

UNIVERSIDADE SANTO AMARO

**Mestrado em Odontologia com Área de concentração em
Implantodontia**

Alexandre Hyppolito

**Formação do biofilme *Enterococcus faecalis* em diferentes
materiais de fio de sutura utilizados em cirurgia oral: *estudo in vitro***

São Paulo

2023

Alexandre Hyppolito

Formação do biofilme *Enterococcus faecalis* em diferentes materiais de fio de sutura utilizados em cirurgia oral: *estudo in vitro*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* da Universidade Santo Amaro – UNISA, como requisito para obtenção do título de Mestre em Odontologia com área de concentração em Implantodontia.

Orientadora: Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão.

São Paulo

2023

Alexandre Hyppolito

Formação do biofilme *Enterococcus faecalis* em diferentes materiais de fio de sutura utilizados em cirurgia oral: *estudo in vitro*

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: Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão.

São Paulo, 11 de dezembro de 2023

Banca Examinadora

Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão

Profa. Dra. Mônica Yuri Orita Misawa

Profa. Dra. Márcia Hiromi Tanaka

Conceito Final: _____

Dedico esta dissertação aos meus pais por todo apoio e paciência. Aos meus professores, que dedicaram seu tempo no meu aperfeiçoamento. Aos amigos, que durante esse período, sempre me incentivaram.

AGRADECIMENTOS

A todos, que direta ou indiretamente, me apoiaram nessa jornada. Aos meus pais, cujo amor incondicional permitiram que tudo se realiza-se. A minha irmã Christina Hyppolito só por ser. Para minha sobrinha Camilla Hyppolito Safadi. Para Lucia de Souza Rabello minha cúmplice. Para minhas três joias do infinito Gabrielle, Isabelle e Gabriel Grassi. Para minha família.

Para minha orientadora Doutora Heloisa Fonseca Marão, por me conduzir nessa jornada. As Doutoradas Luana de Campos e Marcia Hiromi Tanaka que me acompanharam desde o início. Para Professora Marina, Sr. Juscelino e Sr. Fernando por todo auxílio no laboratório. A ex-secretária de pós-graduação “Marcinha” e todos que trabalham na secretaria de pós-graduação por nos socorrerem todos os dias de aula.

Para Flavia Gonzalez que um dia me escolheu como seu parceiro e para Sumaya Takam. Ao meu colega Fernando Luiz Di Giacomo pela contribuição inestimável. Para todos os professores do mestrado que, cada um a seu modo contribuíram para essa realização: Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, por uma coordenação impecável, Profa. Dra. Angelica Castro Pimentel, Prof. Dr. Caio V. Roman Torres, Profa. Dra. Debora Pallos, Profa. Dra. Fabiana Martins e Martins de Almeida, Prof. Dr. Gustavo Antonio Correa Momesso, Profa. Dra. Leticia Cidreira Boaro, Prof. Dr. Willian Cunha Brandt, Profa. Dra. Yeon Jung Kim, Profa. Dra. Heloisa Fonseca Marão, Profa. Dra. Luana de Campos, Profa. Dra. Marcia Hiromi Tanaka.

Aos amigos das turmas 22,23 e 24 pelos melhores dias.

A Deus por tudo.

“Há um momento especial que acontece na vida de toda pessoa, um momento para qual ela nasceu. Quando aproveita essa oportunidade extraordinária, faz com que a pessoa cumpra sua missão, uma missão para qual somente ela tem as qualificações necessárias.

Nesse momento, a pessoa encontra a grandeza. Esse é o nosso momento maravilhoso.”

Winston Churchill

RESUMO

A colonização bacteriana de suturas utilizadas em cirurgia oral é uma preocupação significativa devido aos riscos associados a infecções pós-operatórias. A bactéria *Enterococcus faecalis*, está presente na peri-implantite, gengivite, lesões endodônticas e sua adesão aos fios de sutura pode comprometer implantes e enxertos ósseos e gengivais. Desta forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a aderência do biofilme de *Enterococcus faecalis* em diferentes fios de sutura. Foram selecionados 6 diferentes tipos de fios: Seda, Nylon Soft Blue, Nylon Black, Nylon Blue, Politetrafluoroetileno (PTFE), Polipropileno. Nove fragmentos de 10mm de cada fio (n=9) foram imersos em 200µl de 10⁶ cel/ml de *Enterococcus faecalis*. Após 24 horas, os fios foram lavados com soro fisiológico. O biofilme aderido nos fios foram removidos e plaqueados em meio específico por 24 horas a 37°C. Após a incubação de 24 horas, foi realizada a contagem de colônias. Os dados foram submetidos ao teste Kruskal-Wallis e Mann Whitney com nível de significância de 5%. Os resultados indicaram que o fio de PTFE apresentou maior UFC/ml em relação ao fio de seda, mas sem diferença estatisticamente significativa (p=0,6048), enquanto o fio de Nylon Soft Blue apresentou menor UFC/ml (p <0,0001) quando comparados aos outros fios e apresentou diferença estatisticamente significantes para os fios seda (p<0001), PTFE (p<0001), Nylon Black (p<0,006), Nylon Blue (p<0,0041) e Polipropileno (p<0,043). Desta forma, foi concluído que o fio Seda e PTFE foram os que apresentaram maior aderência de biofilme de *Enterococcus faecalis*.

Palavras-chaves: Suturas dentárias, *Enterococcus faecalis*, biofilmes, odontologia.

ABSTRACT

Bacterial colonization of sutures used in oral surgery is a significant concern due to the risks associated with postoperative infections. The bacterium *Enterococcus faecalis* is present in peri-implantitis, gingivitis, endodontic lesions and its adhesion to suture threads can compromise implants and bone and gingival grafts. Therefore, the objective of this study was to evaluate the adherence of *Enterococcus faecalis* biofilm to different suture threads. 6 different types of threads were selected: Silk, Soft Blue Nylon, Black Nylon, Blue Nylon all 3 polyamides, Polytetrafluoroethylene (PTFE), Polypropylene. Nine 10mm fragments of each thread (n=9) were immersed in 200µl of 10^6 *Enterococcus faecalis* cel/ml. After 24 hours, the hair was washed with saline solution. The biofilm adhered to the threads was removed and plated in specific medium for 24 hours at 37oC. After incubation (24 hours), colony counting was performed. The data were subjected to the Kruskal-Wallis and Mann Whitney test with a significance level of 5%. The results indicated that the PTFE thread presented a higher CFU/ml compared to the silk thread, but without a statistically significant difference ($p=0.6048$), while the Nylon Soft Blue thread presented a lower CFU/ml ($p<0.0001$). when compared to the other threads and presented statistically significant differences for silk threads ($p<0.001$), PTFE ($p<0001$), Black Nylon ($p<0.006$), Blue Nylon ($p<0.0041$) and Polypropylene ($p <0.043$). Therefore, it was concluded that silk and PTFE threads showed greater adherence to the *Enterococcus faecalis* biofilm.

Keywords: Dental sutures, *Enterococcus faecalis*, biofilms, dentistry.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Fig 1: Ciclo de crescimento do biofilme.....	23
Fig 2: Amostra mensurada para corte.....;	27
Fig 3: Espectômetro.....	28
Fig 4: Espectômetro calibrado	28
Fig 5: Placas após a incubação.....	29
Fig 6:Contagem do número de colônias.....	29

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Unidade formadora de colônia (UFC/ml) em cada grupo. Símbolos diferentes representam diferença estatística ($P < 0.05$).....31

LISTA DE ABREVIATURAS

PTFE – Politetrafluoroetileno

UFC/ml – Unidade formadora de colônia por mililitro

p – Valor de significância estatística

EPS- Compostos poliméricos excretados

ISCs – Infecções em sítios cirúrgicos

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Tipos de fios e reações teciduais..... 18

Quadro 2: Média de UFC/ml do *Enterococcus faecalis* para cada grupo de fios..... 31

Sumário

1.INTRODUÇÃO.....	14
2.REVISÃO DE LITERATURA.....	17
2.1 Manobra de síntese.....	17
2.2 Características do fio de sutura.....	17
2.3 Tipos de fios de sutura.....	18
2.3.1 Categute.....	18
2.3.2 Seda.....	18
2.3.3 Algodão.....	19
2.3.4 Poliéster	19
2.3.5 Nylon.....	19
2.3.6 Acido Poliglicolico	20
2.3.7 Poligalactina 910.....	20
2.3.8 Polipropileno.....	20
2.3.9 Politetrafluoroetileno	21
2.4 Suturas e adesão de biofilmes.....	21
2.4.1 Formação do biofilme.....	22
2.4.2 Biofilme e suas implicações.....	23
2.4.3 <i>Enterococcus faecalis</i>	24
2.4.4 Importância da composição do fio de sutura.....	24
3 OBJETIVO.....	26
4 METODOLOGIA.....	27
4.1 Delineamento do estudo.....	27
4.2 Biofilme.....	28
4.3 Análise de dados.....	29
5 REULTADOS	30
6 DISCUSSÃO	32
7 CONCLUSÃO.....	35
Referências	36

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 bucal. Tal exposição é de especial preocupação, pois muitas vezes pode comprometer o tratamento, podendo por exemplo levar o paciente a perder osso em uma região onde foi feita uma regeneração óssea e assim impossibilitar a 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 confecção 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). Ao mesmo tempo, deve-se impedir ou restringir agregação e proliferação bacteriana na parte exposta aos fluidos bucais e ser impermeável para evitar a contaminação no interior da ferida(12).

Os fios de sutura podem ser de origem orgânica (origem animal ou vegetal) ou sintéticos. 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 (12,13), enquanto os fios de origem sintética (13), apresentam pouca reação inflamatória e mais tecnologia envolvida no seu desenvolvimento (12,14,15), 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 (monofilamento) ou vários filamentos (multifilamento). 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, aumentam da fase exsudativa (16,17), e podem gerar 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 (12).

A maioria dos estudos dos fios de sutura se concentram nas reações inflamatórias que o material proporciona (8,14,18,19). 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 (11,20,21).

Além do mais, as suturas podem ser contaminadas por bactérias provenientes da flora bucal e algumas medidas podem ser direcionadas para identificar fatores de risco destas contaminações, bem como medidas preventivas, como cuidados pré-operatórios com medicações sistêmicas e o uso de colutórios (22–24).

Há na literatura, trabalhos que mostram que o material de sutura devido a sua configuração física e química, é um nicho para aderência microbiana, podendo assim levar a contaminação das feridas (15,25). Um dos exemplos, são as suturas trançadas, que fornecem uma superfície maior e mais complexa para aderência bacteriana quando comparadas com as suturas monofilamentares . Sendo assim, a adesão bacteriana pode estar diretamente relacionada ao material do fio de sutura. Portanto, a escolha do material do fio de sutura também deve ser considerada para um bom processo de reparo da ferida (26). Nas feridas cirúrgicas (16,18) e na peri-implantite podem estar presentes bactérias aeróbias e anaeróbias. Dentre as bactérias comumente isoladas da peri-implantite e infecções pós-operatórias, estão as bactérias *fusobactérias*, espécies *Peptostreptococcus*, *Prevotella intermedia*, espécies *Actinomyces*, *Capnocytophaga*, *Enterococci*, *Streptococci* e *Staphylococcus aureus* (*S. aureus*) (27–30). Recentemente, bactérias não tão frequentes, foram identificadas na peri-implantite, são elas: *Enterococcus faecalis* (*E. faecalis*) e *Escherichia coli* (*E. coli*) (31). Portanto, o desenvolvimento de fios de suturas que não acumulem bactérias pode ter um impacto significativo no risco de infecções e reparação das feridas (32).

A importância da ausência de infecção e inflamação (25,33–35) no processo de reparo após a cirurgia, e a resposta biológica que o material de sutura pode ocasionar é totalmente relevante no planejamento cirúrgico (34). O *Enterococcus faecalis* é um organismo Gram positivo encontrado no trato gastrointestinal e responsável por infecções hospitalares e de alta resistência a antibioticoterapia. São capazes de trocar material genético entre si, quando dentro de um biofilme, o que lhes confere a alta virulência e a dificuldade de combatê-los (36).

A colonização por essa bactéria pode comprometer as cirurgias de reconstrução óssea, reconstruções teciduais e implantes dentários. Esta bactéria pode residir no osso após a exodontia de um dente infectado e pode colonizar tanto o implante quanto materiais de enxertia. Geralmente, o *Enterococcus faecalis* encontra-se associado a outras bactérias fazendo parte de infecções múltiplas que podem dificultar o tratamento (37,38). Esta bactéria também pode ser encontrada em casos de gengivite e periodontite. Assim a cavidade bucal pode ser considerada um sítio rico em *Enterococcus faecalis* (39).

Portanto, este estudo *in vitro* tem como objetivo criar uma base de evidência para a adesão do *Enterococcus faecalis*, em diferentes materiais de fios de sutura. Desta forma, identificando qual material de sutura apresenta menor adesão bacteriana e assim podendo minimizar riscos de infecções pós-operatórias, necroses, perda de enxertos entre outras complicações em procedimentos odontológicos através da escolha desses materiais.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 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 (40). Na odontologia, as agulhas possuem uma curvatura para que seja possível a mobilidade da manobra em pequenos espaços (41) 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 (42).

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 prensão 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 (43,44)

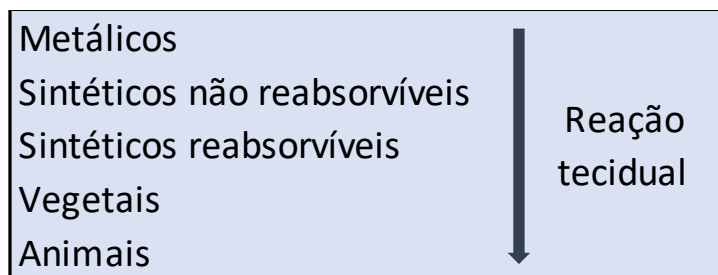
As suturas podem ser divididas em dois principais tipos, pontos individuais e contínuos. Cada tipo de sutura terá sua utilização de acordo com o objetivo a ser alcançado, dentre os individuais, o ponto simples é utilizado para cooptação de bordos, ponto em U é utilizado para sustentação de tecidos, já os pontos em X são utilizados quando existe a necessidade de manutenção do coágulo (3,4,45). 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 (4,42).

2.2 Características do fio de sutura

A característica essencial para um fio de sutura são suas características biológicas, ou seja, sua relação com o tecido (Quadro 1) a ser suturado (46). 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 (46).

Quadro 1 – Tipos de fios e reações teciduais.



Freitas R , Tratado de cirurgia bucomaxilofacial. Rio de Janeiro, RJ, Brasil; 2006

2.3 Tipos de fios de sutura

2.3.1 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(4,47). 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 (14,48).

2.3.2 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 fístulas 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(49–51).

2.3.3 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 (49).

2.3.4 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 a falha (52–54)

2.3.5 Poliamida Nylon

O fio de sutura de poliamida nylon, é um fio que pode ter a apresentação de monofilamentado ou multifilamentado, 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 monofilamento, geralmente em medidas em diâmetro de 0,01 a 0,1mm. Os fios monofilamentares de poliamida com medidas em diâmetro maiores que 0,1 mm (5-0) são mais incômodos ao paciente, pois são mais rígidos(50,55).

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 necessitam, de uma maior resistência e delicadeza da sutura (50,56,57).

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. 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*(58). No entanto, em estudo realizado com ratos, não foi observada nenhuma ação antibacteriana proveniente dos subprodutos (59).

2.3.6 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(52). 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 (42,52,53).

2.3.7 Poligalactinina 910

Trata-se de fio multifilamentar, trançado e bem esticado, com boa resistência à tração e fácil manuseio, sua absorção acontece de 60 a 80 dias. Craig et al.(1975), em estudo com ratos mostrou que após 90 dias no organismo o exame histológico não apresentava remanescentes da poligalactina(60).

Devido à 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. É formado por 90% de ácido glicólico e 10% de ácido láctico. Cerca de 50% do fio é absorvido por hidrólise após o 28º dia pós-operatório(61), revelou-se o fio mais adequado em comparação com outros fios absorvíveis naturais e sintéticos (12,49,62).

2.3.8 Polipropileno

O polipropileno é um material sintético não-reabsorvível na forma monofilamentar obtida pela polimerização do propileno(63) extremamente lisa, o que diminui a segurança do nó, apresenta elevada plasticidade e baixa reatividade tecidual (62). 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 (52,64).

Fios de polipropileno são monofilamentados não absorvíveis com características que produzem menos traumas aos tecidos produzindo menos inflamação e infecção. Sua capacidade elástica permite acompanhar as alterações dimensionais produzidas pelo edema e não sofrem degradação por enzimas teciduais. Podem permanecer por maior tempo no sítio cirúrgico. Caso não sejam removidas podem ficar encapsuladas (66).

2.3.9 Politetrafluoretileno (PTFE)

O politetrafluoroetileno (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 (3,64).

O PTFE já se mostrou muito eficiente quanto a reações teciduais e acúmulo de bactéria(41,52,53). É considerado o fio de escolha para a cirurgia plástica facial, onde são críticos os resultados funcionais e estéticos(15). O fio de PTFE é tido como primeira escolha para procedimentos cirúrgicos cardíacos por possuir baixa reação tecidual, minimizando a inflamação dos tecidos adjacentes (65). O politetrafluoroetileno (PTFE) pode ser encontrado também com o PTFEe e politetrafluoroetileno expandido. O fio de PTFEe possui aproximadamente metade da sua estrutura formada por ar, é poroso, porém inerte e biocompatível (66).

2.4 Suturas e adesão de biofilme

Os biofilmes orais são comunidades de microrganismos que crescem em superfícies inertes na cavidade oral. Eles são compostos por muitos organismos que formam uma entidade multicelular e são mantidos juntos por uma matriz de compostos poliméricos excretados (EPS). Essa matriz fornece proteção, adesão, estabilização e nutrientes dentro do biofilme. A formação de biofilme é um processo dinâmico em que um micróbio planctônico se liga a uma superfície e se junta a outros microrganismos para formar um biofilme complexo. Cada organismo tem seu próprio método único de aderir a superfícies. Alguns dos modos incluem aderência por meio de flagelos, pilis, proteínas e adesinas de polissacarídeos. Os biofilmes orais se desenvolvem em

substratos como a dentição natural e próteses dentárias, incluindo dentaduras e implantes dentários e os fios de suturas (67,68).

A presença de bactérias nas suturas pode ser prejudicial porque as bactérias podem aderir aos materiais das suturas e prolongar uma infecção. As bactérias podem ficar protegidas da atividade fagocítica dos leucócitos, retardando o processo de cicatrização da ferida. Isso pode resultar em infecções graves nos tecidos moles e ossos (35). Além disso, a colonização com patógenos em suturas leva à recomendação de que as suturas devem ser removidas o mais cedo possível após a cirurgia para eliminar ou limitar o reservatório para patógenos orais (69)

2.4.1 Formação do biofilme

A partir do momento que um corpo estranho é inserido no organismo, no caso o fio de sutura ou dispositivo cirúrgico por exemplo, ele entra em contato com proteínas, açúcares e hemoderivados que criam um material condicionador. A formação do biofilme ocorre em etapas. A primeira é a fixação à superfície do substrato, no caso o fio de sutura. Os microrganismos aderem a esse condicionador de fluidos do hospedeiro e não ao substrato específico. Neste momento essa adesão é frágil podendo as bactérias serem removidas facilmente. Caso a remoção não ocorra as bactérias começam a se multiplicar e a formar microcolônias. Essas microcolônias então se fundem e formam um biofilme, que é uma comunidade organizada de micróbios envoltos em uma matriz de substâncias poliméricas extracelulares (EPS) (70,71).

O biofilme então continua a crescer e amadurecer, com bactérias no interior dele sofrendo mudanças em sua expressão genética e no seu comportamento. A mudança dessa expressão genética ocorre por uma troca de material genético entre as próprias bactérias num processo conhecido como *quorum sensing*. É esse processo que permite ao biofilme tornar-se mais resistente aos agentes antimicrobianos e a resposta imunológica do hospedeiro. O biofilme cresce até o ponto onde as bactérias mais externas se destacam e retornam ao estado planctônico podendo aderir em outra superfície e produzir um novo biofilme com características diferentes, já que seu material genético foi modificado. Em resumo o processo de formação do biofilme é cíclico. Bactérias planctônicas aderem a superfície e passam

a um estado sésil, diminuindo sua velocidade de crescimento e permitindo a troca de material genético o que lhes garante a resistência e a sobrevivência. Entender o funcionamento desse ciclo é de fundamental importância na prevenção de infecções (67,68).

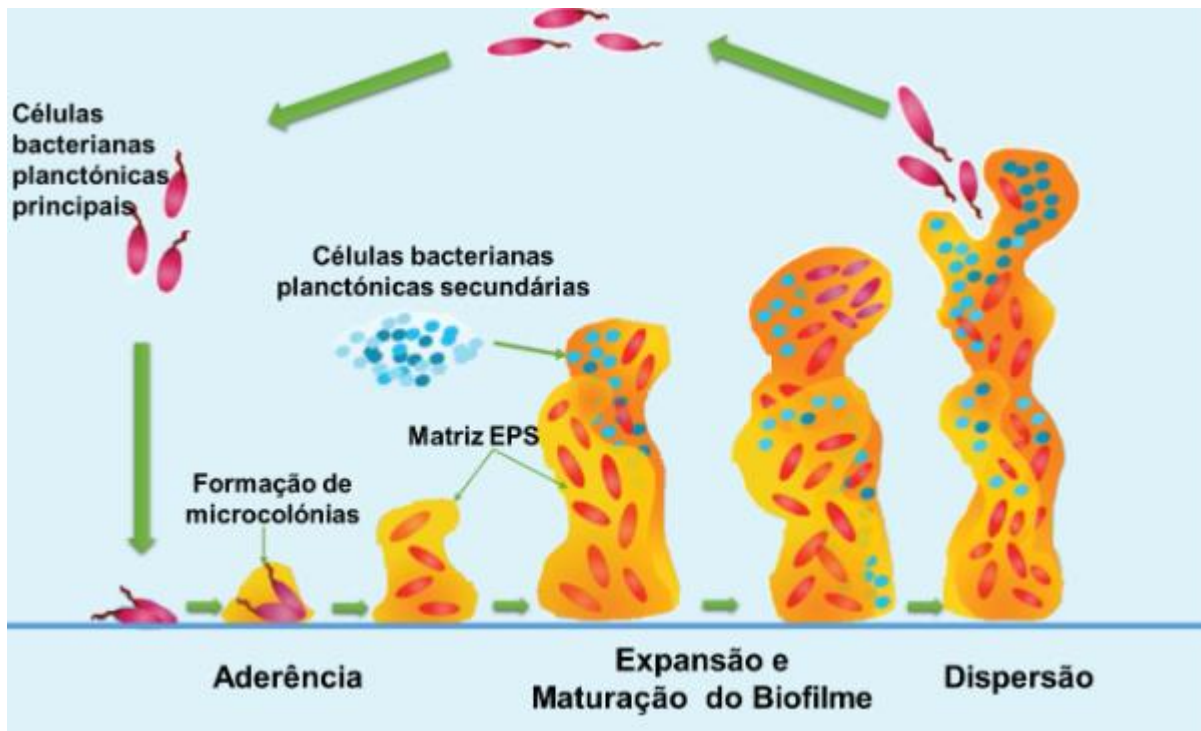


Fig 1: Ciclo de crescimento do biofilme (fonte: foodsafetybrazil.org).

2.4.2 Biofilme bacteriano e suas implicações

Até 80% das infecções do sítio cirúrgico podem envolver um biofilme microbiano. O biofilme permite que as bactérias sobrevivam às defesas intrínsecas e extrínsecas que inativariam as bactérias dispersas. ISCs (infecções em sítios cirúrgicos) associadas a implantes biomédicos ou suturas são notoriamente difíceis de erradicar usando regimes de antibióticos que normalmente seriam eficazes contra as mesmas bactérias que crescem sob condições planctônicas. Esse fenômeno mediado por biofilme é caracterizado como recalcitrância antimicrobiana, que está associada à sobrevivência de um subconjunto de células, incluindo células "persistentes". A formação de biofilmes pode afetar as infecções do sítio cirúrgico, tornando o tratamento com antibióticos mais difícil e prolongado. No entanto, é possível prevenir a formação de biofilmes por meio do uso adequado de profilaxia com

antibióticos e antissepsia da pele antes da cirurgia, bem como o uso de suturas antimicrobianas e irrigação *in situ* (72).

2.4.3 *Enterococcus Faecalis*

O *Enterococcus faecalis* assim como outras bactérias, desenvolveu uma estratégia de sobrevivência através da formação de biofilmes. Quando aderida a uma superfície passa a sofrer alterações tanto em sua sinergia quanto a sua expressão genética. A estrutura do biofilme e as alterações correspondentes na expressão genética podem conferir proteção as bactérias contra agentes desinfetantes ou antibióticos (33,73).

Enterococcus Feacalis podem sobreviver 60°C por 30 minutos, podem se espalhar na presença de ácidos biliares, em solução salina de 6,5% e em ph na variância de 4,6 a 9,9. Podem sobreviver em superfícies abiogênicas por 5 dias até 30 meses. Essas particularidades são motivo de preocupação, principalmente em infecções pós-operatórias e ISCs, por dificuldades em protocolos de tratamento com antibióticos. Tetraciclina, cloranfenicol, eritromicina e vancomicina são alguns dos antibióticos que apresentam um baixo resultado no tratamento de infecções causada por *Enterococcus*. A cavidade oral pode ser um reservatório de cepas virulentas de *Enterococcus* resistentes (33,39,73).

2.4.4 Importância da composição dos fios de sutura

Entender que cada patógeno se comporta de uma maneira em relação ao material estudado é fator decisivo para eleição do fio de sutura. Sendo assim, um certo material pode ter resultado positivo em relação a um microrganismo e um resultado negativo em relação a outro microrganismo (74).

Outro fator de relevância a ser considerado como influente na adesão bacteriana refere-se ao diâmetro das fibras que compõe o fio. Sendo ou não multifilamentado o diâmetro das fibras contribui para adesão bacteriana de forma significativa (75)

O desenvolvimento dos fios de sutura em relação ao biofilme passa pelo desenvolvimento de adição de substâncias antimicrobianas que teoricamente teriam potencial de tornar menor a contaminação da ferida cirúrgica. Compostos como amônio quaternário tiveram bons resultados no combate ao *Enterococcus faecalis* em um estudo *in vitro*. Esse tipo de abordagem exige uma gama de pesquisas já que

esses agregantes não podem alterar as características químicas e físicas dos fios comprometendo seu desempenho na síntese dos tecidos (76,77).

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a formação do biofilme de *Enterococcus faecalis* em 6 diferentes tipos de fios de sutura.

4. METODOLOGIA

4.1. Delineamento do estudo

Foram utilizadas 09 amostras (n=09) de cada tipo de fio de sutura: Seda 4-0 Ethicon® marca Jhonson & Jhonson® (Industria e Comércio de Produtos para Saúde LTDA, São José dos Campos/SP), Nylon Black 5-0, Polipropileno 5-0, Poliamida Nylon Blue 5-0, Poliamida Nylon Soft Blue 5-0 e politetrafluoroetileno (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 agregação bacteriana entre eles. A espessura dos fios 5-0 foi escolhida devido a sua maior utilização no âmbito odontológico na especialidade de Cirurgia e Implantodontia, no entanto o fio de PTFE da marca escolhida é comercializado somente na medida 4-0.

Os testes foram realizados no laboratório de biomateriais da Faculdade de Odontologia da Universidade Santo Amaro - UNISA, (São Paulo, São Paulo- Brasil). Uma unidade cada tipo fio de sutura foi utilizado para o experimento. Todos os fios foram manipulados pelo mesmo operador, em ambiente estéril para não ocorrer contaminação. Nove fragmentos foram cortados de cada fio de sutura, cada um com 10 mm de comprimento.

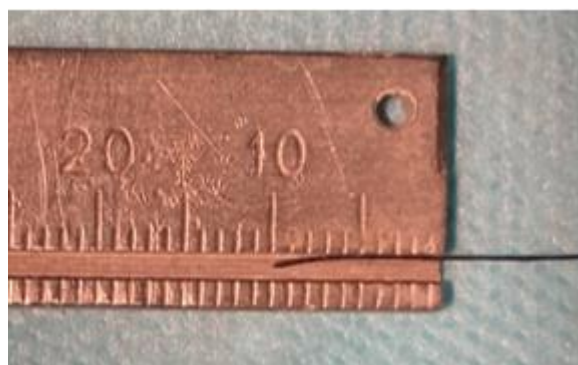


Fig 2 : amostra mensurada para corte.

Em seguida cada um dos nove fragmentos foi acondicionado em um dos poços de uma placa de 96 poços, com uma distância segura para que não houvesse mistura entre as amostras. Desta forma, os fios de sutura foram separados em 6 grupos com 09 amostras de cada fio, nominados da seguinte forma: grupo A (fio de Seda 4.0),

grupo B (fio Nylon Soft Blue 5.0), grupo C (fio Nylon Black 5.0), grupo D (fio Nylon Blue 5.0), grupo E (fio PTFE 4.0), grupo F (fio Polipropileno 5.0).

Em seguida, as placas foram fechadas para proteção das amostras até o momento impregnação com o inóculo de *Enterococcus faecalis*.



Fig 3 : Espectômetro.



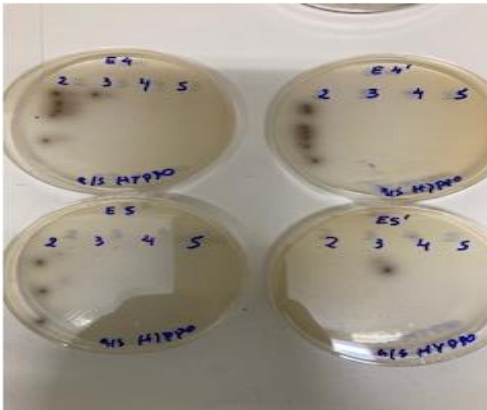
Fig 4: Espectrômetro calibrado.

4.2 Biofilme

Para esse experimento foi utilizado as cepas de *Enterococcus faecalis* (ATCC 22292) que foram diluídas em soro fisiológico até a concentração de 10^7 UFC/ml. A diluição foi realizada até se conseguir a densidade óptica de $1,278 \pm 0,05$ no comprimento de onda de 760nm medido no espectromêtro (Genesys TM- Thermo Spectronic, N.Y. – EUA) sendo vertida em caldo BHI (Brain Heart Infusion) cod k25 – 1400KASVI.

Para *Enterococcus faecalis* (ATCC 29292), foi utilizada a metodologia descrita por Li et al. (2018) (78) com modificações. Suspensões padronizadas foram obtidas por espectrofotometria em solução fisiológica esterilizada (NaCl 0,9%) numa concentração final de 10^6 UFC/ml. O biofilme foi formado sobre os diferentes fios de sutura selecionados neste estudo em placas de 96 poços adicionando 200ul de inóculo a 10^6 UFC/ml. As placas foram incubadas a 37°C por 24h. Após 24h, os biofilmes formados sobre os diferentes fios de suturas foram submetidos à sonicação por 30 segundos e ressuspensos em solução fisiológica. As suspensões finais foram diluídas em (10-

10⁵ml) e plaqueada em meio enterococcosel pela técnica da gota e incubadas a 37°C por 24 horas. Após o período de incubação, foram contadas as colônias características nos grupos tratamento e controle e calculado o número de unidades formadoras de



colônia por mililitro. O experimento foi realizado em triplicata (78).

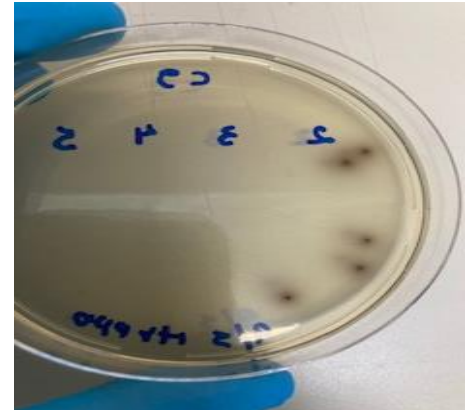


Fig 5: placas após a incubação.

Fig 6: Contagem das colônias.

4.3 Análise dos dados

Os dados foram analisados pelo software GraphPad Prism (GraphPad Software, La Jolla, CA, USA). Após os testes de normalidade e homoscedasticidade, utilizando os testes de Shapiro-Wilk e Levene, respectivamente os dados normais foram submetidos aos testes de one-way Anova e post-hoc Tukey, e os dados não normais foram submetidos aos testes de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney. O nível de significância considerado para todos os testes foi de 5%.

5. RESULTADOS

O grupo A (Seda) apresentou maior unidade formadora de colônias em relação ao grupo B ($p < 0,0001$), grupo C ($p = 0,0262$), grupo D ($p = 0,029$) e grupo F ($p = 0,0002$) e houve diferença estatística entre eles (Gráfico 1). Quando comparado o grupo A ao grupo E, houve menor número de bactérias no grupo A e não houve diferença estatística entre eles, $p = 0,6048$ (Gráfico 1).

O grupo B (Nylon Soft Blue) houve menor unidade formadora de colônias quando comparado com todos os outros grupos e houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos: A ($p < 0,0001$), C ($p = 0,006$), D ($p = 0,0041$), E ($p < 0,0001$) e F ($p = 0,043$) (Gráfico 1).

Em relação ao grupo C (Nylon Black), houve menor unidade formadora de colônias quando comparada ao grupo A e grupo E; e houve diferença estatisticamente significativa entre eles respectivamente: A ($p = 0,0262$) e E ($p = 0,0422$). Houve maior número de unidade formadora de colônias no grupo C, quando comparado ao grupo B, grupo D e grupo F, sem diferença estatística entre eles (Gráfico 1).

O grupo D (Nylon Blue) apresentou menor unidade formadora de bactérias que o grupo A, grupo C e grupo E e apresentou maior unidade formadora de bactérias que o grupo B e grupo F. Sendo diferente estatisticamente do grupo A ($p = 0,0029$), grupo E ($p = 0,003$) (Gráfico 1).

O grupo E (PTFE) apresentou maior unidade formadora de bactérias quando comparado com todos os outros grupos e foi diferente estatisticamente dos grupos C ($p = 0,0422$), grupo D ($p = 0,003$) e do grupo F ($p < 0,0001$) (Gráfico 1).

O grupo F (Polipropileno) apresentou menor unidade formadora de bactérias em relação a todos os grupos, exceto o grupo B, e foi estatisticamente significativa em relação aos grupos A ($p = 0,0002$) e grupo E ($p < 0,0001$) (Gráfico 1).

6. DISCUSSÃO

Esse estudo *in vitro* analisou 6 fios de sutura avaliando a adesão do biofilme *Enterococcus faecalis*. Todos os fios são monofilamentados exceto o fio de seda. Com relação a unidade formadora de colônias (UFC), os fios de Nylon (grupo B, grupo C, grupo D) e grupo F obtiveram os menores valores, enquanto o grupo E apresentou o maior resultado em relação aos outros grupos. Esse resultado assemelha-se ao estudo de Asher *et al.* (2019) que avaliou também os fios de seda e poliamida e concluíram que o fio de poliamida apresentou melhores resultado (menor UFC) que o fio de seda, devido a estrutura ser monofilamentado (18).

Os resultados apresentados neste estudo em relação à diferença estatística entre grupo A e grupo E, foram semelhantes ao estudo de Pons- Vincent *et. al* (2011), que apesar de realizar a coleta de amostras em pacientes e avaliando parâmetros como conforto para o paciente e características de manipulação do fio, também não encontrou diferença estatística em relação a colonização bacteriana. Seu trabalho direcionou atenção para uma análise tanto *in vitro* quanto *in vivo* avaliando a adesão de diversos microrganismos (*Candida albicans*, *Enterococcus faecalis*, *Escherichia coli* e *Streptococcus*) (79). Diferentemente de um recente estudo quantitativo realizado por Parrini *et.al.* (2023), que encontrou valores estatísticos diferentes (entre seda e PTFE), mostrando a menor adesão bacteriana para o fio de PTFE, apesar de não mencionar atenção à uma bactéria específica para os fios de PTFE (80).

Leknes *et al.* em 2005 em um estudo comparativo entre fios de seda e PTFE concluíram que a adesão bacteriana nos fios de sutura de seda era maior devido as características físicas do fio (multifilamentar), mas também já mencionava sobre a porosidade nos fios de PTFE, o que de certa forma era um fator que favorecia a adesão microbiana (81). Nos resultados do nosso estudo o fio de PTFE apresentou o maior valor de UFC quando comparado ao fio de seda. Esse resultado, pode ser em decorrência da porosidade presente no fio PTFE (82). Entretanto, Sênêchal *et.al.* (2004) em um estudo *in vitro* investigou a adesão do *Enterococcus faecalis* em polímeros (poliuretano, poliamida e politetrafluoroetileno), através da análise de microscopia de força atômica, e encontrou no PTFE o melhor resultado, sendo assim seria uma vantagem para um material com indicação para permanecer maior tempo em um sítio cirúrgico (82).

O grupo B foi o material com melhor resultado e com menores unidades formadoras de colônias, resultados que foram os mesmos obtidos por Faris *et.al.* (2022) em sua revisão sistemática (83). O grupo F foi o segundo menor resultado em unidades formadoras de colônias quando comparado ao grupo B, este apresentou os melhores resultados. Esse resultado pode reforçar as pesquisas no sentido de investigar as maneiras de se produzir os fios de sutura de Nylon e sua influência na adesão de biofilme (83). O Nylon Soft Blue é uma poliamida com processo de fabricação diferente. A fabricação dos fios de poliamida acontece por um processo de extrusão e a confecção do fio também pode ser manipulada por resfriamento . Em ambos os processos pode-se alterar a estrutura do filamento alterando variáveis como temperatura e pressão dando ao produto características como melhor resistência e menor porosidade. Pode-se agregar materiais antibacterianos durante a fabricação do fio. Porém, o fio utilizado neste estudo, não apresenta material antibacteriano. Essa informação pode nos dar um caminho para compreender os resultados apresentados pelos três fios de Nylon desse estudo. Porém, mais estudos detalhados serão necessários (84).

Com relação ao grupo F, resultados apresentaram semelhanças com o trabalho de Dragovick *et al.* (2020) (19) no que se refere a adesão de biofilme nos fios de sutura. Em seu estudo o autor se refere a adesão de bactérias e avalia as características clínicas e reações inflamatórias. Devido o fio ser monofilamentar, não reabsorvível, com superfície extremamente lisa, os resultados do nosso estudo também mostram menor adesão bacteriana quando comparados aos fios do grupo A,C,D e E apenas apresentando maiores unidades formadoras de colônias que o grupo B (19).

Outro estudo realizado por Nadafpour *et. al.* (2021) (32), foi avaliado 4 bactérias (*Echerichia coli*, *Enterococcus faecalis*, *Strptococcus mutans*, *Staphylococcus aureus*), com amostras coletados em boca de pacientes e os resultados também mostraram que cada bactéria se comporta de uma maneira em relação ao tipo de material que compõe o fio. Os resultados mostraram os fios de nylon com menor acúmulo de colônias . Nosso estudo também encontrou essa resposta, apesar de ter utilizado apenas o biofilme *Enterococcus faecalis*. O presente trabalho também teve a oportunidade de avaliar três diferentes tipos de nylon , com resultado estatisticamente relevantes entre eles. Este achado deve-se possivelmente a diferença na manufatura do nylon que concedeu a cada tipo de fio características particulares como maciez,

menor fricção e pelos resultados obtidos nesta pesquisa, menor adesão para o biofilme de *Enterococcus faecalis* (32).

A colonização bacteriana nos fios de sutura é um fator determinante para evitar complicações imediatas no pós operatorio dos procedimentos cirurgicos. O fato de utilizar fios de sutura que diminuam a colonização bacteriana, para permitir uma melhor qualidade na cicatrização tecidual e evitar uma colonização prematura de bactérias que possam levar a deiscencia de sutura, contaminação e até mesmo infecção do sitio cirurgico, é de extrema importancia. Por este motivo é importante que o fio de sutura tenha qualidade na sua confecção e que os materiais utilizados apresentem características próprias que evitem a colonização e adesão de biofilme.

Dentre as limitações deste estudo, foi utilizado apenas um tipo de biofilme, o *Enterococcus faecalis*. Porém, a literatura mostra sua presença não somente na área de Endodontia, mas também na Periodontia, Cirurgia e Implantodontia. Sendo assim, sua avaliação e conhecimento é importante para a prática clínica, já que é um biofilme que apresenta resistência, virulência e são cada vez mais influentes nos casos de bacteremia, endocardite e infecções orais (39,77,78). Desta forma, evitar esse tipo de biofilme nas feridas cirúrgicas é importante tanto quanto as técnicas de sutura e o material para sua realização. Assim sendo, a escolha de um tipo de material de fio de sutura que acumule menor quantidade de biofilme se torna de extrema relevância.

7. CONCLUSÃO

De acordo com os resultados deste estudo, foi possível concluir que o grupo B- fio Nylon Soft Blue 5.0 apresentou menos unidades formadora de colônias *Enterococcus faecalis*. e o grupo E- fio de PTFE 4.0, apresentou mais unidades formadora de colônias *Enterococcus faecalis* em relação aos 6 grupos estudados.

REFERÊNCIAS

1. Snyder CC. On the history of the suture. *Plast Reconstr Surg*. 1976;58(4):401–6.
2. O’Neal RB, Alleyn CD. Suture materials and techniques. *Curr Opin Periodontol*. 1997;4:89
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. 2p.
4. Freitas R. *Tratado de cirurgia bucomaxilofacial*. 2006th ed. Rio de Janeiro; 2006.
5. Barros M, Gorgal R, Machado AP, Correia A, Montenegro N. [Surgical basic skills: surgical sutures]. *Acta Med Port*. 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. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 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*. 2020;35(4):721–30.
8. Elgali I, Omar O, Dahlin C, Thomsen P. Guided bone regeneration: materials and biological mechanisms revisited. Vol. 125, *European Journal of Oral Sciences*. Blackwell Munksgaard; 2017. p. 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*. 2021;13(Suppl 2):S1672–8.
10. Urban I, Lozada J, 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*. 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. *Journal of Hand Surgery*. 2005;30(4):836–41.
12. 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*. 2013;17(4):293–8.
13. Wang HL, Boyapati L. Principles for predictable bone regeneration. *Implant Dent*. 2006;15(1):8–17.
14. Salthouse TN. Biologic response to sutures. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1980;88(6):658–64.

15. Dennis C, Sethu S, Nayak S, Mohan L, Morsi Y, Manivasagam G. Suture materials - Current and emerging trends. Vol. 104, *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*. John Wiley and Sons Inc.; 2016. p. 1544–59.
16. Okamoto T, Okamoto R. Processo de reparação cutânea após incisão e suturas com fios de poliglactina 910 e poliglecaprone 25: estudo microscópico comparativo em ratos wounde healing prrocess after I *Biological Properties of Dental Materials View project Aged rats under zoledronic acid therapy and oral surgery View project* [Internet].
17. Bretcanu O, Verne Â E, Borello L, Boccaccini AR. Bioactivity of degradable polymer sutures coated with bioactive glass.
18. 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*. 2019;23(2):559-565.
19. 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*. 2020;24(4):1527–41.
20. Austin BR, Henderson RA. Buried tension sutures: Force-tension comparisons of pulley, double butterfly, mattress, and simple interrupted suture patterns. *Veterinary Surgery*. 2006;35(1):43–8.
21. 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 Journal of Surgery*. 2010;72(5):386–90.
22. May AK, Stafford RE, Bulger EM, Heffernan D, Guillamondegui O, Bochicchio G, et al. *Surgical Infection Society Guidelines Treatment of Complicated Skin and Soft Tissue Infections*.
23. Casey AL, Elliott TSJ. Progress in the prevention of surgical site infection. Vol. 22, *Current Opinion in Infectious Diseases*. 2009. p. 370–5.
24. Kirby JP, Mazuski JE. Prevention of Surgical Site Infection. Vol. 89, *Surgical Clinics of North America*. 2009. p. 365–89.
25. Mahesh L, Kumar VR, Jain A, Shukla S, Aragoneses JM, González JMM, et al. Bacterial adherence around sutures of different material at grafted site: A microbiological analysis. *Materials*. 2019;12(18).
26. Henry-Stanley MJ, Hess DJ, Barnes AMT, Dunny GM, Wells CL. Bacterial contamination of surgical suture resembles a biofilm. *Surg Infect (Larchmt)*. 2010;11(5):433–9.
27. Lafaurie GI, Sabogal MA, Castillo DM, Rincón MV, Gómez LA, Lesmes YA, et al. Microbiome and Microbial Biofilm Profiles of Peri-Implantitis: A Systematic Review. *J Periodontol*. 2017;88(10):1066–89.
28. Rakic M, Grusovin M, Canullo L. The Microbiologic Profile Associated with Peri-Implantitis in Humans: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;359–68.

29. Albertini M, López-Cerero L, O'Sullivan MG, Chereguini CF, Ballesta S, Ríos V, et al. Assessment of periodontal and opportunistic flora in patients with peri-implantitis. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(8):937–41.
30. Zhang J, Fang R, Peng Q, Wu S, Lei L. The Regulations of Essential WalRK Two-Component System on *Enterococcus faecalis*. Vol. 12, *Journal of Clinical Medicine.* MDPI; 2023.
31. Canullo L, Rossetti P, Penarrocha D. Identification of *Enterococcus Faecalis* and *Pseudomonas Aeruginosa* on and in Implants in Individuals with Peri-implant Disease: A Cross-Sectional Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(3):583–7.
32. Nadafpour N, Montazeri M, Moradi M, Ahmadzadeh S, Etemadi A. Bacterial Colonization on Different Suture Materials Used in Oral Implantology: A Randomized Clinical Trial. *Front Dent.* 2021.
33. Mohamed JA, Huang DB. Biofilm formation by enterococci. Vol. 56, *Journal of Medical Microbiology.* 2007. p.1581–8.
34. Okamoto¹ T, Real MF, Aparecida M, Gabrielli³ C. Influence of Different Types of Non-resorbable Suture Material on the Healing of Extraction Wounds •A Histological Study in Rats•\ . Vol. 32, *J. Nihon Univ. Sch. Dent.* 1990.
35. Matalon S, Kozlovsky A, Kfir A, Levartovsky S, Mazor Y, Slutzky H. The effect of commonly used sutures on inflammation inducing pathogens - An in vitro study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery.* 2013;41(7):593–7.
36. Camargo CH, Bruder-Nascimento A, Hwa S, Lee I, Fernandes Júnior A, Kaneno R, et al. Prevalence and phenotypic characterization of *Enterococcus* spp. isolated from food in Brazil [Internet]. 2014. Available from: www.sbmicrobiologia.org.br
37. Yue Yi EK, Siew Ying AL, Mohan M, Menon RK. Prevalence of Postoperative Infection after Tooth Extraction: A Retrospective Study. *Int J Dent.* 2021;2021.
38. Flanagan D. *Enterococcus Faecalis* and Dental Implants.
39. Bhardwaj SB. Enterococci: An Important Nosocomial Pathogen [Internet]. Available from: www.intechopen.com
40. Silverstein LH, Kurtzman GM, Shatz PC. Suturing for Optimal Soft-Tissue Management. *J Oral Implantol.* 2009; 35(2):82-90.
41. Hochberg J, Meyer KM, Marion MD. Suture Choice and Other Methods of Skin Closure. Vol. 89, *Surgical Clinics of North America.* 2009. p. 627–41.
42. Akifuddin S. Review On Sutures in Oral Surgery-An Update. Vol. 2, *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research* |Vol.
43. 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.* 2012;13(4):521–7.
44. 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 8;2012:1–6.

45. H Koshak H. Dental Suturing Materials and Techniques. *Global Journal of Otolaryngology*. 2017 12;12(2).
46. Faria IC, Marangon Junior H Pereira RMA, Andrade RS de, Faria VH da C, Silva RV . Análise experimental da resistência à tração de fios de sutura utilizados em Odontologia. *Res Soc Dev*. 2021;10(15); e131101522517.
47. Meyer RD, Antonini CJ. A review of suture materials, Part II. *Compendium*. 1989;10(6):360–2, 364, 366–8.
48. Kim H, Hwang K, Yun SM. Catgut and its Use in Plastic Surgery. *Journal of Craniofacial Surgery*. 2020;31(3):876–8.
49. Uff CR, Scott AD, Pockley AG, Phillips RKS. Influence of soluble suture factors on in tit.0 macrophage function. Vol. 16, *Biomaterials*. 1995.
50. 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*. 2015;10(3):417–24.
51. 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*. 2020;24(4):1527–41.
52. Kudur MH, Pai SB, Sripathi H, Prabhu S. Sutures and suturing techniques in skin closure. Vol. 75, *Indian Journal of Dermatology, Venereology and Leprology*. 2009. p. 425–34.
53. Minozzi F, Bollero P, Unfer V, Dolci A, Galli M. The sutures in dentistry. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2009;13(3):217–26.
54. Okada N, Oshima H, Narita Y, Usui A. Nonanastomotic Rupture of a Woven Polyester Graft Caused by a Tacking Stitch After Aortic Arch Replacement. *Annals of Thoracic Surgery*. 2015;100(6):2370.
55. 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 (Larchmt)*. 2002;3:s79–87.
56. Kurtzman GM, Silverstein LH, Shatz PC, Kurtzman D. Suturing for surgical success. *Dent Today*. 2005;24(10):96–102; quiz 103.
57. Bennett RG, Angeles L. II I II I I III] *Journal Of the American Academy of Dermatology s medical education selection of wound closure materials*. Vol. 18. 1988.
58. Princípios básicos em cirurgia: Fios de Sutura. Available from: www.actamedicaportuguesa.com
59. Araújo-Filho I. Surgical Sutures: The Necessary Update of Current Knowledge. *Open Access Journal of Surgery*. 2018;8(1).
60. 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*. 1975;141(1):1–10.

61. 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.* 2007;58(3):268–72.
62. Abullais SS, AIOsman SS, AIQahtani 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 (Basel).* 2022;14(12).
63. 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.
64. Minozzi F, Bollero P, Unfer V, Dolci A, Galli M. The sutures in dentistry. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2009;13(3):217–26.
65. 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.
66. Bajaj MS, Sastry SS, Ghose S, Betharia SM, Pushker N. Evaluation of polytetrafluoroethylene suture for frontalis suspension as compared to polybutylate-coated braided polyester. Vol. 32, *Clinical and Experimental Ophthalmology.* 2004.
67. Berger D, Rakhamimova A, Pollack A, Loewy Z. Oral Biofilms: Development, Control, and Analysis. *High Throughput [Internet].* 2018 Aug 31;7(3). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30200379>.
68. Aparna M, Sharma PBD, Yadav S. Biofilms: Microbes and Disease [Internet]. Vol. 12, *The Brazilian Journal of Infectious Diseases.* 2008. Available from: www.bjid.com.br
69. Banche G, Roana J, Mandras N, Amasio M, Gallesio C, Allizond V, et al. Microbial Adherence on Various Intraoral Suture Materials in Patients Undergoing Dental Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery.* 2007;65(8):1503–7.
70. Percival SL. Importance of biofilm formation in surgical infection. Vol. 104, *British Journal of Surgery.* John Wiley and Sons Ltd; 2017. p. e85–94.
71. Stoodley P, Sidhu S, Nistico L, Mather M, Boucek A, Hall-Stoodley L, et al. Kinetics and morphology of polymicrobial biofilm formation on polypropylene mesh. *FEMS Immunol Med Microbiol.* 2012;65(2):283–90.
72. Edmiston CE, McBain AJ, Roberts C, Leaper D. Clinical and microbiological aspects of biofilm-associated surgical site infections. *Adv Exp Med Biol.* 2015;830:47–67.
73. Kim MA, Rosa V, Min KS. Characterization of *Enterococcus faecalis* in different culture conditions. *Sci Rep.* 2020;10(1).
74. Otten JE, Wiedmann-Al-Ahmad M, Jahnke H, Pelz K. Bacterial colonization on different suture materials - A potential risk for intraoral dentoalveolar surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;74(1):627–35.

75. Lencova S, Svarcova V, Stiborova H, Demnerova K, Jencova V, Hozdova K, et al. Bacterial biofilms on polyamide nanofibers: Factors influencing biofilm formation and evaluation. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2021;13(2):2277–88.
76. Chua R. Surgical site infection and development of antimicrobial sutures: a review 829.
77. Meghil MM, Rueggeberg F, El-Awady A, Miles B, Tay F, Pashley D, et al. Novel Coating of Surgical Suture Confers Antimicrobial Activity Against *Porphyromonas gingivalis* and *Enterococcus faecalis*. *J Periodontol*. 2015;86(6):788–94.
78. Li Y, Pan J, Wu D, Tian Y, Zhang J, Fang J. Regulation of *Enterococcus faecalis* Biofilm Formation and Quorum Sensing Related Virulence Factors with Ultra-low Dose Reactive Species Produced by Plasma Activated Water. *Plasma Chemistry and Plasma Processing*. 2019;39(1):35–49.
79. Pons-Vicente O, López-Jiménez L, Sánchez-Garcés MA, Sala-Pérez S, Gay-Escoda C. A comparative study between two different suture materials in oral implantology. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(3):282–8.
80. Parrini S, Bovicelli A, Chisci G. Microbiological Retention on PTFE versus Silk Suture: A Quantitative Pilot Study in Third Molar Surgery. *Antibiotics*. 2023;12(3).
81. Leknes KN, Roynstrand IT, Selvig KA. Human Gingival Tissue Reactions to Silk and Expanded Polytetrafluoroethylene Sutures. Vol. 76.
82. Sénéchal A, Carrigan SD, Tabrizian M. Probing surface adhesion forces of *enterococcus faecalis* to medical-grade polymers using atomic force microscopy. *Langmuir*. 2004;20(10):4172–7.
83. Faris A, Khalid L, Hashim M, Yaghi S, Magde T, Bouresly W, et al. Characteristics of Suture Materials Used in Oral Surgery: Systematic Review. Vol. 72, *International Dental Journal*. Elsevier Inc.; 2022. p. 278–87.
84. Deng X, Qasim M, Ali A. Engineering and polymeric composition of drug-eluting suture: A review. Vol. 109, *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*. John Wiley and Sons Inc; 2021. p. 2065–81.