

UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS  
ESCOLA DE VETERINÁRIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA ANIMAL

Disciplina: Seminários Aplicados

## **APLICABILIDADE E REAÇÃO TECIDUAL DOS FIOS DE SUTURA**

Luciano Schneider da Silva

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Neusa Margarida Paulo

GOIÂNIA

2009

LUCIANO SCHNEIDER DA SILVA

## **APLICABILIDADE E REAÇÃO TECIDUAL DOS FIOS DE SUTURA**

Seminário apresentado junto à Disciplina Seminários Aplicados do Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal da Escola de Veterinária da Universidade Federal de Goiás.  
Nível: Doutorado.

### **Área de concentração:**

Patologia, Clínica e Cirurgia Animal.

### **Linha de Pesquisa:**

Técnicas cirúrgicas e anestésicas, patologia clínica cirúrgica e cirurgia experimental.

### **Orientador:**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Neusa Margarida Paulo – EV/UFG

### **Comitê de Orientação:**

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Liliana Borges de Menezes – IPTSP/UFG

Prof. Dr. Renato Miranda de Melo – FM/UFG

GOIÂNIA

2009

**SUMÁRIO**

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO DA LITERATURA	2
2.1	A história dos fios de sutura	2
2.2	Classificação dos fios de suturas	5
2.3	Tipos de fios, sua aplicabilidade e reações teciduais	9
2.3.1	Fios absorvíveis de origem animal	9
2.3.1 a	Fio Catgut simples e cromado	9
2.3.2	Fios absorvíveis de origem sintética	11
2.3.2 a	Fio de Poliglactina	11
2.3.2 b	Fio de Ácido poliglicólico	14
2.3.2 c	Fio de Polidioxanona (PDS)	15
2.3.2 d	Fio de Poliglecaprone	17
2.3.2 e	Fio de Gliconato	20
2.3.3	Fios inabsorvíveis de origem animal	20
2.3.3 a	Fio de seda	20
2.3.4	Fios inabsorvíveis de origem vegetal	21
2.3.4 a	Fio de Algodão	21
2.3.4 b	Fio de linho	23
2.3.5	Fios inabsorvíveis de origem sintética	23
2.3.5 a	Fio de Poliamida (náilon)	23
2.3.5 b	Fio de Polipropileno	26
2.3.5 c	Fio de Poliéster	27
2.3.5 d	Fio de Politetrafluoretileno	28
2.3.6	Fio inabsorvível de origem mineral	29
2.3.6 a	Fio de aço inoxidável	29
3	CONSIDERAÇÕES FINAIS	31
4	REFERÊNCIAS	32
	ANEXO	37

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Classificação dos fios de suturas quanto à absorção, origem do material, composição e capilaridade.	6
Figura 2	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após cinco dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	13
Figura 3	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 10 dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	13
Figura 4	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 20 dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	13
Figura 5	Lâmina histológica de intestino. Rato submetido à anastomose, 28 dias pós-operatório. O material de sutura PDS foi circundado por alguns fibroblastos e polimorfonucleares, HE, 40X, (ANDERSEN et al., 1989).	17
Figura 6	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após cinco dias de implante com fio de poliglecaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	19
Figura 7	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 10 dias de implante com fio de poliglecaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	19
Figura 8	Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 20 dias de implante com fio de poliglecaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).	19
Figura 9	Aspecto histopatológico das lâminas dos animais que receberam o fio de náilon, sete dias de pós-operatório. a. Sutura externa: Reação de encapsulamento, cavidade do fio (*), reação Inflamatória (seta), proliferação fibroblástica, formação de tecido de granulação e hemorragia. b. Sutura interna: Reação de encapsulamento, cavidade do fio (*), proliferação fibroblástica, reação inflamatória intensa (seta) (RIBEIRO et al., 2005).	25
Figura 10	Aspecto histopatológico, lâminas dos animais que receberam o fio de náilon, 14 dias de pós-operatório. a. Sutura externa. Reação de encapsulamento, cavidade do fio com exsudado protéico (*), proliferação fibroblástica, fibrose, reação inflamatória, células inflamatórias (seta), formação de tecido de granulação, vasos congestos; Aumento 10x; b. Sutura interna. Reação de encapsulamento, cavidade do fio (*), proliferação fibroblástica e fibrose (PF + F), reação inflamatória, vasos congestos (RIBEIRO et al., 2005)	25

- Figura 11 Aspecto histopatológico, lâminas dos animais que receberam o fio de náilon, 21 dias de pós-operatório, Aumento 10x; a. Sutura externa. Reação de encapsulamento, cavidade do fio (\*), intensa proliferação fibroblástica, fibrose (F), reação inflamatória focal no tecido subcutâneo (seta); b. Sutura interna. Reação de encapsulamento, intensa proliferação fibroblástica, fibrose (F), células inflamatórias de permeio (seta), vasos congestionados (RIBEIRO et al., 2005). 26
- Figura 12 Politetrafluoretileno. a) 48 h: extensa área de infiltrado neutrofílico envolta do fio de sutura; b) sete dias: persistência do infiltrado inflamatório; c) 14 dias: nota-se o tecido de granulação bem difundido; d) 21 dias: presença de células gigantes e do tecido conectivo bem organizado, HE, 40X (NARRY et al., 2002). 29

## 1 INTRODUÇÃO

A história dos fios de sutura data desde a antiguidade, antes de Cristo, quando o homem sentiu a necessidade de fechar de alguma forma os ferimentos para acelerar a cicatrização e promover maior conforto ao paciente. Há relatos da utilização de vários materiais como fios de suturas a partir de 30 d. C. como: fibra de linho, filamento de seda, tiras da serosa de intestino de herbívoros, tendões de animais, fio do pêlo da extremidade da cauda de bovinos e cabelo de camelo. A partir do século XIII os cirurgiões começaram a se preocupar não só com a natureza do material implantado como fio de sutura, mas também com a sua antissepsia. Houve então, depois desse período a prática da esterilização do material usado em cirurgias e o início da produção em escala industrial dos filamentos usados na síntese. Assim começou a tendência de se utilizar uma variedade de fios para sutura, esterilizados, com agulhas pré-instaladas e fornecidos para pronto uso.

A infecção de uma ferida operatória está em direta relação com a presença de corpos estranhos na região. Embasados na idéia de que o próprio fio poderia ser um corpo estranho ao tecido vivo, diversos autores passaram a estudar as características físicas e químicas de cada fio e reações tissulares que eles possam vir a provocar. A busca pelo fio de sutura ideal persistiu até os nossos dias, pois há a necessidade de que ele seja de fácil manuseio, barato, de fácil aquisição, resistente, biocompatível, não cancerígeno, e que após cumprir sua função seja absorvido pelo organismo.

A reação inflamatória de uma lesão tecidual é a primeira fase da reparação cicatricial. O material de sutura pode agir como fator irritativo permanente, podendo exacerbar e cronificar a resposta inflamatória local e causar transtornos à fisiologia da cicatrização.

Este trabalho da revisão da literatura tem como objetivo classificar os fios de sutura de acordo com sua degradação, capilaridade e origem do material, discutindo sua aplicabilidade e as eventuais reações teciduais que eles venham provocar nos diversos tipos de tecidos.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 A história dos fios de sutura

Desde a antiguidade, um grande número de material de sutura foi testado e utilizado, tais como fibras vegetais, resinas, tendões, intestinos de vários animais, crina de cavalo, filamentos de ouro, dentre outros. Uma das menções mais antigas ao ato de suturar está registrada em escrita egípcia, que datam 3.500 a.C. Nessa era primitiva, grandes formigas ou escaravelhos eram colocados em feridas de modo que seus aparelhos bucais se fechavam junto às bordas das lesões. O corpo dos insetos era torcido, arrancado, deixando suas cabeças firmemente fixas às bordas do ferimento (MAKENZIE, 1973).

Aurélio Cornélio Celsus, um escritor e médico romano no ano 30 d. C., relatou que a fibra de linho não deveria ser torcida quando usada em suturas, pois assim se tornava mais maleável, facilitando os nós nas suturas das feridas. Ele fez a primeira menção da história sobre técnicas de ligaduras de vasos. O conceito de ligadura e sutura está também registrado nos escritos de Hipócrates e Galeno. Galeno de Pergamon, 150 anos d. C., tratou a ruptura de tendões dos gladiadores com suturas utilizando fio de seda e tiras de serosa de intestino de herbívoros, dando-lhes, pelo menos, uma chance de recuperação onde anteriormente eles só poderiam esperar a paralisia (LYONS & PETRUCCELLI, 1987).

Rhazes (850-923 d. C.), o primeiro dos grandes médicos persas, realizou ligaduras de vasos e suturas de feridas com cordas extraídas de um alaúde. Atribui-se a esse médico árabe a introdução da palavra *kitgut*, para designar fios confeccionados com tiras do intestino de animais herbívoros, utilizados como cordas de instrumentos musicais (kit). Acredita-se que essa seja a origem da palavra Catgut, que denomina o fio de sutura mais conhecido de todos os tempos. O famoso cirurgião árabe Abulcasim, na segunda metade do século 10, produziu uma descrição detalhada de técnicas de sutura. Ele tinha conhecimento dos diferentes tipos de suturas aplicadas aos ferimentos abdominais. As agulhas eram feitas de osso ou de bronze, retas ou curvas.

Como sutura, utilizou material como fios do pelo da extremidade da cauda de bovinos, tendões animal e fios de seda para as ligaduras vasculares (MAKENZIE, 1973).

Na Europa, no século VII, na escola de medicina da cidade de Salerno, Rogério foi considerado como um importante cirurgião do Ocidente, após os árabes. Ele recomendava a serosa de intestino de herbívoros como sutura material, especialmente para as grandes feridas em vísceras abdominais. Linho ou seda não foram considerados adequados por esse cirurgião. A lista de material de sutura de Rogério ainda incluía tendões e pêlos de camelo. A serosa de intestino tornou-se mais e mais importante especialmente para ligaduras, mas também para coabitação de ossos e suturas de feridas (MAKENZIE, 1973).

O francês Ambroise Paré (1510-1590), que originalmente era um barbeiro, tornando-se mais tarde um dos maiores cirurgiões de todos os tempos, utilizou finas tiras de linho e seda para ligaduras vasculares. Ambroise Paré foi um dos primeiros cirurgiões a acreditar na capacidade de regeneração dos tecidos vivos. Ele introduziu as fitas adesivas para fechar ferimentos, além de difundir a ligadura de vasos em substituição à cauterização destes com azeite fervente (PASSERI, 1982).

A primeira sutura vascular, de que se tem notícia foi realizada por Hallowell em 1759, que por sugestão de Lember, fechou uma pequena abertura da artéria braquial com sucesso. Infelizmente, as tentativas infrutíferas de Asman, para reproduzir experimentalmente em cães a técnica de Lember-Hallowell, conduziram os cirurgiões da época ao descrédito do método, responsabilizando a introdução do fio de sutura na luz do vaso, atravessando toda a parede, como sendo a causa de trombose e de oclusão total (KALLAS, et al. 1999).

O professor de cirurgia Joseph Lister (1827-1912), motivado pelo trabalho de Louis Pasteur (1822-1895) para obter procedimentos antissépticos, utilizou o ácido carbólico e o fenol para combater germes nas mãos, instrumentos, material cirúrgico, material de suturas e feridas. A introdução da antisepsia reduziu a taxa de infecção para um valor inferior a cinco por cento. Nas décadas posteriores, a desinfecção e esterilização foram processos desenvolvidos com maior rigor. O professor Lister iniciou uma mudança fundamental na avaliação do material de sutura. A partir de então, todos os tipos de sutura foram



rotineiramente esterilizados. Nesse período uma grande variedade de material de sutura foi utilizada: material metálico (prata, cobre, alumínio e bronze), suturas feitas de material vegetal (linho e algodão), suturas feitas de materiais de origem animal (cabelos, tendões, artérias, músculos, tiras de nervos, seda e catgut) (LYONS & PETRUCELLI, 1987).

Ainda no século XIX, o médico americano Philipe Physick, por meio de seus experimentos com suturas, admitiu pela primeira vez na história a possibilidade de que um fio cumprisse sua função e depois desaparecesse, sendo absorvido pelos tecidos circundantes. Joseph Lister foi também pioneiro na utilização de ácido crômico para aumentar a resistência do catgut à absorção. Com o advento da industrialização, material como a seda e o algodão tiveram seu uso difundido e passaram a ser anexados em agulha. Em 1900 já se dispunha de catgut em tubo de vidro mergulhado em solução esterilizante. A partir da Primeira Guerra Mundial foram sendo desenvolvidos métodos de esterilização mais seguros, como a radiação ionizante com o Cobalto 60, além de material sintético para a confecção dos fios de sutura cirúrgica. Por volta de 1940 começou a utilização da Poliamida e Poliéster; em 1962 do Polipropileno e a partir de 1970 os primeiros fios absorvíveis de origem sintética começaram a ser comercializados. Em 1971 foi introduzido pela Ethicon o primeiro fio absorvível sintético, um polímero de ácido poliglactínico, poliglactina 910. Muitos estudos enfocaram as qualidades do fio de poliglactina 910. Assim começou a tendência de se utilizar uma variedade de fios para sutura cirúrgica esterilizados, com agulhas pré-instaladas e fornecidos para pronto uso. (CASTRO et al., 1974).

## 2.2 Classificação dos fios de suturas

A síntese constitui um passo muito importante no procedimento cirúrgico, despertando interesse dos pesquisadores e fabricantes na busca de um material com qualidades ideais. Na escolha do fio de sutura, o material a ser utilizado não deve prejudicar o processo de cicatrização (SAITO et al., 2006). O melhor fio é aquele que, com a menor reação inflamatória possível, seja capaz de manter sua força tênsil até que a cicatrização da ferida cirúrgica esteja completa e seja absorvido permitindo a funcionalidade do órgão (FERREIRA et al., 2005).

KALLAS et al. (1999) consideraram que o fio de sutura ideal, além de fácil manuseio, deveria ser resistente, não embologênico, imunologicamente inerte, não cancerígeno e, após cumprir sua função, desaparecer totalmente de modo a não constituir-se em corpo estranho, além de permitir a neoangiogênese.

SKINOVSKI et al. (2005) relataram que um fio de sutura ideal não deve ser capilar, alergênico, carcinogênico, deve ser de uso fácil, ser barato, de fácil aquisição, facilmente esterilizado sem ser alterado e que permita uma cicatriz esteticamente perfeita. Os autores ainda mencionaram que apesar do avanço da ciência, ainda não foi possível desenvolver um material de sutura com todas essas propriedades, entretanto, muito material de sutura está disponível ao cirurgião com várias qualidades.

Os fios de sutura podem ser classificados de várias maneiras de acordo com as suas características e propriedades. Essa classificação baseia-se de acordo com a capilaridade (multifilamentados ou monofilamentados), com a sua origem (orgânicos, sintéticos, minerais ou mistos) e com a sua degradação (inabsorvíveis e absorvíveis), tempo que cada fio leva para perder sua força tênsil e ser absorvido ou incorporado pelo organismo (Figura 1). Várias outras propriedades diferenciam os fios cirúrgicos entre si, como absorção de fluidos, aderência bacteriana, elasticidade, plasticidade, pliabilidade, seu diâmetro, coeficiente de atrito e reação tecidual (HERING & GABOR, 1993).

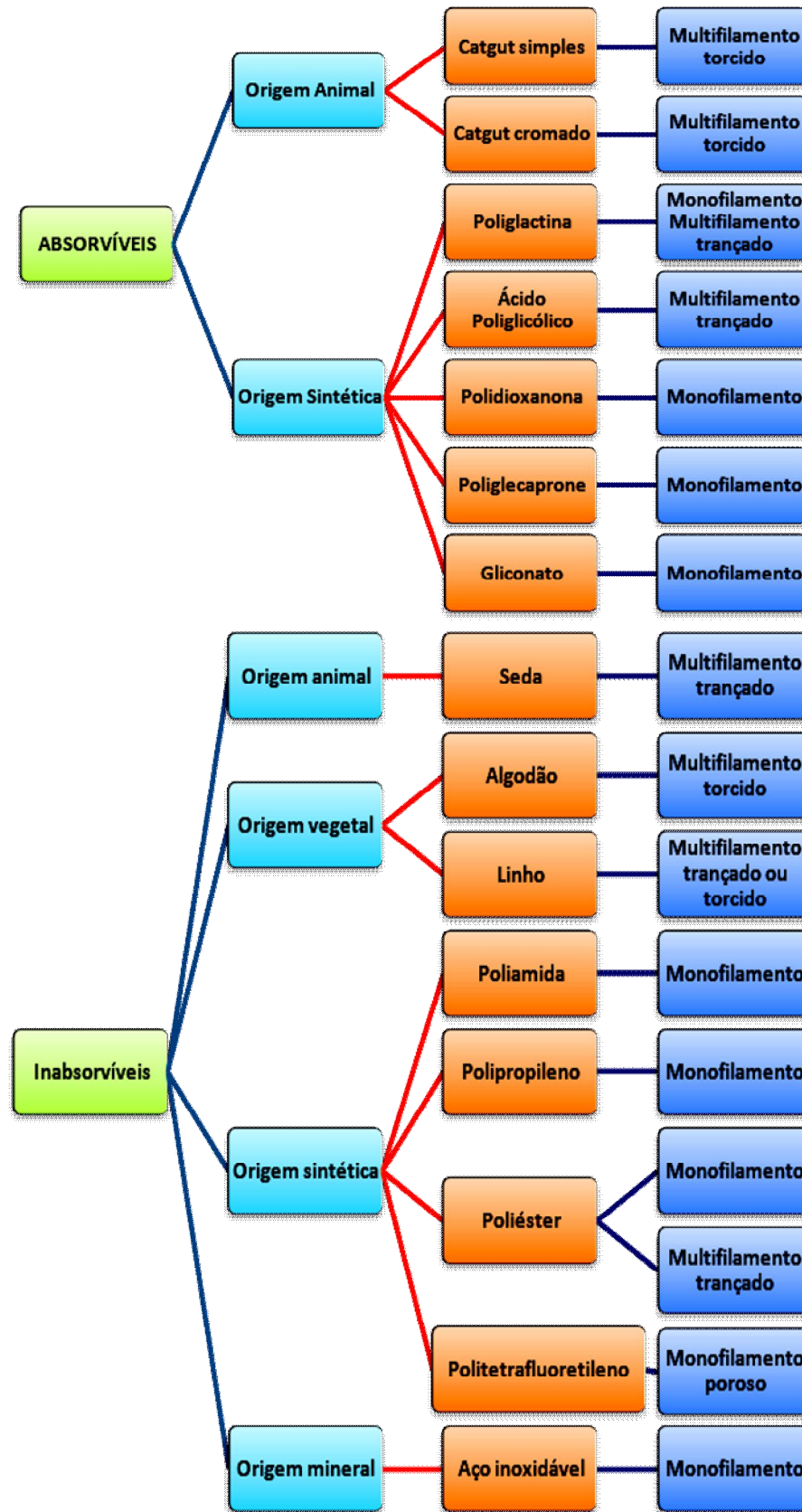


FIGURA 1. Classificação dos fios de suturas quanto à absorção, origem do material, composição e capilaridade.

As propriedades de um fio são extremamente importantes e se relacionam sempre com o tipo de órgão que sofre síntese. Assim, um fio com alta capilaridade (multifilamentos) poderá ser menos útil em tecidos expostos às coleções ou fluidos. Um fio multifilamentado permite maior aderência bacteriana e deve ser evitado em tecidos contaminados. Fios que possuem muita memória (capacidade de voltar ao seu estado original quando dobrado ou enrolado) ou fios que possuem alta pliabilidade (dificuldade de se dar nós) poderão impor dificuldades em suturas delicadas (HERING & GABOR, 1993).

Fios que irão manter tecidos expostos a grandes forças, como as aponeuroses, deverão possuir grande força tênsil. Numa sutura sem tensão, tal propriedade não é tão importante. Os fios têm diâmetro ou calibre variados expressos em zeros. O número de zeros corresponde a um diâmetro capaz de determinar a resistência tênsil do fio. Quanto maior o número de zeros, mais fino é o fio. Conhecendo as propriedades, o cirurgião poderá escolher um fio adequado ao propósito. As suturas de mucosas, por exemplo, na mucosa oral, que possui uma cicatrização rápida, sem necessidade de tensão, podem ser realizadas com fio absorvível de curta permanência. Já a sutura de musculatura estriada e a fáscia, necessitam de um fio que ofereça resistência, com maior permanência, baixo coeficiente de atrito e causador de pouca reação tecidual (HERING & GABOR, 1993).

A biocompatibilidade dos fios de sutura consiste numa informação de extrema importância, no sentido de se conhecer a resposta biológica ao material, principalmente para que possa ser indicado em situações nas quais há risco de prejuízo durante o processo de cicatrização. Quando se estuda o comportamento de um fio de sutura, seja ele utilizado na realização de suturas ou em tecido subcutâneo, é esperada que na fase pós-operatória inicial seja observada uma reação provocada apenas pelo trauma cirúrgico. Após esta fase inicial de cicatrização, que dura em torno de sete dias, a reação observada é causada pelo material do qual o fio de sutura é composto. A colocação de fios de sutura no tecido subcutâneo frequentemente induz um processo inflamatório crônico (SAITO et al., 2006).

O fio de sutura pode agir como fator irritativo permanente, podendo exacerbar e cronificar a resposta inflamatória local e causar transtornos à

fisiologia da cicatrização. Estes transtornos, representados pelo retardo na reepitelização da linha de sutura, predisposição à formação de granulomas e ao exagero na fibroplasia, podem ser os causadores dos maus resultados de uma reparação tecidual (MCKEOWN et al., 1991).

Na comparação entre fios multifilamentares com monofilamentares é comum se observar reação tecidual mais favorável nos monofilamentos devido à menor possibilidade de retenção bacteriana. Os multifilamentos permitem que as bactérias penetrem entre seus fios e se proliferem, protegidas das células de defesa, que por sua vez não conseguem penetrar pelas capilaridades destes materiais, pois possuem um diâmetro maior (CASTRO et al., 1974).

## 2.3 Tipos de fios, sua aplicabilidade e reações teciduais

### 2.3.1 Fios absorvíveis de origem animal

#### a) Fio Catgut simples e cromado

É um multifilamento preparado a partir da camada serosa do intestino delgado dos bovinos sadios. Esta porção do intestino possui fibras longitudinais que proporcionam maior resistência ao fio. É um fio de origem protéica, composto de colágeno, tratado com solução de gluteraldeído para aumentar a resistência tênsil, embalado em solução conservante de álcool isopropílico e esterilizado com cobalto 60. Este fio não pode ser autoclavável, pois o calor desnatura as proteínas causando a perda da resistência (SLATER, 1998).

A absorção do catgut, quando implantado no tecido, é um processo que envolve dois estágios e fagocitose principalmente pelos macrófagos. As ligações moleculares são quebradas por hidrólise ácida e colagenólise. Em seguida ocorre a digestão e absorção por enzimas proteolíticas seguidas de fagocitose pelos macrófagos. Devido à sua composição, o catgut estimula uma reação tipo corpo estranho significativa no tecido implantado (SLATER, 1998). Por esta razão, este é um fio absorvido rapidamente em áreas infectadas, pois os níveis de digestão enzimática são crescentes. A absorção prematura pode ainda ser observada quando exposto à pepsina ácida do estômago, em tecidos altamente vascularizados e em pacientes com depleção protéica. Em geral a absorção deste fio ocorre depois que já perdeu a sua resistência (95% em 14 dias), levando até 70 dias para ser degradado (SHAUFFERT et al., 2000).

O catgut cromado possui a mesma composição do catgut simples, só que é tratado com uma solução salina de cromo, o que aumenta sua resistência levando até 90 dias para ser absorvido. Este tratamento com cromo não só prolonga a integridade do fio, mas também a resistência à digestão enzimática, aumenta as ligações intermoleculares do fio e minimiza irritação dos tecidos.

Estima-se que com 14 dias o catgut cromado já perdeu 60% da sua resistência tênsil e 90% em 21 dias. Tanto o catgut simples como o cromado, quando úmidos em fluidos teciduais, as fibras se dilatam, enfraquecem e demonstram pouca resistência aos nós (TOGNINI & GOLDENBERG, 1998).

BIONDO-SIMOES et al. (1998), comparando o fio de catgut cromado e de ácido poliglicólico em suturas vesicais, observaram processo inflamatório similar entre os grupos, e em todos eles havia presença de aderências da gordura perivesical à linha de sutura. Da mesma forma, SCHAUFFERT et al. (2000), comparando fios de catgut cromado e ácido poliglicólico, em ileocistoplastia em ratos, observaram que em todos os animais havia presença de aderências de bexiga ao mesosalpinge.

Segundo STEWART et al. (1990), os fios inabsorvíveis são inadequados em suturas urológicas, pois, em contato com a mucosa, propiciam a formação de cálculos. Esses mesmos autores afirmaram que os fios absorvíveis, por sua vez, têm de garantir força tênsil suficiente até que a cicatrização seja efetiva, o que na bexiga corresponde a 14-21 dias. Foi verificado nos resultados desse estudo que o catgut cromado foi indicado para utilização na cirurgia urológica, pois sua permanência foi verificada até os 21 dias de experimentação, onde foi verificada a completa cicatrização. MORRIS et al. (1986), estudando a cicatrização em coelhos, mostrou formação de cálculos em todos os grupos submetidos à cistorrafia com catgut cromado, polidioxanona e polipropileno, em diferentes dias: 15, 30, 60 e 90.

WOUK et al. (1980) em experimento de sutura de diafragma em cães, recomendaram o uso do catgut nas suturas diafragmáticas, justificando que o período de cicatrização da ferida na musculatura é de 14 dias, mantendo sua força de tensão ao longo das fases críticas de reparação tecidual.

Estudo comparativo da anastomose da aorta torácica em cães, realizada com seda, catgut cromado e catgut simples, evidenciou que a seda permaneceu intacta na parede vascular um ano após a sutura, e que devido à pequena resistência à ruptura nos primeiros dias da cicatrização, a anastomose com catgut é pouco segura. O mesmo estudo não revelou diferenças significativas na incidência de trombozes com as técnicas de eversão das bordas ou com o padrão contínuo simples. Contudo observaram-se superfícies

endoteliais mais lisas nas suturas em chuleio, com catégute (KALLAS et al., 1999).

Em um estudo, avaliou-se a resistência tênsil da parede abdominal após síntese de laparotomia usando fio cirúrgico catgut simples, em ratos Wistar. Uma semana após a cirurgia os animais foram submetidos à eutanásia e verificou-se que o fio não manteve boa resistência para garantir uma boa cicatrização, daí a formação de pequenos sacos herniários. Os autores comentam que o fio catégute simples sofre grande absorção em uma semana, período durante o qual ele perde metade da sua resistência. Devido às suas características físico-químicas, o fio catégute não foi indicado em tecidos que exigem um tempo de cicatrização com mais de uma semana (ROSSI et al., 2008).

### 2.3.2 Fios absorvíveis de origem sintética:

#### a) Fio de Poliglactina

Este é um fio multifilamentar, trançado e bem estirado, absorvido num período de 60 a 80 dias, com boa resistência à tração e de fácil manuseio, além de não favorecer aderências e não desencadear reação inflamatória significativa em seu redor. Por todas essas qualidades, tem sido considerado um material excelente para qualquer tipo e plano de sutura, podendo ser empregada em suturas mais delicadas ou que requerem maior tempo de permanência (SAITO, et al., 2006). A Ethicon, fabricante do fio Vycril à base de poliglactina 910 (90% de ácido glicólico e 10% de ácido láctico), afirma que este é um material de sutura absorvível confeccionado a partir de polímeros que são inertes, não-antigênicos, não piogênicos e provocam somente uma leve reação tissular durante a absorção (STEWART, et al., 1990).

MARTINS et al. (2006) relataram que em cirurgias vesical e uretral de pequenos animais, a poliglactina 910 parece perder a força tênsil mais



rapidamente em urina alcalina que em urina ácida infectada ou estéril. FERREIRA et al. (2005) realizaram estudo visando comparar os fios de ácido poliglicólico e de poliglactina 910 em ileocistoplastia em cães. Foi verificado que a relação entre a reação inflamatória e fibrose demonstrou que o processo cicatricial ocorreu em menor período de tempo quando se empregou a poliglactina 910 e que a mesma não desenvolveu reação inflamatória supurativa nem calcificação na linha de sutura, sendo 40% mais eficiente que o ácido poliglicólico.

KIRPENSTEIJN et al. (1997), compararam resultados de suturas intradérmicas em cães realizadas com fios poliglactina 910 e poliglecaprone 25. Os cães suturados com poliglactina 910 apresentaram maior vermelhidão e reação tecidual em relação aos suturados com poliglecaprone 25. Após o primeiro dia, não foram observadas diferenças significantes, com mínima irritação e formação de cicatriz. Essas diferenças no aspecto clínico e a reação microscópica tecidual ao redor do material de sutura foram, provavelmente, causados pelos multifilamentos da poliglactina 910. O material multifilamentar ocasionou maior fricção tecidual do que o material monofilamentar. Ambos os fios usados no padrão de sutura contínua intradérmica resultaram em completa reepitelização em sete dias com mínima irritação e formação cicatricial. O tempo de absorção e a perda da força tênsil foram similares para poliglactina 910 e poliglecaprone 25.

OKAMOTO et al. (2003) implantaram a poliglactina 910 em suturas realizadas na pele de ratos e os resultados obtidos demonstram que do 2º ao 5º dia pós- sutura, o tecido conjuntivo tinha infiltrado inflamatório moderado, com discreto número de macrófagos e linfócitos e epitélio recobrimo a ferida cirúrgica com invaginação ao nível da incisão em todos os casos. Os fios analisados apresentaram comportamento biológico satisfatório pelos autores.

Em um estudo realizado em ratos utilizando como material de sutura a poliglactina 910, no tecido conjuntivo subcutâneo, avaliou-se a resposta tecidual inflamatória durante cinco, 10 e 20 dias após o implante. Notou-se que no 5º dia, nas regiões próximas ao fio, algumas células multinucleadas ao lado de numerosos macrófagos e as áreas mais afastadas alguns fibroblastos, capilares, macrófagos e linfócitos (Figura 2). No 10º dia observou-se uma discreta absorção do material de sutura em alguns pontos e ainda a presença de células multinucleadas, com a redução do número de macrófagos junto ao fio de sutura

(Figura 3). No 20º dia o fio de sutura apresentou-se em menor quantidade quando comparado aos estágios anteriores, e em contato com o material, apenas alguns macrófagos, linfócitos e fibroblastos (Figura 4) (SAITO et al., 2006).

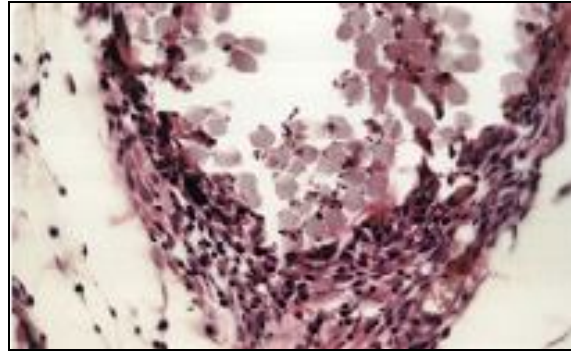


Figura 2 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após cinco dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).

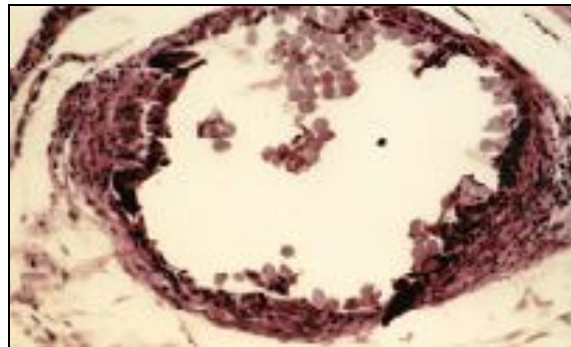


Figura 3 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 10 dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).

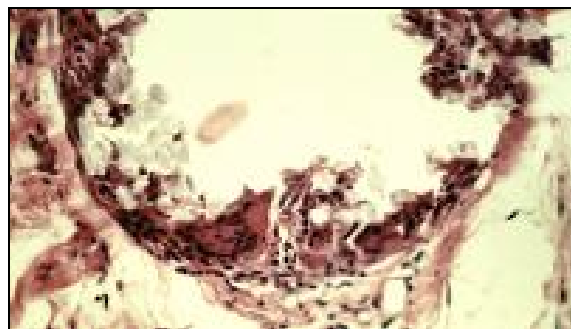


Figura 4 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 20 dias de implante do fio de poliglactina 910, HE, 40x (SAITO et al., 2006).

ROSSI et al. (2008) ao estudarem a resistência tênsil da parede abdominal após síntese de laparotomia utilizando três tipos de fios cirúrgicos em ratos, verificaram que o grupo catgut apresentou resistência ligeiramente menor que a da poliglactina 910. O grupo poliglecaprone foi o que apresentou menor resistência entre os três fios analisados. Eles concluíram que o fio de poliglactina 910 apresentou a maior resistência tênsil dentre os três fios analisados, sendo esta diferença estatisticamente significativa quando comparado ao fio de poliglecaprone.

#### b) Fio de Ácido poliglicólico

Trata-se de um fio sintético absorvível composto de um monolímero de ácido glicólico (ácido hidroxiacético) moldado em multifilamentos, com boa resistência, bom manuseio na confecção dos nós e boa fixação. Seu material é considerado inerte, não antigênico e não piogênico. Sua absorção ocorre por hidrólise de forma uniforme e previsível. Sua esterilização industrialmente é feita com óxido de etileno (GOFFI & TOLOSA, 1996).

BIMONTE (1997) citou que a velocidade de absorção está diretamente relacionada com a vascularização do tecido onde é aplicado e que a poliglactina 910 é mais resistente à hidrólise que o ácido poliglicólico. FONTES & SADI (1995) afirmaram que a forma de absorção determina o grau de reação inflamatória, mas apesar dos fios de poliglactina e ácido poliglicólico sofrerem o mesmo tipo de degradação (hidrólise) a reação ao ácido poliglicólico é mais intensa que a da poliglactina nos tecidos.

FERREIRA et al. (2005) realizaram uma pesquisa visando comparar os fios de ácido poliglicólico e de poliglactina 910 em ileocistoplastia em cães. Os cães que receberam o fio de ácido poliglicólico apresentaram sinais progressivos de fibrose após 21 dias de pós-operatório. O mesmo grupo demonstrou sinais de início do processo de hidrólise e sinais de calcificação na linha de sutura. Os

autores verificaram que houve diferença significativa entre os fios utilizados, no que se refere à reação inflamatória, grau de fibrose e calcificação na linha de sutura, caracterizando o fio de poliglactina 910 como mais indicado para enterocistoplastia em cães do que o fio de ácido poliglicólico.

Sua indicação é para cirurgias gerais de tecidos moles, em específico, cirurgias plásticas, urológicas, cardiovasculares, oftalmológicas, ginecológicas, obstétricas e ortopédicas (OKAMOTO et al., 1994).

### c) Fio de Polidioxanona (PDS)

É um monofilamento sintético absorvível preparado a partir do poliéster, poli (p-dioxanona). A fórmula empírica molecular do polímero é  $C_4H_6O_3$ . Polidioxanona é um polímero não alergênico, não piogênico, provocando apenas uma ligeira reação tecidual durante a absorção. As suturas com PDS são indicadas em aproximações de tecidos moles, em cirurgias cardiovasculares, cirurgias oftálmicas (com exceção da córnea e da esclera). Este monofilamento não está indicado para ser usado em tecido neural. É particularmente útil quando se espera a combinação de uma sutura absorvível com resistência prolongada (SLATER, 1998).

Duas características importantes descrevem o desempenho *in vivo* de suturas absorvíveis: a resistência à tração e a taxa de absorção (perda de massa). Dados obtidos a partir de implantes em ratos mostraram que PDS é essencialmente absorvido entre 182 e 238 dias pós-implantação. Em suturas conjugadas com implante de próteses (válvulas cardíacas ou enxertos sintéticos) este fio não foi recomendado (BOURNE et al., 1988).

Como desvantagens, devido ao tempo de absorção prolongado, foi observado que quando aplicado na mucosa vaginal, pode levar a irritação leve. Os efeitos adversos associados com o uso de suturas absorvíveis sintéticas incluem: deiscências, incapacidade de fornecer apoio adequado à ferida que sofre distensões e alongamentos ou em ferimentos de pacientes desnutridos ou que sofrem demora na cicatrização de feridas. Reação inflamatória aguda mínima foi observada na sutura da pele, quando são deixadas no lugar por mais de sete

dias. Há relatos de formação de cálculos urinários e biliares quando em contato prolongado com soluções salinas, tais como urina e bÍlis (ANDERSEN et al., 1989).

RAY et al. (1981) descreveram um novo fio absorvÍvel sintético monofilamentar: a polidioxanona (PDS), e referiram vantagens sobre os fios absorvÍveis sintéticos existentes para utilização em tecidos que necessitassem que o material de sutura permanecesse por longo período.

O fio de polidioxanona (PDS) apresentou na avaliação histológica, menor reação de corpo estranho do que o fio de polipropileno (PLP), nas anastomoses arteriais de cães (FERREIRA et al., 2005).

Esses autores ainda observaram que o PDS tem 20% mais resistência do que os fios absorvÍveis trançados, sofrendo degradação mais lenta nos tecidos e preservando a resistência por muito mais tempo do que o necessário para a cicatrização do trato urinário (EDLICH et al., 1987). STEWART et al. (1990), estudando cicatrização em ratos e comparando os fios de catgut, poliglactina e PDS, observaram não haver diferença na incidência de litÍase entre os grupos de animais ao fim de seis meses de experimento.

No trabalho experimental de HOUDART et al. (1986), o fio de PDS produziu apenas ligeira reação tecidual no cólon. Em outro estudo, realizou-se 98 anastomoses colônicas em ratos e não foram relatadas complicações e reações celulares intensas quanto ao uso do material de sutura com polidioxanona (PDS). Verificou-se que o fio de polidioxanona manteve a sua integridade ao longo de todo o período de observação histológica, sendo que no 28º dia havia apenas uma ligeira reação celular observada em torno das suturas intestinas (Figura 5). (ANDERSEN et al., 1989).

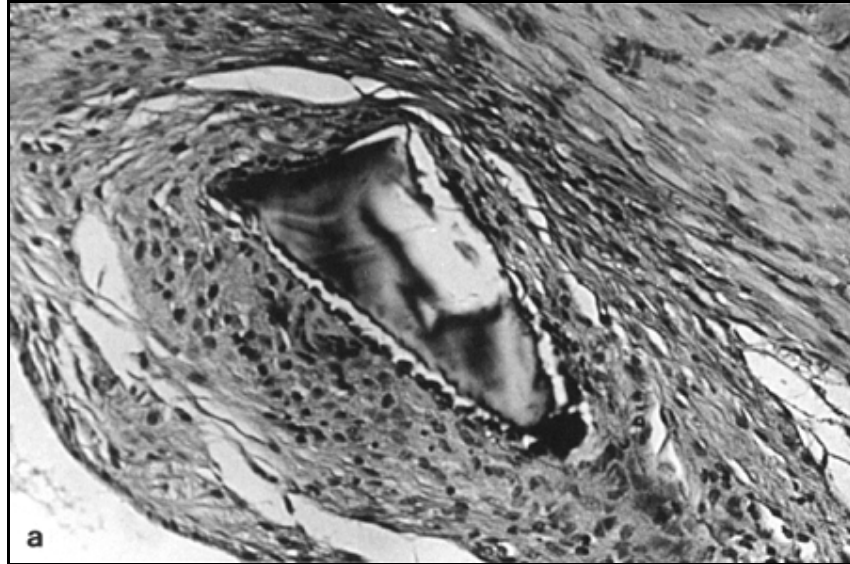


FIGURA 5. Lâmina histológica de intestino. Rato submetido à anastomose, 28 dias pós-operatório. O material de sutura PDS foi circundado por alguns fibroblastos e polimorfonucleares, HE, 40X, (ANDERSEN et al.,1989).

Discutindo-se as características e peculiaridades envolvendo a síntese da parede abdominal e suas particularidades quanto à cicatrização, tenta-se obter o material de sutura ideal para realizá-la, ou seja, que tenha uma força de tensão inicial adequada, que seja mantido até a completa cicatrização, levando a baixa reação tecidual e que depois desapareça. Com essas qualidades encontra-se o Polidioxanona, que mantém 70% da sua força de tensão aos 28 dias, ao passo que outros fios absorvíveis similares multifilamentares mantêm apenas 5% de resistência neste período (TOGNINI & GOLDENBERG, 1998).

#### d) Fio de Poliglecaprone

O poliglecaprone 25 é um fio monofilamentar sintético à base de blocos segmentados de copolímeros de épsilon coprolactona e glicolida que são absorvidos por hidrólise quando em contato com organismos vivos. A sua absorção é completa entre 91 e 119 dias após implantação. Apresenta excelente

resistência tênsil, reduzida memória e grande maleabilidade. Este material apresenta perda da resistência tênsil de 20 % após duas semanas de pós-operatório (período considerado crítico na cicatrização e reparação de tecidos). Devido a essas características pode ser aplicado não somente nas suturas internas, mas também em suturas superficiais de mucosa e externas cutâneas (BEZWADA et al., 1995).

O poliglecaprone 25 está indicado para utilização em tecidos moles em geral, com exceção ao uso em tecido neurológico e cardiovascular, cirurgias oftalmológicas e microcirurgias. O fabricante ressalta a contra-indicação deste material em coabitação com tecido sob tensão (FILHO et al., 2002).

Autores relataram que em cirurgia geral, este fio mostrou mínimas complicações e resultados estéticos excelentes, com pequena reação tecidual e fácil manuseio (OKAMOTO et al., 2003). Em estudos realizados em animais, comparando o fio de poliglactina 910 e de poliglecaprone 25 empregando metodologias já consagradas, revelaram um bom reparo em alvéolos com uma proliferação fibroblástica e neoformação óssea mais precoce indicando que este material pode ser indicado para uso em odontologia (OKAMOTO et al., 1994).

Considerando que o fio de poliglecaprone 25 tem apresentado boas qualidades biológicas e, além disso, é um fio monofilamentar, foi considerado de grande interesse avaliar sua biocompatibilidade através do implante em tecido subcutâneo. SAITO et al. (2006), aos cinco dias pós-implante subcutâneo em ratos, observou próximo ao fio de sutura, moderado número de macrófagos ao lado de alguns linfócitos. Contornando essa área evidenciou-se tecido conjuntivo mostrando os fibroblastos com disposição paralela à superfície do material e alguns capilares neoformados (Figura 6). No 10º dia, junto ao fio observou-se tecido conjuntivo com moderado número de fibroblastos que se dispunham paralelamente à superfície do material. O tecido conjuntivo mais afastado do material de sutura apresentou discreto número de fibroblastos ao lado de alguns macrófagos e linfócitos (Figura 7). No 20º dia observou-se tecido conjuntivo bem desenvolvido com feixes de fibras colágenas contornando o material de sutura (Figura 8). Os resultados obtidos pelos autores demonstraram que o fio de poliglecaprone 25 apresentou boa resposta biológica, com reação inflamatória mais discreta e organização do tecido conjuntivo precoce.

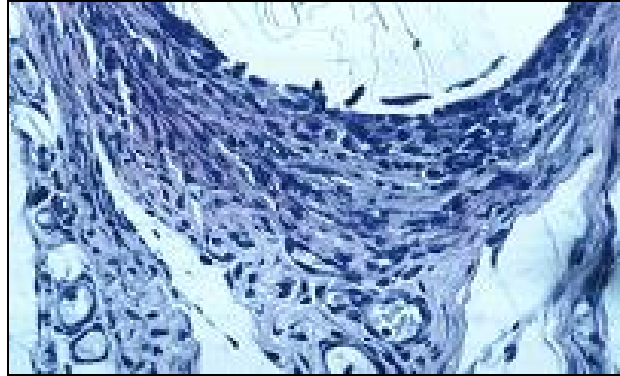


FIGURA 6 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após cinco dias de implante com fio de poliglicaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).

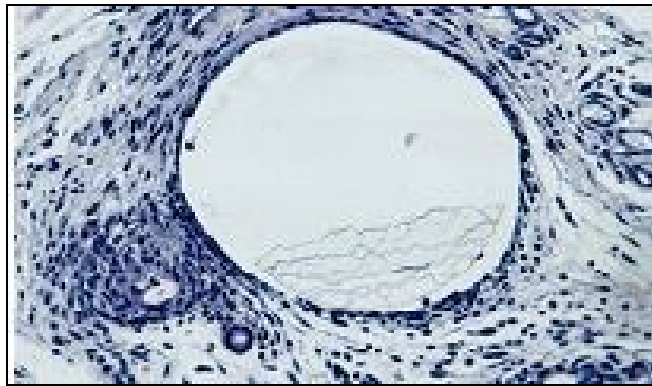


FIGURA 7 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 10 dias de implante com fio de poliglicaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).

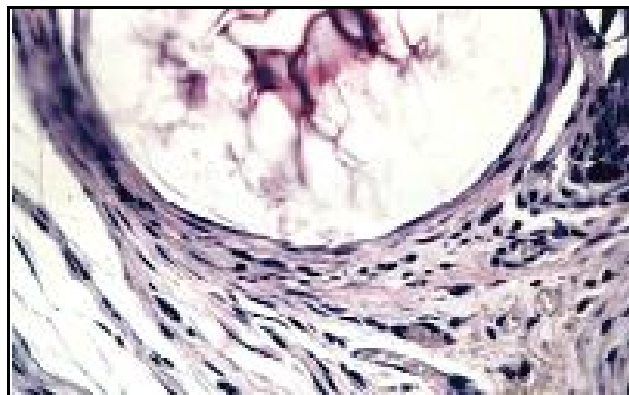


FIGURA 8 – Lâmina de tecido conjuntivo subcutâneo após 20 dias de implante com fio de poliglicaprone, HE, 40x (SAITO et al., 2006).



#### e) Fio de Gliconato

É um monofilamento sintético absorvível produzido a partir do gliconato, oferece boa maleabilidade e segurança nos nós das suturas. Em 14 dias após o implante ocorre 50% da sua degradação pelos tecidos, sendo totalmente absorvido em 90 dias. É um fio com baixo coeficiente de atrito. Sua superfície lisa permite usá-lo em suturas delicadas e minimiza a aderência de bactérias. Sua indicação é para cirurgias gastrointestinais, ginecológicas e obstétricas, urológicas, suturas de pele e ligadura de vasos (MORRIS et al., 1986).

YAMAMOTO et al. (2002) compararam o processo de reparo em suturas de cornos uterinos e vagina de 18 cadelas realizadas com o fio monofilamentar absorvível de gliconato (Monosyn), polipropileno (Prolene), poliglecaprone 25 (Monocryl) e categute cromado. A presença de bridas e aderências do corno uterino foi mais frequente com o categute cromado, pela reação tecidual mais intensa induzida pelo fio. Houve maior resistência nas suturas com gliconato nos cornos uterinos, mas foi o fio cirúrgico que apresentou maior necrose isquêmica aos sete dias de pós-cirúrgico. Aos 14 dias de pós-operatório o fio de gliconato equiparou-se aos demais fios do estudo.

#### 2.3.3 Fios inabsorvíveis de origem animal

##### a) Fio de seda

É mais comumente produzido como multifilamento torcido ou trançado. O fio de seda é um filamento não absorvível, biodegradável, produzido a partir do composto orgânico de uma proteína chamada fibroína. Seda crua é produzida pela larva do bicho-da-seda ao formar o casulo. Suas fibras são industrialmente processadas para remover as ceras e gomas naturais, antes do processo de entrançar, permitindo um fio mais apertado e uma trança mais compacta com menor capilaridade. Geralmente é tingida de preto ou outras cores para facilitar a

visibilidade no tecido. Algumas empresas adicionam silicone na superfície do fio para aumentar sua flexibilidade e minimizar a reatividade no tecido que recebe o fio. Isso por sua vez aumenta a sua pliability. Embora classificada como uma sutura inabsorvível, a seda perde lentamente a sua resistência à tensão e é absorvida em aproximadamente dois anos após sua implantação no tecido. Esterilizado em cobalto 60 e indicado para cirurgias do aparelho digestivo, cirurgias oftálmicas, odontológicas e laparorráfias (GOFFI & TOLOSA, 1996).

WOUK et al. (1980) relataram, ao realizar suturas empregando fio de seda no músculo diafragma, para redução de hérnias diafragmáticas em cães que apesar do material ter iniciado uma pronunciada reação granulomatosa no local da sutura, não provocou alterações no desenrolar do processo de cicatrização, uma vez que não foram observadas deiscências e nenhuma outra alteração macroscópica indesejável.

PANILAITIS et al., (2003) relataram que as fibras de seda têm seu potencial além das suas aplicações biomédicas como fios de suturas. Os fios de seda atuais, que possuem fibras purificadas foram cultivadas *in vitro* na presença de macrófagos e não foi observada ativação de macrófagos na presença de partículas de fibroína. Mas, uma molécula presente nas fibras da seda pode induzir a resposta inflamatória, a sericina, pois possui sinergismo com os lipopolissacarídeos das bactérias. Mesmo assim o fio de seda foi considerado com um potencial inflamatório baixo.

#### 2.3.4 Fios inabsorvíveis de origem vegetal

##### a) Fio de Algodão

É um fio multifilamentado, considerado inabsorvível, mas biodegradável, composto de longas fibras de algodão torcidas, com boa flexibilidade e resistência. É esterilizado com radiação ionizante à base de cobalto 60 (SLATER, 1998).

O algodão ganha em resistência à tensão e em segurança dos nós, quando umedecido. Apresenta maior segurança dos nós do que a seda e estimula uma reação tecidual similar. Autores relataram que este material perde lentamente a resistência à tensão, ao ser implantado em tecidos, 50% em seis meses e 70 % em dois anos. As desvantagens do algodão é sua capilaridade, reatividade nos tecidos e capacidade de potencializar infecções por aderência bacteriana. Suas indicações são: cirurgia geral, ginecológica, obstétrica, ortopédica, urológica, oftálmica e neurológica (GOFFI & TOLOSA, 1996).

O fio de algodão, por ser multifilamentar, constituído de celulose com alto grau de absorção, facilita o acúmulo de fluidos, os quais constituem um meio propício ao desenvolvimento microbiano. Essas propriedades absorventes do fio de algodão podem facilitar a penetração de microrganismos no interior da ferida cirúrgica (SALOMÃO et al., 1982).

MARTINS et al. (2006) relataram caso de uma cadela que apresentava fístulas abdominais e dor ao caminhar cinco meses após ter sido submetida a uma ovariectomia. Na laparotomia exploratória verificou-se a presença de granuloma caudal ao rim direito e este se apresentava com hidronefrose e megaureter, com grande aderência intestinal a este granuloma, e presença de fios de algodão.

SOARES et al. (2001), avaliando o emprego do fio de algodão em feridas cirúrgicas alveolares, constataram que o algodão apresentou um grande número de colônias bacterianas. Os autores ainda salientaram que a intensidade da contaminação interferiria na cicatrização dos tecidos alveolares para suturas intra-orais.

Em incisões cutâneas realizadas no dorso de cabras, sendo realizadas posteriormente suturas com fio de algodão, náilon e seda, os autores, macroscopicamente, não viram diferenças significativas, com sinais visíveis de cicatrização. Microscopicamente eles notaram que o náilon levou a reação tissular moderada e o algodão e a seda apresentaram reação inflamatória mais exacerbada e com marcado tecido de granulação (MOHAMMED et al., 1995).

## b) Fio de Linho

É um fio multifilamentado, inabsorvível, mas biodegradável assim como o algodão. Este material é produzido a partir de fibras pericíclicas do caule do linho. Possui boa resistência tênsil, é flexível, permite boa segurança na formação dos nós e baixo atrito quando implantado nos tecidos. Sua esterilização se dá com óxido de etileno (GOFFI & TOLOSA, 1996).

MALDONADO et al., (2006) realizaram um estudo onde os autores avaliaram a evolução clínica e histológica da reação tecidual frente ao material de sutura inabsorvível implantado na pele de oito equinos. O material de sutura usado foi linho, náilon, poliéster e polipropileno. O fio de linho foi o que apresentou as maiores reações teciduais em comparação com os outros fios e maior formação de edema no local da sutura.

### 2.3.5 Fios inabsorvíveis de origem sintética

#### a) Fio de Poliamida (náilon)

O náilon é produzido a partir de poliamida, sendo uma cadeia alifática longa de polímero de náilon seis, derivado da hexametilenodiamida e do ácido adípico. Já foi obtido como material de sutura na forma multifilamentar, mas usualmente se tem produzido e usado mais na forma monofilamentar, sendo portanto isento de capilaridade. Possui elevada elasticidade, superfície lisa e uniforme, boa flexibilidade e baixo coeficiente de fricção. Sua resistência é intermediária e similar aos fios de polipropileno. Suas propriedades proporcionam alta resistência tênsil inicial, maleabilidade e passagem suave pelo tecido. Embora o náilon não seja absorvido, a hidrólise progressiva pode causar uma perda gradual de até 20% em sua resistência à tração em cada ano. As suturas com náilon são indicadas para uso geral em aproximação dos tecidos moles e ligadura, incluindo sua utilização em tecidos cardiovasculares, oftalmológicos,

neurológicos. É contra indicado em procedimentos onde haja contato prolongado com soluções salinas (tratos biliar e urinário), podendo resultar na formação de cálculos (RAHAL et al., 1997).

O náilon é relativamente inerte quando implantado nos tecidos e uma delgada cápsula de tecido conjuntivo é produzida ao redor do mesmo, sendo esta uma das maiores vantagens quando utilizado em sutura ocular. Tem ampla aplicação como material de sutura e causa a mínima reação tecidual. Na medicina veterinária, esse material é considerado inabsorvível, embora ocorra hidrólise vagarosa liberando radicais poliamida bacteriostáticos (RAHAL et al., 1997).

O fio de náilon provoca uma reação inflamatória de pequena extensão e por tempo limitado; e nas suturas profundas provoca reações do tipo corpo estranho. A proliferação de fibroblastos e capilares sanguíneos é mais precoce nos locais em contato com o fio. Estudos prévios revelaram que o náilon é um material que permanece estruturalmente inalterado, porém, quanto aos eventos histopatológicos ocorridos nos tecidos adjacentes ao fio, observou-se nos primeiros dias pós-implante a presença de fibroblastos e novos capilares sanguíneos, aumentando bastante no terceiro dia, e no sétimo dia observou-se um tecido conjuntivo bem desenvolvido envolvendo o fio, além da presença de células gigantes (WEISMANN & BRITO, 1993).

RIBEIRO et al. (2005) realizaram um estudo histopatológico da reação tecidual dos fios de náilon monofilamentares nas suturas interna e externa em ratos. Histopatologicamente a reação inflamatória, presença de células gigantes de corpo estranho, proliferação fibroblástica e fibrose foram maiores nas suturas internas realizadas com esse fio. Eles concluíram que as suturas externas realizadas com náilon induziram menor reação tecidual, enquanto que nas suturas internas este fio contribuiu para perpetuar a reação tecidual (Figuras 9, 10 e 11).

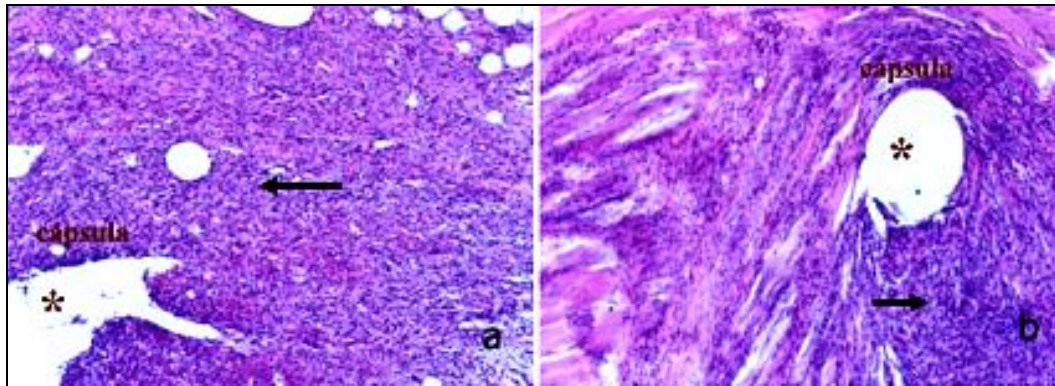


FIGURA 9 - Aspecto histopatológico das lâminas de animais que receberam o fio de náilon, sete dias de pós-operatório. a. Sutura externa: Reação de encapsulamento, cavidade do fio (\*), reação inflamatória (seta), proliferação fibroblástica, formação de tecido de granulação e hemorragia. b. Sutura interna: Reação de encapsulamento, cavidade do fio (\*), proliferação fibroblástica, reação inflamatória intensa (seta) (RIBEIRO et al., 2005).

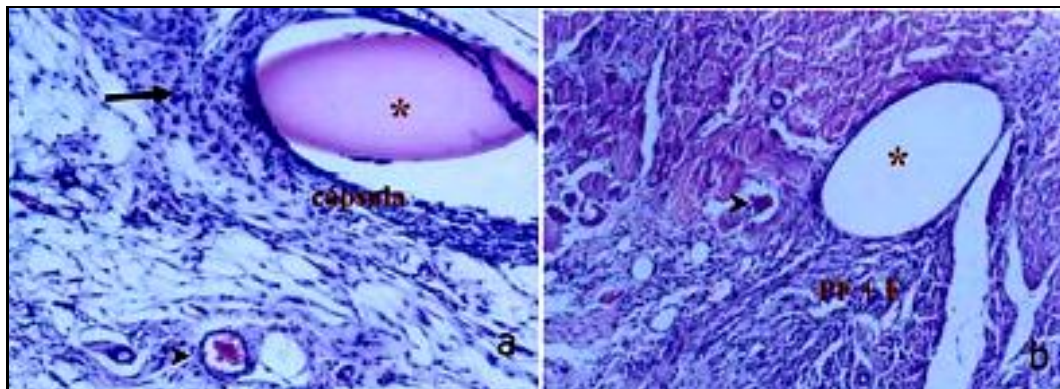


FIGURA 10 - Aspecto histopatológico das lâminas de animais que receberam o fio de náilon, 14 dias de pós-operatório. a. Sutura externa. Reação de encapsulamento, cavidade do fio com exsudato protéico (\*), proliferação fibroblástica, fibrose, reação inflamatória, células inflamatórias (seta), formação de tecido de granulação, vasos congestos; Aumento 10x; b. Sutura interna. Reação de encapsulamento, cavidade do fio (\*), proliferação fibroblástica e fibrose (PF + F), reação inflamatória, vasos congestos (RIBEIRO et al., 2005).

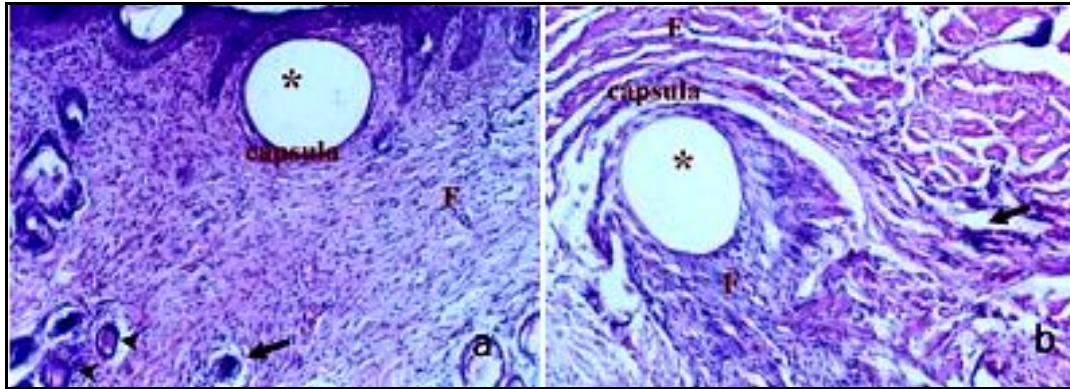


FIGURA 11 - Aspecto histopatológico de lâminas de animais que receberam o fio de náilon, 21 dias de pós-operatório, Aumento 10x; a. Sutura externa. Reação de encapsulamento, cavidade do fio (\*), intensa proliferação fibroblástica, fibrose (F), reação inflamatória focal no tecido subcutâneo (seta); b. Sutura interna. Reação de encapsulamento, intensa proliferação fibroblástica, fibrose (F), células inflamatórias de permeio (seta), vasos congestionados (RIBEIRO et al., 2005).

#### b) Fio de Polipropileno

O polipropileno é um polímero a partir do propileno sendo produzido na forma monofilamentar. É um material esterilizado em óxido de etileno, tem uma resistência intermediária, similar ao náilon, uma força de nós relativamente elevada, maleável e tenaz. Se os nós são aplicados firmemente, ocorrerá um achatamento onde os filamentos se entrecruzam, o que proporciona uma ação de travamento. Este material raramente fica enfraquecido pela ação de enzimas teciduais e é a sutura menos tromboembólica, sendo frequentemente usado nas cirurgias vasculares. Devido à sua elasticidade, o polipropileno é adequado para sutura de tecidos com maior capacidade de alongamento como musculatura e pele. O fio deste material é ainda considerado como inerte por alguns autores e por ter capilaridade inibe a adesão bacteriana, resistindo às infecções. (SLATER, 1998).

Na análise do processo inflamatório crônico, ao implantar diversos tipos de fios de sutura para anastomose traqueal em coelhos, BANDEIRA et al. (2000) observaram que nos períodos de 14º e 28º dias de pós-operatório a resposta

inflamatória crônica foi maior com os fios de poliéster, polidioxanona e polipropileno, nesta ordem, com a formação de granulomas de corpo estranho ao redor do fio de sutura, aumento exagerado de fibroblastos, reabsorção de cartilagem traqueal e dificuldade na reepitelização da linha de sutura, fatos estes que determinaram maus resultados macroscópicos para este tipo de anastomose, com a ocorrência de uma fístula traqueal e estenose cicatricial importantes em 15 animais.

O polipropileno e o fio de poliamida monofilamentar foram descritos como mais satisfatórios do que os fios absorvíveis até então existentes (categorizados simples e categorizados cromados), porque, embasados em estudos experimentais, esses fios absorvíveis foram descartados para utilização na sutura músculo-aponeurótica da parede abdominal, pois se constatou que perdiam 80% da força tênsil em 14 dias (TOGNINI & GOLDENBERG, 1998).

#### c) Fio de Poliéster

Este fio é produzido a partir de um polímero de Tereftalato de Etileno, obtido a vácuo em elevada temperatura. É preparado a partir de fibras de alto peso molecular, cadeia longa. Suas propriedades proporcionam boa resistência tênsil, reação tecidual moderada, fácil manuseio, além de excelente segurança do nó (SLATER, 1998).

Considerado como um dos fios de sutura mais fortes disponíveis na atualidade e sofre pouca ou nenhuma perda de resistência à tensão depois da implantação nos tecidos. O fio de poliéster oferece sustentação prolongada para tecidos de lenta cicatrização. As fibras de poliéster não revestidas possuem elevado coeficiente de fricção. Os revestimentos com polibutilato, silicone e teflon, diminuem a fricção, mas também reduzem significativamente a segurança dos nós. O poliéster provoca a maior reação tecidual entre os fios de sutura sintéticos. O descamamento do material revestido com teflon nos tecidos aumenta a resposta inflamatória. O uso de poliéster não revestido ou revestido em feridas contaminadas ou infeccionadas está associado à infecção local persistente e às reações teciduais exageradas (GOFFI & TOLOSA, 1996).



#### d) Fio de Politetrafluoretileno

O fio de politetrafluoretileno é um monofilamento microporoso constituído de um polímero de cadeia de carbono com átomos de flúor em torno dele, tendo sido utilizado em cirurgias ortopédicas e vasculares. Tem ainda como características ser um fio maleável e elástico, não possuir memória, o que minimiza a irritação causada pelos nós. Indicado para cirurgias cardiovasculares, hernioplastias e cirurgias orais (LA SCALA & LLEO, 1987).

Tem-se usado o politetrafluoretileno expandido (PTFEe) para a correção da blefaroptose com bons resultados estéticos. Trata-se de um material poroso, inextensível, inerte e biocompatível, que tem sido empregado na correção de defeitos abdominais com resultados satisfatórios (BAJAJ et al., 2004).

SILVÉRIO et al. (2009) sugeriram que o monofilamento de PTFEe na cirurgia plástica de suspensão frontal, pode ser uma alternativa para tratamento de ptose palpebral grave com função má ou nula do músculo levantador da pálpebra superior, sendo um material adequado com bons resultados funcionais e baixos índices de complicação.

JEONG et al. (2000) relataram que o PTFEe tem demonstrado ter uma grande biocompatibilidade a longo prazo; não é antigênico e é inerte tanto biológica como quimicamente. O PTFEe apresenta porosidades, com 50% do seu volume em ar, com resultados apresentando uma colonização celular precoce. O estudo histológico do PTFEe mostra um tempo de colonização suficiente, que permite observar a presença de um novo estroma funcional composto por fibroblastos, células endoteliais e neovasos que se introduzem nos poros sem que se observe reação inflamatória, granuloma, reação a corpo estranho, necrose ou lise.

Pesquisadores avaliaram a resposta tecidual, em região subcutânea de ratos, frente a fios de sutura: poliglecaprone 25, poliglactina 910 e politetrafluoretileno. No entanto, no presente estudo, o PTFEe foi o fio que apresentou o pior comportamento biológico, em comparação com os outros materiais. Desde os primeiros períodos, ele desencadeou uma reação inflamatória mais agressiva, o que persistiu até o final do experimento (Figura 12). A presença

de células gigantes foi observada no último período de avaliação, demonstrando características de organização do tecido conectivo (NARY et al., 2002).

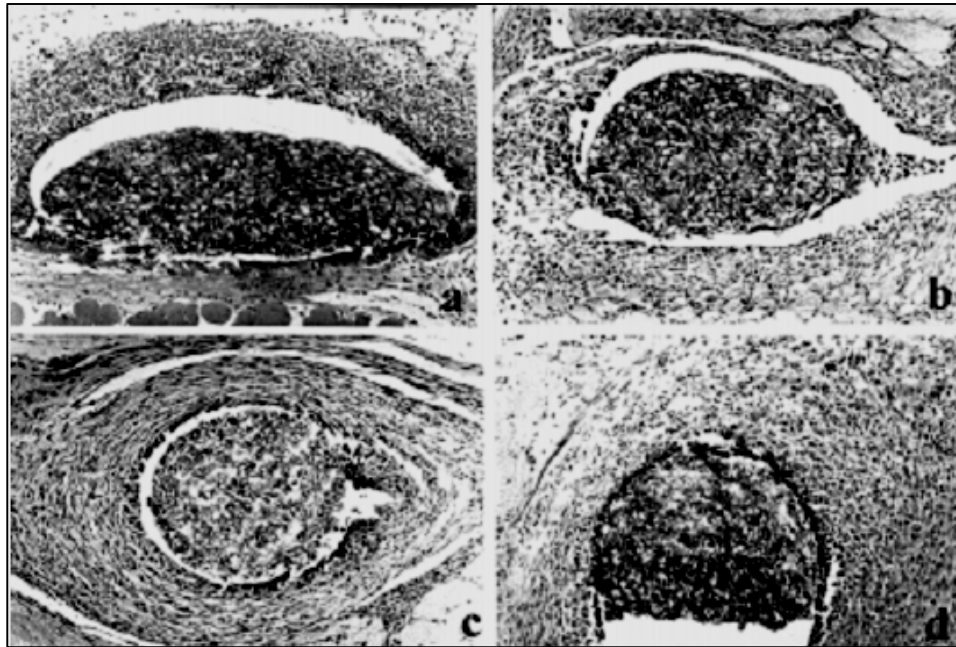


Figure 12. Politetrafluoretileno. a) 48 h: extensa área de infiltrado neutrofílico envolta ao fio de sutura; b) sete dias: persistência do infiltrado inflamatório; c) 14 dias: nota-se o tecido de granulação bem difundido; d) 21 dias: presença de células gigantes e do tecido conectivo bem organizado, HE, 40X (NARY et al., 2002).

### 2.3.6 Fio inabsorvível de origem mineral

#### a) Fio de aço inoxidável

É o filamento metálico mais utilizado na atualidade na síntese, principalmente óssea. O aço inoxidável é encontrado na forma monofilamentar e multifilamentar torcido. Trata-se de um fio inabsorvível com material

biologicamente inerte, não capilar e facilmente esterilizável por autoclave. O aço inoxidável tem maior resistência à tensão em comparação a todos os outros fios de sutura quando implantado nos tecidos (BRASIL et al., 2001).

O aço inoxidável para fios de sutura possui baixo conteúdo de carbono em sua composição, diminuindo a reação com oxigênio, sendo o mais aceito para fabricação de implantes. Sua composição varia ao redor de 20% de cromo, 15% de níquel, 2-3% de molibdênio, 0,08% de carbono, 0,03% de fósforo, 0,75% de silício, 2,0% de manganês e 0,03% de enxofre. O elemento ferro é considerado balanço para completar 100%, e a resistência à corrosão dos aços inoxidáveis é diretamente influenciada por esses elementos (BRASIL et al., 2001).

Apesar de ser considerado não irritante para os tecidos, o atrito das extremidades de seus nós em contato com os órgãos, provocam lesões. Sua utilização se dá na sutura de tecidos com lentidão de cicatrização. Pode ser utilizado em ferimentos contaminados, pois não propicia a proliferação de bactérias. Tem como desvantagem não ter elasticidade, podendo cortar os tecidos, pouca maleabilidade na confecção dos nós e não suporta a repetição de sua dobragem sem se partir. O fio de aço inoxidável ainda é indicado para utilização no fechamento de feridas abdominais, reparação de hérnias, sutura do externo e procedimentos ortopédicos incluindo cerclagem (BARBEIRO et al., 1994).

### 3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A importância de se conhecer as propriedades dos fios de sutura para sua utilização, de acordo com o tipo de tecido e a reação tissular que irá provocar, ficou bem evidenciada pelos autores revisados neste trabalho. Mas, nota-se que, mesmo entre os pesquisadores, existem ainda dúvidas quanto ao melhor fio a ser utilizado para determinado tipo de procedimento cirúrgico. Verifica-se que as análises histológicas devem ser mais detalhadas quanto ao tipo de migração celular. O tempo investigação pós-operatória dos grupos experimentais devem ser melhor delineado e de acordo com o tempo de cicatrização esperado pelo tipo de tecido que recebeu o fio de sutura. Os experimentos nesse campo de estudo requerem amostras maiores, resultados com maior frequência de dados e com diferenças estatisticamente significativas, para que realmente se elucide o tipo de interferência que os fios de sutura possam vir a causar na cicatrização tecidual.

A medicina veterinária deve estar mais presente nos experimentos em que os animais fazem parte dos grupos experimentais, pois existem peculiaridades pertinentes a cada espécie animal que muitas vezes não são questionadas. Somente os profissionais da área afim podem manipular cirurgicamente, com ética e bem-estar, os animais usados como modelos experimentais. O médico veterinário, ao participar desses grupos interdisciplinares de pesquisa, poderá analisar com maior exatidão os vieses e os perfis das respostas celulares intrínsecos aos animais utilizados nesses experimentos, contribuindo para que os resultados sejam mais qualitativos.

Portanto, deve-se lembrar que o fio de sutura ideal a ser escolhido é aquele decorrente do bom planejamento cirúrgico e das características específicas do paciente. Deve-se lembrar que, independente do material de sutura a ser usado; a técnica cirúrgica, a habilidade do cirurgião e os cuidados pós-operatórios, são fatores que sempre favorecerão uma boa recuperação e a uma boa reparação tecidual.

#### 4 REFERÊNCIAS

1. 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.
2. BAJAJ, M. S.; SASTRY S. S; GHOSE S.; BETHARIA S. M.; PUSHKER N. Evaluation of polytetrafluoroethylene suture for frontalis suspension as compared to polybu-tylate-coated braided polyester. **Clinical Experimental Ophthalmology**, New Zeland, v. 32, n. 4, p. 415-419, 2004.
3. BANDEIRA, C. O. P.; NIGRO, A. J. T.; NETTO, M. Z.; FILHO, O. R. P.; SALES. K. P.; Comparação da anastomose traqueal suturada com fio absorvível e inabsorvível em coelhos. **Acta Scientiarum**, Maringá v. 22, n. 2, p. 615-621, 2000.
4. BARBEIRO, R. H.; ALMEIDA, O. P.; GUASTALDI, A. C. Análise metalográfica e de microscopia eletrônica de varredura do fio de aço inoxidável 316L, deformado e implantado no tecido muscular de rato. *Revista da Odontologia*, São Paulo v. 23, p. 261-269, 1994.
5. BEZWADA, R. S.; JAMIOLKOWSKI, D. D.; LEE I. Y.; AGARWAL, V.; PERSIVALE, J.; TRENKA-BENTHIN, S.; ERNETA, M.; SURYADEVARA, J.; YANG, A.; LIU, S. Monocryl suture, a new ultra-pliable absorbable monofilament suture. **Biomaterials**. Amsterdam; v. 16, n. 15, p.1141-8, 1995.
6. BIMONTE,D. Reacciones de materiales de sutura usados en cirugia veterinaria. **Veterinaria**, Corrientes v. 33, n. 133, p. 12-14, 1997.
7. BIONDO-SIMOES, M. L. P.; COLLACO, L. M.; VERONESE, C.; RIBAS, M. M.; FLORES, S. N. Behavior of chromed catgut and polyglecaprone 25 sutures in the urinary bladder of rats, with especial reference to stone formation. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v.13, n.1, p.26-29, 1998.
8. BOURNE, R. B.; BITAR, H.; ANDREAE, P. R. et al. In vivo caparison offour absorbable sutures: Vycril, Dexon plus, Maxon and PDS. **Canadian Journal Surgery**, Quebec v. 31, n. 1, p. 43-45, 1988.
9. BRASIL, F. B. J.; PADILHA FILHO, J. G.; GUASTALD, A. C.; RAMIRE, I.; CASTRO, M. B. 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.
10. 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.
11. EDLICH, R. F.; RODEHEAVER, G. T.; THACKER, J. G. Considerationasin the choice of sutures for wound closure of the genitourinary tract. **Journal of Urology**, Baltimore, v. 137, p. 373-379, 1987.

12. FERREIRA, M. L. G.; CHAUDON, M. B. O.; ABÍLIO, E. J.; CARVALHO, E. C. Q.; JAMEL, N.; ROMÃO, M. A. P.; NUNES, V. A. 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.
13. FILHO, H. N.; MATSUMOTO, M. A.; BATISTA, A. C.; LOPES, L. C.; GÓES, F. C. G. S.; CONSOLARO, A. 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.
14. FONTES, M. A. Q. R.; SADI, M. V. Estudo experimental comparativo com fios de sutura absorvíveis em bexiga de cães. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgiões**, São Paulo, v. 23, n. 2, p. 83-88, 1995.
15. GOFFI, F. S.; TOLOSA E. M. C. Operações fundamentais. In: Goffi FS. Técnica Cirúrgica: bases anatômicas, fisiopatológicas e técnicas cirúrgicas. **Roca**, São Paulo, Ed. 4., p. 52-53, 1996.
16. HERING F. L. O.; GABOR S. Propiedades dos fios de sutura. In. Bases técnicas e teóricas de fios e suturas. **Roca**, São Paulo, p. 9 -18. 1993
17. HOUDART, R.; LAVERGNE, A.; VALLEUR, P.; HAUTEFEUILLE, P. Polydioxanone in digestive surgery. An experimental study. **American Journal of Surgery**, Kansas, v. 152 p. 268-271, 1986.
18. JEONG S., MA, Y.R., PARK, Y.G. Histopathological study of frontalis suspension materials. **Japanese Journal of Ophthalmology**, Kobe, 2000;44(2):171-4.
19. KALLÁS, I. E.; KALLÁS, A. C.; CALLAS, E. Anastomoses arteriais: passado, presente e futuro. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 14, n. 4, 1999.
20. KIRPENSTEIJN, J.; MAARSCHALKERWEERD, R. J.; KOEMAN, J.P.; KOOISTRA, H.S.; VAN SLUIJS, F. J. Comparison of two suture materials for intradermal skin closure in dogs. **Veterinary Quarterly**, Kansas, v. 19, n. 1, p. 20-22, 1997.
21. LA SCALA, G.; LLEO M. M. Suture in odontoiatría. Fili tradicionais e in LYONS, A. S.; PETRUCELLI-II, R. J. *Medicine an illustrated history*. New York: **Harry Adams**, 1987.
22. LYONS, A.S., PETRUCELLI-II, R.J. *Medicine an illustrated history*. New York: **Harry Adams**; 1987.
23. MAKENZIE, D. The history of sutures. Product Manager da Ethicon Ltd, **Medicine History**, Edimburgo, v. 4, p.158-168, 1973.
24. MALDONADO, F.; MUÑOZ, L.; QUEZADA, M.; BRIONES, M.; URRUTIA, P. Reacción tisular a materiales de sutura no absorbibles en piel de equinos **Archivos de Medicina Veterinária**, Valdivia, v. XXXVIII, n. 1, p. 63-67, 2006

25. 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.
26. MCKEOWN, P. P.; TSUBOI, H.; TOGO, T.; THOMAS, R.; TUCK, R.; GORDON, D. Growth of tracheal anastomoses: advantage of absorbable interrupted sutures. **The Annals of Thoracic Surgery**, Matsudo, v. 51, p. 636-641, 1991.
27. 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.
28. MORRIS, M.C.; BAQUERO, A.; REDOVAN, E.; MAHONEY, E.; BANNETT, A.D. Urolithiasis on absorbable and non-absorbable suture materials in the rabbit bladder. **Journal of Urology**, Baltimore, v.135, p.602-603, 1986.
29. NARY FILHO H.; MATSUMOTO M. A.; BATISTA, A. C.; LOPES, L.C.; DE SAMPAIO GÓES F. C. G.; CONSOLARO, A. 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.
30. OKAMOTO, T., YABUSHITA, H. H.; NAKAMA R. Processo de reparação cutânea após incisão e sutura com fios de poliglactina 910 e poliglecaprone 25: estudo microscópico comparativo em ratos. **Revista de Odontologia**, Araçatuba, v. 24, n. 2, p. 62-67, 2003.
31. OKAMOTO, YABUSHITA, H. H.; NAKAMA R T. et al. Healing process of the gingival mucosa and dental alveolus following tooth extraction and suture with poly glycolic acid and polyglactin 910 threads: comparative histomorphologic study in rats. **Brazilian Dental Journal**, Ribeirão Preto v. 5, n. 1, p. 35-43, 1994.
32. PANILAITIS, B.; GREGORY, H.; ALTMAN, J. C.; JIN H. J.; KARAGEORGIU V.; KAPLAN D. L. Macrophage responses to silk. **Biomaterials**, Amsterdam v. 24, n.18, p. 3079-3085, 2003.
33. PASSERI, L. A. Observações clínicas sobre o emprego de poliglactina 910 (polivícryl) em suturas intrabucais. **Revista da Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas**, Araçatuba, v. 3, n. 1, p. 5-7, 1982.
34. RAHAL, S. C.; ROCHA, N. S.; FIGUEIREDO, L. A.; IAMAGUTI, P. 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.
35. RAY J A, DODDIN,REGULAD, WILLIAMSJ A,MELVEGER A. Polidioxanone (PDS) a novel monofilament synthetic absorbable suture. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, Rio de Janeiro,153: 497-507, 1981.

36. RIBEIRO, C. M. B.; SILVA JÚNIOR, V. A.; SILVA NETO, J. C.; VASCONCELOS, B. C. E. 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.
37. ROSSI, L. F.; RAMOS, R. R.; KESTERING, D. M.; SOLDI, M. S.; JORGE BINSV VI, ELY D'ACAMPORA A. J. 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.
38. SAITO, C. T. M. H.; Bernabé, P. F. E.; Okamoto, R.; Okamoto, T. 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.
39. SALOMÃO, J. I. S.; ITO, I. Y.; PALAMIN, R. V. 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.
40. SCHAUFFERT, M. D.; SIMOES, M. J.; NOVO, N. F.; GOMES, P. O.; ORTIZ, V. Estudo da ação dos fios de catgut cromado e de poliglecaprone 25, na ileocistoplastia em ratos, destacando-se a formação de cálculos. **Acta Cirúrgica Brasileira**, São Paulo, v. 15, n. 1, p. 23-26, 2000.
41. SILVÉRIO, J. SUGANO, D. M.; LUCCI, L. M. D.; REHDER, J. R. C. L. 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.
42. SKINOVSKY, J. Influência da nicotina na cicatrização de anastomoses do intestino Delgado em ratos: angiogênese e miofibroblasto. Curitiba, 2005. Dissertação (Doutorado em Clínica Cirúrgica) – **Setor de Ciências da Saúde, Universidade Federal do Paraná**.
43. SLATER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais. 2.ed. São Paulo: **Manole**, 1998. v.1, c.52, p.898-902.
44. 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.
45. STEWART, D.W.; BUFFINGTON, P.J.; WACKSMAN, J. Suture material in bladder surgery a comparison of polydioxanone, polyglactin, and chromic catgut. **Journal of Urology**, Baltimore, v.143, p. 1261-1263, 1990.
46. 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.



47. 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.
48. WOUK, A. F. P. F.; PIPPI, N. L.; SANTOS, N. S.; CAMPELLO, R. A. V.; FAN, C. R. Resposta do tecido diafragmático as suturas com seda com categute cromado em cães. **Revista do Centro de Ciências Rurais**, Santa Maria, v. 10, n. 3, p. 219-223, 1980.
49. YAMAMOTO, C. T.; CZECZKO, N. G.; MALAFAIA, O.; NASSIF, P. A. N.; DIETZ, U. A.; HOLDORF, S.B. 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.

ANEXO A – Classificação dos fios de suturas quanto ao tipo, nome comercial, fabricante e aplicabilidade.

<b>Tipo de Fio</b>	<b>Nome Comercial</b>	<b>Empresa</b>	<b>Tecido Indicado</b>
Catgut simples	Paragut Simples Catgut Simples Categute Simples	Paramed Shalon Technofio	Mucosas Subcutâneo Musculatura
Catgut cromado	Categute cromado Categute Cromado Catgut comado	Paramed Technofio Shalon	Gênitourinário Intestinais Subcutâneo
Poliglactina	Vicryl	Ethicon	Gênitourinário Gastrointestinal
Ácido Poliglicólico	Dexon ABS Policryl	Davis-Greck Paramed Polysuture	Tecidos moles Genitourinário Musculatura
Polidioxanona	Surgycryl PDX	Polysuture Vetsuture	Cardiovascular Gastrointestinal
Poliglecaprone	Monocryl PGC	Ethicon Vetsuture	Tecidos moles Subcutâneo
Gliconato	Monosyn	B. Braun	Genitourinário Gastrointestinais Cardiovascular
Seda	PERMA-HAND Seda	Ethicon Paramed Polysuture	Pele Mucosa oral Musculatura
Algodão	Algodão	Technofio Polysuture Brasuture	Pele
Linho	Linho	Paramed Polysuture	Pele
Poliamida	Nylon	Technofio Brasuture Polysuture	Pele Musculatura Oftálmico
Polipropileno	Prolene Polipropileno	Polysuture Brasuture Ethicon	Pele Musculatura Cardiovascular
Poliéster	Poliéster Mersilene Dacron	Brasuture Ethicon Davis-Grec	Pele Musculatura
Politetrafluoretileno	GORE-TEX Suture	GORE-TEX	Musculatura Cariovascular Mucosas
Aço inoxidável	Aço	Brasuture Polysuture	Osseo Fibrocartilaginoso