

RESPOSTA TECIDUAL FRENTE A DIFERENTES FIOS DE SUTURA EM PROCEDIMENTOS CIRÚRGICOS ODONTOLÓGICOS

Stéfani Kelly Pereira Aguiar

Jessica dos Santos de Oliveira

Orientador Prof. Dr. Fábio Matos Chiarelli

RESUMO

Desde 3500 a.C. as suturas se tornaram parte dos procedimentos cirúrgicos, sendo consideradas o método mais eficiente para o fechamento de incisões cirúrgicas. No entanto, quando utilizadas em seres humanos, agem como corpos estranhos e provocam uma resposta inflamatória intensa. As suturas intraorais produzem uma resposta inflamatória diferente quando comparadas a outras partes do corpo, uma vez que, incluem fatores como a umidade e a microbiota nativa que aumentam a chance da migração de bactérias na sutura, podendo causar como consequência uma infecção. Os fios multifilamentares facilitam a proliferação bacteriana que podem adentrar na parte interna do fio. Estudos relatam que os materiais de sutura sintéticos mostram um melhor comportamento nos tecidos orais em relação a reações inflamatórias teciduais quando comparados a materiais de sutura não sintéticos. A configuração 3D e a capilaridade são características dos fios de sutura de extrema importância, uma vez que, influenciam a sutura quanto ao acúmulo de microrganismos e na transmissão de fluidos orais e bactérias para a ferida cirúrgica. É ideal que o material de sutura mantenha uma adequada resistência à tração no pós-operatório até que o processo de cicatrização esteja em um estágio onde a separação das bordas da ferida seja improvável. É notório que os fios de sutura utilizados em procedimentos cirúrgicos odontológicos apresentam graus variados de resposta tecidual devido às suas características. Os fios não absorvíveis, sintéticos e monofilamentares apresentam uma menor reação tecidual. Dessa forma, o presente estudo ressalta a importância da escolha do material de sutura a ser empregado em cirurgias odontológicas.

Palavras-chave: Cirurgia bucal; Suturas; Técnicas de Fechamento de Ferimentos; Cicatrização; Resposta Inflamatória; Biofilme Dentário; Resistência à Tração.

ABSTRACT

Since 3500 BC Surgical procedures were performed, and the closing of the parts was more efficient for surgical procedures. However, when used in humans, they act like foreign bodies and provoke an inflammatory response. The consequences of a response to other differences in the body, including a response to other differences in the body, including since, increase the chance of changes in the native flora that may result in a consequence. Multifilament yarns facilitate bacterial migration that can enter the inner part of the yarn. Studies relate synthetic suture materials that show better behavior in tissues or in relation to tissue inflammatory reactions when compared to non-synthetic suture materials. The 3D configuration are characteristic of the capillary suture threads, since, since, the suture is of extreme importance regarding the accumulation of bacteria and in the transmission of oral bacteria and of importance for a. Ideally, the suture material should maintain adequate surgical traction if the healing process is at a stage where separation of the edges of resistance is minimal. It is clear that the sutures used in the surgical procedures presented vary in tissue response due to their characteristics. Non-absorbable, synthetic and monofilament threads have a lower tissue reaction. Thus, the present study emphasizes the importance of choosing the suture material to be used in dental surgeries.

Keywords: Oral surgery, sutures; wound closure techniques; healing; innate inflammatory response; dental biofilm; tensile strength.

1 INTRODUÇÃO

Desde 3500 a.C. as suturas se tornaram parte dos procedimentos cirúrgicos, sendo consideradas o método mais eficiente para o fechamento de incisões cirúrgicas. Em grande parte dos procedimentos cirúrgicos que são realizados, a sutura é a parte final, utilizada para aproximação dos tecidos e hemostasia do retalho (ASHER et al., 2019; MAHESH et al., 2019).

As suturas quando são utilizadas no tecido humano, promovem uma resposta inflamatória características de quaisquer corpo estranho capaz de ativar resposta imunológica como corpos estranhos e provocam uma resposta inflamatória, podendo variar o grau da reação tecidual (BRANDT; JENKINS, 2012; DRAGOVIC et al., 2020).

No ramo da cirurgia oral a cicatrização das feridas depende na maioria das vezes da formação e estabilidade do coágulo sanguíneo durante as fases do processo de cicatrização, que tem seu período mais crítico nas suas primeiras 72 horas logo após a cirurgia. Período este onde é formado uma matriz que liga as bordas da ferida, aumentando a adesão celular e restaurando a resistência dos tecidos ao estresse funcional. Caso a adesão do coágulo não seja suficiente pode comprometer a resistência à tração durante o estágio inicial do processo de cicatrização e, como consequência, a possibilidade de ruptura da sutura e a separação das bordas (MANFREDINI et al., 2022).

Com a presença da saliva e seus constituintes orgânicos e inorgânicos a formação do biofilme é de prevalência constante na cavidade oral quando não controlado o seu pH e pode levar à formação de biofilme. Desse modo, durante a fase pós-cirúrgica a estabilidade do retalho e o processo de cicatrização podem ser prejudicados. A colonização bacteriana pode afetar a cicatrização (BURKHARDT; LANG, 2015; ABULLAIS et al., 2020).

Os fios multifilamentares facilitam a migração bacteriana que podem adentrar na parte interna do fio, sendo este o único motivo em que os fios

monofilamentares não reabsorvíveis devem ser selecionados como primeira escolha no momento da síntese cirúrgica e removidos o mais cedo possível (BURKHARDT; LANG, 2015).

A reação do tecido se dá por meio de uma resposta inflamatória que é desenvolvida entre dois e sete dias após a cirurgia. Essa reação inflamatória é determinada pela capacidade antigênica de diversos materiais utilizados e pelo sistema imunológico do hospedeiro. Alguns dados indicaram que a grande parte das infecções se inicia ao redor do material de sutura que foi utilizado no sítio cirúrgico (BURKHARDT; LANG, 2015; DRAGOVIC et al., 2020; JAVED et al., 2012).

Com o avanço tecnológico da bioengenharia novos materiais de sutura são desenvolvidos no mercado de forma contínua. As suturas necessitam de características específicas para que se evite danos à mucosa oral (ARCE et al., 2019; KHISTE; RANGANATH; NICHANI, 2013).

De acordo com a relevância dos processos de infecção e inflamação durante o período de cicatrização no pós-operatório, a resposta biológica, reação tecidual e adesão bacteriana ao material de sutura devem ser considerados para a escolha do fio de sutura (ASHER et al., 2019). Diante do exposto, o objetivo deste trabalho é apresentar, por meio de uma revisão de literatura, a resposta tecidual frente a diferentes fios de sutura em procedimentos cirúrgicos odontológicos.

2 METODOLOGIA

Este trabalho consistiu em uma revisão de literatura composta por artigos científicos, livros, ensaios laboratoriais e estudo randomizado, onde foram realizadas buscas eletrônicas utilizando as bases de dados Pubmed, BVS e Scielo. As palavras-chave para pesquisa foram selecionadas listando

as combinações a seguir: Cirurgia bucal (*oral surgery*), Materiais de sutura (*suture materials*) e sutura oral (*oral suture*).

Como primeiro critério de inclusão foi avaliado títulos e resumos dos artigos. Segundo critério utilizado, foi selecionar trabalhos que abordassem características dos fios de sutura, processo de cicatrização tecidual, resposta tecidual aos materiais de sutura, colonização bacteriana nos fios de sutura e resistência à tração. Dentre os trabalhos encontrados inicialmente, 16 foram excluídos por estarem incompletos, não se encaixarem no tema e possuírem apenas resumos. Dos 36 artigos encontrados inicialmente, 20 artigos foram selecionados e um livro, sendo estes publicados na língua inglesa e portuguesa dentro do período de 2012 a 2022. Dessa forma, o presente estudo tem o objetivo de ressaltar a importância da escolha e do conhecimento do material de sutura a ser empregado em cirurgias odontológicas.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 HISTÓRIA DOS FIOS DE SUTURA

Os materiais de sutura, historicamente, eram utilizados para o tratamento das feridas, esses incluíam tendões de animais e fibras de algodão. Foram encontrados em restos de múmias que os antigos egípcios usavam fibras de plantas, cabelos, tendões e fios de lã. A utilização desses materiais acarretaram em graves infecções, porém com a esterilização isso foi reduzido consideravelmente (GOEL, 2016; KHISTE; RANGANATH; NICHANI, 2013; PELZ; TÖDTMANN; OTTEN, 2015).

Como primeiro documento historicamente encontrado sobre o assunto, temos o Samhita, documento mais antigo discutindo técnicas de suturas. Ele foi escrito pelo Indiano Susruta em 500 a.C. Foi sugerido a irrigação da ferida e posteriormente a aplicação de formigas pretas em suas margens. Em um segundo momento era feita a separação da cabeça e corpo dessas formigas.

Ele também descreveu o uso de corda de arco feita de intestino delgado superior de ovelha como sutura para rinoplastia, amigdalectomia e outros procedimentos (GOEL, 2016).

As fibras sintéticas surgiram na década de 40, como o nylon e poliéster. A poliglactina 910 e ácido poliglicólico foram desenvolvidos na década de 70 e a polidioxanona apareceu pela primeira vez em 1980 (BRANDT; JENKINS, 2012).

3.2 SÍNTESE DE TECIDOS

A sutura é o meio mais utilizado para o fechamento de feridas. Ela é utilizada por diversos motivos, como para a reaproximação de tecidos separados resultante de um procedimento cirúrgico ou trauma, controle de hemorragia, melhora do processo da cicatrização primária. Elas são de extrema importância na ligação de extremidades cortadas dos vasos sanguíneos e na aproximação de bordas das feridas cirúrgicas (ABELLÁN et al., 2016; DRAGOVIC et al., 2020; VILLA et al., 2015; BOURGUIGNON FILHO, 2021).

O fechamento eficiente da ferida é relevante no que diz respeito ao sucesso de qualquer procedimento cirúrgico. Caso não haja um fechamento completo da ferida pode ocorrer a separação das bordas e favorecendo uma possível contaminação bacteriana levando a uma infecção (GOEL, 2016; SELVI et al., 2016).

Os materiais de sutura têm em vista proporcionar um suporte temporário mecânico do tecido até que a continuidade da superfície e a resistência à tração suficiente sejam recuperadas durante o processo de cicatrização da ferida. No entanto, os comportamentos mecânicos e físicos destes materiais mudam entre si. Mesmo que adesivos teciduais e grampos estejam sendo utilizados como outras opções de escolha, as suturas cirúrgicas ainda possuem

uma base para uma ferida segura (GOEL, 2016; TAYSI; ERCAL; SISMANOGLU, 2021).

A sutura na odontologia se difere de outras partes do corpo, pois envolvem diferentes tipo de tecido, a presença de saliva constantemente, alta vascularização tecidual, associado a ligação e deglutição, funções relacionadas com a fala (KHISTE; RANGANATH; NICHANI, 2013).

3.3 TIPOS DE CICATRIZAÇÃO

A cicatrização de feridas orais segue princípios gerais, mas existem algumas particularidades. Na mucosa oral existem colônias de bactérias que, em conjunto com restos alimentares, formam o biofilme favorecendo uma infecção na ferida. Feridas orais não são imobilizadas devido a função desses tecidos e estão constantemente em contato com estruturas avasculares, como o esmalte, assim estando desprovidas de trocas metabólicas durante a cicatrização (DRAGOVIC et al., 2020; TOMA et al., 2021).

As fases do processo de cicatrização são sobrepostas: coagulação e hemostasia, inflamação, proliferação, deposição de matriz e remodelação tecidual. A formação precoce e a fixação do coágulo sanguíneo são fundamentais para a cicatrização da ferida. Essa estabilização deve suportar as forças mecânicas que atuam no retalho, pois uma aderência inadequada do coágulo pode afetar os primeiros eventos de cicatrização da ferida, enfraquecendo sua resistência à tração (BURKHARDT; LANG, 2015; TAYSI; ERCAL; SISMANOGLU, 2021).

Há dois tipos de cicatrização da ferida envolvendo parâmetros clínicos. O primeiro, que é a cicatrização por primeira intenção, é resultante da regeneração de tecidos específicos com as mesmas particularidades que o tecido que existia antes do trauma. O segundo que é a cicatrização por segunda intenção o tecido não é regenerado, apenas é substituído e reparado por tecido cicatricial inespecífico (DRAGOVIC et al., 2020).

A cicatrização por primeira intenção, pode minimizar reabsorções ósseas após as cirurgias e também minimizar perda de inserção nos dentes, contanto que, se mantenha limpo e livre de placa. Esse tipo de cicatrização em conjunto com uma apropriada manipulação de tecidos moles é crucial para que sejam alcançados excelentes resultados a longo prazo tanto estéticos como funcionais. Geralmente é aceito por grande parte dos cirurgiões que procedimentos cirúrgicos realizados na boca apresentam risco de infecção pós-operatória podendo comprometer e atrasar o processo normal de cicatrização (BURKHARDT; LANG, 2015; DRAGOVIC et al., 2020).

3.4 CLASSIFICAÇÃO DOS FIOS DE SUTURA

A sutura é um biomaterial, natural ou sintético, utilizado para aproximar tecidos e ligar vasos. A classificação dos materiais de sutura é através do tamanho, configuração física e desempenho. A farmacopeia dos Estados Unidos e a farmacopeia Europeia são responsáveis por determinar o tamanho e diâmetro das agulhas e suturas, delimitando medidas máximas e mínimas, como também as tolerâncias quanto ao diâmetro que cada fabricante deve seguir. O tamanho das suturas é mensurado pela sua largura ou diâmetro. Quanto maior o número, menos o tamanho da sutura. A classificação decimal da Farmacopeia Europeia é usada como padrão para definir o calibre da rosca (BRANDT; JENKINS, 2012; GOEL, 2016; KHISTE; RANGANATH; NICHANI, 2013).

O desempenho da sutura define se ela é absorvível ou não absorvível. De acordo com Brandt e Jenkins (2012) as suturas absorvíveis são definidas pela Farmacopéia dos Estados Unidos como “ um fio flexível preparado a partir de colágeno derivado de mamíferos saudáveis, ou de um polímero sintético. Sendo capaz de ser absorvido por tecidos de mamíferos vivos, mas pode ser tratado para modificar sua resistência à absorção. Pode ser impregnado ou tratado com um revestimento adequado, amaciador ou agente antimicrobiano”. Por outro lado, eles disseram que as suturas não absorvíveis são definidas

como “ um fio flexível de material que é adequadamente resistente à ação de tecidos de mamíferos vivos. Pode ser impregnado ou tratado com um revestimento adequado, amaciador ou agente antimicrobiano”.

A configuração física descreve se essa sutura é monofilamentar ou multifilamentar trançada. As suturas de monofilamento são confeccionadas em um único fio ou filamento. Já as suturas multifilamentares são fabricadas de vários fios ou filamentos trançados ou torcidos (BRANDT; JENKINS, 2012).

As suturas absorvíveis e as suturas não absorvíveis podem ser classificadas como monofilamento ou multifilamento. A forma natural dos fios absorvíveis é o intestino cirúrgico podendo ser dividido em liso e cromado. Ela é processada a partir da camada intestinal submucosa de bovinos e ovinos e processada em tamanhos diferentes. Uma vez processada, a sutura intestinal é embalada como tripa simples ou tratada para prolongar o tempo de absorção. In vivo, o intestino é digerido por enzimas proteolíticas na atividade dos macrófagos. A cavidade oral possui um tecido úmido, suturas embebidas de solução salina por longos períodos, podem acelerar o processo de absorção. A sutura sintética absorvível pode ser obtida de forma revestida inibindo a colonização de bactérias da sutura (BRANDT; JENKINS, 2012).

As suturas não absorvíveis feitas de fibras naturais são suturas de seda e outras suturas não absorvíveis comumente utilizadas fabricadas de material sintético são o nylon (poliamida), Dacron (Merilene®), prolene® (polipropileno), poliéster trançado revestido de polibutilato (Ethibond®) e aço (GOEL, 2016).

Existem outros materiais de sutura disponíveis para cirurgia oral como o poliglecaprone 25, polidioxanona, ácido poliglicólico, poliglactina 910, e politetrafluoretileno com propriedades mecânicas e reações teciduais variadas (TAYSI; ERCAL; SISMANOGLU, 2021).

3.5 RESPOSTA TECIDUAL A DIFERENTES FIOS DE SUTURA

3.5.1 Resposta tecidual

As suturas implantadas no tecido humano são tidas como corpos estranhos. Elas provocam uma resposta inflamatória, que por sua vez, essa resposta tecidual pode variar em grau leve, mínimo ou grave. As alterações celulares e enzimáticas específicas, mudam dependendo do material de sutura que for utilizado (BRANDT; JENKINS, 2012; DRAGOVIC et al., 2020).

Um material de sutura ideal deve ser confortável de manusear, incitar reação tecidual mínima, não deve favorecer o crescimento bacteriano, deve ter alta resistência à tração, segurar os nós com segurança, fácil de esterilizar, não deve ter ação eletrolítica, capilar, alergênica ou carcinogênica e deve ser absorvido após cumprir sua função. Não existe uma única sutura abrangendo todas essas propriedades e diferentes suturas são necessárias dependendo do tecido envolvido. A escolha do material de sutura é baseada na interação biológica dos materiais empregados, na configuração do tecido e nas propriedades biomecânicas da ferida (GOEL, 2016).

As suturas intraorais produzem uma resposta inflamatória diferente quando comparadas a outras partes do corpo, uma vez que, incluem fatores como a umidade e a flora nativa que aumentam a chance da migração de bactérias na sutura, podendo causar como consequência uma infecção. A Resistência à ruptura, resistência à tração, retenção da resistência à ruptura, segurança do nó, extensibilidade, memória e capacidade de absorção são características dos materiais de sutura que colaboram com a resposta tecidual (BRANDT; JENKINS, 2012; DRAGOVIC et al., 2020; SELVI et al., 2016).

Segundo Burkhardt e Lang (2015) "Dados experimentais e clínicos indicam que a maioria das infecções de feridas começa em torno do material de sutura deixado dentro da ferida". Ramkumar Ceyar et al. (2020) disse que "nós sobre a ferida podem causar isquemia devido à pressão adicional que predispõe a ferida à infecção". Ou seja, quando a sutura é feita de forma inadequada também podem causar infecção, deiscência da ferida e dor pós-operatória.

Diante de fatos histológicos a resposta precoce é definida por zonas de alterações: um alto nível de exsudato celular nas imediações da entrada do canal do ponto, seguido por uma área concêntrica que abriga também células danificadas como fragmentos de tecido intacto e uma vasta zona de células inflamatórias nos tecidos conjuntivos circundantes (BURKHARDT; LANG, 2015).

A reatividade do tecido diante ao trauma de penetração da sutura atinge seu pico ao terceiro dia após a cirurgia. Devido ao trauma, foi observado durante esses três dias uma fase aguda de infiltração de neutrófilos. Uma resposta que foi semelhante com diversos materiais testados. Após a infiltração dos neutrófilos é substituída por monócitos, plasmócitos, linfócitos e outros celulares crônicos. Em circunstâncias favoráveis, essa fase aguda deve ser substituída por tecido de granulação na falta de células inflamatórias. Respostas inflamatórias provocadas pela sutura podem durar de até 7 a 14 dias (BRANDT; JENKINS, 2012; BURKHARDT; LANG, 2015).

Suturas absorvíveis naturais normalmente são digeridas por enzimas e macrófagos, produzindo um maior grau de reação tecidual na quebra de suturas absorvíveis sintéticas, que ocorrem por hidrólise. A água penetra na sutura sintética, causando uma quebra na cadeia do polímero (BRANDT; JENKINS, 2012).

As suturas multifilamentares provocam uma resposta inflamatória maior do que as suturas monofilamentares. O polipropileno e o aço provocam menos resposta inflamatória, já os fios de nylon, poliéster, algodão e seda causam uma resposta tecidual maior (BRANDT; JENKINS, 2012; FARIS et al., 2022).

Diversos estudos relatam que os materiais de sutura sintéticos mostram um melhor comportamento nos tecidos orais em relação a reações inflamatórias teciduais quando comparados a materiais de sutura não sintéticos (JAVED et al., 2012).

Brandt e Jenkins (2012) relataram características dos fios de sutura e a resposta tecidual que causam. Em um primeiro momento, descreveram as suturas absorvíveis e suas características conforme quadro 1. E após, também descreveram as características dos fios de sutura não absorvíveis conforme quadro 2.

Quadro 1: Reação Tecidual de Suturas Absorvíveis

SUTURA	TIPO	CARACTERÍSTICA	REAÇÃO TECIDUAL
Intestino cirúrgico	Simple	Absorvível	Moderada
Intestino cirúrgico	Crônica	Absorvível	Moderada
Poliglactina 910 (Vicryl®)	Trançado monofilamentar	Absorvível	Mínimo inflamatória
Poliglicólico	Trançado (revestido)	Absorvível	Mínimo inflamatória
Poliglecaprone 25 (Monocryl®)	Monofilamentar	Absorvível	Mínimo inflamatória
Polidioxanona (PDS®)	Monofilamentar	Absorvível	Ligeira
Poligliconato	Monofilamentar	Absorvível	Ligeira

Fonte: BRANDT; JENKINS, 2012

QUADRO 2: Reação Tecidual de Suturas não Absorvíveis

SUTURA	TIPO	CARACTERÍSTICA	REAÇÃO TECIDUAL
Seda	Trançado	Não Absorvível	Inflamatório agudo
Nylon	Monofilamentar	Não Absorvível	Mínimo inflamatória
Fibra de poliéster	Trançado Monofilamentar	Não Absorvível	Mínimo inflamatória
Fibra de poliéster	Monofilamentar	Não Absorvível	Mínimo inflamatória

Polipropileno	Monofilamentar	Não Absorvível	Mínimo inflamatória
---------------	----------------	----------------	---------------------

Fonte: BRANDT; JENKINS, 2012

Burkhardt e Lang (2015) disseram que o Vicryl-Plus® reduz a migração de bactérias ao longo da sutura, pois ela é uma sutura reabsorvível revestida com Triclosan (substância bacteriostática) que inibe o crescimento de bactérias por 6 dias, danificando as membranas celulares.

São muitos materiais de sutura que estão disponíveis para procedimentos cirúrgicos na odontologia e na medicina. Porém, é de extrema importância que os cirurgiões saibam da natureza do material, dos processos biológicos de cicatrização e da interação desses materiais de sutura nos tecidos adjacentes. A escolha do material e da técnica de sutura adequada é um pré-requisito para a compreensão da fisiologia da ferida (BURKHARDT; LANG, 2015; JAVED et al., 2012; VILLA et al., 2015).

3.5.2 Colonização microbiana

Suturas reabsorvíveis que são deixadas por mais de duas semanas após o fechamento da ferida ainda produzem uma reação inflamatória aguda. Isso ocorre devido a entrada de bactérias no canal do ponto e penetração do material de sutura multifilamentar. Estudos relatam maior risco de migração de bactérias ao longo do fio de sutura na cavidade oral úmida e cheia de bactérias (BURKHARDT; LANG, 2015).

Apesar de suturas trançadas serem relatada por proporcionar retenção e crescimento de bactérias devido sua configuração física, Brandt e Jenkins (2012) mencionaram que houve migração de placa bacteriana por mais de 100mm em canais de sutura aos 14 dias, com diferentes materiais de sutura testado, exceto intestino. Além disso, suturas como a seda que permanecem em sítios cirúrgicos intraorais, causam rastros epiteliais que por sua vez,

umentam a probabilidade de migração das bactérias. Geralmente as suturas são removidas de 7 a 10 dias (BRANDT; JENKINS, 2012).

Dragovic et al. (2020) relatou que a aderência microbiana é tida como um dos principais fatores da reação nos tecidos orais aos materiais de sutura. Em infecções nas incisões cirúrgicas demonstrou-se que dois terços iniciaram ao redor da linha de incisão e quando há presença de suturas esse número aumenta.

O acúmulo de bactérias no sítio cirúrgico cria um ambiente hipóxico dentro e ao redor da ferida, como também, inibe a ação dos fibroblastos e consequentemente causa um retardo no processo de cicatrização. A contaminação da sutura pelo acúmulo de bactérias causa a descontaminação da ferida que é mediada pela inibição dos granulócitos. Essas células são essenciais para a atividade de defesa do corpo humano. Porém, há uma piora da infecção na ferida por causa da formação de biofilme, onde as bactérias se encapsulam em uma matriz polimérica extracelular que é composta de polissacarídeos, proteínas e ácidos nucleicos. As bactérias se escondem nesse biofilme e se protegem por um longo tempo em mais de 60% das infecções clínicas (MAHESH et al., 2019).

A configuração 3D e a capilaridade são características dos fios de sutura de extrema importância, uma vez que, influenciam a sutura quanto ao acúmulo de bactérias e na transmissão de fluidos orais e bactérias para a ferida. Suturas trançadas são as mais conhecidas por ter uma superfície mais complexa e maior para a aderência das bactérias em comparação as suturas monofilamentares, dessa forma, aumentando o risco de contaminação (DRAGOVIC et al., 2020; MAHESH et al., 2019).

3.5.3 Resistência à tração

A resistência à tração é a relação da carga máxima que uma sutura pode suportar sem quebrar enquanto é esticada (resistência à ruptura) para a área da seção transversal original do material

fornecido. A sutura primeiro se deforma e depois retorna ao tamanho ou forma original quando uma tensão menor que a resistência à tração é aplicada e depois removida. A resistência à tração é medida em unidades de força por unidade de área. (BRANDT; JENKINS, 2012)

É ideal que o material de sutura mantenha uma adequada resistência à tração no pós-operatório até que o processo de cicatrização esteja em um estágio onde a separação das bordas da ferida seja improvável. As suturas podem perder a resistência à tração de maneira acelerada, mas serem absorvidas de forma lenta, visto que, são fenômenos diferentes. O processo de absorção pode ser acelerado pela febre, infecção ou estados de deficiência de proteína, podendo causar um aumento na perda de resistência à tração (BRANDT; JENKINS, 2012).

Evidências indicam que a resistência e a adesão do tecido que foi suturado aumentam com o tempo, entre 1 semana e 2 semanas após o procedimento cirúrgico há um aumento considerável na resistência do retalho. Logo, uma prejudicada resistência do material de sutura pode causar a quebra prematura causando má adaptação dos retalhos cirúrgicos, hematoma e leva a indução da cicatrização dos tecidos por segunda intenção. O material de sutura perde de 70% a 80% de sua resistência à tração inicial. Essa resistência é necessária em um plano horizontal para evitar a quebra do material (ARCE et al., 2019; KHISTE; RANGANATH; NICHANI, 2013; MANFREDINI et al., 2022).

A má adaptação das bordas da ferida pode resultar em cicatrizes observáveis nos tecidos e após, a deterioração do local afetado. Uma cicatriz mais forte devido a deposição de colágeno pode se formar por causa do aumento da tensão no fechamento, que leva uma maior resistência à tração. O acúmulo de tensão nos materiais de sutura ocorre devido a inflamação e ao edema nas primeiras 48 a 72 horas do período de cicatrização após o procedimento cirúrgico. Além disso, o nó da sutura também causa redução na resistência à tração em cerca de 35% e 95% devido à deformação estrutural do

material (MANFREDINI et al., 2022; RAMKUMAR CEYAR et al., 2020; TAYSI; ERCAL; SISMANOGLU, 2021).

A resistência do material deve ser equilibrada de acordo com a resistência à tração do tecido para que ocorra um melhor processo de cicatrização. A escolha dos materiais de sutura pelo cirurgião nem sempre é baseada por evidências científicas. Porém, é essencial que se considere necessidades da intervenção cirúrgica a ser realizada e a cicatrização esperada. Fica evidente que as propriedades biomecânicas da sutura podem ocupar um papel importante em relação a neutralizar forças fisiológicas que surgem nas margens da ferida (DENNIS et al., 2016; MANFREDINI et al., 2022; TAYSI; ERCAL; SISMANOGLU, 2021).

4 DISCUSSÃO

A técnica mais popular para o fechamento de feridas é a aplicação de suturas, que são usadas para estabilizar as margens da ferida de forma eficaz e em alto grau, a fim de garantir o fechamento adequado da ferida por um período de tempo definido, sem afetar os aspectos fisiológicos da ferida. (BURKHARDT; LANG, 2015). Entretanto, as suturas são consideradas como corpos estranhos, visto que, em humanos provocam uma resposta inflamatória. Podendo comprometer o processo de cicatrização devido a colonização bacteriana (BRANDT; JENKINS, 2012). O presente estudo teve como objetivo apresentar, por meio de uma revisão de literatura, a resposta tecidual frente a diferentes fios de sutura em procedimentos cirúrgicos odontológicos.

Os materiais de sutura são amplamente classificados, podendo ser classificados pela sua estrutura como monofilamentar ou multifilamentar (FARIS et al., 2022). Na comparação entre a estrutura dos fios, Burkhardt e Lang (2015) em seus estudos relataram que possui uma reação tecidual mais favorável nos monofilamentos, pois tem uma menor probabilidade de retenção das bactérias. Nos multifilamentos as bactérias penetram entre seus fios e se

proliferam, se protegendo das células de defesa, que por sua vez, não conseguem penetrar pelas capilaridades destes materiais, pois possuem um diâmetro maior, prejudicando a resposta imunológica do hospedeiro.

Dragovic et al. (2020), também mostraram em seus estudos que houve uma reação tecidual mais evidente quando o fio de sutura multifilamentar natural foi utilizado, quando comparado com o fio de sutura monofilamentar sintético. Demonstrando que os fios de suturas multifilamentados promovem uma reação tecidual inflamatória maior quando comparados aos fios de sutura monofilamentados. No entanto, obtiveram resultados semelhantes de reação tecidual, quando compararam dois fios de estrutura multifilamentar entre eles, sendo um de origem natural e o outro de origem sintética. Demonstrando então que as estruturas físicas dos fios estão mais ligadas às respostas teciduais inflamatórias do que a sua composição química.

De acordo com Mahesh et al. (2019), autores anteriores consideraram a estrutura química da sutura o fator mais importante no desenvolvimento da infecção cirúrgica, em vez da configuração física, que desempenhou um papel relativamente menor na infecção do sítio cirúrgico. No entanto, Mahesh et al. (2019) afirmaram o contrário, e, com seus achados foi observado menor acúmulo de bactérias ao redor das suturas de seda em comparação com as suturas de Vicryl®.

Quanto à classificação de desempenho das suturas Burkhardt e Lang (2015) afirmaram que devido às suas propriedades físicas estáveis antes do uso e à degradação controlada posteriormente, os fios sintéticos reabsorvíveis são vantajosos. Abellán et al. (2016) em seus estudos disseram que uma das vantagens das suturas absorvíveis é que elas geralmente não precisam ser removidas. No entanto, a velocidade dessa degradação depende do pH e da temperatura dos tecidos que circundam a sutura. Bourguignon Filho (2021) relatou que os fios absorvíveis mais utilizados na odontologia, o Vicryl®, Monocryl® e catgut, apresentam maior reação tecidual quando comparados aos fios de suturas não absorvíveis.

Brandt e Jenkins (2012) relataram Poliglactina 910 Vicryl® reação tecidual reação mínima inflamatória. Bourguignon Filho (2021) relatou que o Vicryl® é um fio de fácil manuseio, força tênsil de 10 a 12 dias, além de apresentar baixa reação inflamatória tecidual. Devido a essas características é muito utilizado em cirurgias orais e maxilofaciais.

Brandt e Jenkins (2012) relataram que poliglecaprone 25 (monocryl®) possui uma reação tecidual mínima inflamatória. Bourguignon Filho (2021) relatou ainda que o fio de sutura poliglecaprone 25 tem uma excelente resistência e sua resposta biológica é superior à do Vicryl®.

Com o desenvolvimento, materiais de sutura absorvíveis revestidos com triclosan com propriedades antimicrobianas foram lançados para superar ou prevenir infecções pós-operatórias. Dennis et al. (2016) relataram sobre suturas poliglactina 910 revestida com triclosan mostraram inibição significativa de colônias bacterianas em sua superfície próximo ao local infectado sem comprometer a propriedade mecânica da sutura. Da mesma forma, a sutura de poliglecaprone 25 com triclosan apresentou boa eficácia antibacteriana pós-implantação em modelos animais. Pelz et al. (2015) não confirmaram isso em seus estudos, afirmaram que não houve redução significativa no número total de bactérias pelo revestimento. Disse ainda que não houve vantagem aparente de um tipo de material de sutura sobre o outro. Goel em 2016, verificou também que as suturas com Vicryl Plus® não reduziram o número de bactérias patogênicas gram-negativas e reduziram o número de bactérias protetoras da flora normal. Disse ainda, que alguns autores concluíram que devido aos custos, à possibilidade de alergia e ao desenvolvimento de resistência, o uso de suturas revestidas com triclosan não é recomendado.

Bourguignon Filho (2021) relatou que os fios que provocam maior reação inflamatória são os de origem animal, seguido dos de origem vegetal e sintéticos. Burkhardt e Lang (2015) disseram que o catgut nos tecidos moles o material pode gerar reações inflamatórias com infiltrações celulares marcantes. Por esta razão, o catgut não é mais utilizado na cirurgia periodontal. No entanto, Mahesh et al. (2019) afirmaram que resultados indicam fortemente que

a primeira escolha de sutura deve ser a sutura intestinal e que a adesão de bactérias às suturas intestinais foi menor em comparação com as suturas de seda, PTFE, poliamida e Vicryl®. Brandt e Jenkins (2012) em concordância relataram que intestino cirúrgico simples e crônica possui reação tecidual moderada.

Abellán et al. (2016) relataram que o ácido poliglicólico tem menor incidência de infecção em tecidos contaminados e não apresenta resistência à tração residual. Brandt e Jenkins (2012) disseram também em seus estudos que o poliglicólico possui reação tecidual mínima inflamatória.

Burkhardt e Lang (2015) referiram como materiais com excelentes propriedades teciduais o polipropileno e em conformidade a isso, Brandt e Jenkins (2012) afirmaram que o polipropileno e o aço provocam mínima reação tecidual. Dragovic et al. (2020) relataram ainda que em seu estudo, a baixa aderência microbiana na sutura de polipropileno deve-se principalmente à sua superfície impecavelmente lisa.

Brandt e Jenkins (2012) relataram que o fio de sutura nylon possui uma reação tecidual inflamatória mínima. Bourguignon Filho (2021) em concordância relatou que o nylon possui pouca reação tecidual e elevada força tênsil.

Dragovic et al. (2020) disseram que a pior cicatrização dos tecidos moles foi encontrada em torno da sutura de seda não reabsorvível. Esta sutura causou uma reação inflamatória mais forte e apresentou a maior afinidade de adesão microbiana em comparação com suturas alternativas. Burkhardt e Lang (2015) afirmaram também que as suturas de seda são propensas à colonização por biofilmes. Portanto, a seda não deve ser aplicada por longos períodos de tempo. Em concordância Bourguignon Filho (2021) relatou ainda que os fios de seda promovem maior reação tecidual, maior risco de infecção e menor força tênsil.

Realizar o planejamento cirúrgico do paciente é importante para que o cirurgião possa estudar o caso, selecionar a técnica que será utilizada, o material, diâmetro do fio de sutura, e tamanho da agulha, de acordo com largura e comprimento da ferida, da tensão de fechamento necessária e da distância até a qual as bordas da ferida devem se mover. Evitando assim, imprevistos durante o procedimento e um melhor pós-cirúrgico para o paciente.

5 CONCLUSÃO

É notório que os fios de sutura utilizados em procedimentos cirúrgicos odontológicos apresentam graus variados de resposta tecidual devido às suas características. De acordo com a literatura, dentre os absorvíveis, o poliglecaprone 25 (monocryl®) aparenta ter uma melhor resposta biológica e entre os não absorvíveis o fio de seda é o que causa maior reação tecidual, seguido do nylon e do polipropileno apresentando uma menor reação tecidual entre esses. Os fios não absorvíveis, sintéticos e monofilamentares apresentam uma menor reação tecidual.

Dessa forma, o presente estudo ressalta a importância da escolha e do conhecimento do material de sutura a ser empregado em cirurgias odontológicas.

REFERÊNCIAS

ABELLÁN, D. et al. Physical and Mechanical Evaluation of Five Suture Materials on Three Knot Configurations: An in Vitro Study. **Polymers**, v. 8, n. 4, p. 147, 20 abr. 2016.

ABULLAIS, S. S. et al. In-vitro evaluation of commonly used beverages on tensile strength of different suture materials used in dental surgeries. **Medicine**, v. 99, n. 48, p. e19831, 25 nov. 2020.

- ARCE, J. et al. Tensile Strength of Novel Nonabsorbable PTFE (Teflon®) versus Other Suture Materials: An In Vitro Study. **International Journal of Dentistry**, v. 2019, p. 1–5, 9 out. 2019.
- ASHER, R. et al. Microbial accumulation on different suture materials following oral surgery: a randomized controlled study. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, n. 2, p. 559–565, 8 fev. 2019.
- BRANDT, M. T.; JENKINS, W. S. Suturing Principles for the Dentoalveolar Surgeon. **Dental Clinics of North America**, v. 56, n. 1, p. 281–303, jan. 2012.
- BURKHARDT, R.; LANG, N. P. Influence of suturing on wound healing. **Periodontology 2000**, v. 68, n. 1, p. 270–281, jun. 2015.
- DENNIS, C. et al. Suture materials - Current and emerging trends. **Journal of Biomedical Materials Research Part A**, v. 104, n. 6, p. 1544–1559, 1 jun. 2016.
- DRAGOVIC, M. et al. Comparison of four different suture materials in respect to oral wound healing, microbial colonization, tissue reaction and clinical features—randomized clinical study. **Clinical Oral Investigations**, v. 24, n. 4, p. 1527–1541, 24 abr. 2020.
- FARIS, A. et al. Characteristics of Suture Materials Used in Oral Surgery: Systematic Review. **International Dental Journal**, v. 72, n. 3, p. 278–287, 1 jun. 2022.
- FILHO, A. M. B. **Manual de cirurgia oral e maxilofacial**. Vila velha - ES: Ed. do autor, 2021.
- GOEL, A. Surgical Sutures - A Review. **Delhi Journal of Ophthalmology**, v. 26, n. 3, p. 159–162, 1 mar. 2016.
- JAVED, F. et al. Tissue Reactions to Various Suture Materials Used in Oral Surgical Interventions. **ISRN Dentistry**, v. 2012, p. 1–6, 8 maio 2012.
- KHISTE, S. V.; RANGANATH, V.; NICHANI, A. S. Evaluation of tensile strength of surgical synthetic absorbable suture materials: an *in vitro* study. **Journal of Periodontal & Implant Science**, v. 43, n. 3, p. 130, 2013.
- MAHESH, L. et al. Bacterial Adherence Around Sutures of Different Material at Grafted Site: A Microbiological Analysis. **Materials**, v. 12, n. 18, p. 2848, 4 set. 2019.

MANFREDINI, M. et al. Evaluation of Breaking Force of Different Suture Materials Used in Dentistry: An In Vitro Mechanical Comparison. **Materials**, v. 15, n. 3, p. 1082, 30 jan. 2022.

PELZ, K.; TÖDTMANN, N.; OTTEN, J.-E. Comparison of antibacterial-coated and non-coated suture material in intraoral surgery by isolation of adherent bacteria. **Annals of Agricultural and Environmental Medicine**, v. 22, n. 3, p. 551–555, 4 set. 2015.

RAMKUMAR CEYAR, K. A. et al. Effectiveness of knotless suture as a wound closure agent for impacted third molar – A split mouth randomized controlled clinical trial. **Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery**, v. 48, n. 10, p. 1004–1008, 1 out. 2020.

SELVI, F. et al. EFFECTS OF DIFFERENT SUTURE MATERIALS ON TISSUE HEALING. **Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry**, v. 50, n. 1, 12 jan. 2016.

TAYSI, A. E.; ERCAL, P.; SISMANOGLU, S. Comparison between tensile characteristics of various suture materials with two suture techniques: an in vitro study. **Clinical Oral Investigations**, v. 25, n. 11, p. 6393–6401, 14 nov. 2021.

TOMA, A. I. et al. Oral wound healing models and emerging regenerative therapies. **Translational Research**, v. 236, p. 17–34, 1 out. 2021.

VILLA, O. et al. Suture materials affect peri-implant bone healing and implant osseointegration. **Journal of Oral Science**, v. 57, n. 3, p. 219–227, 25 mar. 2015.