

UNIVERSIDADE SANTO AMARO
Programa de Mestrado em Odontologia – Implantodontia

Fernando Luiz Di Giacomo

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE DIFERENTES FIOS
DE SUTURA ODONTOLÓGICOS**

São Paulo
2022

Fernando Luiz Di Giacomo

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE DIFERENTES FIOS
DE SUTURA ODONTOLÓGICOS**

Dissertação apresentada à Universidade Santo Amaro – UNISA, para obtenção do título de Mestre pelo curso de pós-graduação do programa de Mestrado em Odontologia com área de concentração em Implantodontia, com linha de pesquisa em biomateriais em Implantodontia.

Orientadora: Prof^a Dra. Heloisa Fonseca Marão.

São Paulo

2022

Fernando Luiz Di Giacomo

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A TRAÇÃO DE DIFERENTES FIOS
DE SUTURA ODONTOLÓGICOS**

Dissertação apresentada à Universidade Santo Amaro – UNISA, para obtenção do título de Mestre pelo curso de pós-graduação do programa de Mestrado em Odontologia com área de concentração em Implantodontia, com linha de pesquisa em biomateriais em Implantodontia.

Orientadora: Prof^a Dra. Heloisa Fonseca Marão

São Paulo, 13 de dezembro de 2022

Banca Examinadora

Prof^a. Dr(a). Heloisa Fonseca Marão

Prof. Dr. Gustavo Antonio Correa Momesso

Prof. Dr. Sergio Eduardo Tricta Quaresma

Conceito Final: _____

Dedico esta dissertação à minha esposa e meus filhos que sempre me apoiaram a concluir este sonho, meus pais pelo apoio em toda a minha vida e a memória da minha avó Carolina que viveu como docente e me trouxe esse incentivo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à Deus, pelo dom da minha vida e por iluminar o meu caminho em momentos mais obscuros.

Agradeço aos meus pais por todo amor e dedicação dispensados a mim desde sempre e para sempre, os quais foram principais incentivadores do meu estudo e vida profissional.

Agradeço à minha irmã, Dra. Giovanna Di Giacomo pelo apoio e todo auxílio técnico para a confecção deste trabalho.

Agradeço à minha esposa, por me apoiar, me compreender e ter paciência nos períodos mais turbulentos desta etapa. Nas minhas dificuldades e nos momentos em que fraquejei nunca me abandonou, me incentivou e ajudou como pôde fazendo com que eu chegasse até aqui almejando sempre o sucesso. Sem o seu conselho e cumplicidade nas decisões tomadas, jamais conseguiria chegar a esta realização.

Aos meus filhos, João Pedro que já me acompanhou nessa jornada fazendo parte muitas vezes das aulas online no início do curso e ao Vitória que está a caminho para completar a minha felicidade. Eles são a razão do meu esforço e da minha vida.

À minha orientadora, Prof^a Dra. Heloisa Fonseca Marão, pela extrema eficiência, dedicação e competência com que me orientou neste trabalho.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, coordenador do curso de mestrado, exemplo a ser seguido de conhecimento, profissionalismo e acima de tudo, sua simplicidade e respeito para conosco, seus alunos. A toda equipe de professores que com paciência, firmeza e dedicação nos mostrou um mundo novo cheio de descobertas e conhecimento.

Aos meus amigos conquistados durante a trajetória deste curso, que aprendi a conhecer e admirar pelos obstáculos e dificuldades vencidos. Hoje os considero como família. A família e turma 21-23.

Agradeço à Universidade Santo Amaro – UNISA pela oportunidade dada para o aumento do meu conhecimento na área da Odontologia.

Aos funcionários que nos assistem, sempre prontos a resolver qualquer assunto pedido, em especial aos secretários da pós-graduação Márcia e Renato, e colaboradores responsáveis pelos equipamentos, que garantem o bom funcionamento das aulas.

Ao Prof. Dr. Dimorvan Bordim, pelo auxílio e paciência e por todo o conhecimento compartilhado com os testes laboratoriais.

À toda a equipe da Universidade de Guarulhos – UNG, em especial a Melissa, técnica do laboratório de biomateriais.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram para a realização deste estudo.

OBRIGADO!

“Algo só é impossível, até que
alguém duvide e prove o
contrário.”

Albert Einstein

RESUMO

As suturas são uma etapa fundamental durante o procedimento cirúrgico, pois a reaproximação dos tecidos leva a melhoria da cicatrização tecidual e controle da hemostasia. Entretanto, vários tipos de fio de sutura estão presentes no mercado com diferentes constituições, o que pode gerar diferentes tensões durante o nó cirúrgico e assim consequentemente maior facilidade de ruptura do nó ou até mesmo quebra do fio. Sendo assim, o objetivo do trabalho foi avaliar a resistência à tração de diferentes fios de sutura de uso odontológico. Para isso foram escolhidos fios de uma mesma marca em seis tipos diferentes (seda, nylon black, polipropileno, poliamida nylon blue, poliamida nylon soft blue e politetrafluoretileno), foi considerada uma amostra de 10 fios de cada (n=10) como preconizado na normativa ABNT NBR 13904 (2003). Para que os fios fossem testados na máquina de ensaios universais (Shimadzu 500) foi desenvolvido um dispositivo que viabilizasse a realização do nó cirúrgico, após acoplado na máquina de ensaios foi realizado o ponto cirúrgico contido por 3 nós intercalados começando para o lado direito, a fim de padronizar o estudo, todos os pontos foram realizados pelo mesmo operador com auxílio de porta agulhas. A base superior da máquina de ensaios foi tracionada para cima a uma velocidade de 1mm/min até que houvesse a falha do fio mensurada em newtons (N). Os valores obtidos foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk e teste paramétrico de one-way ANOVA complementado pelo teste de Tukey, todos foram aplicados ao nível de confiança de 95%. Os fios mostraram diferença estatística significativa, com as seguintes médias de força máxima por tipo de fio: seda (26,55N), poliamida nylon blue (19,55N), nylon black (18,29N), politetrafluoretileno (15,11N), poliamida nylon soft blue (13,87N) polipropileno (11,47N). O estudo concluiu que entre os fios de maior calibre (4-0) a seda obteve melhor resultado em relação a força máxima de tração, já entre os fios de menor calibre (5-0) o que obteve a maior resistência foi o fio de poliamida nylon blue.

Palavras-chave: Sutura, Resistência à Tração, Cirurgia bucal, Deiscência da Ferida Operatória, Testes Mecânicos.

ABSTRACT

Sutures are a fundamental step during the surgical procedure, as tissue rapprochement leads to improved tissue healing and hemostasis control. However, several types of suture thread are available on the market with different constitutions, which can generate different tensions during the surgical knot and, consequently, greater ease of knot rupture or even thread breakage. Therefore, the aim of this study was to evaluate the tensile strength of different suture threads for dental use. For this, threads of the same brand in six different types were chosen (silk, nylon black, polypropylene, polyamide nylon blue, polyamide nylon soft blue and polytetrafluoroethylene), a sample of 10 threads of each (n=10) was considered as recommended in normative ABNT NBR 13904 (2003). In order for the threads to be tested in the universal testing machine (Shimadzu 500), a device was developed that would make it possible to perform the surgical knot, after being coupled to the testing machine, the surgical stitch contained by 3 interspersed knots was performed, starting on the right side, the in order to standardize the study, all stitches were performed by the same operator with the aid of a needle holder. The upper base of the testing machine was pulled upwards at a speed of 1mm/min until the thread failed, measured in newtons (N). The values obtained were submitted to the Shapiro-Wilk normality test and the one-way ANOVA parametric test, complemented by the Tukey test, all of which were applied at a 95% confidence level. The threads showed a statistically significant difference, with the following means of maximum force per type of thread: silk (26.55N), polyamide nylon blue (19.55N), nylon black (18.29N), polytetrafluoroethylene (15.11N), soft blue nylon polyamide (13.87N) polypropylene (11.47N). The study concluded that among the larger gauge threads (4-0), silk obtained the best result in terms of maximum traction force, whereas among the smaller gauge threads (5-0), the one with the highest resistance was the silk thread. polyamide nylon blue.

Keywords: Suture, Tensile strength, Oral surgery, Surgical Wound Dehiscence, Mechanical Tests.

Lista de Quadros

Quadro 1 - Tipos de fios de sutura em relação ao seu coeficiente de fricção.

Quadro 2 - Tipos de fios em relação a suas reações teciduais.

Quadro 3 - Amostras do fio de seda submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Quadro 4 - Amostras do fio de nylon black submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Quadro 5 - Amostras do fio de polipropileno submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Quadro 6 - Amostras do fio de poliamida nylon soft blue submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Quadro 7 - Amostras do fio de poliamida nylon blue submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Quadro 8 - Amostras do fio de politetrafluoretileno (PTFE) submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Força máxima (N) dos fios de seda 4-0.

Gráfico 2 – Tipos de falha dos fios de seda 4-0.

Gráfico 3 - Força máxima (N) dos fios nylon black 5-0.

Gráfico 4 - Tipos de falha dos fios de nylon black 5-0

Gráfico 5 - Força máxima (N) dos fios de polipropileno 5-0.

Gráfico 6 - Tipos de falha dos fios de polipropileno 5-0.

Gráfico 7 - Força máxima (N) dos fios de poliamida nylon soft blue 5-0.

Gráfico 8 - Tipos de falha dos fios de poliamida nylon soft blue 5-0.

Gráfico 9 - Força máxima (N) dos fios de poliamida nylon blue 5-0.

Gráfico 10 - Tipos de falha dos fios de poliamida nylon blue 5-0.

Gráfico 11 - Força máxima (N) dos fios de politetrafluoretileno 4-0.

Gráfico 12 - Tipos de falha dos fios de politetrafluoretileno 4-0.

Gráfico 13 – Média da força máxima.

Gráfico 14 – Tipos de falhas por grupos de fios.

Lista de Figuras

Figura 1 - Máquina de ensaios universais Shimadzu 500, conectada ao computador com software que registra a força máxima de tensão.

Figura 2 – Bases superior e inferior da máquina de ensaios.

Figura 3 – Imagem em vista isométrica do dispositivo em STL.

Figura 4 – Imagem comercial da impressora 3D e frasco de resina.

Figura 5 – Vista dos dispositivos impressos.

Figura 6 – Dispositivos instalados nas bases da máquina de ensaios.

Figura 7 - Deslocamento dos dispositivos após a confecção do nó (1mm/min).

Sumário

1. Introdução	13
2. Revisão de literatura	16
2.1. Histórico.....	16
2.2. Manobra de síntese	16
2.3. Características do fio de sutura	17
2.4. Fios de sutura de origem orgânica	19
2.4.1. Categute.....	20
2.4.2. Seda.....	20
2.4.3. Algodão.....	20
2.5. Fios de sutura de origem sintética.....	21
2.5.1. Poliéster	21
2.5.2. Poliamida Nylon	21
2.5.3. Ácido poliglicólico (PGA).....	22
2.5.4. Polilactina 910.....	22
2.5.5. Polipropileno	23
2.5.6. Politetrafluoretileno (PTFE).....	23
3. Objetivo	24
4. Metodologia	25
4.1. Delineamento do estudo.....	25
4.2 Ensaio mecânico	26
4.3 Análise estatística	30
5. Resultados	31
6. Discussão.....	42
7. Conclusão.....	45
8. Referências.....	46

1. Introdução

Nos procedimentos cirúrgicos odontológicos, seguir os princípios de técnicas cirúrgicas é essencial para sucesso do tratamento (1–4). Dentre os princípios, a síntese dos tecidos é uma manobra muito importante pois permite a coaptação dos bordos, manutenção, proteção dos retalhos, hemostasia, mantêm o coágulo em posição e assim contribui para a reparação tecidual (1,3–5).

Em procedimentos cirúrgicos na área de Implantodontia, quando ocorre complicações com a sutura, como por exemplo as deiscências cirúrgicas, especialmente em procedimentos que requerem fechamento primário da ferida (6,7), como tratamento com enxertos ósseos (7), regeneração óssea guiada (8), e enxertos gengivais (9), pode ocorrer o risco de infecção devido à exposição da ferida à cavidade oral. Tal exposição é de especial preocupação, pois muitas vezes pode comprometer o tratamento, como por exemplo, o paciente pode perder osso em uma região onde foi feita uma regeneração óssea e assim impossibilitando à colocação de implantes osseointegrados (10).

As qualidades desejadas de um fio de sutura incluem a resistência à tração, estabilidade dimensional, ausência de memória que facilite a desorganização do nó, flexibilidade suficiente para não agredir os tecidos moles bucais, biocompatibilidade do material, facilidade de amarração e permissão de deslizamento mínimo do nó (11,12). Ao mesmo tempo, deve-se impedir ou restringir agregação e proliferação bacteriana na parte exposta aos fluidos bucais e também ser impermeável para evitar a contaminação no interior da ferida (13).

Os fios de sutura podem ser de origem orgânica (origem animal ou vegetal) ou sintéticos e quanto a permanência, podem ser absorvíveis ou não absorvíveis. Os fios de origem animal podem desencadear uma reação de corpo estranho, retardando a proliferação de fibroblastos durante o processo de reparo (14,13), enquanto os fios de origem sintética (13), apresentam

pouca reação inflamatória e mais tecnologia envolvida no seu desenvolvimento (15,13,16) desta forma sendo mais adequada para utilização. Outro tipo de classificação dos fios de sutura, é em relação a sua constituição, ou seja, se é constituído de um filamento (monofilamentar) ou vários filamentos (multifilamentar). Sendo assim, a escolha do fio de sutura vai depender de alguns fatores como: o tempo necessário para cicatrização da ferida, propriedade mecânica do fio e tempo desejado de pós-operatório (5).

Todos os materiais de sutura presentes na área de reparação tecidual retardam a proliferação celular e aumentam da fase exsudativa (17,18), assim como também geram tensão no retalho. Desta forma, a busca por materiais que possam otimizar a cicatrização sem gerar inflamação e promovam menos tensão no retalho, é constante (13).

A maioria dos estudos dos fios de sutura se concentram nas reações inflamatórias que o material proporciona (8,15,19,20). Porém, as propriedades biomecânicas são muito importantes também para a reparação da ferida cirúrgica, já que a presença de tensão nos tecidos pode provocar deiscência (11,21,22).

O tipo e o calibre do fio de sutura podem ser fatores decisivos para a prevenção de deiscências também. É importante que o clínico selecione o fio de sutura específico com base na espessura dos tecidos a serem suturados e se atente que os mesmos proporcionem menos de tensão aos tecidos. No entanto, apesar de muitos estudos e avanços tecnológicos, até o momento não existe um material de sutura que englobe todas as diretrizes de qualidade que são consideradas ideais (16).

Nas cirurgias que envolvem a área da implantodontia, a escolha adequada do tipo de fio de sutura, da técnica de sutura utilizada, o tipo de agulha cirúrgica, diâmetro do fio, e o nó cirúrgico, são cruciais para alcançar a cicatrização ideal (16), evitando a presença de fatores indesejáveis em um pós-operatório, tais como, saliva, contaminação microbiana ou alimentar e traumas decorrentes da alimentação ou do uso de próteses (23,24). O tempo médio para a

cicatrização clínica de feridas na mucosa oral é de 7 a 15 dias que é o período preconizado para a remoção dos pontos (23) e o rompimento dessa sutura antes do período completo da cicatrização inicial, pode acarretar em graves consequências para o pós-operatório podendo levar à infecções, necroses, perdas de enxertos entre outros. Por esses motivos se faz necessário avaliar também as propriedades biomecânicas, como a resistência à tração dos fios de sutura (25,26).

2. Revisão de literatura

2.1.Histórico

Sempre que uma ferida é aberta, com finalidade cirúrgica ou mesmo por trauma, há a necessidade de ser fechada (1,27). O ato de fechar feridas com auxílio de linhas e agulhas tem milhares de anos, sendo possível encontrar relatos do antigo Egito, onde observa-se diversas descrições de procedimentos cirúrgicos que utilizaram técnicas de sutura (1). Já em meados do século XIX havia uma intensa busca pelo material adequado para se suturar, com o objetivo de colabar os bordos de uma ferida e causar hemostasia. Alguns materiais já teriam sido experimentados, tais como, ouro, prata e aço, seda, linho, cânhamo, casca de árvores, pelos de animais, cabelo humano e fios derivados de intestino de ovelhas. Após muitos testes, os metais se mostraram ineficazes devido a grande dificuldade de manuseio e pouca flexibilidade (28–30). Com isso a seda foi eleita como o material de eleição para suturas a partir do século XIX. Havia uma cicatrização rápida e eficaz, era maleável, o nó era pequeno e não causava danos no tecido suturado. Ainda no século XIX, ocorreu uma grande mudança liderada por Lister, onde notou-se a necessidade desinfetar o material de sutura. Esses materiais eram desinfetados com ácido carbólico. Após alguns anos foi descoberto um fio produzido a partir de tecido conjuntivo bovino, o Categute que por sua vez promovia uma absorção rápida e muita inflamação local (29,31).

2.2. Manobra de síntese

A manobra de síntese é a última das manobras cirúrgicas e a responsável pela junção dos tecidos separados, realizada com o objetivo de reconstruir o tecido incisado e fazer com que retome a sua função natural acelerando a cicatrização (3,4). A forma mais comum de realização da manobra de síntese é por meio da sutura com fios agulhados (32). Na odontologia,

as agulhas possuem uma curvatura para que seja possível a mobilidade da manobra em pequenos espaços (33,34) e são classificadas de acordo com essa curvatura que pode variar entre, $1/4$, $3/8$, $1/2$ ou $3/4$ de círculo e com a sua secção transversal que pode ser cônica, cortante ou cortante reversa (4,35).

A sutura odontológica é separada em técnicas de acordo com o formato de seus pontos, percurso da agulha e região a ser empregada (4,10). Para a confecção da sutura, é utilizado uma pinça porta agulhas que fará a preensão da agulha em sua porção mais mediana, nem tão próximo a ponta para não impedir a penetração ao tecido e nem tão próximo ao encastamento onde pode causar o desprendimento do fio (3,4). Deve-se iniciar a confecção do ponto do tecido mais móvel para o mais fixo aproximando os tecidos para que haja preferencialmente uma cicatrização por primeira intenção devolvendo a função fisiológica à região suturada (36,37).

As suturas podem ser divididas em dois principais tipos, pontos individuais e contínuos. Cada tipo de sutura terá sua utilização de acordo com o objetivo a ser alcançado, dentre os individuais, o ponto simples é utilizado para cooptação de bordos, ponto em U é utilizado para sustentação de tecidos, já os pontos em X são utilizados quando existe a necessidade de manutenção do coágulo (3,4,24). No entanto, as suturas contínuas tem como principal vantagem a maior rapidez para a realização em maiores extensões de incisões e são encontradas algumas variações tais como, ponto contínuo simples, ponto contínuo festonado ou ancorado, cushing e ponto contínuo em U ou ponto grego (4,35).


2.3. Características do fio de sutura

Uma das principais características do fio de sutura cirúrgico, segundo a NBR 13904 (2003) da Agência Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), é a resistência à tração e torção (12,38). Segundo Bennett (1988), não teria sido encontrado um material de sutura que supra todas as necessidades cirúrgicas, ou seja, um material que possa ser utilizado em qualquer

procedimento independentemente de fatores como localização, espessura do tecido e extensão da ferida. Esse material deveria apresentar facilidade de amarra, ter excelente resistência à tração e torção, não apresentar efeitos adversos na reparação tecidual, não apresentar facilidade de infecção e ter boa visibilidade no meios cirúrgico, além de ser de fácil esterilização e baixo custo (39).

Uma das principais características físicas está dos fios de sutura está na sua resistência à tensão e tração e o seu coeficiente de fricção que é a sua capacidade de fixar o nó (Quadro 1) (4). Os fatores que determinam tal característica estão diretamente relacionados ao material do fio como por exemplo lisura ou rugosidade da superfície, ser mono ou multifilamentar e sua memória elástica. Os fios de algodão e seda se destacam mais que os fios sintéticos em relação ao coeficiente de fricção (40,4).

Quadro 1 – Tipos de fios de sutura em relação ao seu coeficiente de fricção (4)

Linho Algodão Categute Sintéticos reabsorvíveis Sintéticos não reabsorvíveis multifilamentares Derivados do polipropileno Derivados da poliamida monofilamentares		Coeficiente de fricção
---	---	---------------------------

Uma característica física relevante dos fios de sutura em relação à preservação do tecido e redução do trauma pós cirúrgico é a espessura. Fios mais espessos podem lacerar o tecido durante cicatrização, enquanto fios mais finos (6-0 e 7-0) cedem a tensão tecidual preservando os tecidos adjacentes (26).

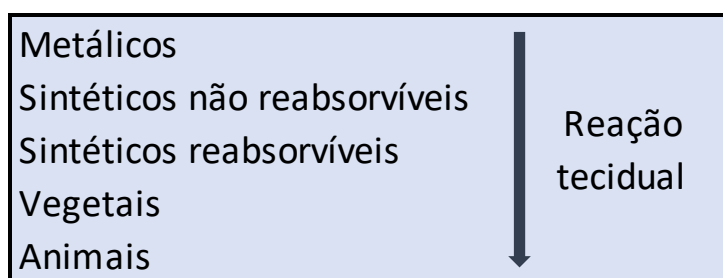
Segundo Burkhart et al., (2000) o poder de manter os tecidos próximos durante a cicatrização é um ponto fundamental para um fio de sutura, no entanto esse poder pode variar

de acordo com a técnica utilizada pelo operador, material de confecção do fio e suas propriedades mecânicas, outros fatores como biocompatibilidade e elasticidade do material são pontos determinantes durante o uso clínico (41).

Ferguson et al., (2007) em um estudo experimental relacionou o baixo pH da saliva como um fator de redução da resistência a tração de alguns fios de sutura devido a modificações na sua estrutura (42). Então Hans et al., (2016) observou uma diferença estatisticamente significativa no pH salivar médio em intervalos de tempo variados após o consumo de bebidas do nosso cotidiano (refrigerantes, bebidas de frutas, café e leite adoçado). Neste estudo com 120 indivíduos entre 18 e 22 anos de idade, o consumo dessa bebidas demonstrou uma queda menos duradoura do pH salivar, porém mais rápida em relação aos alimentos sólidos (43).

Outro ponto essencial para um fio de sutura são suas características biológicas, ou seja, sua relação com o tecido (Quadro 2) a ser suturado (44). A reação do tecido com o fio de sutura depende: da aceitação do material pelo organismo, da quantidade do material e principalmente do material com o qual o fio é confeccionado. Seguindo uma ordem decrescente, os fios metálicos praticamente não apresentam nenhuma reação com o organismo, seguido pelos sintético, os vegetais e por fim os de origem animal, que são os responsáveis por uma maior reação inflamatória (44).

Quadro 2 – Tipos de fios em relação a suas reações teciduais (4).



2.4.1. Categute

O Categute foi um dos primeiros fios de sutura utilizado. Proveniente de tecido conjuntivo do intestino de mamíferos (bovinos e ovinos) saudáveis, é absorvido por meio de fagocitose pelo organismo de 6 a 14 dias devido a funções enzimáticas (45,4). Por ser um material xenógeno, a presença de reações inflamatórias nos tecidos moles é eminente, acompanhada de infiltrações celulares marcantes. Essa característica fez com que seu uso na cirurgia odontológica diminuísse, embora há relatos do seu uso em cirurgias plásticas (15,46).

2.4.2. Seda

Os fios de seda são compostos de fibras naturais em multifilamentos, o que o faz um material de grande poder infeccioso, fazendo com que as bactérias permaneçam por entre os filamentos facilitando a proliferação e a aparição de fistulas nos bordos suturados. No entanto é um material de baixo custo e de fácil manipulação, produz um nó firme e seguro, fazendo com que seja muitas vezes o material de eleição em diversos casos cirúrgicos (47,48,20).

2.4.3. Algodão

Os fios de sutura de algodão apresentam características muito semelhantes aos fios de seda e linho, possuem um coeficiente de fricção alto (4), porém por se tratar de um fio multifilamentar e de alta absorção, favorece uma contaminação exacerbada de bactérias em relação aos fios monofilamentares sintéticos (47).

2.5. Fios de sutura de origem sintética

2.5.1. Poliéster

Os fios de poliéster possuem uma boa resistência, são de origem sintética e não absorvíveis. Podem ser mono ou multifilamentares, revestidos ou não por uma pequena camada de substância inerte (silicone, teflon, polietileno e/ou acetato de vinilo). O revestimento na superfície do fio faz com que ele se torne menos nocivo ao tecido e diminui o acúmulo de bactérias. Por ser um fio com um coeficiente de fricção elevado, se torna um material de difícil manuseio cirúrgico e com uma maior aspereza na sua superfície, fazendo com que seus nós apresentem certa susceptibilidade à falhas. (49–51).

2.5.2. Poliamida Nylon

O fio de sutura de poliamida nylon, é um fio que pode ter a apresentação monofilamentar ou multifilamentar, sintético e não absorvível. É comumente utilizado em cirurgias orais devido ao baixo índice de reações teciduais. Em locais inflamados preconiza-se o uso do monofilamentar, geralmente em medidas de 0,01 a 0,1mm. Os fios monofilamentares de poliamida com medidas maiores que 0,1 mm (5-0) são mais incômodos ao paciente, pois são mais rígidos (48,52).

O fio de poliamida Nylon, tem se mostrado mais resistente que os demais podendo ser utilizado em espessuras mais finas, é comumente utilizado em procedimentos que necessita, de uma maior resistência e delicadeza da sutura (30,39,48).

Os fios de Nylon já foram considerados inertes quimicamente, porém, sabe-se que existe uma decomposição a longo prazo de 1,6 Hexanodiamina e ácido adípico, fazendo com que a sua resistência a tensão seja totalmente perdida em um período de 6 meses (48). Não por uma fadiga da matéria ou pela falha dos nós, mas a resistência do fio que é perdida devido a um fator

químico, que é a degradação da matéria por meio de enzimas proteolíticas, que atacam o grupo amida do polímero. Essa degradação forma um produto capaz de diminuir a colonização de *Staphylococcus Aureus* (5). No entanto, em estudo realizado com ratos, não foi observada nenhuma ação antibacteriana proveniente dos supostos subprodutos (53).

2.5.3. Ácido poliglicólico (PGA)

O ácido poliglicólico é um fio de sutura cirúrgica sintética absorvível. É composto de homopolímero de ácido glicólico e uma camada de estearato de cálcio. O homopolímero vem demonstrando características não antigênicas e não pirogênicas, sua absorção provoca reação mínima no tecido (49). É o mais simples dos poliésteres, constituído por multifilamentos que pode ser revestido ou não, entretanto, a alteração da superfície quando revestida facilita a confecção do nó. Sua absorção se dá entre os 90 a 180 dias após a sutura (35,49,50).

2.5.4. Poligalactina 910

Trata-se de fio multifilamentar, trançado e bem esticado, com boa resistência à tração e fácil manuseio, sua absorção acontece de 60 – 80 dias. Craig et al., em estudo com ratos mostrou que após 90 dias no organismo o exame histológico não apresentava remanescentes da poligalactina (54).

Devido a baixa aderência superficial, evita acúmulo bacteriano e minimiza reações inflamatórias circundantes. Por todas essas qualidades ele foi considerado excelente material para qualquer tipo e plano de sutura, podendo ser utilizado em suturas mais delicadas ou suturas que requerem maior permanência (13,17). É formado por 90% de ácido glicólico e 10% de ácido lático.

Cerca de 50% do fio é absorvido por hidrólise após o 28º dia pós-operatório (42), revelou-se o fio mais adequado em comparação com outros fios absorvíveis naturais e sintéticos (13,47,55).

2.5.5. Polipropileno

O polipropileno é um material sintético não-reabsorvível na forma monofilamentar obtida pela polimerização do propileno (56). Mais elástico, no entanto menos resistente que o nylon (57). O propileno tem uma superfície extremamente lisa, o que diminui a segurança do nó, apresenta elevada plasticidade e baixa reatividade tecidual (55). Deve-se optar por fios mais finos (5-0 e 6-0) pois, devido a sua rigidez especialmente em suturas de médio calibre (3-0) utilizadas comumente em cirurgia oral é um grande causador de desconforto ao paciente (49,50).

2.5.6. Politetrafluoretileno (PTFE)

O politetrafluoretileno (PTFE) é um fio monofilamentar não absorvível de superfície microporosa e com baixa memória elástica e maleável, o que faz com que seu nó seja firme e seguro (55,58).

O PTFE já se mostrou muito eficiente quanto a reações teciduais e acúmulo de bactérias (34,49,50). É considerado o fio de escolha para a cirurgia plástica facial, onde são críticos os resultados funcionais e estéticos (16). O fio de PTFE é tido como primeira escolha para procedimentos cirúrgicos cardíacos por possuir baixa reação tecidual, minimizando a inflamação dos tecidos adjacentes (59). O Politetrafluoretileno (PTFE) pode ser encontrado também com o PTFEe e politetrafluoretileno expandido. O fio de PTFEe possui aproximadamente metade da sua estrutura formada por ar, é poroso, porém inerte e biocompatível (60).

3. Objetivo

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à tração de diferentes fios de sutura odontológicos.

4. Metodologia

4.1. Delineamento do estudo

Para a realização do teste de tração nos fios de sutura, foram utilizadas 10 amostras (n=10) de cada tipo de fio de sutura: Seda Black 4-0, Nylon Black 5-0, Polipropileno 5-0, Poliamida Nylon Blue 5-0, Poliamida Nylon Soft Blue 5-0 e Politetrafluoretileno (PTFE) 4-0, todos da marca Techsuture® (Indústria e Comércio de Produtos Cirúrgicos LTDA, Bauru/SP – Brasil). Com objetivo de padronização do estudo, foram escolhidos fios da mesma marca, visando comparar a força de tração de cada material. A espessura dos fios (5-0) foi escolhida devido a sua maior utilização no âmbito odontológico na especialidade de Implantodontia, no entanto os fios de seda e PTFE da marca escolhida são comercializados somente na medida 4-0.

Foi adotada uma quantidade de amostras de 10 fios de cada tipo (n=10), como preconizado pela associação brasileira de normas técnicas (ABNT) na normativa NBR-13904 de 2003 para testar a resistência a tração dos fios de sutura odontológicos (12).

Os testes foram realizados no laboratório de materiais dentários da faculdade de Odontologia da Universidade de Guarulhos - UNG, (Guarulhos, São Paulo, Brasil), com a utilização de uma máquina de ensaios universais Shimadzu 500 acoplada a uma célula de carga máxima de 500N (Figura 1).

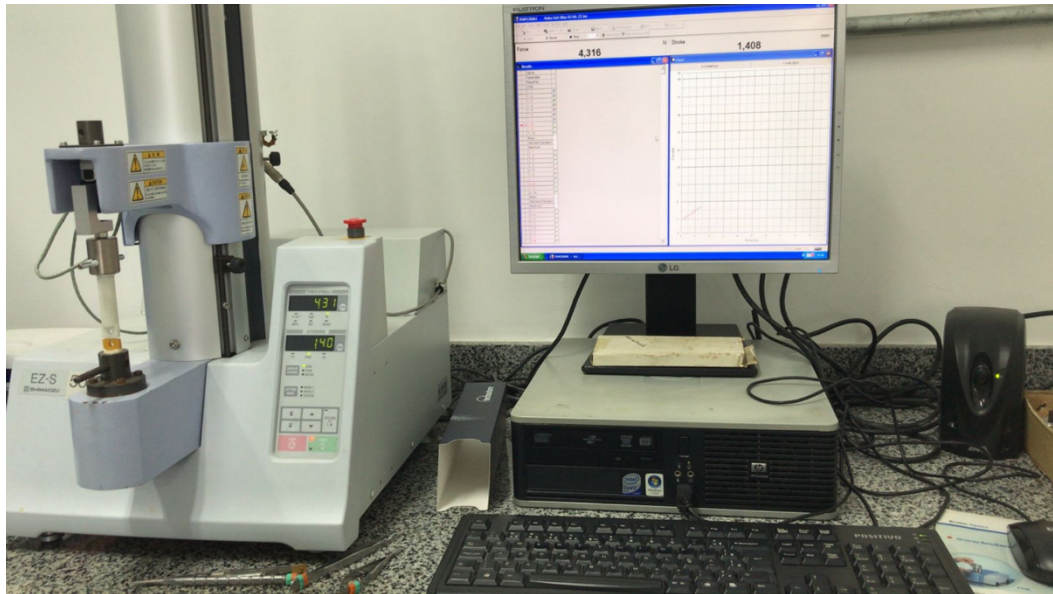


Figura 1 – Máquina de ensaios universais Shimadzu 500, conectada ao computador com software que registra a força máxima de tensão.

4.2 Ensaio mecânico

Para realização do teste mecânico foi necessário planejar e desenvolver dois dispositivos que possibilitasse a confecção do nó cirúrgico. Esses dispositivos foram desenvolvidos a partir de desenho 3D no software Solidworks 2013 e a modelagem 3D do encaixe do dispositivo inicialmente foi realizada a partir da tomada de dimensões internas das bases superior (Figura 2-a) e inferior da máquina de ensaios (Figura 2-b), com o auxílio de um paquímetro digital.

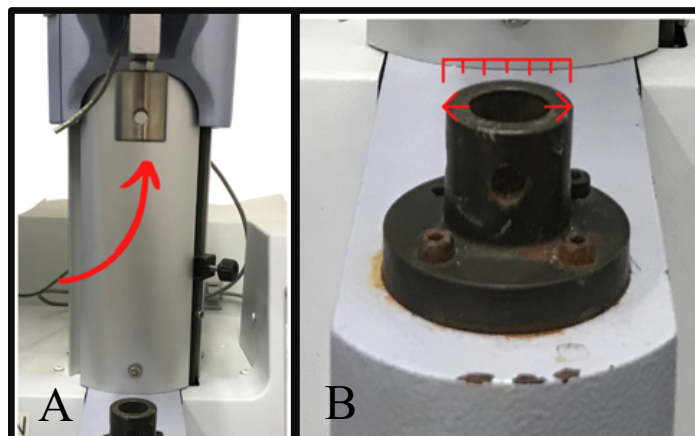


Figura 2 – A) Base superior da máquina de ensaios universais; B) Base inferior da máquina de ensaios universais.

Os dispositivos foram desenhados por meio de ferramentas de extrusão contendo duas partes principais, uma haste cilíndrica com um orifício para fixação nas bases da máquina e na extremidade oposta, uma base reta com orifícios que proporcionam a confecção do ponto cirúrgico, e então foram exportado no formato STL (Figura 3) para que fosse possível a manufatura por impressão 3D.

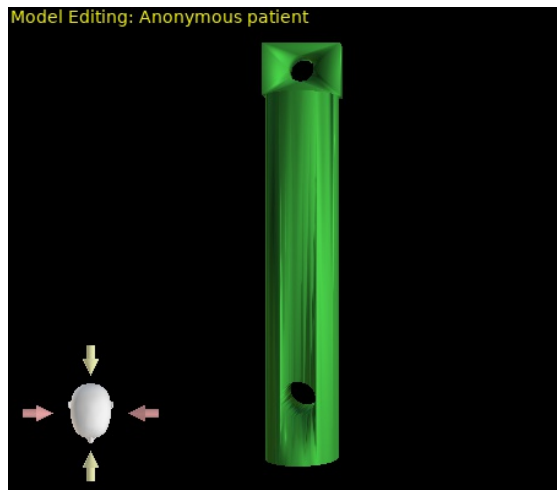


Figura 3. Imagem em vista isométrica e frontal do dispositivo desenvolvido para teste de tração de fios cirúrgicos.

Assim, o arquivo digital foi convertido em dois modelos sólido idênticos por meio de uma impressora Flashforge Focus dOne 3D com resina Flashforge Washable cinza de impressão (LCD), (Zhejiang Flashforge 3D Technology Co., Ltd, Jinhua, Zhejiang, China), (Figura 4).

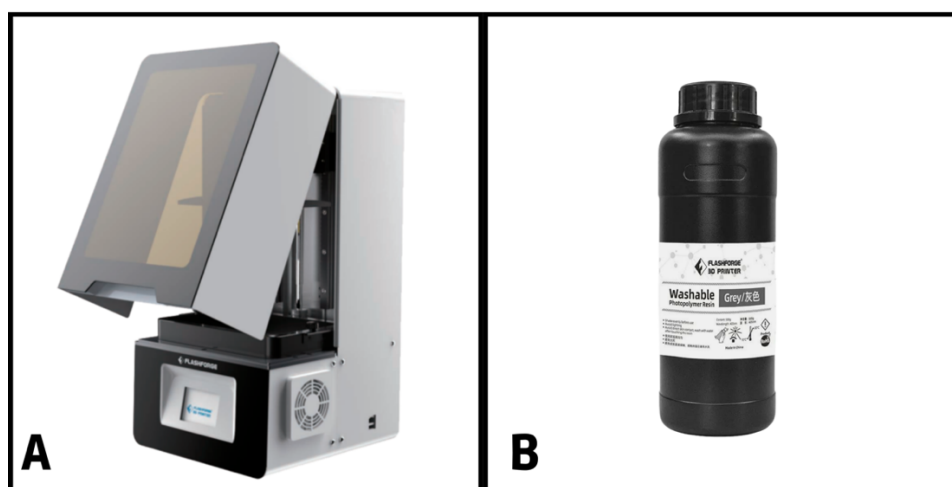


Figura 4. A) Imagem da impressora Flashforge Focus. B) Imagem comercial do frasco da resina Flashforge Cinza para impressão (LCD).

Cada dispositivo apresentava uma haste cilíndrica com medida própria para ser acoplado à máquina de ensaios universais Shimadzu 500 tanto na base quanto no suporte, de modo que cada uma das hastes ficasse instaladas contrapondo suas faces, que continham os orifícios para assim simular a sutura (Figura 5).

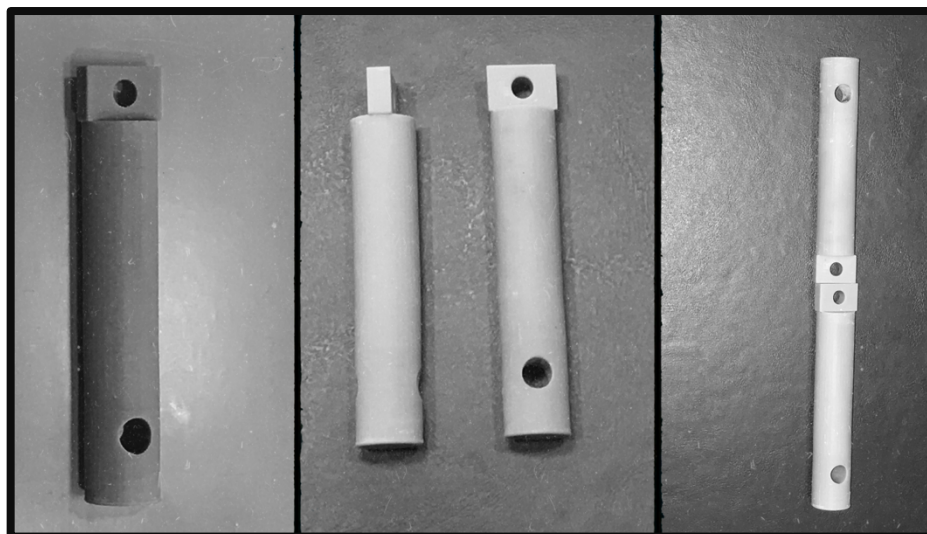


Figura 5 – Vista dos dispositivos depois de impressos.

Os dispositivos foram então instalados na máquina (Figura 6), com auxílio de um porta agulhas castroviejo foi feito a confecção de um ponto simples composto de 3 nós realizados de forma intercalada. Todos os nós foram confeccionados pelo mesmo operador com o objetivo de padronização. Os pontos que apresentaram inconsistência no nó, ou seja, grande afrouxamento e deslocamento dos nós nos primeiros movimentos, foram descartados.



Figura 6. Fixação dos dispositivos com a face plana contraposta uma à outra, foi realizado um ponto de sutura simples.

Após a realização dos nós, para medir a resistência a tração, o dispositivo superior da máquina de ensaios foi tracionado em sentido vertical (Figura 7) à uma velocidade de 1mm/min até a falha, caracterizada como rompimento do fio ou falha do nó, sendo o valor da falha mensurado em Newtons (N). Em seguida os valores de cada falha dos fios de sutura foram coletos e tabulados em uma tabela.

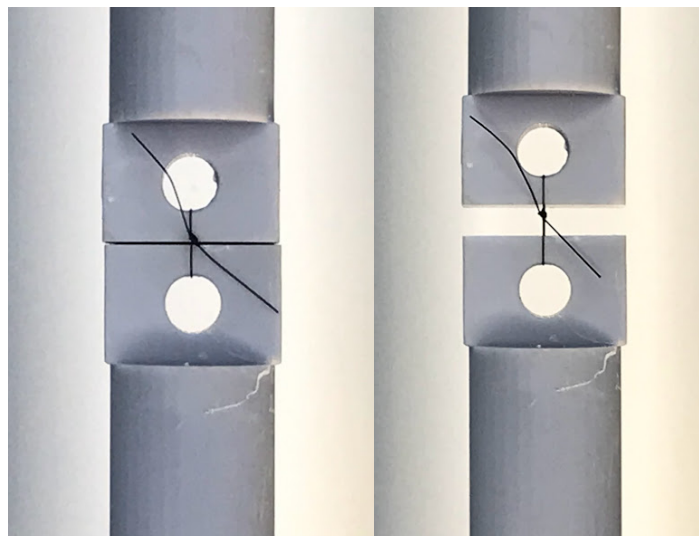


Figura 7 – Deslocamento dos dispositivos após a confecção do nó (1mm/min).

4.3 Análise estatística

Os dados de força máxima de tração dos fios foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk que demonstrou que os dados se distribuíram de acordo com o teorema da distribuição central. Sendo assim, o teste paramétrico de one-way ANOVA complementado pelo teste de Tukey foi utilizado para comparar a força máxima de tração dos seis tipos de fios testados. O Software GraphPad Prism 8 (San Diego, CA, USA) foi utilizado para execução da análise estatística desse estudo. Todos os testes foram aplicados ao nível de confiança de 95%.

5. Resultados

Os fios testados (Techsuture[®]) foram separados de acordo com o seu material: Seda[®], Nylon Black[®], Polipropileno[®], Poliamida Nylon Blue[®], Poliamida nylon Soft Blue[®] e Politetrafluoretileno (PTFE)[®]. Os quadros abaixo são representativos do número de corpo de provas (n=10) de cada grupo fio de sutura. , e o tipo de falha que ocorreu com o ponto realizado no dispositivo de simulação.

Quadro 3 – Amostras do fio de seda submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
Seda 4.0_1	26,65	Ruptura do nó
Seda 4.0_2	25,92	Ruptura do nó
Seda 4.0_3	25,74	Ruptura do nó
Seda 4.0_4	26,64	Ruptura do nó
Seda 4.0_5	31,73	Ruptura do nó
Seda 4.0_6	26,01	Ruptura do nó
Seda 4.0_7	29,00	Ruptura do nó
Seda 4.0_8	24,45	Ruptura do nó
Seda 4.0_9	25,78	Ruptura do nó
Seda 4.0_10	29,15	Ruptura do nó
Média	27,11	
DP	2,18	

Gráfico 1 – Força máxima (N) dos fios de seda 4-0.

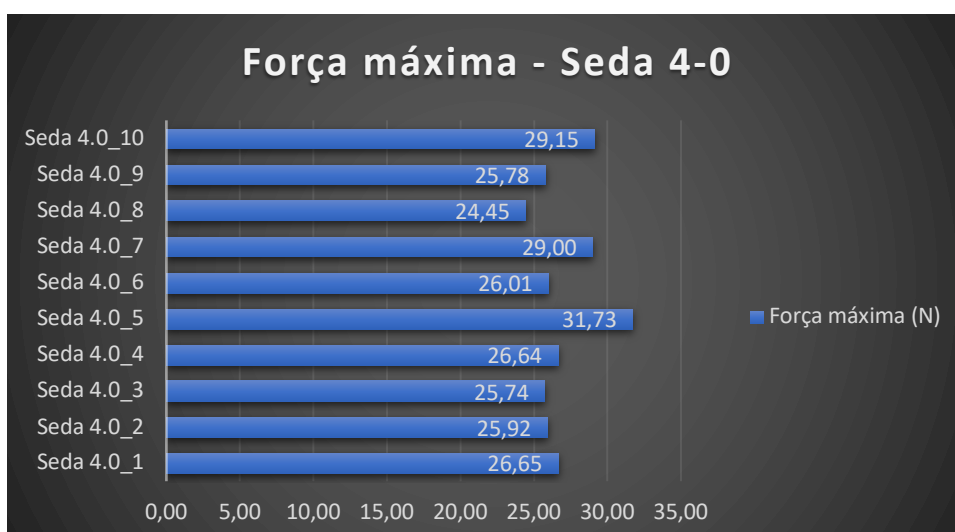
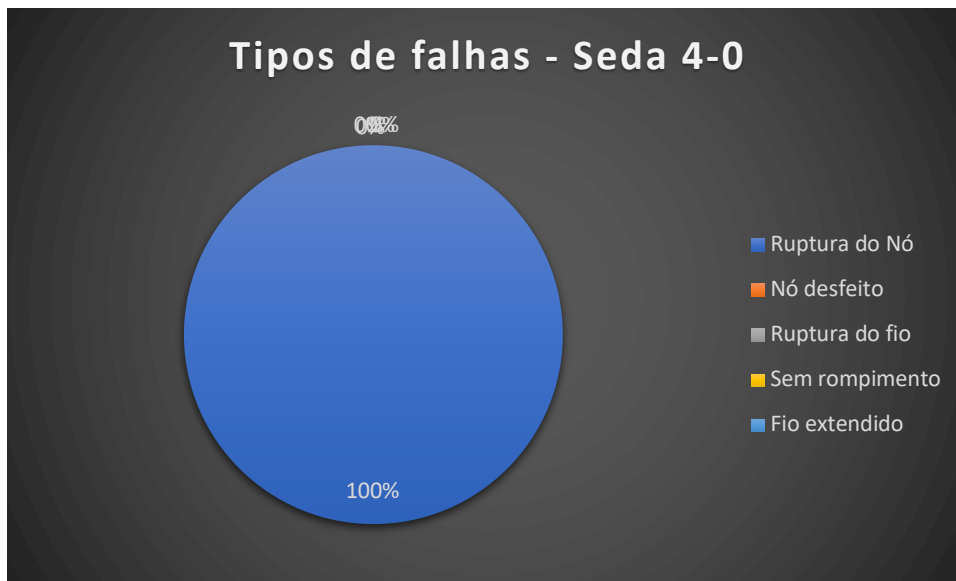
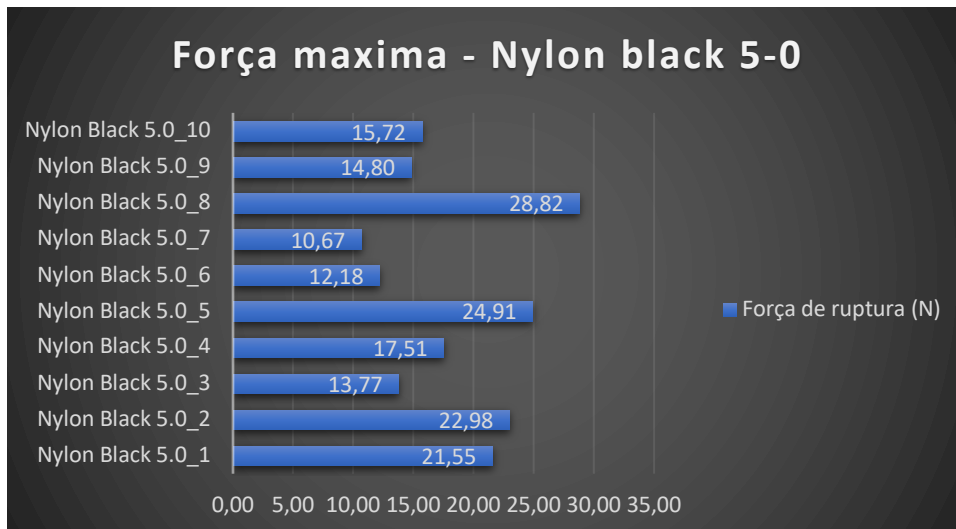
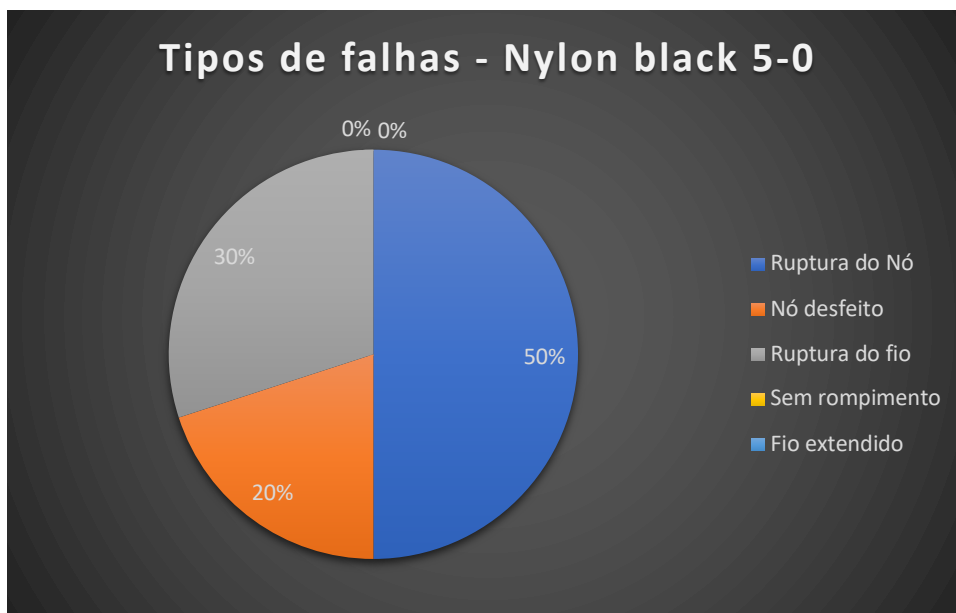


Gráfico 2 – Tipos de falhas dos fios de seda 4-0.



Quadro 4 - Amostras do fio de Nylon Black submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
Nylon Black 5.0_1	21,55	Ruptura do nó
Nylon Black 5.0_2	22,98	Ruptura do nó
Nylon Black 5.0_3	13,77	Ruptura do nó
Nylon Black 5.0_4	17,51	Ruptura do nó
Nylon Black 5.0_5	24,91	Ruptura do nó
Nylon Black 5.0_6	12,18	Nó desfeito
Nylon Black 5.0_7	10,67	Nó desfeito
Nylon Black 5.0_8	28,82	Rompimento
Nylon Black 5.0_9	14,80	Rompimento
Nylon Black 5.0_10	15,72	Rompimento
Média	18,29	
DP	5,99	

Gráfico 3 – Força máxima (N) dos fios de nylon black 5-0.**Gráfico 4 – Tipos de falhas dos fios de nylon black 5-0.**

Quadro 5 - Amostras do fio de polipropileno submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
Polipropileno 5.0_1	8,77	Não houve rompimento
Polipropileno 5.0_2	15,60	Rompimento
Polipropileno 5.0_3	14,47	Rompimento
Polipropileno 5.0_4	6,49	Não houve rompimento
Polipropileno 5.0_5	10,21	Não houve rompimento
Polipropileno 5.0_6	8,71	Não houve rompimento
Polipropileno 5.0_7	10,18	Não houve rompimento
Polipropileno 5.0_8	15,63	Ruptura do nó
Polipropileno 5.0_9	17,27	Ruptura do nó
Polipropileno 5.0_10	7,36	Ruptura do nó
Média	11,47	
DP	3,90	

Gráfico 5 – Força máxima (N) dos fios de polipropileno 5-0.

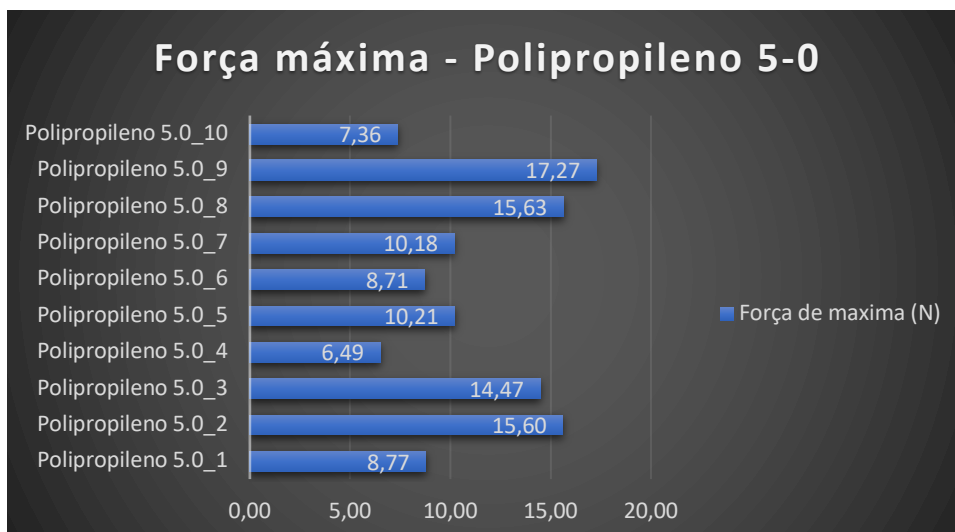
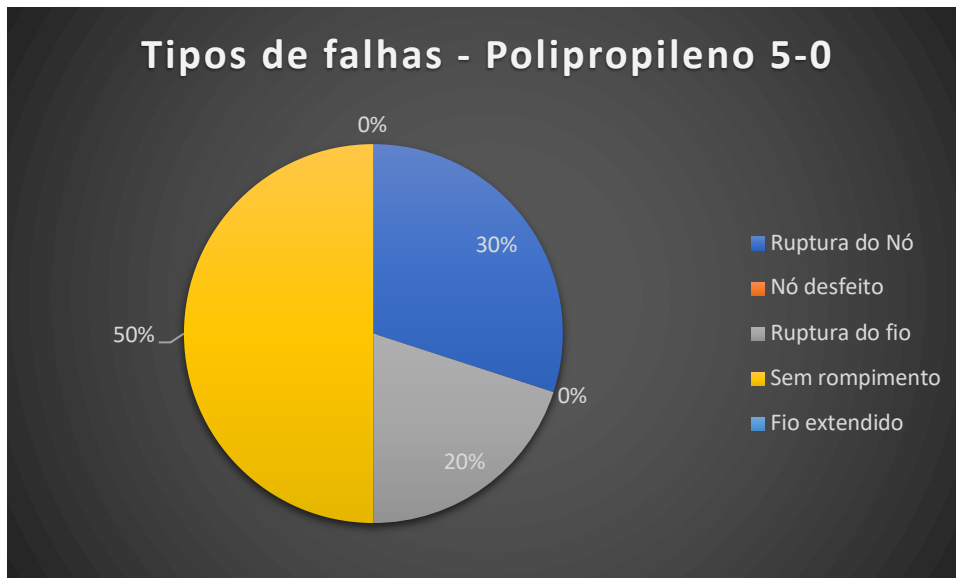


Gráfico 6 – Tipos de falhas dos fios de polipropileno 5-0.



Quadro 6 - Amostras do fio de poliamida nylon soft blue submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
Poliamida Nylon soft blue 5.0_1	12,72	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_2	13,18	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_3	14,56	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_4	14,60	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_5	12,70	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_6	13,09	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_7	14,82	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_8	14,80	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_9	13,54	Ruptura do fio
Poliamida Nylon soft blue 5.0_10	14,69	Ruptura do fio
Média	13,87	
DP	0,90	

Gráfico 7 – Força máxima (N) dos fios de poliamida nylon soft blue 5-0.

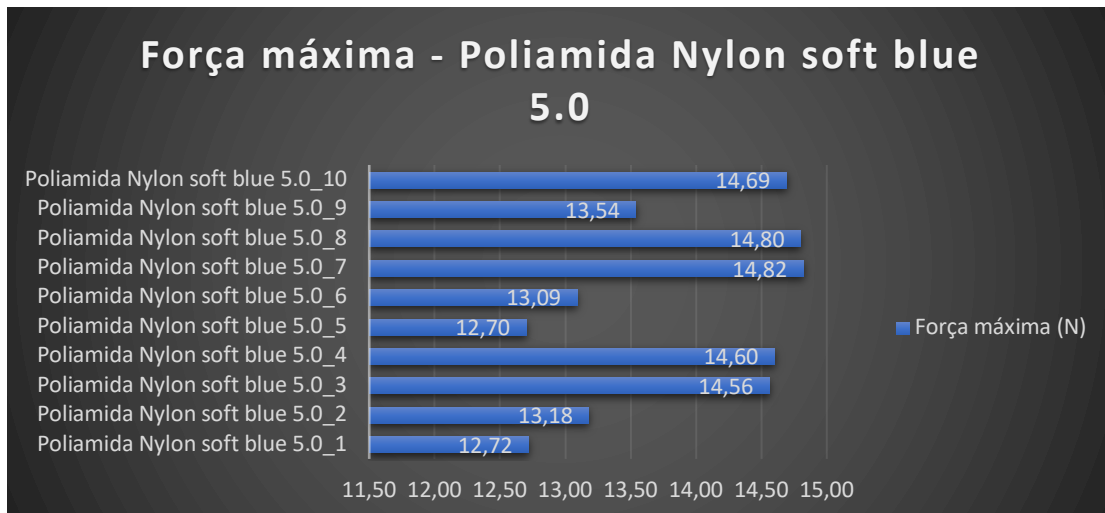
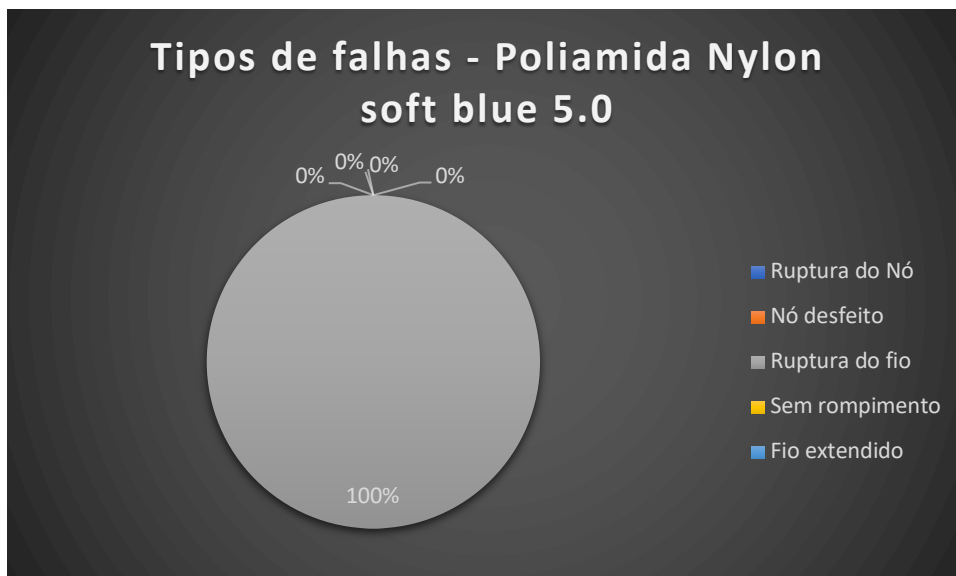


Gráfico 8 – Tipos de falhas dos fios de poliamida nylon soft blue 5-0.



Quadro 7 - Amostras do fio de poliamida nylon blue submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
Poliamida Nylon blue 5.0_1	19,30	Ruptura do nó
Poliamida Nylon blue 5.0_2	19,90	Ruptura do nó
Poliamida Nylon blue 5.0_3	21,99	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_4	19,77	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_5	19,37	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_6	16,86	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_7	22,56	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_8	19,39	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_9	18,03	Ruptura do fio
Poliamida Nylon blue 5.0_10	18,33	Ruptura do fio
Média	19,55	
DP	1,71	

Gráfico 9 – Força máxima (N) dos fios de poliamida nylon blue 5-0.

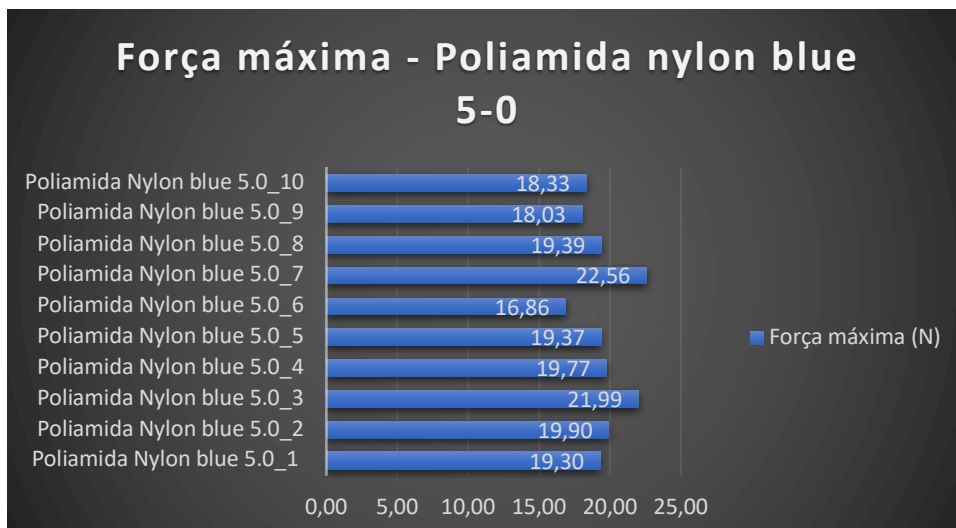
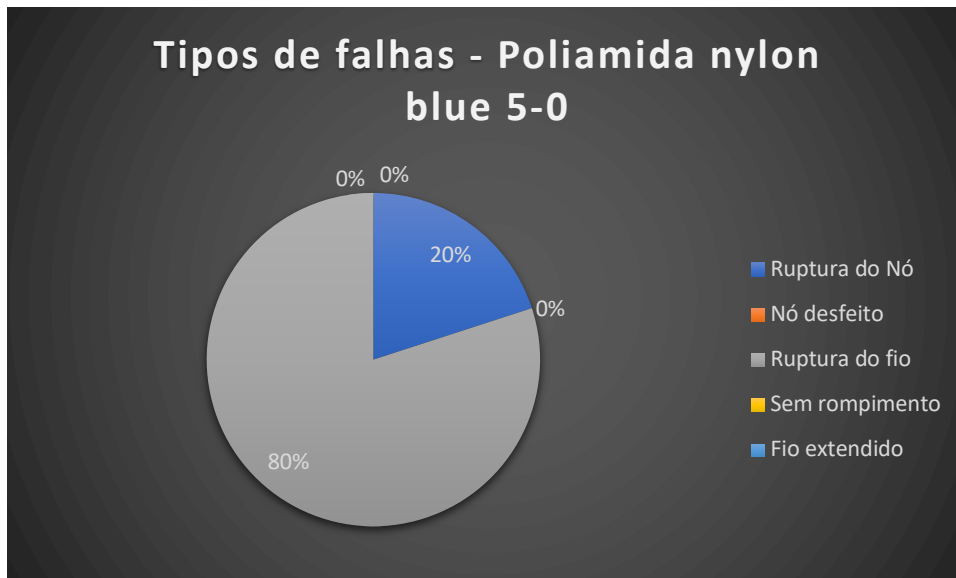


Gráfico 10 – Tipos de falhas dos fios de poliamida nylon blue 5-0.



Quadro 8 - Amostras do fio de politetrafluoretileno (PTFE) submetidas ao teste de tração, carga máxima atingida até a falha em newtons (N) e tipo de falha.

Tipo de fio	Força máxima (N)	Observação
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_1	16,11	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_2	8,53	Teste suspenso- nó desfeito
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_3	14,73	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_4	20,48	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_5	6,00	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_6	13,10	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_7	19,89	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_8	19,18	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_9	17,13	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
PTFE 4.0_ politetrafluoretileno_10	15,98	Teste suspenso- fio estendeu até zerar a força
Média	15,11	
DP	4,77	

Gráfico 11 – Força máxima (N) dos fios de politetrafluoretileno (PTFE) 4-0.

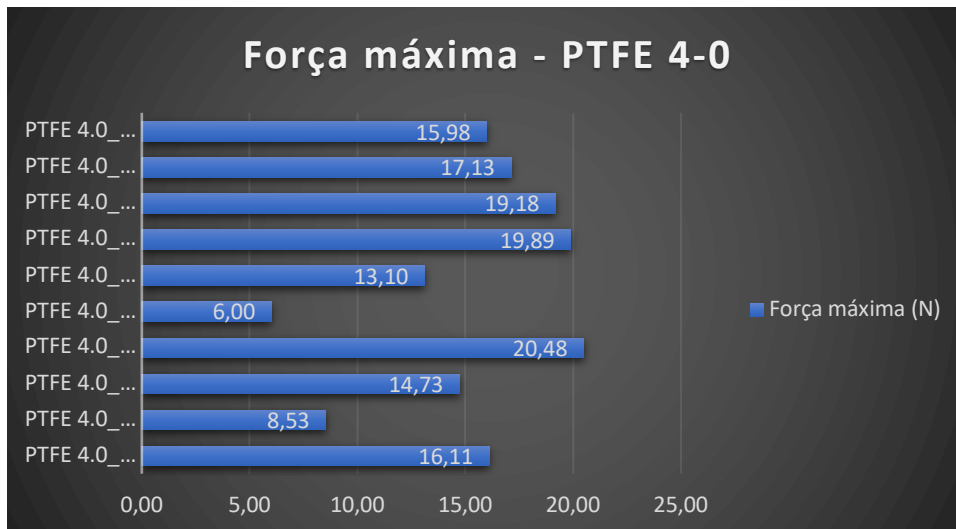
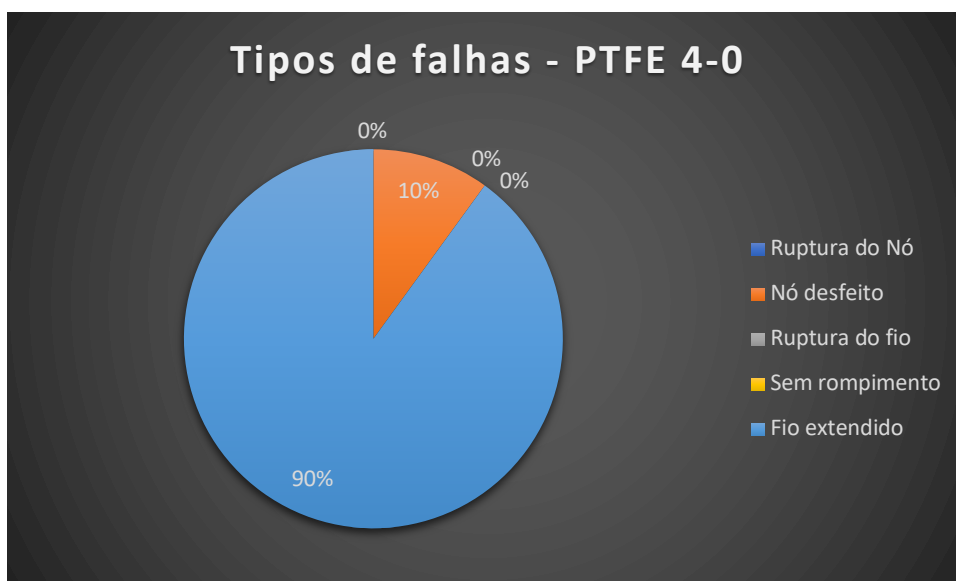


Gráfico 12 – Tipos de falhas dos fios de politetrafluoretileno (PTFE) 4-0.



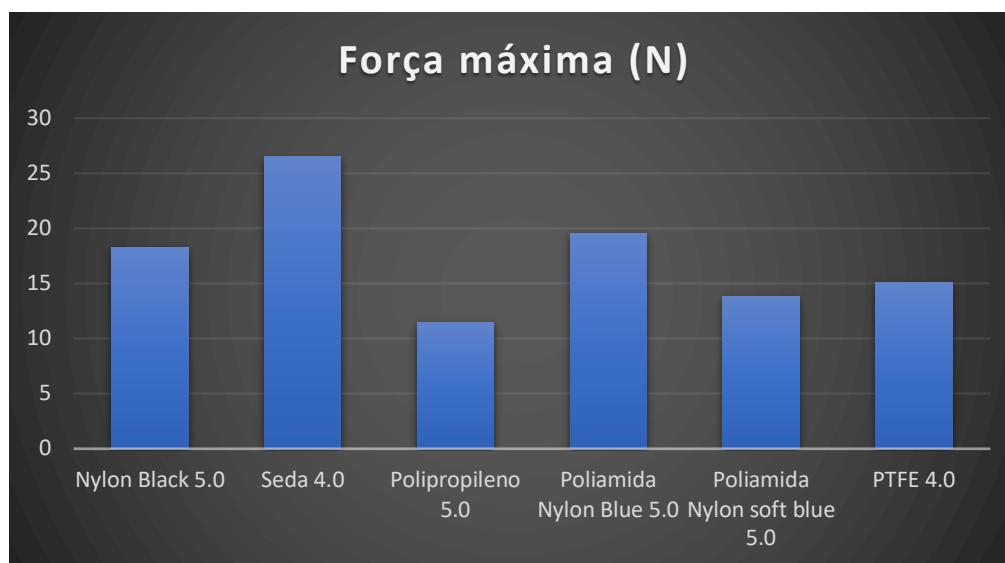
Foi observado que o fio de seda 4.0 apresentou maior força máxima sendo seguido pelos fios Nylon Black 5.0 e Poliamida 5.0. Os fios Poliamida Nylon Soft Blue e de Polipropileno 5.0 apresentaram menores níveis de força máxima quando comparado com os outros tipos de fio. O fio de PTFE 4.0 apresentou semelhante força máxima com todos os fios testados, com exceção do fio de Seda 4.0. A tabela 1 expõe a média e desvio padrão dos dados de força máxima de todos os fios avaliados.

Tabela 1: Média e desvio padrão dos dados de força de rupturas dos fios (N). Diferentes letras apresentam diferentes níveis de força de ruptura – One-way ANOVA complementado pelo teste de Tukey ($p < 0.05$).

Tipo de fio	Força máxima (N)
Nylon Black 5.0	18.29 ± 5.98 ^b
Seda 4.0	26.55 ± 1.63 ^a
Polipropileno 5.0	11.47 ± 3.89 ^c
Poliamida Nylon Blue 5.0	19.55 ± 1.7 ^b
Poliamida Nylon soft blue 5.0	13.87 ± 0.90 ^c
PTFE 4.0	15.11 ± 4.67 ^{b,c}

Valores não compartilhando a mesma letra são estatisticamente diferentes

Gráfico 13 – Média de força máxima de cada tipo de fios.



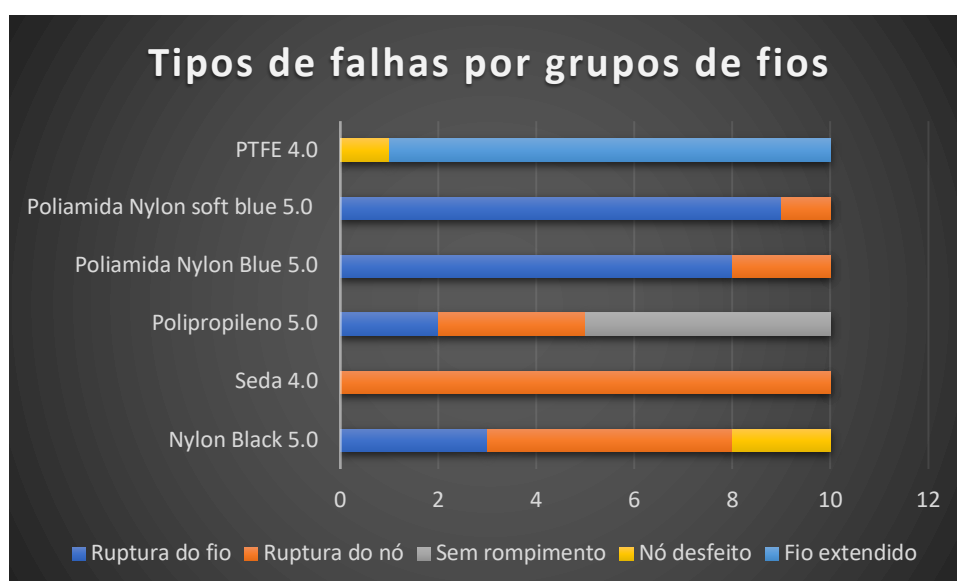
Em relação ao padrão de rupturas, os fios de seda apresentaram predominantemente ruptura do nó (10), enquanto os fios de Poliamida Nylon Blue e de Poliamida Nylon soft blue 5.0 apresentaram ruptura do fio em 8 e 9 amostras respectivamente. O fio de PTFE apresentou extensões e não rompeu na maioria dos casos (9), enquanto o fio de polipropileno não rompeu na maioria dos casos (5). Os fios de Nylon Black apresentaram heterogeneidade nos seus

padrões de ruptura, apresentando falha no nó, ruptura do nó ou ruptura do fio. Os padrões de ruptura da falha dos fios de sutura estão expostos na tabela 2.

Tabela 2: Frequência dos padrões de ruptura ou falha dos fios de sutura

	Ruptura do fio	Ruptura do nó	Sem rompimento	Nó desfeito	Fio estendido
Nylon Black 5.0	3	5	0	2	0
Seda 4.0	0	10	0	0	0
Polipropileno 5.0	2	3	5	0	0
Poliamida Nylon Blue 5.0	8	2	0	0	0
Poliamida Nylon soft blue 5.0	9	1	0	0	0
PTFE 4.0	0	0	0	1	9

Gráfico 14 – Tipos de falhas por grupos de fios.



6. Discussão

Desde a década de 80 notava-se a importância de estudar a resistência a tração de fios de sutura cirúrgicos (39), entretanto, a literatura sobre este tema é escassa.

Em muitos estudos pré-clínicos com fios de sutura odontológicos, a resistência a tração é testada a partir de um fio inteiro onde suas extremidades são fixadas as bases de uma máquina de ensaios (61). Esta fixação pode ser feita por uma pinça do tipo porta agulhas ou dispositivo de apreensão, de forma que a máquina de testes tracione, em uma determinada velocidade, as suas extremidades em sentidos opostos (58). Diferindo da literatura, este estudo possibilitou simular a confecção de um ponto cirúrgico por meio do desenvolvimento de um dispositivo inovador para a máquina de ensaios universais.

Dentre os fios mais espessos estudados (4-0), o fio de seda mostrou-se mais resistente a tração que o PTFE. Porém, estudos mostram que o fio de seda por ser de origem animal (orgânico) está relacionado a altos índices de inflamação e acúmulo bacteriano (20), já o PTFE apesar de apresentar uma força máxima de tração inferior ao fio de seda, possui características microbiológicas mais favoráveis. Assim como o fio de seda, o PTFE apresenta baixa memória elástica e maleabilidade, que proporcionam um nó firme e seguro, porém, a literatura mostra que sua eficiência em relação ao acúmulo bacteriano e as reações no tecido adjacente são mais favoráveis (16). Uma das limitações deste estudo foi a não realização de testes microbiológicos, entretanto, na prática clínica o fio de seda ainda é muito utilizado por seu baixo custo e facilidade de confecção do nó, por ser mais maleável que os outros (20,48).

O objetivo do teste de força de tração do fio é mensurar a força máxima até sua falha que pode ser: ruptura do fio, ruptura do nó, nó desfeito e extensão do fio. Os fios de seda e PTFE apresentaram diferentes falhas: seda - 100% apresentou ruptura do nó, PTFE - 90% apresentou extensão do fio e 10% nó desfeito. Na prática clínica, a extensão do fio pode ser favorável devido à sua capacidade de adaptação ao edema, evitando uma possível deiscência da sutura.

Os fios menos espessos (5-0) são frequentemente utilizados na prática odontológica, dentre os fios testados, o que mostrou maior resistência máxima a tração foi o fio de Poliamida Nylon Blue, seguido pelo Nylon Black. Os fios de sutura de nylon, segundo Netscher et. al., pela sua alta resistência a tração, podem ser utilizados em espessuras menores, possibilitando uma sutura mais delicada ao procedimento (48). O estudo da resistência a força de tração de diversos tipos de fios de sutura nos mostra que as características de cada fio, tais como material que foi confeccionado, tipo de construção (mono ou multifilamentar), tipo de superfície (lisa ou rugosa) interferem na sua resistência (39).

Abellán et. al., em um estudo *in vitro*, utilizando uma técnica similar a deste estudo verificou que o fio de poliamida (5-0) em uma configuração de ponto com três nós de forma intercalada, obteve uma resistência a tensão maior que os outros fios estudados (mesma espessura) (62), corroborando com os resultados obtidos neste estudo.

O fio de poliamida nylon soft blue por ser um material relativamente novo no mercado não apresenta ampla literatura, no entanto, mecanicamente se mostrou semelhante ao fio de polipropileno não apresentando diferença estatística significativa no teste de resistência a tração.

Abullais et. al., mostra em um estudo *in vitro* que o fio de polipropileno apresenta valores de resistência a tração superiores ao demais fios estudados, por exemplo, o fio de seda (61). Contrapondo a literatura, verificamos que o fio de seda apresentou uma resistência maior que o polipropileno, no entanto, uma justificativa para tal diferença pode ser a técnica utilizada, visto que Abullais et. al., utilizou um dispositivo que traciona o fio se a confecção do nó (61), enquanto este estudo utilizou um dispositivo que viabilizou a simulação de um nó cirúrgico.

Apesar das limitações do estudo, como por exemplo a não realização de uma análise microbiológica e microscópica, o trabalho possibilitou o teste de um dispositivo inovador capaz de simular um ponto cirúrgico. Nos deparamos com a dificuldade de comparar estudos de resistência a força de tração de fios de sutura odontológicos, visto que diferentes metodologias

interferem diretamente no valor obtido. Com isso notamos a necessidade de estudos que avaliem a resistência dos fios expostos ao meio bucal, estudos que testem outras propriedades inerentes a qualidade do fio de sutura e que comparem os mesmos fios de diferentes marcas disponíveis no mercado.

7. Conclusão

O estudo concluiu que entre os fios de sutura de maior calibre (4-0), o fio seda obteve melhor resistência máxima a tração, já entre os fios de menor calibre (5-0), o fio de poliamida nylon blue apresentou um valor maior que os demais.

8. Referências

1. Snyder CC. On the history of the suture. *Plast Reconstr Surg.* outubro de 1976;58(4):401–6.
2. O’Neal RB, Alleyn CD. Suture materials and techniques. *Curr Opin Periodontol.* 1997;4:89–95.
3. Miloro M, Ghali GE, Larsen PE, Waite P, organizadores. *Peterson’s principles of oral and maxillofacial surgery.* 2nd ed. Hamilton, Ont. ; London: B C Decker; 2004. 2 p.
4. Freitas R de. *Tratado de cirurgia bucomaxilofacial.* Rio de Janeiro, RJ, Brasil; 2006.
5. Barros M, Gorgal R, Machado AP, Correia A, Montenegro N. [Surgical basic skills: surgical sutures]. *Acta Med Port.* dezembro de 2011;24 Suppl 4:1051–6.
6. Trombelli L, Severi M, Pramstraller M, Farina R. A simplified soft tissue management for peri-implant bone augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* fevereiro de 2019;34(1):197–204.
7. Yu K, Liu W, Wang H, Tan Z. New Incision and Flap Designs in Autogenous Bone Ring Grafting with Simultaneous Implant Placement and an Evaluation of the Effect of First-Stage Wound Dehiscence in Dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* agosto de 2020;35(4):721–30.
8. Elgali I, Omar O, Dahlin C, Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. *Eur J Oral Sci.* outubro de 2017;125(5):315–37.
9. Goel A, Ghai D, Sood A, Singh GP, Nagi PK, Singh P. A Comparative Evaluation of Silk Suture and Cyanoacrylate Adhesive in the Stabilization of Free Gingival Graft Harvested with Erbium: Yttrium-Aluminum-Garnet Laser: A Clinical Study. *J Pharm Bioallied Sci.* novembro de 2021;13(Suppl 2):S1672–8.
10. Urban IA, Lozada JL, Wessing B, Suárez-López del Amo F, Wang HL. Vertical Bone Grafting and Periosteal Vertical Mattress Suture for the Fixation of Resorbable Membranes and Stabilization of Particulate Grafts in Horizontal Guided Bone Regeneration to Achieve More Predictable Results: A Technical Report. *Int J Periodontics Restorative Dent.* abril de 2016;36(2):153–9.
11. Lawrence TM, Davis TRC. A Biomechanical Analysis of Suture Materials and Their Influence on a Four-Strand Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg.* julho de 2005;30(4):836–41.
12. ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas [Internet]. ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas. [citado 16 de setembro de 2022]. Disponível em: <https://www.abnt.org.br/>
13. Gartti-Jardim EC, de Souza AP, de Souza Carvalho ACG, Pereira CCS, Okamoto R, Filho OM. Comparative study of the healing process when using Vicryl®, Vicryl Rapid®, Vicryl Plus®, and Monocryl® sutures in the rat dermal tissue. *Oral Maxillofac Surg.* dezembro de 2013;17(4):293–8.
14. Wang HL, Boyapati L. “PASS” principles for predictable bone regeneration. *Implant Dent.* março de 2006;15(1):8–17.
15. Salthouse TN. Biologic response to sutures. *Otolaryngol Head Neck Surg.* dezembro de 1980;88(6):658–64.
16. Dennis C, Sethu S, Nayak S, Mohan L, Morsi Y (Yos), Manivasagam G. Suture materials — Current and emerging trends. *J Biomed Mater Res A.* 2016;104(6):1544–59.
17. Okamoto T, Yabushita LK, Nakama HH, Okamoto R. Processo de reparação cutânea após incisão e sutura com fios de poliglactina 910 e poliglicaprone 25: estudo microscópico comparativo em ratos. *Rev Odontol Araçatuba Impr.* 2003;62–7.
18. Bretcanu O, Verné E, Borello L, Boccaccini AR. Bioactivity of degradable polymer sutures coated with bioactive glass. *J Mater Sci Mater Med.* agosto de 2004;15(8):893–9.
19. Asher R, Chacartchi T, Tandlich M, Shapira L, Polak D. Microbial accumulation on

- different suture materials following oral surgery: a randomized controlled study. *Clin Oral Investig.* 8 de fevereiro de 2019;23(2):559–65.
20. Dragovic M, Pejovic M, Stepic J, Colic S, Dozic B, Dragovic S, et al. Comparison of four different suture materials in respect to oral wound healing, microbial colonization, tissue reaction and clinical features-randomized clinical study. *Clin Oral Investig.* abril de 2020;24(4):1527–41.
 21. Austin BR, Henderson RA. Buried Tension Sutures: Force-Tension Comparisons of Pulley, Double Butterfly, Mattress, and Simple Interrupted Suture Patterns. *Vet Surg.* janeiro de 2006;35(1):43–8.
 22. Karabulut R, Sonmez K, Turkyilmaz Z, Bagbanci B, Basaklar AC, Kale N. An In Vitro and In Vivo Evaluation of Tensile Strength and Durability of Seven Suture Materials in Various pH and Different Conditions: An Experimental Study in Rats. *Indian J Surg.* outubro de 2010;72(5):386–90.
 23. Trowbridge HO, Emling RC, Fornatora M. Inflammation. A Review of the Process. *Implant Dent.* Fall de 1997;6(3):238.
 24. H Koshak H. Dental Suturing Materials and Techniques. *Glob J Otolaryngol* [Internet]. 12 de dezembro de 2017 [citado 7 de setembro de 2022];12(2). Disponível em: <https://juniperpublishers.com/gjo/GJO.MS.ID.555833.php>
 25. Moore RL, Hill M. Suturing techniques for periodontal plastic surgery. *Periodontol* 2000. junho de 1996;11:103–11.
 26. Burkhardt R, Lang NP. Influence of suturing on wound healing. *Periodontol* 2000. junho de 2015;68(1):270–81.
 27. Shaw RJ, Negus TW, Mellor TK. A prospective clinical evaluation of the longevity of resorbable sutures in oral mucosa. *Br J Oral Maxillofac Surg.* junho de 1996;34(3):252–4.
 28. Silverstein LH, Kurtzman GM, Shatz PC. Suturing for Optimal Soft-Tissue Management. *J Oral Implantol.* 1º de abril de 2009;35(2):82–90.
 29. Andrade MGS, Weissman R, Reis SRA. Tissue reaction and surface morphology of absorbable sutures after in vivo exposure. *J Mater Sci Mater Med.* 1º de outubro de 2006;17(10):949–61.
 30. Kurtzman GM, Silverstein LH, Shatz PC, Kurtzman D. Suturing for surgical success. *Dent Today.* outubro de 2005;24(10):96–102; quiz 103.
 31. Barr J. Lister's ligatures. *J Vasc Surg.* novembro de 2014;60(5):1383–5.
 32. Silverstein LH. Princípios de sutura odontológica.
 33. Takayama CM. Suturas em Cirurgia Oral e Implantodontia. :10.
 34. Hochberg J, Meyer KM, Marion MD. Suture choice and other methods of skin closure. *Surg Clin North Am.* junho de 2009;89(3):627–41.
 35. Akifuddin S. Review On Sutures in Oral Surgery- An Update. *J Adv Med Dent Sci Res.* 2014;2(3):4.
 36. Balamurugan R, Mohamed M, Pandey V, Katikaneni HKR, Kumar KRA. Clinical and histological comparison of polyglycolic acid suture with black silk suture after minor oral surgical procedure. *J Contemp Dent Pract.* 1º de julho de 2012;13(4):521–7.
 37. Javed F, Al-Askar M, Almas K, Romanos GE, Al-Hezaimi K. Tissue reactions to various suture materials used in oral surgical interventions. *ISRN Dent.* 2012;2012:762095.
 38. Castro HL, Bona AD, Ávila VJB. Propriedades físicas dos fios de sutura usados na odontologia. *Braz Dent Sci* [Internet]. 13 de agosto de 2010 [citado 26 de outubro de 2022];10(2). Disponível em: <https://bds.ict.unesp.br/index.php/cob/article/view/344>
 39. Bennett RG. Selection of wound closure materials. *J Am Acad Dermatol.* abril de 1988;18(4):619–37.
 40. Harrell RM, Tong J, Weinhold PS, Dahners LE. Comparison of the Mechanical Properties of Different Tension Band Materials and Suture Techniques: *J Orthop Trauma.*

fevereiro de 2003;17(2):119–22.

41. Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K. Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be? *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg Off Publ Arthrosc Assoc N Am Int Arthrosc Assoc*. março de 2000;16(2):202–7.
42. Ferguson REH, Schuler K, Thornton BP, Vasconez HC, Rinker B. The effect of saliva and oral intake on the tensile properties of sutures: an experimental study. *Ann Plast Surg*. março de 2007;58(3):268–72.
43. Hans R, Thomas S, Garla B, Dagli RJ, Hans MK. Effect of Various Sugary Beverages on Salivary pH, Flow Rate, and Oral Clearance Rate amongst Adults. *Scientifica*. 2016;2016:5027283.
44. Faria IC, Marangon Júnior H, Pereira RMA, Andrade RS de, Faria VH da C, Silva RV e. Análise experimental da resistência à tração de fios de sutura utilizados em Odontologia. *Res Soc Dev*. 21 de novembro de 2021;10(15):e131101522517.
45. Meyer RD, Antonini CJ. A review of suture materials, Part I. *Compend Newtown Pa*. maio de 1989;10(5):260–2, 264–5.
46. Kim H, Hwang K, Yun SM. Catgut and its Use in Plastic Surgery. *J Craniofac Surg*. maio de 2020;31(3):876–8.
47. Uff CR, Scott AD, Pockley AG. Influence of soluble suture factors on in tit.0 macrophage function. 1995;16(5):6.
48. Netscher DT, Badal JJ, Yang J, Kaufman Y, Alexander J, Noble P. Biomechanical Evaluation of Double-Strand (Looped) and Single-Strand Polyamide Multifilament Suture: Influence of Knot and Suture Size. *HAND*. setembro de 2015;10(3):417–24.
49. Kudur MH, Pai SB, Sripathi H, Prabhu S. Sutures and suturing techniques in skin closure. *Indian J Dermatol Venereol Leprol*. agosto de 2009;75(4):425–34.
50. Minozzi F, Bollero P, Unfer V, Dolci A, Galli M. The sutures in dentistry. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. junho de 2009;13(3):217–26.
51. Okada N, Oshima H, Narita Y, Usui A. Nonanastomotic Rupture of a Woven Polyester Graft Caused by a Tacking Stitch After Aortic Arch Replacement. *Ann Thorac Surg*. dezembro de 2015;100(6):2370.
52. Rothenburger S, Spangler D, Bhende S, Burkley D. In vitro antimicrobial evaluation of Coated VICRYL* Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 with triclosan) using zone of inhibition assays. *Surg Infect*. 2002;3 Suppl 1:S79-87.
53. Araújo-Filho I. Surgical Sutures: The Necessary Update of Current Knowledge. *Open Access J Surg [Internet]*. 13 de fevereiro de 2018 [citado 23 de setembro de 2022];8(1). Disponível em: <https://juniperpublishers.com/oajs/OAJS.MS.ID.555730.php>
54. Craig PH, Williams JA, Davis KW, Magoun AD, Levy AJ, Bogdansky S, et al. A biologic comparison of polyglactin 910 and polyglycolic acid synthetic absorbable sutures. *Surg Gynecol Obstet*. julho de 1975;141(1):1–10.
55. Abullais SS, AlOsman SS, AlQahtani SM, Khan AA, Nahid R, Basheer SA, et al. Effect of Common Mouthwashes on Mechanical Properties of Suture Materials Used in Dental Surgeries: A Laboratory Experiment. *Polymers*. 16 de junho de 2022;14(12):2439.
56. Nilsson T. The relative importance of Vicryl and Prolene sutures to the strength of healing abdominal wounds. *Acta Chir Scand*. 1981;147(7):503–7.
57. O’Broin ES, Earley MJ, Smyth H, Hooper AC. Absorbable sutures in tendon repair. A comparison of PDS with prolene in rabbit tendon repair. *J Hand Surg Edinb Scotl*. agosto de 1995;20(4):505–8.
58. Arce J, Palacios A, Alvéitez-Temoche D, Mendoza-Azpur G, Romero-Tapia P, Mayta-Tovalino F. Tensile Strength of Novel Nonabsorbable PTFE (Teflon®) versus Other Suture Materials: An In Vitro Study. *Int J Dent*. 2019;2019:7419708.

59. Matsumoto Y, Aikawa H, Tsutsumi M, Narita S, Yoshida H, Etou H, et al. Histological Examination of Expanded Polytetrafluoroethylene Artificial Dura Mater at 14 Years After Craniotomy: —Case Report—. *Neurol Med Chir (Tokyo)*. 2013;53(1):43–6.
60. Bajaj MS, Sastry SS, Ghose S, Betharia SM, Pushker N. Evaluation of polytetrafluoroethylene suture for frontalis suspension as compared to polybutylate-coated braided polyester. *Clin Experiment Ophthalmol*. agosto de 2004;32(4):415–9.
61. Abullais SS, Alqahtani NA, Alkhulban RM, Alamer SH, Khan AA, Pimple S. In-vitro evaluation of commonly used beverages on tensile strength of different suture materials used in dental surgeries. *Medicine (Baltimore)*. 25 de novembro de 2020;99(48):e19831.
62. Abellán D, Nart J, Pascual A, Cohen R, Sanz-Moliner J. Physical and Mechanical Evaluation of Five Suture Materials on Three Knot Configurations: An in Vitro Study. *Polymers*. 20 de abril de 2016;8(4):147.