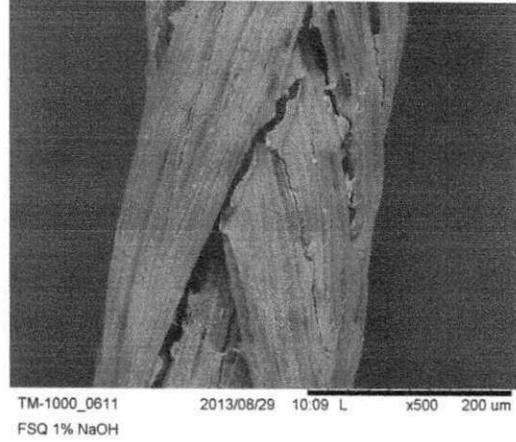


(e)

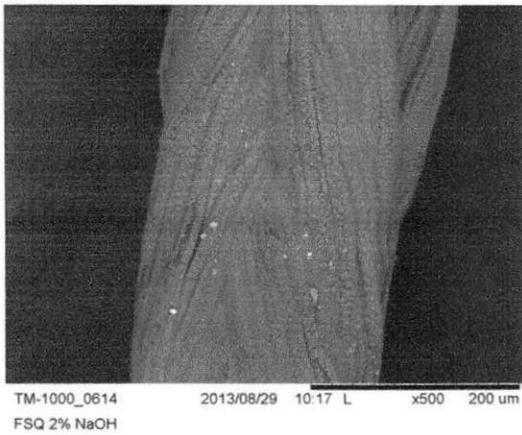
Figura 5.11 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados. Aumento de 250X.



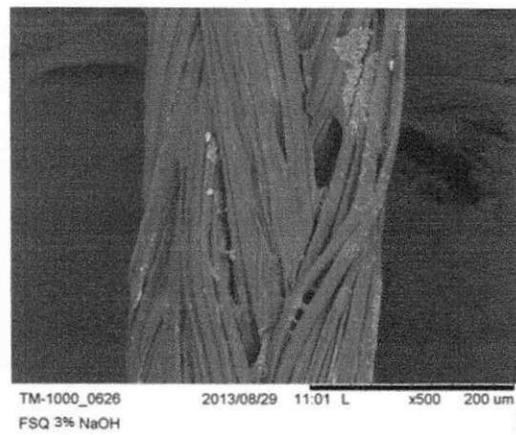
(a)



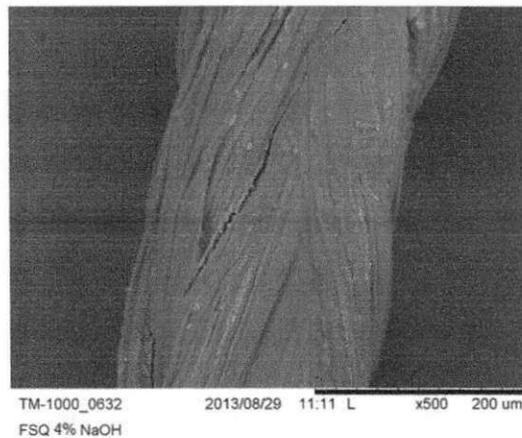
(b)



(c)

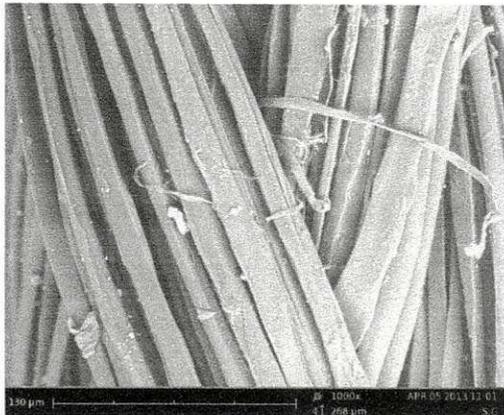


(d)



(e)

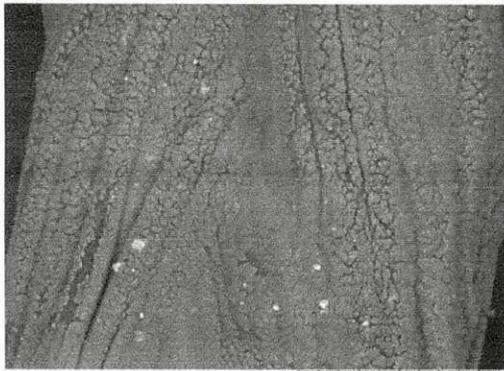
Figura 5.12 - Imagens obtidas por MEV Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), **neutralizados**. Aumento de 500X.



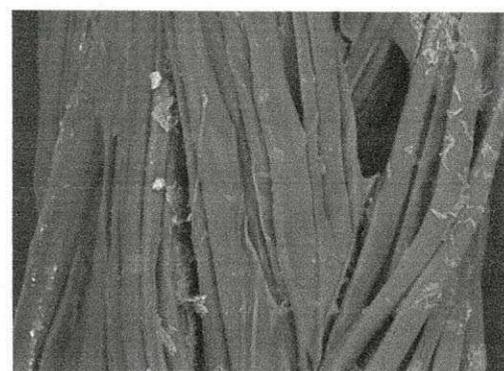
(a)



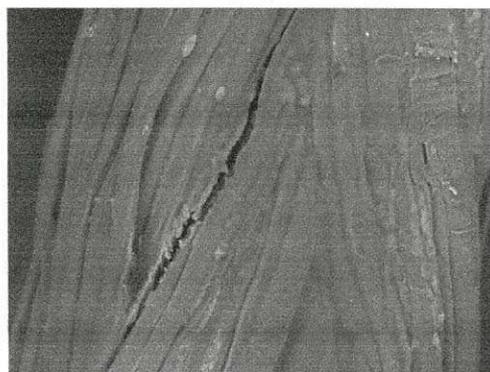
(b)



(c)

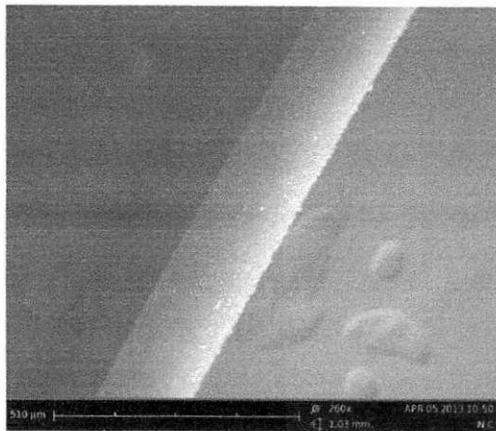


(d)

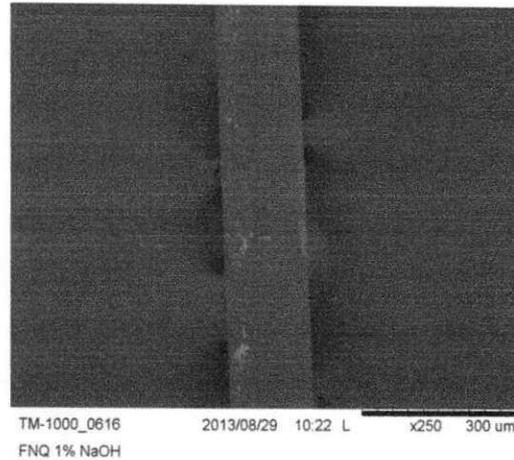


(e)

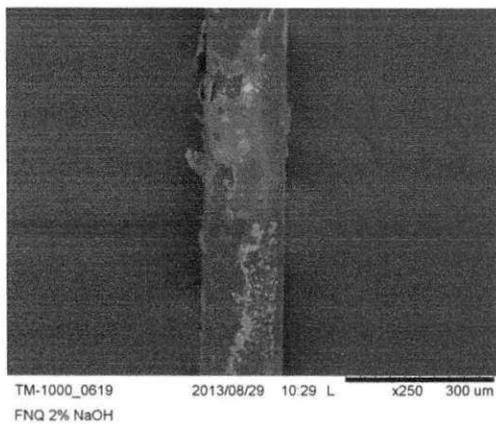
Figura 5.13 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de seda não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados. Aumento de 1000X.



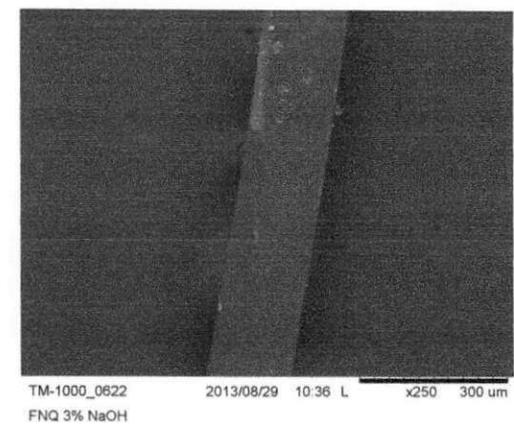
(a)



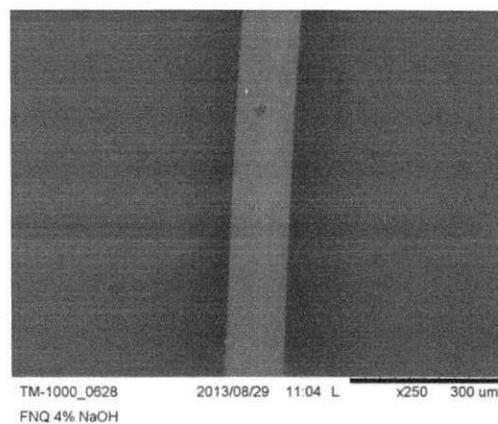
(b)



(c)

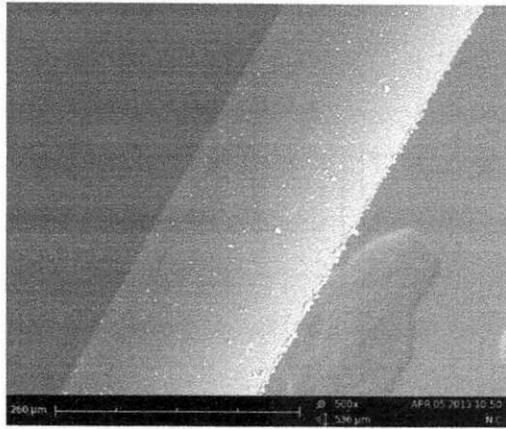


(d)

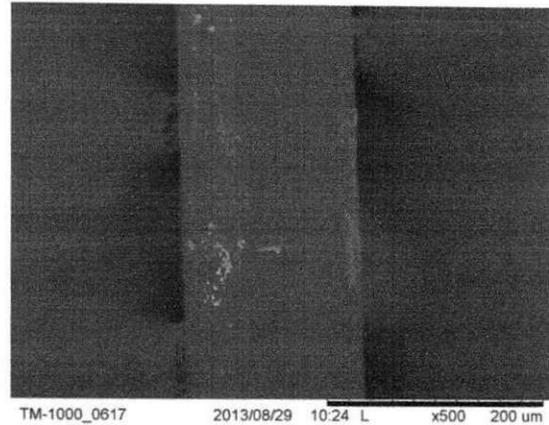


(e)

Figura 5.14 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados. Aumento de 250X.

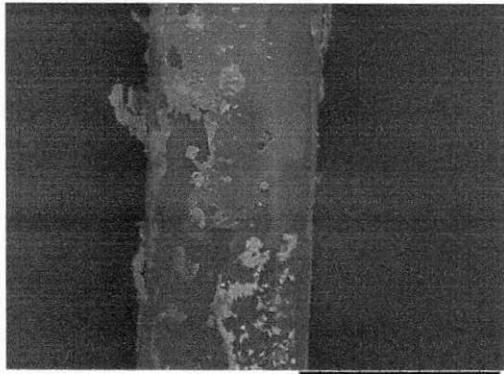


(a)



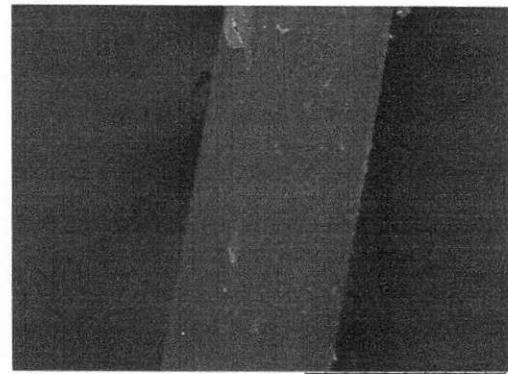
TM-1000_0617 2013/08/29 10:24 L x500 200 μm
FNQ 1% NaOH

(b)



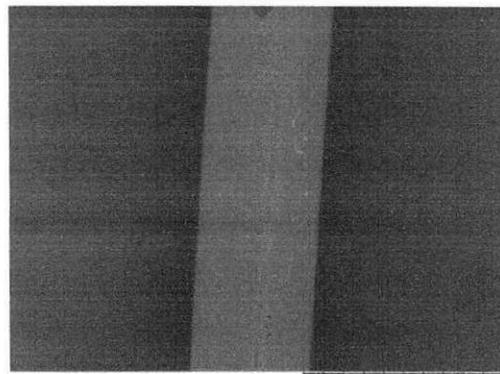
TM-1000_0620 2013/08/29 10:31 L x500 200 μm
FNQ 2% NaOH

(c)



TM-1000_0623 2013/08/29 10:38 L x500 200 μm
FNQ 3% NaOH

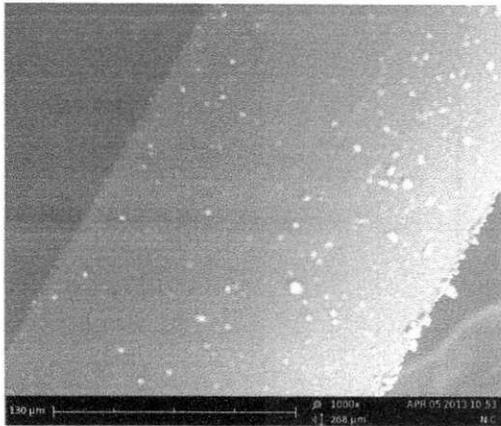
(d)



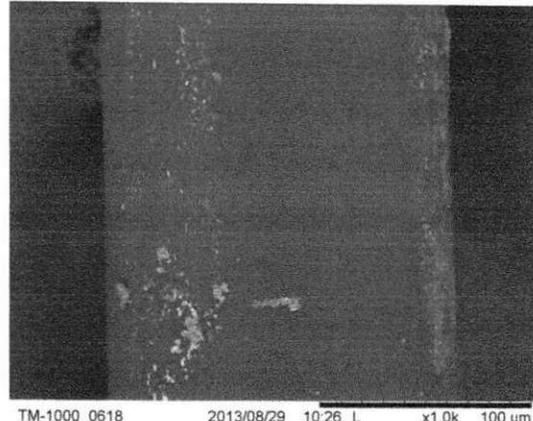
TM-1000_0629 2013/08/29 11:06 L x500 200 μm
FNQ 4% NaOH

(e)

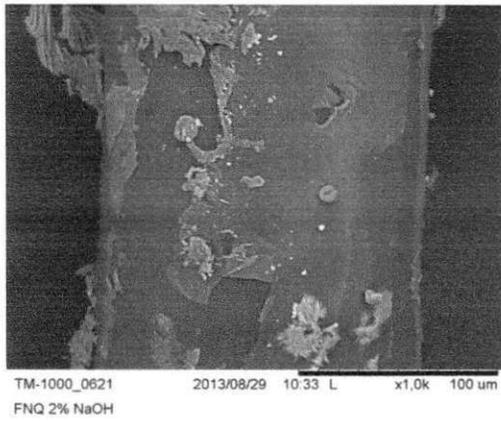
Figura 5.15 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados. Aumento de 500X.



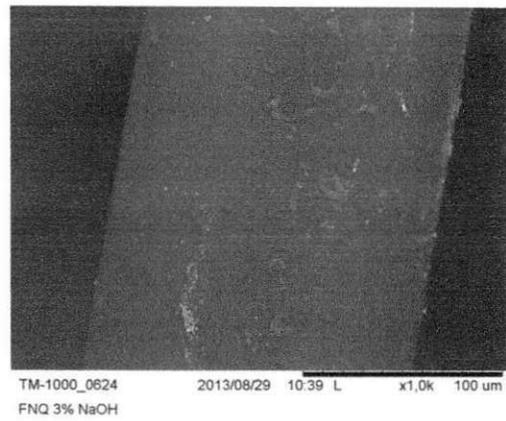
(a)



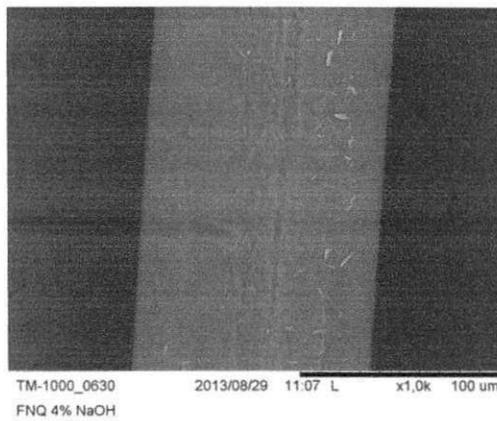
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 5.16 - Imagens obtidas por MEV dos fios de sutura de *nylon* não recobertos (a) e recobertos com soluções de quitosana, nas concentrações de 1% (b), 2% (c), 3% (d) e 4% (e), neutralizados. Aumento de 1000X.

5.3 Capacidade de Absorção de Água (Grau de Intumescimento)

A modificação superficial dos fios de sutura odontológicos de seda e de nylon com solução de quitosana na concentração de 2%, sem neutralização e com neutralização, não contribuiu para absorção de água, o grau de intumescimento foi zero, pois os valores de massa inicial e massa úmida para cada amostra foi praticamente o mesmo (Anexo I). Isso é um bom indicativo da preservação da estabilidade química da camada superficial de quitosana que recobre os fios de sutura. Isto indica que os grupamentos amida da quitosana não foram hidrolisados, ou seja, não se converteram a grupamentos carboxílicos ($-\text{CONH}_2 + \text{H}_2\text{O} \rightarrow -\text{COOH} + \text{NH}_3$) ao final do experimento; o grau de hidratação dos fios de sutura não foi alterado pela modificação superficial com a quitosana. Vale salientar que materiais com menor solubilidade geram uma expectativa de manutenção da integridade do sistema.

5.4 Teste Microbiológico

Os resultados dos testes da atividade antibacteriana e antifúngica *in vitro* dos fios de sutura odontológicos de seda e de nylon não recobertos (FS e FN) e recobertos com solução de quitosana a 2% e 4% não neutralizados (FSQ2%, FSQ4%, FN2% e FNQ4%) e neutralizados (FSQ2%N, FSQ4%N, FN2%N e FNQ4%N) estão apresentados nas Tabela 5.1 a 5.3.

A avaliação antibacteriana e antifúngica *in vitro* dos fios de sutura foi feita pelo método de difusão em meio sólido, sobre cepas de *Candida albicans*, *Streptococcus oralis* e *Streptococcus mutans*. Este método baseia-se na medição da zona límpida causada pela inibição de crescimento produzida por um disco contendo o agente antimicrobiano e antifúngico quando colocado em contato direto com uma cultura bacteriana (Weerakkody *et al.*, 2010).

Tabela 5.1 - Medidas dos halos de inibição de crescimento fúngico produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* não recobertos e recobertos com quitosana sobre *C albicans*.

Amostra	Halo de Inibição (mm)
FS	0
FS/Nistatina	9,00 ± 0,00
FSQ2%	0
FSQ4%	0
FSQ2%N	0
FSQ4%N	0
FN	0
FN/Nistatina	3,33 ± 0,57
FNQ2%	0
FNQ4%	0
FNQ2%N	0
FNQ4%N	0

Tabela 5.2 - Medidas dos halos de inibição de crescimento microbiano produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* não recobertos e recobertos com quitosana sobre *S oralis*.

Amostra	Halo de inibição (mm)
FS	0
FS/Clorexidina	3,33 ± 0,57
FSQ2%	0
FSQ4%	0
FSQ2%N	0
FSQ4%N	0
FN	0
FN/Clorexidina	3,33 ± 0,57
FNQ2%	0
FNQ4%	0
FNQ2%N	0
FNQ4%N	0

Tabela 5.3 - Medidas dos halos de inibição de crescimento microbiano produzido pelos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* não recobertos e recobertos com quitosana sobre *S mutans*.

Amostra	Halo de Inibição (mm)
FS	0
FS/Clorexidina	3,33 ± 0,57
FSQ2%	0
FSQ4%	0
FSQ2%N	0
FN	0
FN/Clorexidina	3,33 ± 0,57
FNQ2%	0
FNQ4%	0
FNQ2%N	0

De acordo com as Tabelas 5.1 a 5.3, halos de 9 mm para o fio de seda e de aproximadamente 3 mm para o fio de nylon impregnados com nistatina (1 hora) (FS/nistatina e FN/nistatina), considerados controles positivos do crescimento microbiano para *Candida albicans* (ATCC 289065), *Streptococcus oralis* (ATCC 10557) e *Streptococcus mutans* (ATCC 25175), foram registrados.

Para os fios de sutura odontológicos de seda e de nylon não recobertos (FS e FN) e recobertos com solução de quitosana a 2% e 4% não neutralizados (FSQ2%, FSQ4%, FN2% e FNQ4%) e neutralizados (FSQ2%N, FSQ4%N, FN2%N e FNQ4%N) não houve inibição de crescimento das colônias bacterianas e fúngica. Tal comportamento não era esperado uma vez que os fios de sutura foram recobertos por quitosana e, a natureza antimicrobiana e antifúngica da quitosana é bem estabelecida. Portanto, novos testes devem ser conduzidos visando elucidar tal resultado.

Os resultados positivos com relação ao uso de clorexidina e nistatina são justificados em decorrência de suas superioridades como agente antimicrobiano e fúngico respectivamente, em relação a outras substâncias, no controle quantitativo e qualitativo da formação do biofilme bacteriano, devido

sua alta substantividade, que lhe confere eleição no controle químico do biofilme, com capacidade para permanecer retido, ativo e liberado lentamente, evitando dessa maneira que seu efeito seja rapidamente neutralizado pelo fluxo salivar, o que a torna importante no tratamento de infecções causadas pelo biofilme, uma vez que os agentes necessitam de determinado tempo de contato para promover a inibição ou morte de um microrganismo. Apresenta papel fundamental no que se refere a sua ação terapêutica, uma vez que proporciona a diminuição de doença e agravos à saúde bucal, no período de cicatrização pós - cirúrgicos (orais e periodontais), bem como outras terapias (Hortense *et al.*, 2010; Sanabe *et al.*, 2010).

Imagens do efeito inibitório dos fios de sutura de seda e de nylon não recoberto (FS e FN) e dos fios de seda recobertos com uma solução de quitosana a 2% não neutralizado (FSQ2%), contra os microrganismos *C. albicans* e *S. mutans* são mostradas na Figura 5.17.

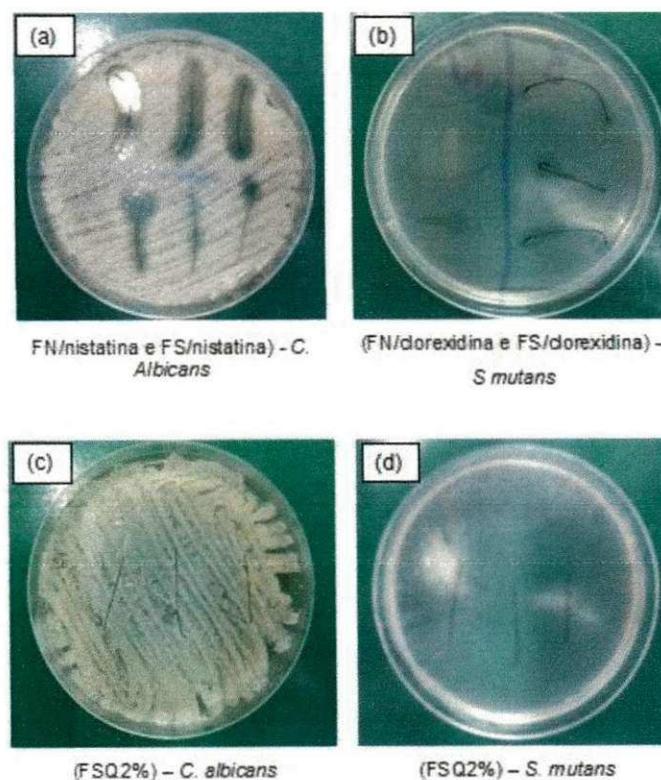


Figura 5.17 - Atividade antimicrobiana e antifúngica dos fios de sutura odontológicos de seda e de nylon modificados com nistatina (a) e clorexidina (b) com recobertos com uma solução de quitosana a 2%, não neutralizadas (c) e (d) sobre *C. Albicans* e *S. mutans*.

6 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos mostraram que foi possível modificar a superfície dos fios de sutura odontológicos, de seda e de *nylon*, pelo uso da quitosana. De acordo com os dados de espectroscopia na região do infravermelho e microscopia eletrônica de varredura, procedimento de neutralização dos fios de sutura impregnados com quitosana deve ser conduzido para que camadas densas de quitosana se depositem na superfície dos mesmos recobrando-os totalmente. Além da neutralização, a concentração da solução de quitosana também afetou na modificação superficial dos fios; soluções de quitosana mais concentradas (a 3% e a 4%) apresentaram um maior poder de recobrimento das superfícies dos fios de sutura.

A modificação superficial dos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* com solução de quitosana, na concentração de 2%, sem neutralização e com neutralização, não alterou a capacidade de absorção de água dos fios, conforme dados fornecidos pela medida do grau de intumescimento.

Os resultados dos testes da atividade antibacteriana e antifúngica *in vitro* dos fios de sutura odontológicos, de seda e de *nylon*, modificados com solução de quitosana a 2% e 4%, não neutralizados e neutralizados, mostraram que a modificação superficial destes fios não foi eficiente na inibição de crescimento das colônias bacterianas e fúngica. Tal comportamento não era esperado uma vez que os fios de sutura foram recobertos por quitosana e, a natureza antimicrobiana e antifúngica da quitosana é bem estabelecida. Portanto, novos testes devem ser conduzidos visando elucidar tal resultado.

7 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS

- Avaliar a atividade antimicrobiana dos fios de sutura recobertos com quitosana por microscopia eletrônica de varredura (MEV).
- Realizar o recobrimento dos fios de sutura por meio da neutralização em camadas.
- Avaliar a influência do tempo de imersão no recobrimento dos fios de sutura.
- Avaliar a atividade antimicrobiana em outras espécies de microrganismos.
- Avaliar as propriedades mecânicas dos fios recobertos.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDOLLAHI, M.; REZAEI, M.; FARZI, G. A novel active bionanocomposite film incorporating rosemary essential oil and nanoclay into chitosan. **Journal of Food Engineering**, v. 111, n. 2, p. 343-350, 2012. ISSN 0260-8774.

ALMEIDA, P. F. D. et al. Microbiota estreptocócica associada com a formação inicial da placa dental. **Revista de Ciências Médicas e Biológicas**, v. 1, n. 1, p. 33-41, 2002. ISSN 2236-5222.

ANDRADE, I. P. F., R.F.; CÔRREA, K.B.; NUNES, A.P.F. . Concentração inibitória mínima de antissépticos bucais em micro-organismos da cavidade oral. **Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde**, v. 13, p. 10-16, 2011.

ANIMAL, S. Ciclo do bicho da seda. 2013. Disponível em: < www.saudeanimal.com.br >. Acesso em: 04 de Abril.

BANCHE, G. et al. Microbial adherence on various intraoral suture materials in patients undergoing dental surgery. **Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 65, n. 8, p. 1503-1507, 2007. ISSN 0278-2391.

BARROS, M; GORGAL, R.; MACHADO, A.P.; CORREIA, A.; MONTENEGRO, N. Princípios Básicos em Cirurgia. **Acta Med Port**, v.24, p. 1051-1056, 2011.

BAUER, A. et al. Antibiotic susceptibility testing by a standardized single disk method. **American Journal of Clinical Pathology**, v. 45, n. 4, p. 493, 1966. ISSN 0002-9173.

BRAGA, C. R. C. **Caracterização de membranas quitosana/silicatos em camadas para uso como suporte enzimático na construção de um biossensor de uréia**. 2012. 200f. Tese (Doutorado em Engenharia e Ciência dos Materiais). Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande - PB.

BRAGA, G. K. **Determinação das especificações do processo de spray drying na obtenção de micropartículas biodegradáveis para a liberação sustentada de princípios ativos com aplicação odontológica**. 2005. 82f. Dissertação de Mestrado (Fármacos e medicamentos). Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto/USP, Ribeirão Preto-SP.

BYERS, H. et al. Isolation and characterisation of sialidase from a strain of *Streptococcus oralis*. **Journal of Medical Microbiology**, v. 49, n. 3, p. 235-244, 2000. ISSN 0022-2615.

CASTRO, R. D. **Atividade antifúngica do óleo essencial cinnamomum zeylanicum Blume (canela) e sua associação com antifúngicos sintéticos sobre espécies de cândida**. 2010. 168f. Tese (Doutorado Pós-Graduação em Produtos Naturais e Sintéticos Bioativos). Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa-PB.

CHIANDOTTI, R. S. **Síntese e propriedades de derivados de quitosana: luroil quitosana**. 2005. 73f. Dissertação de Mestrado (Pós-Graduação em Química). Universidade Federal do Paraná, Curitiba-PR.

CROISIER, F.; JÉRÔME, C. Chitosan-based biomaterials for tissue engineering. **European Polymer Journal**, 2013. ISSN 0014-3057.

CUFFARI, L. Considerações gerais em odontologia dos fios de sutura; Odontological General Considerations About Suture's thread. **JBC J. Bras. Odontol. Clín.**, v. 1, n. 1, p. 43-7, 1997. ISSN 1414-817X.

DAMIAN, C.; BEIRÃO, L.H.; FRANCISCO, A.; ESPÍRITO SANTO, M.L.P.; TEIXEIRA, S. Quitosana: um amino polissacarídeo com características funcionais. **Alimentos e Nutrição**. Araraquara, v. 16, n. 2, p. 195-205, 2009. ISSN 2179-4448.

DARDER, M.; COLILLA, M.; RUIZ-HITZKY, E. Biopolymer-clay nanocomposites based on chitosan intercalated in montmorillonite. **Chemistry of Materials**, v. 15, n. 20, p. 3774-3780, 2003. ISSN 0897-4756.

DE CASTRO, R. D.; DE OLIVEIRA LIMA, E. Atividade antifúngica in vitro do óleo essencial de *Eucalyptus globulus* L. sobre *Candida* spp. **Rev Odontol UNESP**, v. 39, n. 3, p. 179-184, 2010.

DE SOUSA FILHO, G. C.; ROCHA, D. P.; CAVALCANTI, A. B. Avaliação da utilização dos fios de sutura pelos cirurgiões buco-maxilo-faciais na região metropolitana do Recife. **Revista Ciência e Saúde**, v. 2, p. 34-50, 2007.

DE SOUZA COSTA JR, E.; MANSUR, H. S. Preparação e caracterização de blendas de quitosana/poli (álcool vinílico) reticuladas quimicamente com glutaraldeído para aplicação em engenharia de tecido. **Quim. Nova**, v. 31, n. 6, p. 1460-1466, 2008.

ESTILO, C. Representação esquemática do fio de sutura de Nylon monofilamentar. 2013. Disponível em: < www.cirurgiaestilo.com.br >. Acesso em: 04 de Abril.

FANTINI, L. Experimentos. 2011. Disponível em: < <http://pontociencia.org.br/experimentos> >. Acesso em: 04 de junho.

FARDIN, R. F., ANDRADE, I. P., XAVIER, K. B. C., NUNES, A. P. F. . Avaliação in vitro das diferentes concentrações de clorexidina no controle da placa dental bacteriana. **Revista Brasileira de Pesquisa em Saúde**, v. 13, p. 37-42 2011.

FILIPPONE, G. et al. The role of organoclay in promoting co-continuous morphology in high-density poly(ethylene)/poly(amide) 6 blends. **Polymer**, v. 49, n. 5, p. 1312-1322, 3/3/ 2008. ISSN 0032-3861. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0032386108000815> >.

FOSSUM, Theresa Welch. **Cirurgia de Pequenos Animais**. Editora Roca Ltda. 2002.

GIANLUPI, A. **Comparação entre o Uso de Fio Inabsorvível (Polipropileno) e Fio Absorvível (Poliglactina 910) na Fixação de Prótese de Polipropileno em Correção de Defeitos Músculo – Aponeuróticos da Parede Abdominal – Estudo Experimental em Ratos**. 2002. 91f. Dissertação (Mestrado em Medicina pelo Programa de Pós-Graduação em Medicina – Cirurgia). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre – RS.

HOMSI, M. A. **Processo de reparação alveolar após exodontia e sutura com fios de seda, catgut cromado e monocryl: estudo histológico comparativo em ratos.** . 2009. 113f. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica). Faculdade de Ciências da Saúde). Universidade de Marília, Marília-SP.

HOMSI, M. A. M., L.A.; OKAMOTO, R.; OKAMOTO, T.; OSTINI, D.P. . Processo de reparação alveolar após exodontia e sutura com fios de seda, catgut cromado e monocryl. Estudo histológico comparativo em ratos. **Revista Implantnews. São Paulo**, v. 8, p. 139-146, 2011.

HORTENSE, S. R. et al. USO DA CLOREXIDINA COMO AGENTE PREVENTIVO E TERAPÊUTICO NA ODONTOLOGIA. CHLORHEXIDINE USE AS A PREVENTIVE AND THERAPEUTIC AGENT IN DENTISTRY. **Caros leitores**, v. 22, n. 2, 2010.

HUPP, J. **Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea.** Elsevier, 2011. ISBN 8535246118.

KLOSTER, A. P. **Desenvolvimento e análise.** 2011. Universidade de São Paulo. Faculdade de Odontologia de Bauru.

KYU, T.; HU, S. R.; STEIN, R. S. Characterization and properties of polyethylene blends II. Linear low-density with conventional low-density polyethylene. **Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics**, v. 25, n. 1, p. 89-103, 1987. ISSN 1099-0488.

LARANJEIRA, M.; FÁVERE, V. T. D. Chitosan: functional byopolymer with biomedical industrial potential. **Química Nova**, v. 32, n. 3, p. 672-678, 2009. ISSN 0100-4042.

LEITE, B. A. **Aderência bacteriana e formação de biofilme aos fios de dermossustentação facial.** 2008. 129f. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Escola de Engenharia de São Carlos/Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos-SP.

LEITES, A.; PINTO, M. B.; SOUSA, E. Aspectos microbiológicos da cárie dental. **Salusvita**, v. 25, n. 2, p. 135-148, 2006.

LINS, C. E. C. **Estudo in vitro da liberação controlada de clorexidina, incorporada em filme de quitosana, para potencial aplicação na cavidade oral.** 2011. 103f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Metalúrgica e de Minas). , Universidade Federal de Minas Gerais., Belo Horizonte – MG.

LIU, Y.-L. et al. Crosslinked organic–inorganic hybrid chitosan membranes for pervaporation dehydration of isopropanol–water mixtures with a long-term stability. **Journal of Membrane Science**, v. 251, n. 1, p. 233-238, 2005. ISSN 0376-7388.

MACKENZIE, D. The history of sutures. **Medical History**, v. 17, n. 2, p. 158, 1973.

MARINHO, B.; ARAÚJO, A. O uso de enxaguatórios bucais sobre a gengivite eo biofilme dental. **International Journal of Dentistry**, v. 6, n. 4, p. 124-131, 2007.

MARTINKO; MADIGAN; DUNLAP. **Microbiologia de Brock**, 12ª Ed. 2010. Editora Artmed.

MELO, F. M. A. D. **Uso da Quitosana como surfactante policatiônico para modificação de bentonita**. 2010. 56f. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Materiais). Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande - PB.

MOMOSE, D. R.; NEVES, A.C.C.; PATROCÍNIO, M.C.; JORGE, A.C. et al. Quantificação de estreptococos do grupo mutans em crianças portadoras de manchas extrínsecas nos dentes. **Revista Biociências**, Taubaté, v. 9, n. 4, 2008. ISSN 1415-7411.

MOURA, C. et al. Quitina e quitosana produzidas a partir de resíduos de camarão e siri: avaliação do processo em escala piloto. **Vetor**, Rio Grande, v. 16, n. 1/2, p. 37-45, 2006.

NGUYEN, S.; WINNIK, F. M.; BUSCHMANN, M. D. Improved reproducibility in the determination of the molecular weight of chitosan by analytical size exclusion chromatography. **Carbohydrate Polymers**, v. 75, n. 3, p. 528-533, 2009. ISSN 0144-8617.

NIAMSA, N. et al. Preparation of nanocomposite chitosan/silk fibroin blend films containing nanopore structures. **Carbohydrate Polymers**, v. 78, n. 1, p. 60-65, 2009. ISSN 01448617.

NOMURA, L.M.; RIBAS-FILHO, J.M.; MALAFAIA, O.; DIETZ, U.A.; SKARE, T.L.; KUME, M.H. Processo cicatricial de sutura em ceco com os fios polipropilene, poliglicaprone 25 glicomer 60 em ratos. **ABCD Arq Bra Cir Dig**, v. 22, p.82, 2009.

NUCLEODEBROGLIE. Estrutura de um aminoácido. 2013. Disponível em: < <http://www.nucleodebroglie.com/p/quimica.html> >. Acesso em: 04 de Abril.

OKAMOTO, T. et al. Processo de reparação cutânea após incisão e sutura com fios de poliglactina 910 e poliglicaprone 25: estudo microscópico comparativo em ratos. **Revista Odontológica de Araçatuba**, v. 24, n. 2, p. 62-67, 2003.

OLIVEIRA, A. et al. Emprego do óleo de *Melaleuca alternifolia* Cheel (Myrtaceae) na odontologia: perspectivas quanto à utilização como antimicrobiano alternativo às doenças infecciosas de origem bucal. **Rev. Bras. Plantas Med**, v. 13, n. 4, p. 492-499, 2011. ISSN 1516-0572.

PARANÁ, S. D. E. D. Principais aminoácidos comuns na seda. 2013. Disponível em: < www.educadores.diaadia.gov.br >. Acesso em: 04 de Abril.

RAAFAT, D. et al. Insights into the mode of action of chitosan as an antibacterial compound. **Applied and Environmental Microbiology**, v. 74, n. 12, p. 3764-3773, 2008. ISSN 0099-2240.

RAHAL, S. C. et al. Estudo comparativo entre o fio de náilon ea linha de pesca (poliamida) ea sua aplicabilidade como fio cirúrgico. **Archives of Veterinary Science**, v. 4, n. 1, 2004. ISSN 1517-784X.

RAT. Suture. 2013. Disponível em: < <http://ratsuture.com.br/sutura.html> >. Acesso em: 04 de Abril

RAVI KUMAR, M. N. A review of chitin and chitosan applications. **Reactive and Functional Polymers**, v. 46, n. 1, p. 1-27, 2000. ISSN 1381-5148.

RIBEIRO, A. R.; GRAZIANO, K. U. Os fios de sutura cirúrgica ea enfermeira de centro cirúrgico: critérios de previsão e provisão segundo a natureza das instituições hospitalares. **Rev Esc Enferm USP. São Paulo**, v. 37, n. 4, p. 61-8, 2003.

SANABE, M. E. et al. Efeito da Aplicação da Clorexidina no Controle de Estreptococos Mutans do Biofilme Oclusal. **Brazilian Journal of Health**, v. 1, n. 1, 2010. ISSN 2177-5273.

SANTOS, J. Preparação, caracterização e estudos termoanalíticos de bases de shiff biopoliméricas e seus complexos de cobre. **Teses de Doutorado, Universidade Federal de São Carlos**, 2004.

SARDENBERG, T. et al. Avaliação das propriedades mecânicas e dimensões de fios de sutura utilizados em cirurgias ortopédicas. **Acta Ortop Bras**, v. 11, n. 2, p. 88-94, 2003.

SHANG, S.; ZHU, L.; FAN, J. Intermolecular interactions between natural polysaccharides and silk fibroin protein. **Carbohydrate Polymers**, 2012. ISSN 0144-8617.

SILVA, S. M. et al. Application of Infrared Spectroscopy to Analysis of Chitosan/Clay Nanocomposites. In: (CROATIA), T. T. I. R. (Ed.). **Application of Infrared Spectroscopy to Analysis of Chitosan/Clay Nanocomposites. Capítulo 3 (22 pp) naobra: Infrared Spectroscopy – Materials Science, Engineering and Technology**, 2012. p.22. ISBN ISBN 978-953-51-0537-4.

SIONKOWSKA, A.; PŁANECKA, A. Preparation and characterization of silk fibroin/chitosan composite sponges for tissue engineering. **Journal of Molecular Liquids**, v. 178, p. 5-14, 2012. ISSN 0167-7322.

_____. Preparation and characterization of silk fibroin/chitosan composite sponges for tissue engineering. **Journal of Molecular Liquids**, v. 178, p. 5-14, 2013. ISSN 01677322.

SOARES, A. et al. Produção de Nylon. 2010. Disponível em: < http://paginas.fe.up.pt/~proifeup/cd_2010_11/files/QUI610_relatorio.pdf >. Acesso em: 04 de Abril.

SOARES, U. N.; ITO, I. Y.; DA ROCHA BARROS, V. M. Efeito da anti-sepsia da ferida cirúrgica alveolar sobre o crescimento bacteriano em fios de sutura de algodão Effect of the antisepsis of the alveolar surgical wound on bacterial growth over cotton suture threads. **Pesqui. Odontol. Bras**, v. 15, n. 1, p. 41-6, 2001. ISSN 1517-7491.

SOUZA, E. D. et al. A polêmica da histerorrafia na operação cesariana; The polemic of hysterorraphy on caesarean section. **Femina**, v. 36, n. 7, p. 439-444, 2008. ISSN 0100-7254.

SPIN-NETO, R. P. C. F. R. M. M.-J. E. Chitosan based biomaterials with medical and dental application: literature review. **Rev Odontol UNESP**. Araraquara., v. 37, p. p. 155-161, 2008.

SUGARMAN, B.; MUSER, D. Adherence of bacteria to suture materials. **Experimental Biology and Medicine**, v. 167, n. 2, p. 156-160, 1981. ISSN 1535-3702.

TAVARIA, F. K. et al. Chitosan as a dental biomaterial: state of the art. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 29, n. 1, p. 110-120, 2013. ISSN 1517-3151.

THOMAZ, H. Sutura Cirúrgica - Síntese. 2013. Disponível em: < <http://clinicadrthomaz.blogspot.com.br/2013/02/sutura-cirurgica-sintese.html> >. Acesso em: 06 de dezembro.

TOMÁS, I.; GARCÍA-CABALLERO, L.; SEOANE, J. Structural characteristics of in situ undisturbed human oral biofilm and activity of antimicrobial agents. 2012.

TROMBETTA, D. et al. Mechanisms of antibacterial action of three monoterpenes. **Antimicrobial Agents and Chemotherapy**, v. 49, n. 6, p. 2474-2478, 2005. ISSN 0066-4804.

UYSAL, T. et al. Does a chitosan-containing dentifrice prevent demineralization around orthodontic brackets? **The Angle Orthodontist**, v. 81, n. 2, p. 319-325, 2011. ISSN 0003-3219.

VALDEVITE, L. M. **Estudo do efeito *in vitro* de extrato das folhas e do óleo resina de copaíba sobre fatores de virulência de streptococcus mutans, relacionados à cárie dental**. . 2011. 128f. Dissertação (Mestrado em Ciências Farmacêuticas). Universidade de São Paulo, Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto, Ribeirão Preto – SP.

VICENTE, M. G. T., E.; SANTANNA, P. C.; PISMEL, A. M. C. L.; TINOCO, A. T. M.; SANTOS, M. M. A.; ÁVILA, R.; MELCHIOR, S. C.; FERREIRA, P. A.; HOFMEISTER, M. G. S. A.; SORGENFREI, R. H. H. H.; MODESTO, A. L. . Comportamento de fios para sutura cirúrgica no Brasil a partir de dados de Tecnovigilância. **Tecnovigilância**, B. I. D.: p. 1-5. p. 2011.

WEERAKKODY, N. S. et al. In vitro antimicrobial activity of less-utilized spice and herb extracts against selected food-borne bacteria. **Food Control**, v. 21, n. 10, p. 1408-1414, 2010. ISSN 0956-7135.

ZHANG, H. et al. Studies on electrospun nylon-6/chitosan complex nanofiber interactions. **Electrochimica Acta**, v. 54, n. 24, p. 5739-5745, 2009. ISSN 0013-4686.

Anexo I

Tabela 1- Valores da massa inicial (M_i) e da massa úmida (M_u) dos fios de sutura odontológicos de seda e de *nylon* com solução de quitosana na concentração de 2%, sem neutralização e com neutralização.

Amostra	M_i	M_u
FS	0,0016	0,0015
	0,0016	0,0015
	0,0016	0,0015
	0,0016	0,0015
FSQ2%	0,0015	0,0015
	0,0016	0,0014
	0,0016	0,0015
	0,0017	0,0017
FSQ2%N	0,0020	0,0015
	0,0016	0,0014
	0,0019	0,0015
	0,0018	0,0014
FN	0,0007	0,0008
	0,0007	0,0006
	0,0007	0,0007
	0,0009	0,0009
FNQ2%	0,0007	0,0007
	0,0008	0,0007
	0,0008	0,0008
	0,0007	0,0008
FNQ2%N	0,0007	0,0007
	0,0008	0,0007
	0,0010	0,0008
	0,0007	0,0006