

FACULDADE SETE LAGOAS – FACSETE
PÓS-GRADUAÇÃO EM IMPLANTODONTIA

Damaris Gianasi Pinto

**CLASSIFICAÇÃO E APLICABILIDADE DOS FIOS DE SUTURA EM
IMPLANTODONTIA**

LAVRAS- MG

2018

Damaris Gianasi Pinto

**CLASSIFICAÇÃO E APLICABILIDADE DOS FIOS DE SUTURA EM
IMPLANTODONTIA**

Monografia apresentada ao curso de Especialização Lato Sensu da Faculdade Sete Lagoas – FÁCSETE, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Orientador: Prof. Mário Augusto de Araújo Almeida

Área de concentração: Implantodontia

 **FACSETE**

Faculdade Sete Lagoas

Portaria MEC 278/2016 - D.O.U. 19/04/2016

Portaria MEC 946/2016 - D.O.U. 19/08/2016

Damaris Gianasi Pinto

**CLASSIFICAÇÃO E APLICABILIDADE DOS FIOS DE SUTURA EM
IMPLANTODONTIA**

Monografia apresentada ao curso de especialização Lato Sensu da Faculdade Sete Lagoas – FACSETE – Polo Lavras, como requisito parcial para obtenção do título de Especialista em Implantodontia.

Área de Concentração: Implantodontia

Aprovada em 14/06/2018 pela banca constituída dos seguintes professores:



Prof. Mário Augusto de Araújo Almeida – FACSETE – Polo Lavras



Prof. Me. Sérgio Henrique Monteiro Miranda – FACSETE – Polo Lavras



Prof. Me. Me. Ronaldo de Carvalho – FACSETE – Polo Lavras

Lavras, 14 de junho de 2018.

RESUMO

Este trabalho aborda os diferentes tipos de fios de sutura utilizados em procedimentos cirúrgicos, com ênfase em sua aplicabilidade na implantodontia. São discutidas as classificações, propriedades físicas, reações teciduais e indicações clínicas dos principais materiais de sutura, tanto absorvíveis quanto não absorvíveis. A escolha do fio de sutura influencia diretamente no processo de cicatrização e nos resultados clínicos, sendo fundamental considerar características como resistência tênsil, reação inflamatória, tempo de absorção e facilidade de manuseio. A revisão de literatura demonstra que a seleção adequada do fio deve considerar o tipo de tecido envolvido e o objetivo terapêutico, com o intuito de promover uma recuperação eficiente e minimizar complicações. A pesquisa reforça a importância do conhecimento técnico do profissional para a escolha criteriosa do material de sutura, especialmente na implantodontia, onde a estabilidade e a biocompatibilidade são essenciais para o sucesso do procedimento.

Palavras-chave: Fios de sutura; Implantodontia; Reação tecidual; Cicatrização; Materiais cirúrgicos.

ABSTRACT

This paper addresses the different types of suture threads used in surgical procedures, with an emphasis on their applicability in implant dentistry. The classifications, physical properties, tissue reactions, and clinical indications of the main suture materials, both absorbable and non-absorbable, are discussed. The choice of suture thread directly affects the healing process and clinical outcomes, making it essential to consider factors such as tensile strength, inflammatory response, absorption time, and handling ease. The literature review demonstrates that proper suture selection must take into account the type of tissue involved and the therapeutic goal in order to ensure efficient recovery and minimize complications. This study reinforces the importance of technical knowledge in selecting the most appropriate suture material, especially in implant dentistry, where stability and biocompatibility are key factors for procedural success.

Keywords: Suture threads; Implant dentistry; Tissue reaction; Healing; Surgical materials.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	7
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	8
2.1 Histórico dos fios de sutura.....	8
2.2 Características dos fios de sutura.....	10
2.3 Classificação dos fios de sutura.....	11
2.3.1 Fios inabsorvíveis.....	11
2.3.1.1 <i>Origem animal.....</i>	11
2.3.1.2 <i>Origem vegetal.....</i>	12
2.3.1.3 <i>Origem sintética.....</i>	14
2.3.1.4 <i>Origem mineral.....</i>	17
2.3.2 Fios absorvíveis.....	18
2.3.2.1 <i>Origem animal.....</i>	18
2.3.2.2 <i>Origem sintética.....</i>	20
3 DISCUSSÃO.....	25
4 CONCLUSÃO.....	27
REFERÊNCIAS.....	28

1 INTRODUÇÃO

A implantodontia é uma área da odontologia que visa, através da cirurgia e respectiva instalação de implantes, recuperar a função mastigatória e estética em regiões edêntulas.

Uma vez que, a ferida cirúrgica não representa uma condição natural do organismo, o mesmo tenta reparar o defeito através de um tecido que funcione como elo de ligação entre as duas bordas afastadas, reconstituindo os tecidos de forma mais fisiológica possível.

O reparo dos tecidos ocorrerá com ou sem a intervenção do cirurgião, contudo, a utilização de suturas para imobilização do tecido e aproximação do mesmo, torna esse processo mais rápido e eficiente, por ter melhores resultados estéticos e funcionais.

Na atual fase da odontologia, podemos contar com uma grande diversidade de materiais de composição de fios de sutura, além de uma gama de técnicas diferentes para aproximação dos tecidos.

Cada material interfere diretamente no resultado final da cicatrização, tendo suas indicações e limitações. Os fios podem diferenciar-se no ato cirúrgico pela facilidade de manuseio, resistência à tensão, presença ou não de memória e na sua capacidade de imobilização dos tecidos, entre outros. Já na fase pós cirúrgica, a capacidade de reabsorver ou não reabsorver, interação e estímulo com o processo inflamatório, além de um resultado estético melhor ou pior, classificam esses fios.

Este trabalho tem como objetivo revisar através da literatura, os fios de sutura mais utilizados nos procedimentos da implantodontia, sob os aspectos físicos, químicos e biológicos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Histórico dos fios de sutura

Desde os tempos antigos, uma variedade de materiais de sutura foi testada e empregada no processo de união de tecidos, incluindo fibras vegetais, resinas naturais, tendões, intestinos de diferentes animais, crina de cavalo e fios de ouro, entre outros. De acordo com Makenzie (1973), um dos relatos mais antigos sobre a prática da sutura foi encontrado em inscrições egípcias datadas de aproximadamente 3500 a.C. Nesse período, escaravelhos e grandes formigas eram colocados sobre as feridas de modo que suas mandíbulas se fechassem nas bordas da lesão. Após isso, os corpos dos insetos eram torcidos e removidos, restando apenas as cabeças, que mantinham as extremidades das feridas unidas, favorecendo a cicatrização.

No ano de 30 d.C., o escritor e médico romano Aurélio Cornélio Celsus afirmou que a fibra de linho não deveria ser torcida ao ser utilizada em suturas, pois isso a tornava mais flexível, facilitando o processo de fechamento das feridas. Celsus foi o pioneiro ao mencionar técnicas de ligadura de vasos sanguíneos na história. O conceito de ligadura e sutura também pode ser encontrado nos escritos de Hipócrates e Galeno. Galeno de Pérgamo, por volta de 150 d.C., tratou rupturas de tendões de gladiadores utilizando suturas com fio de seda e tiras de serosa de intestinos de herbívoros. Com essa abordagem, ele ofereceu aos pacientes uma chance de recuperação, algo que antes só poderia ser aguardado com a paralisia (LYONS; PETRUCELLI, 1987).

Rhazes (850–923 d.C.), reconhecido como o primeiro grande médico persa, foi pioneiro ao empregar ligaduras em vasos sanguíneos e suturar feridas usando cordões feitos a partir de cordas de alaúdes. É atribuído a ele o uso inicial do termo *kitgut* para designar fios obtidos de tiras do intestino de animais herbívoros — os mesmos materiais utilizados para fabricar cordas de instrumentos musicais (kit). Acredita-se que o termo *Catgut*, um dos fios de sutura mais famosos da história, tenha origem nesse conceito. Já no final do século X, o cirurgião árabe Abulcasis (ou Abulcasim) descreveu minuciosamente várias técnicas de sutura, demonstrando conhecimento dos diferentes métodos empregados em ferimentos abdominais. As agulhas cirúrgicas utilizadas na época podiam ser retas ou curvas e eram confeccionadas em osso ou bronze. Os materiais usados para as suturas incluíam

pelos da cauda de bois, tendões de animais e fios de seda, especialmente para ligaduras de vasos sanguíneos (MAKENZIE, 1973).

Entre os anos de 1510 e 1590, destacou-se o francês Ambroise Paré, inicialmente barbeiro, que mais tarde se consolidou como um dos mais renomados cirurgiões da história da medicina. Em suas práticas, utilizava tiras finas de linho e seda como materiais para ligaduras vasculares. Paré foi pioneiro ao reconhecer a capacidade de regeneração dos tecidos vivos e, entre suas contribuições, está a introdução do uso de fitas adesivas para o fechamento de feridas, além da popularização da ligadura de vasos sanguíneos em substituição à cauterização com óleo fervente (PASSERI, 1982).

Na sequência, Joseph Lister (1827–1912), professor de cirurgia, inspirou-se nas descobertas de Louis Pasteur (1822–1895) sobre microrganismos patogênicos para desenvolver práticas antissépticas na medicina. Lister passou a empregar compostos como o ácido carbólico e o fenol para higienizar mãos, instrumentos, materiais cirúrgicos e fios de sutura, o que resultou em uma significativa redução das taxas de infecção pós-operatória — para valores inferiores a 5%. A partir de então, os processos de desinfecção e esterilização passaram a ser conduzidos com maior rigor. Essa mudança também influenciou diretamente a seleção e o manuseio dos fios de sutura, que passaram a ser sistematicamente esterilizados. Naquele período, uma ampla gama de materiais passou a ser utilizada para sutura, incluindo metais como prata, cobre, alumínio e bronze; fibras vegetais como algodão e linho; e elementos de origem animal, como cabelos, tendões, artérias, músculos, nervos, seda e catgut (LYONS; PETRUCELLI, 1987).

Ainda no século XIX, o médico norte-americano Philip Physick foi o primeiro a propor a ideia de que um fio poderia exercer sua função de sutura e, posteriormente, ser absorvido pelo organismo, sem necessidade de remoção. Joseph Lister também inovou ao empregar ácido crômico com o objetivo de prolongar a resistência do catgut antes de sua absorção. Com o avanço da industrialização, materiais como seda e algodão passaram a ser amplamente utilizados e fornecidos já acoplados a agulhas. Por volta de 1900, o catgut começou a ser comercializado em tubos de vidro contendo soluções esterilizantes. Na Primeira Guerra Mundial, surgiram métodos de esterilização mais eficientes, como a radiação ionizante com o Cobalto-60, além do desenvolvimento de fios de sutura não sintéticos. A introdução de materiais como poliamida e poliéster ocorreu na década de 1940, seguida pelo polipropileno em 1962.

A partir da década de 1970, surgiram os primeiros fios absorvíveis de origem sintética, sendo que em 1971 a empresa Ethicon lançou o primeiro fio desse tipo, feito de ácido poliglactínico (poliglactina 910), cuja eficácia foi comprovada por diversos estudos (Castro et al., 1974). Desde então, a utilização de fios absorvíveis esterilizados e fornecidos com agulhas pré-acopladas tornou-se prática rotineira na cirurgia moderna.

2.2 Características dos fios de sutura

As propriedades físicas e biológicas dos fios de sutura são fundamentais para o sucesso da síntese tecidual, variando conforme o tipo de tecido e a natureza da cirurgia. Fios com alta capilaridade — geralmente multifilamentares — são menos indicados para áreas contaminadas ou expostas a fluidos, pois tendem a favorecer a adesão bacteriana. Em contrapartida, fios com memória elevada (tendência a retornar à forma original) ou com baixa maleabilidade podem dificultar a realização de nós em procedimentos delicados (HERING; GABOR, 1993).

A resposta imunológica provocada pelo fio de sutura é um dos critérios mais relevantes na sua escolha, já que interfere diretamente nas taxas de infecção pós-operatória. Embora os fios multifilamentares apresentem maior potencial de retenção bacteriana em comparação aos monofilamentares, estudos indicam que o número de fibras, e não apenas o material em si, exerce maior influência nesse aspecto. Além disso, segundo Kim et al. (2011), fatores como idade, sexo, tabagismo e condição sistêmica do paciente também impactam significativamente na incidência de complicações após procedimentos cirúrgicos.

A permanência do fio de sutura nos tecidos pode atuar como um agente irritante, intensificando ou prolongando a resposta inflamatória local e interferindo negativamente no processo fisiológico da cicatrização. Esses efeitos podem se manifestar como atraso na reepitelização da ferida, formação de granulomas e aumento da atividade fibroblástica, resultando em uma reparação tecidual insatisfatória (MCKEOWN et al., 1991).

Segundo Lai (2010), o fio de sutura ideal deveria apresentar um conjunto de características, como esterilidade, versatilidade para diferentes procedimentos, baixa agressividade aos tecidos, fácil manuseio, resistência à tensão, firmeza dos nós, boa capacidade de absorção e resistência à infecção. No entanto, como nenhum material

existente reúne todas essas qualidades, alguns critérios mínimos devem ser observados: esterilidade, uniformidade no diâmetro e comprimento, maleabilidade, segurança no nó, resistência proporcional ao tipo e espessura do fio, além de ausência de substâncias irritantes ou impurezas que possam provocar reações adversas nos tecidos.

2.3 Classificação dos fios de sutura

Os fios de sutura podem ser classificados com base em sua origem, características físicas e comportamento biológico. Quanto à origem, os fios naturais podem ser de origem animal (como o catgut e a seda), vegetal (linho e algodão), mineral ou metálica. Já os fios sintéticos são produzidos a partir de compostos como o ácido glicólico, ácido galáctico, poliamidas (ex: nylon), poliésteres e polímeros derivados do vinil, como o etileno e o propileno. No que diz respeito ao comportamento biológico, classificam-se em reabsorvíveis e não reabsorvíveis. Entre os reabsorvíveis estão o catgut, o colágeno, o ácido glicólico e o ácido galáctico. Os não reabsorvíveis incluem a seda, o algodão, o linho, os metais, as poliamidas, os poliésteres, os polipropilenos e os politetrafluoretlenos (PTFE – Gore-Tex) (MINOZZI et al., 2009).

2.3.1 Fios inabsorvíveis

2.3.1.1 Origem animal

Fio de Seda - Derivado da proteína fibroína, o fio de seda é classificado como multifilamentar trançado, inabsorvível e biodegradável. Produzido a partir da seda bruta secretada pela larva do bicho-da-seda na formação do casulo, o material passa por um processo industrial de purificação para remoção de impurezas, o que resulta em um fio de menor capilaridade e melhor qualidade. Geralmente, é tingido de preto para facilitar a visualização durante o procedimento cirúrgico. Algumas versões recebem revestimento com silicone para aumentar sua flexibilidade e reduzir a reação inflamatória nos tecidos. Esse tratamento também confere maior plasticidade ao fio. Apesar de ser considerado inabsorvível, sua resistência tênsil diminui com o tempo, podendo ser completamente absorvido em até dois anos após a implantação (GOFFI; TOLOSA, 1996).

Panilaitis et al. (2003) destacaram que as fibras de seda possuem potencial de aplicação além das suturas biomédicas. Em estudos *in vitro* com macrófagos, observou-se que as fibras purificadas de seda não ativaram essas células. No entanto, a presença de sericina — uma proteína da seda — pode induzir resposta inflamatória por atuar sinergicamente com lipopolissacarídeos bacterianos. Ainda assim, o fio de seda é geralmente considerado de baixo potencial inflamatório.

Seu uso, entretanto, não é recomendado em feridas contaminadas. Isso se deve à sua superfície aderente, que facilita a fixação de microrganismos, sangue e substâncias inflamatórias, criando um ambiente favorável à proliferação bacteriana (ÁVILA FILHO et al., 2015).

Wouk et al. (1980), ao utilizarem fios de seda para sutura no músculo diafragmático de cães com hérnias, observaram reação granulomatosa significativa no local da sutura. Apesar disso, o processo de cicatrização não foi comprometido, pois não houve deiscência nem outras alterações macroscópicas relevantes.

Sampaio et al. (1993) relataram que, após três dias da realização da sutura com fio de seda, foi observado um infiltrado inflamatório intenso ao redor do fio, predominando células como neutrófilos. Em algumas áreas, foi identificada a formação de epitélio de revestimento na cavidade formada pela passagem do fio através do tecido.

2.3.1.2 Origem vegetal

Fio de algodão - O fio de algodão é um material de sutura multifilamentar, classificado como inabsorvível, embora seja biodegradável. Ele é composto por longas fibras de algodão torcidas, apresentando boa flexibilidade e resistência tênil. A esterilização deste tipo de fio geralmente é realizada por meio de radiação ionizante com base em cobalto-60 (SLATER, 1998).

Devido à sua estrutura multifilamentar e ao elevado grau de absorção da celulose, o fio de algodão favorece o acúmulo de fluidos, criando um ambiente propício ao crescimento microbiano. Essas características podem facilitar a penetração de microrganismos na ferida cirúrgica e aumentar o risco de infecção (SALOMÃO et al., 1982).

Umedecido, o algodão tende a apresentar aumento na resistência à tração e maior segurança na manutenção dos nós, superando inclusive a seda nesse aspecto.

No entanto, ao ser implantado nos tecidos, sua resistência diminui progressivamente — aproximadamente 50% em seis meses e 70% em dois anos. Entre suas desvantagens estão a elevada capilaridade, reatividade tecidual e tendência à adesão bacteriana. Apesar dessas limitações, o fio de algodão ainda é indicado em diversas áreas cirúrgicas, como ginecologia, obstetrícia, cirurgia geral, ortopedia, urologia, oftalmologia e neurocirurgia (GOFFI; TOLOSA, 1996).

Martins, Popak e Rodrigues (2006) relataram o caso de uma cadela que, cinco meses após uma ovariectomia, apresentou fístulas abdominais e dor ao caminhar. A laparotomia exploratória revelou a presença de granuloma próximo ao rim direito, associado a hidronefrose, megaureter e aderência intestinal, com presença de fios de algodão no local.

Em estudo conduzido por Soares, Ito e Barros (2001), que avaliou o uso de fio de algodão em suturas de feridas alveolares, constatou-se elevado número de colônias bacterianas, evidenciando que a intensidade da contaminação influenciava diretamente na cicatrização dos tecidos intraorais.

Mohammed, Rabo e Ibrahim (1995), ao suturarem incisões cutâneas no dorso de cabras com fios de algodão, nylon e seda, observaram que, macroscopicamente, não havia diferença significativa entre os materiais quanto à aparência da cicatrização. Entretanto, em nível microscópico, o nylon provocou resposta inflamatória moderada, enquanto o algodão e a seda induziram inflamação mais acentuada, com intensa formação de tecido de granulação.

Fio de linho - O fio de linho é multifilamentar, inabsorvível, porém biodegradável, assim como o algodão. Ele é produzido a partir de fibras pericíclicas do caule da planta do linho e apresenta boa resistência mecânica, flexibilidade, baixo atrito com os tecidos e boa segurança na realização dos nós. Sua esterilização é normalmente realizada com óxido de etileno (GOFFI; TOLOSA, 1996).

Em um estudo realizado por Maldonado et al. (2006), a reação tecidual frente a diferentes fios de sutura foi avaliada em equinos. Os materiais analisados incluíam linho, nylon, poliéster e polipropileno. Entre eles, o fio de linho apresentou as reações inflamatórias mais intensas e maior formação de edema na região suturada, quando comparado aos demais fios avaliados.

2.3.1.3 Origem sintética

Fio de nylon - O fio de nylon é um polímero sintético derivado das poliamidas, mais especificamente do ácido hexametilenodiamina e do ácido adípico (BELLENGER, 1982). Este material é amplamente utilizado em procedimentos de síntese cutânea por apresentar boa elasticidade, elevada resistência mecânica e baixa reatividade tecidual (CUFFARI; TESSEROLI 1997).

Segundo Goffi (2007), os fios de nylon têm sido utilizados em suturas desde a década de 1930, mas seu uso se intensificou após os anos 1940, em função de pesquisas que demonstraram sua eficácia clínica. Embora anteriormente comercializado em forma multifilamentar, o nylon é hoje produzido e empregado, majoritariamente, em sua forma monofilamentar, o que elimina sua capilaridade (RAHAL et al. 1997).

Apesar das vantagens como baixa resposta inflamatória e boa resistência, o nylon possui algumas limitações. Entre elas, destacam-se sua baixa maleabilidade e tendência a escorregar, dificultando a realização de nós firmes e estáveis. Tais características exigem maior habilidade técnica por parte do cirurgião para garantir o sucesso da sutura (GOFFI, 2007).

Embora o fio de nylon seja classificado como inabsorvível, a hidrólise lenta a que é submetido no meio biológico pode levar à perda gradual de até 20% de sua resistência tênsil por ano. Esse tipo de sutura é amplamente indicado para a aproximação de tecidos moles e procedimentos de ligadura, sendo utilizado com frequência em áreas como a cirurgia cardiovascular, oftalmológica e neurocirurgia. Entretanto, o nylon é contraindicado em procedimentos que envolvam contato prolongado com soluções salinas, como nos tratos biliar e urinário, uma vez que essa exposição pode favorecer a formação de cálculos (RAHAL et al., 1997).

Quando implantado nos tecidos, o nylon é considerado relativamente inerte, o que representa uma de suas principais vantagens, especialmente em suturas oculares. A reação tecidual é geralmente mínima, sendo envolto por uma fina cápsula de tecido conjuntivo. Na medicina veterinária, embora o nylon seja considerado não absorvível, ocorre sua hidrólise gradual, liberando radicais de poliamida que possuem ação bacteriostática (RAHAL et al., 1997).

De maneira geral, o fio de nylon provoca uma resposta inflamatória discreta e de curta duração. Em suturas profundas, pode desencadear reação do tipo corpo

estranho. A presença de fibroblastos e capilares sanguíneos tende a se manifestar precocemente nas regiões em contato direto com o fio. Estudos demonstraram que, embora o material mantenha sua integridade estrutural, há alterações significativas nos tecidos adjacentes, evidenciadas nos primeiros dias após o implante. Já no terceiro dia, observa-se aumento acentuado na proliferação de fibroblastos e neovascularização. No sétimo dia, forma-se um tecido conjuntivo bem estruturado ao redor do fio, acompanhado por células gigantes multinucleadas (WEISMANN; BRITO, 1993).

Em estudo conduzido por Ribeiro et al. (2005), foi avaliada a resposta histopatológica dos tecidos à presença de fios de nylon monofilamentares em suturas internas e externas realizadas em ratos. Os resultados revelaram que a reação inflamatória, presença de células gigantes do tipo corpo estranho, proliferação fibroblástica e fibrose foram mais intensas nas suturas internas. Por outro lado, as suturas externas induziram menor resposta inflamatória, sugerindo que o local da aplicação interfere significativamente no grau de reação tecidual provocado pelo nylon.

Fio de polipropileno - O fio de polipropileno é fabricado a partir de um polímero sintético obtido do propileno, sendo comercializado principalmente na forma de monofilamento. Este material é submetido à esterilização com óxido de etileno e apresenta resistência mecânica moderada, comparável à do nylon. Dentre suas principais características destacam-se a boa flexibilidade, elevada resistência ao tensionamento e excelente desempenho na formação de nós. Quando os nós são firmemente ajustados, o fio se acomoda por achatamento nos pontos de cruzamento, o que melhora sua fixação e reduz o risco de afrouxamento (SLATER, 1998).

Uma das grandes vantagens clínicas do polipropileno é sua estabilidade em contato com os tecidos, já que é pouco suscetível à degradação por enzimas. Essa propriedade confere maior durabilidade à sutura e menor risco de falhas por perda precoce de resistência. Por sua baixa interação com proteínas plasmáticas e mínima formação de coágulos, é considerado o fio com menor risco de provocar tromboembolismo, sendo por isso amplamente indicado para cirurgias do sistema vascular. Sua elasticidade permite acompanhar os movimentos de tecidos mais móveis e elásticos, como os músculos e a pele. Outro benefício do polipropileno é sua baixa capilaridade e relativa inércia biológica, o que reduz a adesão bacteriana e o

torna adequado para ambientes cirúrgicos com risco elevado de infecção (SLATER, 1998).

Comparações realizadas entre o desempenho de fios de polipropileno e poliamida indicam que ambos superam os fios absorvíveis convencionais, como o catgut simples e o catgut cromado. Tognini e Goldenberg (1998) evidenciaram, por meio de estudos experimentais, que os fios absorvíveis perdem até 80% de sua resistência à tração em apenas duas semanas, o que compromete sua aplicação em estruturas que exigem suporte prolongado, como a parede abdominal. Em função dessa limitação, os fios de polipropileno têm sido preferidos para a sutura de tecidos músculo-aponeuróticos, devido à sua estabilidade e resistência prolongada.

Fio de poliéster - O fio de poliéster é confeccionado a partir de um polímero de Tereftalato de Etileno, obtido por meio de um processo de aquecimento sob vácuo em altas temperaturas. Esse material é formado por fibras de elevado peso molecular, compostas por longas cadeias poliméricas. Entre suas principais propriedades destacam-se a alta resistência tênil, facilidade de manuseio, reação tecidual considerada moderada e boa segurança na fixação dos nós (SLATER, 1998).

Reconhecido como um dos fios sintéticos mais resistentes disponíveis, o poliéster apresenta mínima ou nenhuma perda de resistência à tração após a implantação nos tecidos. Por isso, é amplamente utilizado em suturas que exigem sustentação prolongada, especialmente em tecidos cuja cicatrização ocorre de forma mais lenta. Quando não revestido, o fio de poliéster possui elevado coeficiente de fricção, o que favorece a firmeza dos nós, mas pode dificultar o deslizamento no tecido. Para reduzir essa fricção, são frequentemente aplicados revestimentos com substâncias como polibutilato, silicone ou teflon. Contudo, esses revestimentos também podem comprometer a segurança dos nós ao reduzir sua firmeza. Além disso, entre os fios sintéticos, o poliéster é o que provoca a resposta inflamatória mais significativa. A descamação de materiais como o teflon em tecidos vivos intensifica essa resposta. O uso de fios de poliéster, sejam revestidos ou não, em feridas contaminadas ou infeccionadas, tem sido associado a reações inflamatórias exacerbadas e infecções persistentes no local da sutura (GOFFI; TOLOSA, 1996).

Fio de politetrafluoretileno (PTFE) - O politetrafluoretileno (PTFE) é um fio monofilamentar de estrutura microporosa, composto por um polímero com cadeias de carbono envoltas por átomos de flúor. Devido às suas propriedades mecânicas e biológicas, o PTFE tem sido empregado em cirurgias ortopédicas e vasculares, além

de procedimentos orais. Entre suas vantagens estão a boa elasticidade, a maleabilidade e a ausência de “memória” — propriedade que impede que o fio retorne à sua forma original, minimizando o risco de irritação causada pelos nós (LA SCALA; LLEO, 1987).

O PTFE expandido (PTFEe) tem sido amplamente utilizado na correção da blefaroptose, com bons resultados estéticos e funcionais. Trata-se de um material biocompatível, inerte e não elástico, com estrutura porosa que contribui para sua integração ao tecido. Sua aplicação em procedimentos como correções de defeitos abdominais também tem demonstrado eficácia clínica (BAJAJ et al., 2004).

Em estudo realizado por Silvério et al. (2009), o uso do PTFEe em cirurgias plásticas de suspensão frontal foi avaliado como uma alternativa viável para o tratamento da ptose palpebral grave, especialmente em pacientes com função muscular ausente ou comprometida. Os autores relataram resultados satisfatórios, tanto do ponto de vista funcional quanto estético, com baixa taxa de complicações.

Jeong et al. (2000) descreveram o PTFEe como um material altamente biocompatível a longo prazo. Por não ser antigênico, e por sua inércia biológica e química, o PTFEe permite uma colonização celular precoce em sua estrutura porosa, que contém aproximadamente 50% de seu volume em ar. Estudos histológicos demonstraram a formação de novo estroma funcional no interior dos poros, composto por fibroblastos, células endoteliais e neovasos, sem evidências de necrose, granulomas, lise, reação inflamatória intensa ou resposta de corpo estranho.

2.3.1.4 Origem mineral

O fio de aço inoxidável é atualmente o principal filamento metálico empregado em procedimentos cirúrgicos, especialmente nas sínteses ósseas. Ele pode ser encontrado nas formas monofilamentar ou multifilamentar trançada. Trata-se de um material inabsorvível, com características biologicamente inertes, ausência de capilaridade e elevada resistência à esterilização, podendo ser autoclavado com facilidade. Em comparação aos demais fios de sutura, o aço inoxidável apresenta a maior resistência tênsil quando implantado nos tecidos (BRASIL et al., 2001).

A versão cirúrgica do fio de aço inoxidável apresenta baixo teor de carbono, o que reduz sua reatividade com o oxigênio, tornando-o mais adequado para implantes biomédicos. Sua composição química inclui, aproximadamente, 20% de cromo, 15%

de níquel, 2 a 3% de molibdênio, 0,08% de carbono, 0,03% de fósforo, 0,75% de silício, 2,0% de manganês e 0,03% de enxofre, sendo o restante constituído por ferro, que atua como elemento de balanceamento para atingir os 100%. A resistência à corrosão, uma de suas principais qualidades, está diretamente relacionada à presença e proporção desses elementos (BRASIL et al., 2001).

Embora seja considerado biologicamente compatível, a rigidez do aço inoxidável pode representar um risco quando suas extremidades entram em contato direto com tecidos sensíveis ou órgãos, gerando microtraumas ou lesões mecânicas. Por não possuir elasticidade, pode provocar cortes indesejados nos tecidos caso haja tensão excessiva. Além disso, sua maleabilidade limitada dificulta a confecção de nós firmes e seguros, e a repetida flexão do fio pode levar à sua fratura. Apesar dessas limitações, o fio de aço inoxidável é recomendado para uso em tecidos com cicatrização lenta e também pode ser aplicado em feridas contaminadas, uma vez que sua superfície não favorece a adesão e proliferação de bactérias.

Entre suas indicações mais comuns estão a sutura de feridas abdominais, reparos em hérnias, fechamento esternal, procedimentos ortopédicos, incluindo cerclagens, e outras aplicações que exigem elevada resistência e estabilidade mecânica (BARBEIRO et al., 1980).

2.3.2 Fios absorvíveis

2.3.2.1 *Origem animal*

Catgut - Segundo Slater (1998), o catgut é um fio de sutura de origem animal, classificado como multifilamentar, confeccionado a partir da camada serosa do intestino delgado de bovinos saudáveis. Essa porção do intestino apresenta fibras longitudinais que conferem ao fio maior resistência mecânica. O material é composto por colágeno e passa por um tratamento com solução de glutaraldeído, visando aumentar sua resistência tênsil. Após esse processo, é embalado em solução conservante de álcool isopropílico e submetido à esterilização por radiação com cobalto-60. Por se tratar de um fio proteico, não deve ser autoclavado, pois a exposição ao calor elevado pode desnaturar as proteínas e comprometer sua integridade estrutural.

Peterson e Ellis (2005) descreve que o catgut simples possui uma taxa de absorção relativamente rápida quando utilizado na cavidade oral, raramente permanecendo mais de cinco dias nos tecidos. Já a versão tratada com soluções de curtimento, como o ácido crômico, é conhecida como catgut cromado e apresenta um tempo de permanência mais prolongado, em torno de 10 a 12 dias. O autor também menciona que os fios sintéticos reabsorvíveis — como os fabricados com ácido poliglicólico ou ácido polilático — são formados por longas cadeias de polímeros trançados internamente. Esses fios apresentam reabsorção lenta e permanecem nos tecidos por até quatro semanas ou mais, sendo, por isso, pouco utilizados em procedimentos intraorais.

De acordo com Kim et al. (2011), a principal vantagem dos fios reabsorvíveis é que não necessitam ser removidos, o que facilita o pós-operatório. No entanto, sua degradação no organismo desencadeia respostas teciduais específicas, que variam conforme o tipo de fio e seu processo de reabsorção — seja por hidrólise, digestão enzimática ou fagocitose.

Rossi et al. (2008) ressaltam que o catgut simples é absorvido rapidamente, geralmente em uma semana, perdendo cerca de 50% de sua resistência já nos primeiros dias. Por conta dessas propriedades físico-químicas, o uso desse fio não é indicado em regiões onde o tempo de cicatrização é superior a sete dias.

Lai (2010) explica que os fios de origem natural são absorvidos principalmente por degradação enzimática, enquanto os sintéticos sofrem hidrólise. A hidrólise, por sua vez, tende a provocar menor resposta inflamatória nos tecidos. O processo de absorção ocorre em duas fases: a primeira é caracterizada por uma taxa linear de degradação, que pode durar de dias a semanas, e a segunda corresponde à perda de massa do fio, promovida pela ação de leucócitos, responsáveis por remover resíduos celulares e fragmentos da sutura na área da cicatrização.

As suturas naturais podem ser confeccionadas a partir de colágeno animal (extraído de intestino de mamíferos) ou colágeno sintético, originado de polímeros. Já os fios não reabsorvíveis desencadeiam reações teciduais que levam à formação de cápsulas de fibroblastos ao redor do material implantado. Quanto à estrutura, as suturas monofilamentares são constituídas por um único filamento e oferecem menor resistência à passagem pelos tecidos, causando menos trauma. Em contrapartida, as suturas multifilamentares, formadas por vários filamentos trançados ou torcidos, são

mais flexíveis, maleáveis e apresentam maior resistência à tração, sendo mais indicadas em situações que exigem firmeza e sustentação.

2.3.2.2 Origem sintética

Fio de poliglecaprone 25 (Monocryl®) - O poliglecaprone 25 é um fio monofilamentar sintético produzido a partir de copolímeros segmentados de ϵ -caprolactona e glicolida. Sua reabsorção ocorre por meio de hidrólise quando em contato com tecidos biológicos. Conhecido comercialmente como Monocryl®, esse fio se destaca por apresentar excelente desempenho mecânico, com baixa resistência durante a passagem pelos tecidos, além de manter uma boa resistência tênsil. Estudos demonstram que, após duas semanas de implantação, o fio ainda preserva cerca de 20 a 30% de sua força de tração, o que é suficiente para cobrir o período crítico de cicatrização da maioria das feridas, com mínima reação inflamatória associada (BEZWADA et al., 1995).

De acordo com Nary Filho (2002), entre os fios de sutura disponíveis, a poliglactina 910 figura entre os mais utilizados devido à sua resistência à tração e à facilidade de manipulação. No entanto, comparações entre esse fio e o poliglecaprone 25 revelaram que este último apresentou melhor biocompatibilidade nas primeiras 48 horas, com menor reação inflamatória, o que pode estar relacionado à sua composição química — 75% de glicolida e 25% de caprolactona — e ao fato de ser monofilamentar. Por essas características, o poliglecaprone 25 é recomendado para suturas em tecidos moles, embora sua aplicação seja desaconselhada em regiões sob elevada tensão.

Fio de poliglactina 910 - A poliglactina 910 é um fio sintético multifilamentar, trançado e bem estirado, que apresenta excelente resistência à tração e é facilmente manuseado. Sua absorção ocorre em um período estimado entre 60 e 80 dias, com baixa indução de resposta inflamatória e baixo risco de formação de aderências. Essas propriedades tornam o fio adequado tanto para suturas delicadas quanto para aquelas que exigem maior tempo de permanência no tecido (SAITO et al., 2006). Introduzido no mercado em 1971, o fio foi o primeiro absorvível de origem sintética, sendo fabricado a partir do polímero de ácido poliglicólico (PASSERI, 1982; TOCCI; KUGA, 1991).

A Ethicon®, empresa do grupo Johnson & Johnson, fabrica a versão comercial Vycril®, que é composta por polímeros inertes, não antigênicos e não piogênicos. Durante seu processo de reabsorção, pode desencadear apenas uma leve resposta tecidual (Stewart et al., 1990). Devido à sua estrutura multifilamentar trançada, o fio apresenta elevada resistência à tração (NARY FILHO et al., 2002).

O revestimento da poliglactina 910 é formado pela combinação de copolímero láctico-glicólico com estearato de cálcio, o que resulta em um lubrificante absorvível. Esse revestimento facilita a penetração do fio nos tecidos e reduz a probabilidade de aderência à mucosa durante o procedimento, além de melhorar a segurança e estabilidade do nó (CANALES; ESPINOZA-MONTES, 2013).

Sampaio et al. (1993) observaram que, quando utilizado em tecidos gengivais, o fio de poliglactina 910 desencadeia uma resposta inflamatória mínima. Além disso, sua superfície não favorece a adesão de placa bacteriana ou de substâncias que possam agravar a reação inflamatória local.

Segundo Saito et al. (2006), a poliglactina 910 é indicada tanto em casos que requerem permanência prolongada do fio nos tecidos quanto em situações em que se exige maior delicadeza no manuseio. Tais características explicam sua ampla aceitação entre os profissionais da área odontomédica.

Cuffari e Tesseroli (1997) destaca que fios absorvíveis sintéticos são especialmente indicados quando se busca evitar a necessidade de remoção da sutura, como em pacientes pediátricos, indivíduos com limitações cognitivas, adultos não cooperativos ou em áreas anatômicas de difícil acesso.

Fio de ácido poliglicólico - Conforme descrito por Goffi e Tolosa (1996), o ácido poliglicólico é um fio de sutura sintético, absorvível, confeccionado a partir de um monopolímero de ácido glicólico (ou ácido hidroxiacético). Sua estrutura é composta por multifilamentos moldados, conferindo ao material boa resistência mecânica, facilidade de manuseio durante a realização de nós e excelente fixação. Este fio é considerado biologicamente inerte, não provoca reações antigênicas nem piogênicas, sendo absorvido de maneira uniforme e previsível por meio de hidrólise.

Segundo Bimonte (1997), a velocidade de reabsorção do ácido poliglicólico está diretamente relacionada ao grau de vascularização do tecido em que é implantado. Comparativamente, a poliglactina 910 apresenta maior resistência ao processo de hidrólise quando exposta às mesmas condições. Fontes e Sadi (1995) destacam que o tipo de absorção influencia diretamente na intensidade da resposta

inflamatória provocada pelo fio. Embora tanto o ácido poliglicólico quanto a poliglactina 910 sejam degradados por hidrólise, os tecidos reagem de forma mais intensa ao ácido poliglicólico, gerando uma resposta inflamatória mais acentuada.

Em estudo realizado por Ferreira et al. (2005), os autores compararam os efeitos dos fios de ácido poliglicólico e poliglactina 910 em procedimentos de ileocistoplastia em cães. O grupo que recebeu sutura com ácido poliglicólico apresentou sinais progressivos de fibrose após 21 dias do pós-operatório, além de indícios de início do processo de hidrólise e formação de calcificações na linha de sutura. A análise estatística indicou diferença significativa entre os dois materiais quanto à intensidade da resposta inflamatória, grau de fibrose e calcificação, sendo o fio de poliglactina 910 considerado mais adequado para esse tipo de procedimento.

Devido às suas propriedades físico-químicas, o ácido poliglicólico é indicado para uso em procedimentos de tecidos moles, sendo amplamente utilizado em diversas especialidades, como cirurgia geral, plástica, urológica, cardiovascular, oftalmológica, ginecológica, obstétrica e ortopédica (CASTRO; OKAMOTO; CASTRO, 1974).

Fio de polidioxanona (PDS) - A polidioxanona, frequentemente referida como PDS, é um fio de sutura sintético, monofilamentar e absorvível, desenvolvido a partir do poliéster poli(p-dioxanona). Sua fórmula molecular empírica é $C_4H_6O_3$. Trata-se de um material biologicamente compatível, não alergênico, não piogênico e associado a uma reação tecidual leve durante o processo de absorção (SLATER, 1998).

Este tipo de fio é especialmente indicado para a aproximação de tecidos moles em diversas especialidades cirúrgicas, sendo amplamente utilizado em procedimentos cardiovasculares e oftalmológicos — excetuando-se estruturas como a córnea e a esclera. Contudo, seu uso não é recomendado em tecidos neurais. Sua principal vantagem está na combinação de absorção com manutenção prolongada da resistência tênsil, o que o torna ideal para feridas que exigem suporte por períodos mais longos (SLATER, 1998).

O desempenho in vivo das suturas absorvíveis, como a PDS, pode ser avaliado por dois critérios fundamentais: a resistência à tração e a taxa de absorção. Estudos realizados com implantes em ratos demonstraram que a absorção completa do fio de polidioxanona ocorre entre 182 e 238 dias após sua inserção. Entretanto, esse fio não é indicado para uso associado a próteses, como válvulas cardíacas ou enxertos sintéticos (BOURNE et al., 1988).

Apesar das suas propriedades favoráveis, o tempo prolongado de absorção da polidioxanona pode provocar irritação leve em mucosas, como observado em procedimentos vaginais. Outros efeitos adversos relatados com fios absorvíveis incluem deiscência de feridas, insuficiente suporte tecidual em feridas sob distensão ou em pacientes com cicatrização comprometida, além de reações inflamatórias discretas quando a sutura é mantida na pele por mais de sete dias. Há também registros de formação de cálculos urinários e biliares após exposição prolongada a meios salinos, como a urina e a bile (ANDERSEN; SONDENAA; HOLTER, 1989).

A introdução da polidioxanona como fio cirúrgico foi relatada por Ray et al. (1981), que destacaram sua superioridade frente aos demais fios absorvíveis disponíveis, especialmente em tecidos que requerem sustentação por períodos prolongados.

Em estudo conduzido por Ferreira et al. (2005), observou-se que a polidioxanona provocou uma reação inflamatória menos intensa do que o polipropileno em anastomoses arteriais de cães. Os autores também constataram que a PDS apresenta 20% a mais de resistência em comparação aos fios absorvíveis trançados, com degradação mais lenta e manutenção prolongada da resistência, suficiente para sustentar a cicatrização do trato urinário (Edlich et al., 1987). Já Stewart et al. (1990), ao comparar diferentes fios em ratos — como catgut, poliglactina e PDS —, verificaram que não houve diferença significativa na formação de litíase após seis meses.

Em pesquisas experimentais com ratos, Houdart et al. (1986) relataram que a PDS causou apenas discreta reação tecidual no cólon. Em outro estudo, que envolveu 98 anastomoses colônicas, a utilização da polidioxanona foi bem tolerada, sem a ocorrência de complicações relevantes ou reações celulares severas. A avaliação histológica revelou que, até o 28º dia, o fio mantinha sua estrutura, sendo cercado por uma reação celular leve e localizada (ANDERSEN; SONDENAA; HOLTER, 1989).

No contexto da síntese da parede abdominal, um dos principais desafios cirúrgicos está na escolha de um fio que ofereça suporte mecânico adequado durante toda a fase de cicatrização, sem provocar reações inflamatórias acentuadas. Segundo Tognini e Goldenberg (1998), a polidioxanona apresenta desempenho superior nesse aspecto, mantendo cerca de 70% da resistência tênsil no 28º dia, enquanto outros fios absorvíveis multifilamentares já apresentam perda de até 95% nesse mesmo intervalo.

Fio de Gliconato - De acordo com Morris (1986), o gliconato é um fio de sutura sintético, absorvível e monofilamentar, desenvolvido a partir do próprio polímero de gliconato. Suas características incluem boa maleabilidade, facilidade de manuseio e elevada segurança na fixação dos nós. Após 14 dias da implantação tecidual, aproximadamente 50% do material já foi degradado, e sua reabsorção completa ocorre em torno de 90 dias. Por possuir uma superfície lisa e baixo coeficiente de atrito, o fio de gliconato permite uma passagem delicada pelos tecidos, sendo particularmente útil em suturas que exigem menor trauma mecânico, além de minimizar a aderência bacteriana.

Yamamoto et al. (2002) realizaram um estudo comparativo envolvendo diferentes tipos de fios em suturas realizadas nos cornos uterinos e na vagina de 18 cadelas. Foram avaliados os fios de gliconato (Monosyn), polipropileno (Prolene), poliglicaprone 25 (Monocryl) e catgut cromado. Os resultados mostraram maior ocorrência de bridas e aderências com o uso do catgut cromado, atribuído à intensa reação tecidual induzida. O fio de gliconato apresentou, inicialmente, maior resistência tênsil nas suturas dos cornos uterinos, embora tenha sido também o que mais provocou necrose isquêmica até o sétimo dia pós-operatório. Aos 14 dias, seu desempenho equiparou-se ao dos demais materiais avaliados.

3 DISCUSSÃO

A fase de síntese tecidual, durante o procedimento cirúrgico, é considerada essencial para o sucesso da cicatrização. A sutura proporciona estabilização dos tecidos, evita a formação de espaços mortos, protege o leito cirúrgico contra infecções e cria um ambiente favorável à regeneração. A escolha adequada do fio é, portanto, um fator determinante para a recuperação pós-operatória eficiente.

Atualmente, existe uma ampla gama de materiais utilizados na fabricação de fios de sutura, cada qual com propriedades específicas, vantagens e limitações. A escolha do fio ideal deve considerar não apenas sua composição, mas também sua estrutura — monofilamentar ou multifilamentar. Fios multifilamentares, embora apresentem maior flexibilidade e facilidade de manuseio, tendem a reter mais fluidos e microrganismos, o que os torna menos indicados em locais contaminados ou suscetíveis a infecção (HERING; GABOR, 1993).

Segundo Furlaneto e Pretto (2001), o ideal seria o uso de fios monofilamentares. Contudo, quando se opta por multifilamentares, é essencial que estes sejam adequadamente trançados e estirados, de forma a reduzir sua capacidade de retenção bacteriana. O coeficiente de atrito, influenciado pela estrutura e revestimento do fio, interfere diretamente na facilidade de passagem pelo tecido e no grau de trauma provocado.

No campo odontológico, o fio de seda ainda é amplamente utilizado, principalmente por sua fácil manipulação e baixo custo. No entanto, estudos histológicos têm demonstrado que esse material provoca intensa resposta inflamatória nos tecidos, com grande presença de neutrófilos e atraso na formação de fibroblastos e neovasos, quando comparado a fios como o nylon, poliglecaprone 25, poliglactina 910 e ácido poliglicólico (ABI RACHED et al., 1992; LISBOA et al., 2006).

Ávila Filho et al. (2015) destacam que a pliabilidade — capacidade de ser facilmente manuseado — é geralmente superior em fios multifilamentares orgânicos, como a seda. No entanto, a resposta inflamatória que esses materiais induzem pode comprometer a qualidade da cicatrização. Cuffari e Tesseroli (1997) reforça essa observação ao afirmar que materiais como algodão e seda, devido à sua estrutura e capilaridade, favorecem a aderência de bactérias, ao contrário dos fios de poliamida, que provocam reações mais discretas.

Em estudo comparativo clássico citado por Rahal et al. (1997), com base na pesquisa de Postlethwait (1970), foi evidenciado que o fio de nylon produziu menor reação inflamatória em suturas realizadas na musculatura abdominal de coelhos, em comparação com o fio de seda. Complementarmente, Sampaio et al. (1993) observaram que, mesmo com resultados semelhantes entre o nylon e a seda nos dias iniciais de avaliação, o trauma físico causado pelo diâmetro do fio de nylon (4-0) pode ter intensificado a resposta inflamatória local.

A seleção do fio cirúrgico deve sempre considerar a biocompatibilidade, a estrutura física e o tipo de tecido a ser suturado. Embora a poliglactina 910 se destaque por suas excelentes propriedades, como baixa resposta inflamatória e fácil manipulação, deve-se levar em conta sua estrutura multifilamentar, que pode favorecer a retenção de fluidos (SAITO et al., 2006). Ainda assim, Sampaio et al. (1993) demonstraram que a poliglactina 910 foi o material que desencadeou a menor resposta inflamatória no tecido gengival, além de não favorecer a adesão de placa bacteriana ou causar danos ao tecido.

Bandeira et al. (2000), em estudo sobre anastomoses traqueais em coelhos, observaram que os fios de poliéster, polidioxanona e polipropileno induziram maior inflamação crônica, com formação de granulomas, reabsorção de cartilagem traqueal e atraso na reepitelização. Esses resultados foram associados a complicações como fístulas e estenoses cicatriciais.

Por fim, em pesquisa conduzida por Nary Filho et al. (2002), que avaliou a reação subcutânea em ratos frente a fios de poliglecaprone 25, poliglactina 910 e PTFE expandido (PTFEe), observou-se que o PTFEe apresentou a pior resposta biológica. Desde os primeiros dias, provocou inflamação intensa e persistente, culminando na presença de células gigantes e formação de tecido conectivo desorganizado nos estágios finais.

Além de suas indicações e contraindicações, outro fator a ser avaliado é o custo monetário de cada fio, que conduzirá o cirurgião dentista a uma escolha mais adequada para cada caso.

4 CONCLUSÃO

Diante do que foi exposto, temos uma grande diversidade de fios disponíveis no mercado. Contudo, na Implantodontia restringimos a utilização de muitos destes fios com base nos aspectos físicos, químicos e biológicos. Assim, justifica-se o emprego dos fios de seda, nylon, PGLA, PGA, PTFE.

Conforme o discutido, o PTFE se apresenta como o melhor fio do mercado.

REFERÊNCIAS

- ABI RACHED, R. S. G. et al. Avaliação histopatológica da resposta tecidual da mucosa mastigatória humana frente a diferentes fios de sutura. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 22, n. 1, p. 97-105, 1993.
- ANDERSEN, E.; SONDENAA, K.; HOLTER, J. A comparative study of polydioxanone (PDS | and polyglactin 910 (Vicryl | in colonic anastomoses in rats. **International Journal of Colorectal Disease**, Berlin, v.4, p. 251-254, 1989.
- ÁVILA FILHO, S. H. et al. Aspectos gerais dos fios de sutura utilizados ou com potencial aplicabilidade na medicina veterinária. **Enciclopédia Biosfera**, v. 11, n. 22, p. 319–350, 2015.
- BAJAJ, M. S. et al. Evaluation of polytetrafluoroethylene suture for frontalis suspension as compared to polybutylate-coated braided polyester. **Clinical Experimental Ophthalmology**, New Zealand, v. 32, n. 4, p. 415-419, 2004.
- BANDEIRA, C. O. P. et al. Comparação da anastomose traqueal suturada com fio absorvível e inabsorvível em coelhos. **Acta Scientiarum**, Maringá v. 22, n. 2, p. 615-621, 2000.
- BARBEIRO, D. F. et al. Resposta do tecido diafragmático às suturas com seda e com catégute cromado em cães. **Revista do Centro de Ciências Rurais**, Santa Maria, v. 10, n. 3, p. 219-223, 1980.
- BELLENGER, C. R. Sutures part I: the purpose of sutures and available suture materials. **Compendium on Continuing Education for the Practising Veterinarian**, v. 4, 1982.
- BEZWADA, R. S. et al. Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture. **Biomaterials**. Amsterdam; v. 16, n. 15, p.1141-8, 1995.
- BIMONTE, D. Reacciones de materiales de sutura usados en cirugia veterinaria. **Veterinaria**, Corrientes v. 33, n. 133, p. 12-14, 1997.
- BOURNE, R. B. et al. In vivo comparison of four absorbable sutures: Vicryl, Dexon plus, Maxon and PDS. **Canadian Journal Surgery**, Quebec v. 31, n. 1, p. 43-45, 1988.
- BRASIL, F. B. J. et al. Placas de aço inoxidável 316L aplicadas no reparo de fratura experimental diafisária do rádio e ulna de cães. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte, v. 53 n. 1, 2001.
- CANALES, J.; ESPINOZA-MONTES, C. Material de suturas en periodoncia e implantes. **Revista Estomatologia Herediana**, v. 23, n. 3, 2013.
- CASTRO, H. L.; OKAMOTO, T.; CASTRO, A. L. Reação tecidual a alguns tipos de fios de sutura: avaliação histológica em ratos. **Revista da Faculdade de Odontologia**, Araçatuba, v. 3, n. 1, p. 101-111, 1974.

CUFFARI, L. S.; TESSEROLI, J. T. Suturas em cirurgia oral e implantodontia. **Revista Brasileira de Implantodontia**, v. 3, n. 4, p. 12-17, jul./ago. 1997.

FERREIRA, M. L. G. et al. Estudo comparativo entre os fios de ácido poliglicólico e poliglactina na ileocistoplastia em cães (*Canis familiaris*). **Revista Brasileira de Ciência Veterinária**, Rio de Janeiro, v. 12, n. 1/3, p. 84-88, 2005.

FURLANETO, E. C.; PRETTO, S. M. Síntese – Revisão de Literatura. **Revista Odonto Ciência**. Faculdade Odonto/Puc-RS, v. 16, n. 33, maio/agosto, 2001.

GOFFI, F. S. **Técnica cirúrgica - bases anatômicas fisiopatológicas e técnicas da cirurgia**. 4 ed. Rio de Janeiro: Ed. Atheneu, 2007.

GOFFI, F. S.; TOLOSA, E. M. C. Operações fundamentais. In: GOFFI, F. S. **Técnica cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas cirúrgicas**. 4. ed. São Paulo: Roca, 1996. p. 52-53.

HERING F. L. O.; GABOR S. **Propiedades dos fios de sutura**. In: **Bases técnicas e teóricas de fios e suturas**. São Paulo: Roca, p. 9 -18, 1993.

JEONG S., MA, Y.R., PARK, Y.G. Histopathological study of frontalis suspension materials. **Japanese Journal of Ophthalmology**, Kobe, v. 44, n. 2, p. 171-4, 2000.

KIM, J. S. et al. Tissue reactions to suture materials in the oral mucosa of beagle dogs. **Journal of Periodontal Implant Science**, v. 41, n. 4, p. 185-191, 2011.

LA SCALA, G.; LLEO, M. M. Suture in odontoatria. Fili tradizionali e in. In: LYONS, A. S.; PETRUCELLI II, R. J. **Medicine: an illustrated history**. New York: Harry Adams, 1987.

LAI, STEPHEN Y. et al. Sutures and needles. **eMedicine**. Disponível em: <https://emedicine.medscape.com/article/1824895-overview#showall>. Acesso em: 22 fev 2018.

LISBOA, M. C. S. et al. Reação tecidual ao fio de seda e outros materiais em cavidade oral. **Revista Brasileira de Odontologia**, 2006.

LYONS, A. S.; PETRUCELLI II, R. J. **Medicine: an illustrated history**. New York: Harry Adams, 1987.

MAKENZIE, D. The history of sutures. **Medicine History**, Edimburgo, v. 17, n. 2, p. 158-168, 1973. Disponível em: < <https://www.cambridge.org/core/journals/medical-history/article/history-of-sutures/C358929F708E53DD29EBF7EE829A9575>>. Acesso em: 01 jan 2018.

MALDONADO, F. et al. Reacción tisular a materiales de sutura no absorbibles en piel de equinos. **Archivos de Medicina Veterinária**, Valdivia, v. 38, n. 1, p. 63-67, 2006.

MARTINS, A. W.; POPAK, P.; RODRIGUES, C. G. Hidronefrose e megaureter em consequência à reação tecidual em cadela pastor alemão – relato de caso. **Veterinária Notícias**, Uberlândia, v. 12, n. 2, p. 95, 2006.

MCKEOWN, P. P. et al. Growth of tracheal anastomoses: advantage of absorbable interrupted sutures. **The Annals of Thoracic Surgery**, Matsudo, v. 51, p. 636-641, 1991.

MINOZZI, F. B. P. et al. The Sutures in Dentistry. **European Review for Medical and Pharmacological Sciences**. p. 217-26, 2009.

MOHAMMED, A.; RABO, J. S.; IBRAHIM, A. A. Reaction of skin to suture materials in Borno white goats. **Small Ruminant Research**, Jefferson, v. 16, n. 2, p. 191-194, 1995.

MORRIS, M.C. et al. Urolithiasis on absorbable and non-absorbable suture materials in the rabbit bladder. **Journal of Urology**, Baltimore, v.135, p.602-603, 1986.

NARY FILHO, H. et al. Estudo comparativo da resposta tecidual aos fios de sutura poliglecaprone 25, poliglactina 910 e politetrafluoretileno em ratos. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto, v. 13, n. 2, p. 86-91, 2002.

PANILAITIS, B. et al. Macrophage responses to silk. **Biomaterials**, Amsterdam, v. 24, n. 18, p. 3079-3085, 2003.

PASSERI, L. A. Observações clínicas sobre o emprego de poliglactina 910 (polivicryl) em suturas intrabucais. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, Araçatuba, v. 3, n. 1, p. 5-7, 1982.

PETERSON, L. J.; ELLIS, E. **Cirurgia Oral e Maxilofacial Contemporânea**. 4. ed. Ed. Elsevier, 2005.

RAHAL, S. C. et al. Estudo comparativo das reações teciduais produzidas pela linha de pesca (poliamida) e fio de náilon cirúrgico. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 28, n. 1, p. 89-93, 1997.

RIBEIRO, C. M. B. et al. Estudo clínico e histopatológico da reação tecidual às suturas interna e externa dos fios monofilamentares de nylon e poliglecaprone 25 em ratos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 20, n. 4, 2005.

ROSSI, L. F. et al. Tensile strength study of the abdominal wall following laparotomy synthesis using three types of surgical wires in Wistar rats. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 23, n. 1, p. 69– 73, 2008.

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

SALOMÃO, J. I. S. et al. Effect of antiseptics of the human alveolar surgical wound on bacterial growth on cotton suture. **Revista da Faculdade de Farmácia e Odontologia**, Ribeirão Preto, v. 19, n. 1, p. 11-20, 1982.

SAMPAIO, J. E. C. et al. Avaliação histopatológica da resposta tecidual da mucosa mastigatória humana frente a diferentes fios de sutura. **Revista de Odontologia da UNESP**, v. 22, n. 1, p. 97-105, 1993.

SILVÉRIO, J. et al. Suspensão ao músculo frontal com politetrafluoretileno para o tratamento da blefaroptose. **Arquivos Brasileiros de Oftalmologia**, São Paulo, v. 72, n. 1, p. 79-83, 2009.

SLATER, D. **Manual de cirurgia de pequenos animais**. 2. ed. São Paulo: Manole, 1998. v. 1, c. 52, p. 898-902.

SOARES, U. N.; ITO, I. Y.; BARROS, V. M. R. Efeito da anti-sepsia da ferida cirúrgica alveolar sobre o crescimento bacteriano em fios de sutura de algodão. **Pesquisa Odontológica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 41-46, 2001.

TOCCI, M. C.; KUGA, M. C. Fios de sutura em cirurgia BMF. **RGO**, v. 39, n. 3, p. 163-168, mai/jun. 1991.

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

WEISMANN, R.; BRITO, J. H. M. Resposta tecidual frente a diferentes fios de sutura implantados na língua de ratos. **Revista Odonto Ciência**, Porto Alegre, v. 8, n. 16, p. 19-31, 1993.

WOUK, A. F. P. F. et al. Resposta do tecido diafragmático às suturas com seda com categute cromado em cães. **Revista do Centro de Ciências Rurais**, Santa Maria, v. 10, n. 3, p. 219-223, 1980.

YAMAMOTO, C. T. et al. Estudo comparativo da cicatrização de suturas em trato genital da fêmea canis familiaris com uso de fios de polipropilene, categute cromado, poliglecaprone 25 e glicomer 60 / Comparative study of wound healing of sutures in female canis familiaris with material suture polypropilene, chromic gut, poliglecaprone 25 and glicomer 60. **Revista Médica do Paraná**, Curitiba, v. 60, n. 2, p. 39-44, 2002.