

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
TRABALHO DE CONCLUSÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA

**LIGAS METÁLICAS EMPREGADAS NO TRATAMENTO DE FRATURAS DE
FÊMUR EM CÃES E GATOS**

FLÁVIO RICARDO BARTH

PORTO ALEGRE

2016/2

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE VETERINÁRIA
TRABALHO DE CONCLUSÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA

**LIGAS METÁLICAS EMPREGADAS NO TRATAMENTO DE FRATURAS DE
FÊMUR EM CÃES E GATOS**

Autor: Flávio Ricardo Barth

**Trabalho apresentado à Faculdade de
Veterinária como requisito parcial para
obtenção da graduação em Medicina
Veterinária**

**Orientador: Prof. Dr. Márcio Poletto
Ferreira**

**Coorientador: M. Sc. Lucas Antônio
Heinen Schuster**

PORTO ALEGRE

2016/2

AGRADECIMENTO

Agradeço à Deus que sempre me deu saúde, força e coragem para a realização dos meus sonhos.

Aos meus pais pela criação recebida. A minha filha Eduarda Paola Neto Barth pela ajuda, paciência, amor, dedicação e apoio nos momentos em que mais precisei. Agradeço também ao meu neto Paulo Francisco Barth Lanzarini, que sempre me divertia e distraia nas horas em que mais precisei relaxar, brincar, sorrir e descontraír.

Aos professores que foram grandes mestres e educadores.

Ao meu orientador Pror. Dr. Márcio Poletto Ferreira pela sua integridade, paciência, comprometimento e que sempre esteve pronto a judar com dicas, orientações e sugestões para a realização deste trabalho.

Ao meu coorientador M. Sc. Lucas Antônio Heinen Schuster pela orientação, disposição, ajuda e dicas.

Aos meus colegas de faculdade pela convivência de 6 anos, e aos amigos que sempre estiveram ao meu lado me apoiando, em especial ao Luiz Ricardo Gemelli.

RESUMO

A incidência de fraturas de fêmur é de aproximadamente 20 a 25% de todas as fraturas atendidas na rotina das clínicas veterinárias, geralmente provocadas por acidentes automobilísticos, quedas, coices ou projéteis de arma de fogo. Diversas técnicas de tratamento podem ser utilizadas, dentre elas: pinos intramedulares, fixação esquelética externa, placas e parafusos ou hastes bloqueadas. Os avanços alcançados na área da saúde, aliados à engenharia e outros ramos da ciência, motivados principalmente pelo aumento da expectativa e da qualidade de vida, têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas que buscam restabelecer as funções totais ou parciais do órgão ou do tecido de pessoa ou animais que sofreram algum tipo de mutilação ou foram acometidos por alguma doença. Dentre estas técnicas, a que apresenta maior versatilidade e possibilidades de desenvolvimento é a que oferece aos pacientes a substituição total ou parcial do tecido danificado por implantes constituídos por biomateriais. Devido a combinação favorável de propriedades mecânicas, ductilidade, biocompatibilidade, custo efetivo e facilidade de fabricação quando comparado a outros materiais metálicos para implante, o aço inoxidável austenítico é o biomaterial mais frequentemente usado para fixação interna. O seu uso em cirurgias ortopédicas abriu uma vasta faixa de novas possibilidades no tratamento de fraturas.

Palavras chave: fratura, biomaterial, ligas metálicas, aço inoxidável austenítico

ABSTRACT

The incidence of femoral fractures is approximately 20% to 25% of all fractures seen in veterinary clinic's routine caused by car accident, falls, kicks or fireguns projectiles. Several management techniques can be used, such as: intramedullary pin, skeletal fixation, plates and screws or blocked stem. Advances in health, engineering and other fields of science, motivated mainly by the increase in the expectation and quality of life, have enabled the development of techniques that seek to restore the total or partial functions of the organ or tissue of the person or animals that have suffered some form of mutilation or have been affected by any disease. Among these techniques, the one that presents the greatest versatility and possibilities of development is the one that offers the patients the total or partial replacement of the tissue damaged by implants constituted by biomaterials. Due to a favorable combination of mechanical properties, ductility, biocompatibility, cost effectiveness and ease of manufacturing when compared to other metallic materials for implant, austenitic stainless steel is the most frequently used biomaterial for internal fixation. Its use in orthopedic surgery has opened a wide range of new possibilities in the treatment of fractures.

Key words: fracture, biomaterial, metal alloys, austenitic stainless steel

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Composição química dos aços inoxidáveis AISI 316L e ASTM F138.....	32
--	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	7
2 OSSOS	9
2.1 Ossos Longos	9
2.2 Fêmur	10
3 FRATURA.....	12
3.1 Fratura de Fêmur	14
3.1.1 Fraturas Diafisárias	14
3.1.2 Fraturas Metafisárias	15
3.1.3 Fraturas Fisárias	16
4 TRATAMENTO DE FRATURAS.....	17
4.1 Tratamento de Fraturas de Fêmur	17
4.1.1 Pino Intramedular (IM)	17
4.1.2 Fixador Esquelético Externo	18
4.1.3 Placas e Parafusos	19
5 IMPLANTES ORTOPÉDICOS	20
5.1 Biomateriais.....	21
6 AÇO INOXIDÁVEL	23
6.1 Aço Inoxidável Austenítico	24
6.2 Microestrutura	25
6.3 Propriedades Mecânicas e Metalúrgicas	25
6.3.1 Resistência à corrosão	25
6.3.2 Resistência mecânica.....	28
6.3.3 Resistência à fadiga.....	28
7 AÇO INOXIDÁVEL AISI 316L E ASTM F138.....	30
8 CONCLUSÃO.....	33
REFERÊNCIAS	34

1 INTRODUÇÃO

Na veterinária, as principais causas de fraturas são os acidentes automobilísticos, quedas, coices ou projéteis de arma de fogo, que necessitam de tratamento adequado a fim de promover a consolidação óssea e para que o paciente retorne às atividades normais (FREITAS *et al*, 2013, FOSSUM *et al* 2005, PIERMATTEI *et al*, 2009). A incidência de fraturas de fêmur é de aproximadamente 20 a 25% de todas as fraturas atendidas na rotina das clínicas veterinárias, além disso as fraturas de fêmur representam 45% de todas as fraturas de ossos longos (PIERMATTEI *et al.*, 2009). O resultado bem sucedido do tratamento depende de avaliação pré-operatória abrangente, conhecimento da anatomia cirúrgica e compreensão detalhada das propriedades biomecânicas dos métodos aplicáveis de fixação. (SLATTER, 2007).

Atualmente, as fraturas de fêmur são tratadas utilizando-se diversas técnicas que empregam: pino intramedular, fixador esquelético externo, placas com parafusos ou haste bloqueada (PIERMATTEI *at al*, 2009).

Os avanços alcançados na área da saúde, aliados à engenharia e outros ramos da ciência, motivados principalmente pelo aumento da expectativa e da qualidade de vida, têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas que buscam restabelecer as funções totais ou parciais do órgão ou do tecido de pessoa ou animais que sofreram algum tipo de mutilação ou foram acometidos por alguma doença. Dentre estas técnicas, a que apresenta maior versatilidade e possibilidades de desenvolvimento é a que oferece aos pacientes a substituição total ou parcial do tecido danificado por implantes constituídos por biomateriais (JÚNIOR e ORÉFICE, 2001) . Esses implantes estão expostos às características bioquímicas e dinâmicas do corpo e seu projeto é determinado pela anatomia e pelas condições fisiológicas desse ambiente. Assim, os materiais utilizados na fabricação dos implantes devem suportar as características agressivas do meio e as solicitações de carregamento que lhes são impostas (MUDALI *et al.*, 2003).

A escolha do biomaterial deve ser criteriosa e deve obedecer a conjunto de requisitos, como por exemplo: não interferir no mecanismo de defesa do organismo, exibir propriedades coerentes com a função específica do implante e apresentar resistência à corrosão, pois os implantes metálicos de forma geral trabalham sob a ação de complexos carregamentos mecânicos em meio salino, o que exige desses materiais ótima resistência à corrosão. Os mecanismos de desgastes e corrosão podem promover a liberação de partículas

ou de íons metálicos no corpo humano causando além de falhas prematuras do implante, reações sistêmicas adversas (AZEVEDO e JÚNIOR, 2002).

Os biomateriais, de forma geral, se caracterizam pela sua biocompatibilidade, ou seja, não causam efeito nocivo ao organismo, devendo possuir resistência mecânica adequada e resistência à corrosão. No caso de biomateriais metálicos, os aços inoxidáveis austeníticos 316L e F138 são os mais utilizados na fabricação de próteses no Brasil devido, principalmente, ao seu baixo custo em relação aos demais biomateriais (KLEIN, FREDEL e WENDHAUSEN, 2004).

O aço inoxidável para implantes deve ter estrutura austenítica pois esta estrutura oferece maior resistência à corrosão. Ela pode ser obtida pela adição do níquel que estabiliza a estrutura cúbica de face centrada do ferro e expande o campo da fase austenítica e torna a austenita estável até temperaturas abaixo da ambiente. Esse tipo de aço é chamado de aço inoxidável austenítico (GENTIL, 1996).

Este trabalho tem como objetivo apresentar revisão de literatura das ligas metálicas utilizadas nas técnicas corretivas empregadas no tratamento de fraturas de fêmur em cães e gatos.

2 OSSOS

As funções primárias do esqueleto são a sustentação do corpo, a formação do sistema de alavancas utilizado na locomoção e a proteção de partes moles. Os fatores biomecânicos, portanto, são os mais importantes para moldar os ossos e determinar seu desempenho microscópico. O principal tecido esquelético (osso), possui papel secundário na manutenção da homeostase mineral, fornecendo reserva de cálcio, fosfato e outros íons (DYCE *et al*, 2010).

2.1 Ossos Longos

Os ossos longos tendem a ser cilindros, são claramente adaptados ao funcionamento como alavanca e se desenvolvem a partir de três centros de ossificação: um no corpo (diáfase) e um em cada extremidade (epífise). A forma do osso é determinada por uma bainha ou córtex de osso sólido (compacto), composta de finas lamelas dispostas em séries de tubos concêntricos ao redor de pequenos canais centrais. Cada um desses sistemas é conhecido como osteônio. O córtex é espesso em direção ao meio do corpo, mas se afina em direção a cada extremidade, sobre as quais se continua como uma crosta. A superfície externa é lisa, exceto onde as irregularidades atuam como locais de fixação para músculos e ligamentos. Estas irregularidades podem ser elevadas ou em depressão e, em ambos os casos, permitem a concentração dos elementos de fixação. A superfície interna do corpo (diáfase) abriga cavidade medular central e é rugosa. Essas irregularidades são pequenas, indistintas e sem significado aparente. As extremidades (epífises) são ocupadas por osso poroso ou osso esponjoso, que formam malha tridimensional de espículas, placas e tubos entrelaçados, com densidade variável. A cavidade medular e os espaços intersticiais são ocupados pela medula óssea, que é observada em duas formas integradas. As partes que se articulam com os ossos vizinhos são lisas. Tais superfícies articulares são mais extensas do que as áreas em contato com qualquer posição da articulação e são responsáveis pela amplitude do movimento e são revestidas por cartilagem articular hialina (DYCE *et al*, 2010).

O suprimento sanguíneo apropriado é necessário para que o osso realize função fisiológica. Clinicamente, os maiores problemas vasculares surgem nos ossos longos. O suprimento sanguíneo desses ossos é derivado de três fontes básicas: o sistema vascular aferente, o sistema vascular intermediário do osso compacto e o sistema vascular eferente. O sistema aferente conduz sangue arterial e consiste na artéria nutriente principal, nas artérias

metafisiárias e nas arteríolas periosteais nas junções musculares. As arteríolas periosteais são os componentes secundários do sistema aferente e suprem as camadas mais externas do córtex nas proximidades das firmes junções faciais ou musculares (PIERMATTEI *et al*, 2009).

2.2 Fêmur

O fêmur que forma o esqueleto da coxa, é o mais forte dentre os ossos longos. Sua extremidade proximal se curva medialmente, de modo que a superfície articular proximal, a cabeça, equilibra o eixo longo da diáfise. A cabeça do fêmur é hemisférica e unida à diáfise por colo, melhor definido nas espécies de pequeno porte. A superfície articular é interrompida por área não articular (fóvea) à qual o(s) ligamento(s) intracapsular(es) se fixa(m). A fóvea é redonda e central em cães. O trocânter maior, localiza-se lateral à cabeça em pequenos animais e termina no nível da cabeça. A face caudal da diáfise é achatada, mas as demais se combinam em uma superfície regular contínua. As margens entre as áreas achatadas e arredondadas são enfatizadas por linhas ásperas, indicando a inserção muscular. Dois processos marcam a metade proximal da diáfise do osso. O trocânter menor, baixo e áspero se projeta a partir da margem medial e confere fixação ao músculo iliopsoas. Uma crista discreta, na base do trocânter maior, é conhecida como terceiro trocânter. A extremidade distal se articula com a tíbia e a patela. A articulação com a tíbia é feita por dois côndilos direcionados caudodistalmente e separados por profunda fossa intercondilar. As superfícies abaxiais dos côndilos são ásperas e conferem a fixação aos ligamentos colaterais do joelho. O côndilo lateral também apresenta duas depressões próximas à margem articular a cranial denominada fossa extensora, fornece origem aos músculos extensor digital longo e fibular terceiro; a caudal origina o poplíteo. Em cães e gatos a face caudal de cada côndilo é formada por uma pequena faceta achatada que se articula com um dos pequenos ossos sesamóides na origem do gastrocnêmio. A tróclea cranial se articula com a patela e se estende, proximalmente, sobre a face cranial (DYCE *et al*, 2010).

O suporte sanguíneo da cápsula articular do colo do fêmur e da epífise proximal origina-se das artérias circunflexas femorais lateral e medial que, com auxílio da artéria glútea caudal, formam anel extracapsular cujos ramos penetram na cápsula articular. Ascendem pelo colo do fêmur e abastecem as artérias epifisiárias da cabeça. As artérias presentes no ligamento da cabeça do fêmur possuem pouca significância no cão, mas têm contribuição maior na irrigação sanguínea da cabeça do fêmur do gato. Traumas no colo do fêmur

frequentemente levam à sua absorção devido ao limitado aporte sanguíneo (DYCE *et al*, 2010).

3 FRATURA

Fratura é o rompimento completo ou incompleto da continuidade do osso ou cartilagem, acompanhada por vários graus de lesões junto aos tecidos moles circunjacentes, incluindo o aporte sanguíneo, e pelo comprometimento da função do sistema locomotor. De acordo com a orientação da linha de fratura relativa ao eixo longo do osso, a fratura pode ser classificada como transversa, oblíqua ou espiral. Quanto à extensão, pode ser incompleta, completa ou multifragmentar. Considerando a existência das zonas metafisárias distais e proximais, emprega-se nomenclatura específica: extra-articular, articular parcial ou articular completa (PIERMATTEI *et al*, 2009).

Na veterinária, as principais causas de fraturas são os acidentes automobilísticos, quedas, coices ou projéteis de arma de fogo, que necessitam de tratamento adequado a fim de promover a consolidação óssea em tempo hábil, para que o paciente retorne às atividades normais. A consolidação de fraturas depende de vários fatores como o tipo de fratura, grau de envolvimento dos tecidos moles, condição física do paciente, empenho e interesse do proprietário e, principalmente, da experiência do cirurgião, que irá definir qual será o dispositivo de fixação e estabilização mais adequado para tratar a fratura (FREITAS *et al*, 2013, FOSSUM *at al* 2005, PIERMATTEI *et al*, 2009).

As fraturas são classificadas de acordo com a localização, direção e número de linhas de fratura, se podem ser reconstruídas para proporcionar suporte de peso (redutíveis ou não redutíveis) e se ficam expostas ao ambiente. Ocorrem fraturas na superfície articular, metafise, fise e diáfise. Linha de fratura perpendicular ao eixo longitudinal do osso corresponde a fratura transversa. Linha de fratura oblíqua corre em ângulo com o eixo longitudinal do osso e são descritas como fraturas oblíquas longas, mas se enrolam ao redor do eixo longitudinal do osso. Fraturas cominutivas possuem linhas de fraturas múltiplas. As fraturas resultam de forças aplicadas em ossos. Forças compressivas aplicadas axialmente em osso longo resultam em fratura oblíqua (FOSSUM *et al*, 2005).

O arqueamento do osso longo provoca forças tênsis em um lado do osso e forças compressivas no lado oposto. Dependendo da quantidade de carga axial coincidente com a força de arqueamento, a fratura começará como rachadura transversa no lado tênsil e se propagará em fraturas oblíquas no lado compressivo. Duas fraturas oblíquas formam fragmento em borboleta de tamanho variável. Forças de torção aplicadas em osso longo resultam em fratura em espiral. Forças tênsis aplicadas no osso resultam em fratura transversa, mais frequentemente a fratura por avulsão da porção do osso onde se fixa um

tendão ou ligamento forte. A velocidade da força também determina o tipo de fratura e a quantidade de tecido mole associado. Um carregamento ou forças de baixa velocidade resultam em fraturas únicas com pouca energia dissipada para o interior dos tecidos moles (FOSSUM *et al*, 2005).

Contrariamente, forças de alta velocidade resultam em fraturas cominutivas, com alta energia sendo dissipada através da propagação da fratura e da lesão de tecido mole circundante. Um carregamento repetitivo pode resultar em fratura por estresse, nas quais a velocidade de lesão óssea supera a resposta da produção óssea. A consolidação óssea corresponde ao processo biológico que ocorre após destruição cartilaginosa e óssea, que restaura a continuidade tecidual necessária para a função. Os objetivos do tratamento de uma fratura são promover a consolidação, restaurar a função do osso afetado e dos tecidos moles circundantes e obter uma aparência cosmeticamente aceitável (FOSSUM *et al*, 2005).

A consolidação de fraturas varia dependendo de fatores biológicos e mecânicos que influenciam a sequência de eventos celulares que ocorrem na consolidação das mesmas. Todos os processos fisiológicos que ocorrem dentro do osso, compreendendo os processos de reparo durante uma consolidação de fratura, dependem de suprimento sanguíneo adequado. A circulação normal para os ossos longos consiste de um suprimento aferente da artéria nutridora principal, das artérias metafisiárias proximal e distal e das artérias periosteais que penetram no osso em áreas de forte ligação fascial. A direção do fluxo sanguíneo através da diáfise é centrífuga. A metáfise e a epífise possuem suprimentos sanguíneos separados e geralmente não se comunicam através da fise cartilaginosa. O suprimento sanguíneo epifisiário nutre a zona de células de reserva cartilagosas e as células fisiárias em crescimento. A interrupção dessa porção da circulação resulta na morte das células em crescimento e na cessação da função fisiária. As artérias metafisiárias suprem células que participam da ossificação endocondral; a ruptura do fluxo sanguíneo metafisiário retarda a ossificação endocondral, resultando em alargamento da fise cartilaginosa. Quando a circulação é restabelecida, retorna a ossificação endocondral. A circulação medular é interrompida na maior parte das fraturas de ossos longos. À medida que a circulação óssea progride e a estabilidade se restaura, é restabelecido o suprimento sanguíneo medular. Finalmente, a circulação extra-óssea diminui e predomina o fluxo medular centrífugo normal (FOSSUM *et al*, 2005).

3.1 Fratura de Fêmur

A incidência de fraturas de fêmur é de aproximadamente 20 a 25% de todas as fraturas atendidas na rotina das clínicas veterinárias, além disso as fraturas de fêmur representam 45% de todas as fraturas de ossos longos (PIERMATTEI *et al*, 2009).

Um dos ossos mais comumente fraturados em cães e gatos é o fêmur. A proximidade da parede abdominal à porção proximal do fêmur e a musculatura circunjacente volumosa limitam o uso de coaptação e fixador esquelético externo para as fraturas femorais. Dessa forma, há necessidade de fixação interna na maioria dos casos. O resultado bem sucedido depende de avaliação pré-operatória abrangente, conhecimento da anatomia cirúrgica e compreensão detalhada das propriedades biomecânicas dos métodos aplicáveis de fixação. (SLATTER, 2007).

Os animais que sofrem fratura femorais são avaliados quanto à presença de choque. Fica indicada a avaliação física geral minuciosa para a detecção de qualquer lesão concomitante, como ruptura do trato urinário e gastrointestinal, hérnias traumáticas e traumatismo torácico. São comuns lesões musculoesqueléticas adicionais do mesmo membro ou de outros membros, da coluna vertebral e da pelve. A avaliação específica do membro comprometido envolve a circulação distal e a função neurológica. Podem ocorrer hemorragia e inflamação substanciais que acompanham as fraturas femorais diafisárias, resultando em tumefação dolorosa tensa contida pela fáscia lata e pelos tecidos conjuntivos profundos da coxa (SLATTER, 2007).

3.1.1 Fraturas Diafisárias

As fraturas femorais geralmente são causadas por traumatismos. Algumas vezes, o paciente se apresentará com fratura femoral aguda sem traumatismo ou história evidente e nesses pacientes as fraturas podem ser secundárias a doença óssea preexistente. Tumores ósseos primários ou metastáticos são a causa mais comum de fraturas patológicas. Lesões por alta velocidade são o tipo mais comum de traumatismos com fraturas femorais em pacientes veterinários. A maioria destas resulta de acidentes automobilísticos, mas também são comuns lesões a bala e traumatismo contuso. Podem ser afetados cães ou gatos de qualquer idade, raça ou sexo, mas cães machos jovens têm maior probabilidade de terem fraturas femurais

induzidas por traumatismo. Na anamnese o traumatismo pode ou não ter sido observado. Frequentemente o animal é encontrado com claudicação sem sustentação do peso. Pacientes com fraturas diafisárias femorais ficam geralmente incapazes de sustentar o peso e apresentam graus variados de inchaço do membro. Pode-se disparar, frequentemente, dor e crepitação com a manipulação do membro. A propriocepção pode parecer anormal, pois o animal não levanta sua pata quando colocada sobre seu dorso. A relutância do animal em mover o membro pode ser causada por dor. Radiografias craniocaudais e laterais do fêmur são necessárias para avaliar a extensão do osso e lesões de tecido mole. No tratamento cirúrgico pode-se usar pinos intra medulares (IM), cravos de conexão, pinos IM mais fixação esquelética externa, fixadores esqueléticos externos sozinhos e placas ósseas para reparar as fraturas diafisárias femorais. O sistema de implante escolhido deve refletir a avaliação de fraturas do paciente (FOSSUM *et al*, 2005).

3.1.2 Fraturas Metafisárias

Fraturas de colo femoral ocorrem na base do colo, onde ele se junta à metáfise do fêmur proximal. A configuração da fratura é geralmente a de um plano de fratura basilar único, mas pode ocorrer cominuição do colo femoral. Mecanicamente, estas são fraturas altamente instáveis pelo fato de o comprimento do ramo de inércia que atua na fratura ser extenso e de o plano de fratura ficar ao longo de linhas de estresse de cisalhamento máximo. É necessária compressão da superfície da fratura para resistir ao alto estresse de cisalhamento. O plano de fratura é extracapsular, preservando o fluxo sanguíneo para a zona de fratura após a lesão. Fraturas de colo femoral podem acompanhar fraturas femurais proximais cominutivas. Podem ser acometidos cães ou gatos de qualquer idade, raça ou sexo. A fratura de colo femoral ocorre mais frequentemente em pacientes adultos, após a placa de crescimento fisiária da cabeça do femoral ter se fechado. A maior parte das lesões resulta de acidentes com veículos motorizados, mas algumas são causadas por quedas. A maior parte dos animais afetados se apresenta para avaliação de uma claudicação sem sustentação do peso, dor e crepitação ficam evidentes na manipulação da articulação coxofemoral. Fraturas de colo femoral não exigem projeções radiográficas especiais para detecção. No entanto, caso se realiza somente uma projeção lateral da articulação coxofemoral, pode-se perder o diagnóstico. Como tratamento exige-se intervenção cirúrgica. Fraturas com um plano de fratura único podem ser tratadas com uma triangulação de pinos de Kirschner. Caso se

encontre presente cominuição irreparável, substituição coxofemoral total e ostectomia de cabeça e colo femorais são opções de tratamento (FOSSUM *at al*, 2005).

3.1.3 Fraturas Fisárias

Ocorrem através da cartilagem da placa de crescimento, as lesões fisárias da cabeça femoral podem ocorrer sem traumatismo significativo. O colo femoral é geralmente externamente rotacionado e deslocado craniodorsalmente, de forma que ele se situa adjacente à asa ilíaca. A maior parte dos animais afetados tem menos de 10 meses de idade. Cães machos jovens são mais prováveis de sustentar traumatismos e resulta em fratura fisária femoral, provavelmente por causa da sua tendência de perambular. Na anamnese, a maior parte dos animais é apresentada para avaliação de claudicação sem sustentação de peso aguda. São causadas geralmente por acidentes com veículos automobilísticos. Entretanto, traumatismos menores, como queda, podem ser suficientes para separar a placa de crescimento. No exame físico os animais exibem geralmente claudicação sem sustentação de peso com dor e crepitação após manipulação da articulação coxofemoral. Esses animais apresentam geralmente deslocamento mínimo da cabeça femoral. Animais com fraturas fisárias femorais se apresentam com inchaço, dor e crepitação na manipulação da região da soldra. São necessárias projeções ventrodorsais e mediolaterais padrão para confirmar o diagnóstico. No tratamento exige-se intervenção cirúrgica para evitar artropatia degenerativa grave e claudicação. O tratamento cirúrgico consiste de redução anatômica e estabilização com pinos de Kirschner ou pequenos que sejam lisos, de forma a não interferir na função fisária. Essas fraturas consolidam com rapidez, pois ocorrem em tecido ósseo esponjoso de animais jovens e implantes lisos são geralmente suficientes (FOSSUM *at al*, 2005).

4 TRATAMENTO DE FRATURAS

A consolidação progressiva inicial das fraturas causa desvio na carga relativa ao tecido ósseo em consolidação e que se afasta dos implantes ortopédicos. Contrariamente, uma consolidação de fratura mais lenta necessita que os implantes proporcionem estabilidade por mais tempo, aumentando a probabilidade de complicações relacionadas a estes. Na escolha do sistema de implantes deve-se levar em conta parâmetros mecânicos, biológicos e clínicos que afetam o resultado do paciente. Os fatores mecânicos que influenciam a consolidação óssea e o retorno à função incluem o número de membros lesados, tamanho e atividade do paciente e capacidade de obter fixação com divisão de carga entre a coluna óssea e o implante. Muitos fatores biológicos influenciam a velocidade de consolidação óssea. A idade e a saúde geral do paciente são importantes. Outros fatores biológicos a considerar são a condição exposta ou fechada da fratura e se ela resultou de lesão de alta ou baixa energia. Outro fator que influencia a avaliação biológica é a necessidade ou não de redução aberta. Os fatores clínicos são fatores do paciente e do cliente que afetam a cicatrização durante o período pós-operatório e, portanto, influenciam os valores de avaliação de fraturas. Esses fatores incluem disposição e capacidade de os clientes atenderem as necessidades pós-operatórias de seus animais de estimação, cooperação prevista do paciente após a cirurgia e função pós-operatória do membro (FOSSUM *at al*, 2005).

4.1 Tratamento de Fraturas de Fêmur

Atualmente, as fraturas de fêmur são tratadas utilizando-se diversas técnicas que empregam pinos intramedulares isolados ou associados a fios, pinos intramedulares associados a fios ou fixador esquelético externo, fixação esquelética externa, parafusos, fios de Kirschner, cerclagem com fios de aço, placas com parafusos ou haste bloqueada (PIERMATTEI *at al*, 2009).

4.1.1 Pino Intramedular (IM)

Os pinos IM são bastões de aço inoxidável 316L, lisos e redondos, que são inseridos na cavidade medular para estabilização de fraturas. Os pinos IM de uso mais comum em medicina veterinária são os de Steinmann. Eles podem se unicamente armados ou duplamente

armados. Os modelos de ponta mais populares são os de trocarte e as de cinzel. A vantagem biomecânica dos pinos IM é a sua resistência a cargas de encurvamentos aplicadas e as desvantagens incluem fraca resistência a cargas axiais ou rotacionais e falta de fixação com o osso (FOSSUM *et al*, 2005).

O pino intramedular bloqueado é método de fixação eficaz para fraturas femorais diafisárias caninas e felinas. Enquanto a aplicação de pino intramedular padrão de Steinmann é de pouca eficácia em fraturas instáveis, o pino intramedular bloqueado pode oferecer estabilidade tanto rotacional quanto de compressão, obtida anteriormente apenas pela fixação da placa óssea. As desvantagens são a manutenção do estoque do equipamento necessário ao manejo e à organização de tamanhos ósseos e tornar-se adepto do uso do sistema (PIERMATTEI *et al*, 2009).

4.1.2 Fixador Esquelético Externo

Os fixadores esqueléticos externos são bem adequados para estabilização após redução fechada de fraturas cominutivas. Pode-se criar dispositivos de fixação para satisfazer as necessidades de estabilização mecânicas iniciais da fratura e, subsequentemente, pode-se modificá-los ou desestabilizá-los para proporcionar estabilização ideal por todo o período de cicatrização. Os dispositivos de fixação externa compreendem três unidades básicas: pinos de transfixação (podem ser os pinos de Steinmann) inseridos no osso para segurar fragmentos maiores, conectores externos (feitos de aço inoxidável, liga de titânio, fibra de carbono, alumínio ou acrílico) para sustentar o osso fraturado e dispositivos de ligação que acoplam pinos de fixação e conector externo (FOSSUM *et al*, 2005).

Quando o fixador externo é aplicado em fraturas femorais como método único de fixação, ele é usado primariamente em cães de raças de pequeno porte e gatos jovens, que geralmente têm consolidação mais rápida. Quando usado em outras fraturas femorais, e especialmente em cães, é melhor combinar o fixador externo com o pino IM. O fixador externo é acrescentado à fixação por pino IM para ajudar a aumentar a estabilidade por meio da redução da movimentação e rotação no foco da fratura e ajudar a manter o comprimento. Essa combinação de métodos é utilizada porque a presença de pino IM permitirá que o fixador seja removido assim que o calo ósseo estiver radiograficamente visível, tipicamente em 4 a 6 semanas (PIERMATTEI *et al*, 2009).

4.1.3 Placas e Parafusos

Placas e parafusos são método versátil de estabilização de fraturas e podem estabilizar qualquer fratura de ossos longos. São particularmente úteis quando são desejados conforto pós-operatório e uso precoce do membro (FOSSUM *et al*, 2005).

As placas são adaptáveis a praticamente todos os tipos de fraturas da diáfise e têm a vantagem distinta de fornecer fixação interna rígida ininterrupta. Na maior parte dos casos, essa é a fixação interna de primeira escolha em cães de raças de grande porte. Dependendo do tipo de fratura, a placa pode ser usada como placa de banda de tensão compressiva em fraturas oblíquas curtas, fraturas transversas e algumas fraturas segmentárias. Com função de placa de neutralização, utilizada em fraturas oblíquas longas e fraturas em cunha redutíveis e como função de placa de apoio ou em ponte, para fraturas em cunha não redutíveis. Essas funções são algumas vezes combinadas de acordo com o tipo de fratura. A placa geralmente é aplicada na superfície lateral e moldada para se encaixar a essa superfície. Em geral, o padrão de curvatura para ser moldado é obtido a partir de radiografia craniocaudal do fêmur oposto para aplicação de apoio, ou a placa pode ser moldada no momento de aplicação para fraturas redutíveis (PIERMATTEI *et al*, 2009).

O foco de aplicação primário de parafusos compressivos como fixação primária é em fraturas de zona proximal e distal, onde eles têm valor inestimável como provedores de fixação rígida. Os parafusos compressivos nunca são usados como meio de fixação única para imobilização de fraturas de diáfise de ossos longos. Eles podem ser usados com vantagens para compressão interfragmentar em segmentos oblíquos, espirais e em formato de borboleta e em certos tipos de fraturas múltiplas quando combinados com um método de fixação primária. Caso os segmentos da diáfise óssea sejam grandes o suficiente para o uso de parafusos, eles são preferidos aos fios de cerclagem. Quando adequadamente inseridos, os parafusos ósseos são superiores para compressão e fixação rígida, e são menos capazes de interromper o fluxo sanguíneo periosteal durante sua inserção (PIERMATTEI *et al*, 2009).

Os parafusos e as placas são feitos de aço inoxidável 316L ou titânio, entretanto como placas e parafusos de titânio são mais caros que placas de aço inoxidável, estas últimas são utilizadas com maior frequência (FOSSUM *et al*, 2005).

5 IMPLANTES ORTOPÉDICOS

Os avanços alcançados na área da saúde, aliados à engenharia e outros ramos da ciência, motivados principalmente pelo aumento da expectativa e da qualidade de vida, têm possibilitado o desenvolvimento de técnicas que buscam restabelecer as funções totais ou parciais do órgão ou do tecido de pessoas ou animais que sofreram algum tipo de mutilação ou foram acometidos por alguma doença. Dentre estas técnicas, a que apresenta maior versatilidade e possibilidades de desenvolvimento, é a que oferece aos pacientes a substituição total ou parcial do tecido lesado por implantes constituídos por biomateriais. Isso tem resultado no desenvolvimento de implantes de diversos tipos, com diferentes formatos e constituídos de vários biomateriais, tanto que hoje é muito grande o número de modelos de próteses disponível no mercado mundial (RODRIGUES, 2013; JÚNIOR e ORÉFICE, 2001).

O objetivo da bioengenharia é permitir correta integração entre a prótese e o sistema ósseo remanescente, de modo que a integridade e a funcionalidade anterior do conjunto possam ser mantidas. Esses implantes são geralmente adicionados no esqueleto em suturas, correção de deformidades, restabelecimento das funções de partes do corpo. Os dispositivos mais utilizados são placas, parafusos, articulações de quadril, joelho, cotovelo, ombros e união de tendões e ligamentos. Esses implantes estão expostos às características bioquímicas e dinâmicas do corpo e seu projeto é determinado pela anatomia e pelas condições fisiológicas desse ambiente. Assim, os materiais utilizados na fabricação dos implantes devem suportar as características agressivas do meio e as solicitações de carregamento que lhes são impostas (MUDALI et al., 2003).

A escolha do material para ser usado como biomaterial passa necessariamente pela análise de conjunto de requisitos que devem ser encontrados. Assim sendo, o material apto a ingressar na classe de biomateriais deve exibir propriedades coerentes com a função específica do implante (mecânica, no caso do sistema ósseo). Além disso, o efeito do ambiente orgânico no material (corrosão e degradação) e o efeito do material no organismo são fenômenos que devem ser estudados com cuidado. A esses efeitos está associada a chamada biocompatibilidade, que pode ser denominada como a habilidade do material desempenhar resposta apropriada a aplicação específica (JÚNIOR e ORÉFICE, 2001).

5.1 Biomateriais

Por definição, biomaterial é qualquer substância ou combinação de substâncias, naturais ou não, que não sejam drogas ou fármacos, utilizadas em aplicações biomédicas, que interagem com sistemas biológicos e que tratam, aumentam ou substituem qualquer tecido, órgão ou função do corpo (GIL e FERREIRA, 2006).

Biomaterial é termo usado para indicar os materiais que constituem partes de implantes médicos, dispositivos extracorpóreos e descartáveis que são utilizados em medicina, odontologia e veterinária, relacionados ao cuidado com a saúde (DEE *et al*, 2002).

De forma mais específica, os biomateriais estão mais relacionados a dispositivos médicos, sobretudo àqueles que são temporária ou permanentemente implantados no corpo humano ou animal. Esses materiais diferenciam-se de outros por conter combinação de propriedades mecânicas, químicas, físicas e biológicas que torna viável sua utilização no corpo humano (JÚNIOR e ORÉFICE, 2001).

O material deve ser aceito pelos tecidos que estão próximos e também pelos demais órgãos do corpo, ou seja, o material deve ser biocompatível, não devendo produzir irritação, infecções ou alergia no organismo humano. Se o material não for adequadamente selecionado, haverá sua rejeição por parte do organismo e em função desta rejeição, ocorrem dois tipos de resposta pelo organismo: a primeira é uma resposta local, produzida nas imediações do implante, ocasionando inflamação dos tecidos adjacentes, manifestando-se com hematomas e fortes dores. Outra resposta é chamada remota e repercute em outras partes do corpo, ocasionando infecções. O meio biológico é altamente agressivo, pois tem elevada atividade química. A reação do corpo humano ao material implantado pode ocorrer em vários níveis: físico-químico, molecular e celular. É, portanto, importante saber ou tentar prever o comportamento do material dentro do corpo, conhecendo se é ou não biocompatível (ARNAL, 2005).

Os primeiros biomateriais metálicos utilizados com sucesso para reparo ósseo foram o aço inoxidável e as ligas de cobalto e cromo, por volta de meados do século XX (CHARNLEY, 1960). A principal característica desses biomateriais é o potencial de grande resistência à corrosão no ambiente *in vivo*, porém também apresentam boa resistência mecânica, conformabilidade adequada, além de alta resistência à fadiga, à tração e à fratura (RATNER *et al*, 2004).

Muitos metais podem ser tolerados pelo corpo humano em pequenas quantidades (Fe, Cr, Ni, Ti, Co, entre outros), assim, não são todos os materiais que são biologicamente

aceitos pelos tecidos que estão em contato eles. Portanto, os estudos de biocompatibilidade são fundamentais para a implantação de novo biomaterial metálico, o qual deve apresentar, prioritariamente, boa resistência à corrosão. Ao ocorrer a oxidação do metal no corpo humano, há liberação de produtos de corrosão aos tecidos circundantes, desencadeando série de efeitos indesejáveis ao organismo. Os materiais que cumprem esta exigência de resistência à corrosão são os aços inoxidáveis, as ligas à base de cobalto, o titânio, o ouro e a platina. Os metais e suas ligas encontram muitas aplicações em ortopedia, especialmente como materiais estruturais, em dispositivos para fixação de fraturas e na substituição total ou parcial de articulações, mas também podem ser utilizados na fabricação de instrumental cirúrgico, em estabilizadores esqueléticos externos, braçadeiras e aparatos para tração. Esses materiais são utilizados principalmente devido a suas propriedades mecânicas e sua resistência à corrosão no organismo humano (MARTÍN, 2004).

Devido a combinação favorável de propriedades mecânicas, biocompatibilidade e custo efetivo quando comparado a outros materiais metálicos para implante, o aço inoxidável é o biomaterial mais freqüentemente usado para fixação interna de aparelhos (DISEGI e ESCHBACH, 2000).

6 AÇO INOXIDÁVEL

Existem inúmeros tipos de aços inoxidáveis para diversas aplicações, desde aços para aplicações gerais, instrumentos, painéis, tubulações, até os aços para aplicações espaciais e para utilização em produtos implantáveis. Existem variações nas nomenclaturas e classificações destas ligas metálicas, sendo possível caracterizá-las por meio das designações: *Society of Automotive Engineers* (SAE), *American, Iron and Steel Institute* (AISI), *Unified Numbering System for Metals and Alloys* (UNS) e normas técnicas internacionais (ASTM e ISO). As normas ISO são baseadas no consenso internacional entre especialistas de cada área de atuação, sendo a NBR ISO a versão brasileira da ISO (BUSS *et al*, 2011).

Os requisitos gerais para a seleção de materiais utilizados em implantes cirúrgicos devem levar em consideração, além dos requisitos e efeitos de fabricação, as reações possíveis de materiais de implantes com tecidos humanos e fluidos corpóreos, reações com outros materiais, possíveis efeitos de radiação e campos magnéticos e eletromagnéticos sobre o material. Aços inoxidáveis utilizados em produtos implantáveis devem ter propriedades mecânicas, metalúrgicas e físicas adequadas, tais como alta resistência mecânica, composição química adequada, baixo teor de impurezas e baixa permeabilidade magnética. Além disso, tais aços também devem possuir considerável resistência à corrosão quando expostos aos fluidos corpóreos e agentes de limpeza e desinfetantes, bem como a variedade de técnicas de esterilização (BUSS *et al*, 2011).

Atualmente, o aço inoxidável é o material mais frequentemente utilizado para fixação interna. Sua biocompatibilidade foi provada por décadas de implantação humana com êxito. Além disso, demonstra boa combinação de resistência mecânica, ductilidade, custo efetivo e facilidade de fabricação. O uso em cirurgias ortopédicas aumentou a quantidade de possibilidades no tratamento de fraturas (DISEGI e ESCHBACH, 2000).

A combinação de elevada resistência mecânica e a degradação pela ação do meio fisiológico, isoladamente ou em combinação, com esforços mecânicos cíclicos e/ou estáticos, fazem de alguns materiais metálicos os preferidos para a fabricação de implantes ortopédicos. Entre esses, o aço inoxidável austenítico de classificação ASTM F 138 (classe especial do aço AISI 316L para aplicações médicas) é o material mais amplamente utilizado até os dias de hoje (GIORDANI, FERREIRA e BALANCIN, 2007).

O aço inoxidável para implantes deve ter estrutura austenítica pois esta estrutura oferece maior resistência à corrosão. Ela pode ser obtida pela adição do níquel que estabiliza a

estrutura cúbica de face centrada do ferro e expande o campo da fase austenítica e torna a austenita estável até temperaturas abaixo da ambiente. Esse tipo de aço é chamado de aço inoxidável austenítico (GENTIL, 1996).

6.1 Aço Inoxidável Austenítico

Os aços inoxidáveis austeníticos possuem estrutura cúbica de face centrada. Esta estrutura é obtida através de elementos de liga gamogênicos como o níquel, manganês e nitrogênio. Estes aços são, basicamente, não magnéticos no estado recozido e podem ser endurecidos por deformação a frio. Possuem, geralmente, excelentes propriedades criogênicas e boa resistência a altas temperaturas. (METALS HANDBOOK, 1990).

A composição química dos aços inoxidáveis austeníticos é baseada no balanço entre elementos que promovem a formação da austenita. O cromo é o elemento ferritizante, porém o molibdênio, titânio, alumínio, tungstênio e vanádio também promovem a formação da ferrita. O níquel é o principal elemento austenitizante, porém o carbono, nitrogênio e cobre promovem a transformação da ferrita para austenita a altas temperaturas. O manganês estabiliza a austenita evitando a transformação martensítica a baixas temperaturas. Além do mais, o manganês promove a solubilização do nitrogênio, tornando possível a obtenção de uma família de aços inoxidáveis austeníticos com baixo níquel e com alto manganês e nitrogênio (WOLFART JR, 2002).

Os aços inoxidáveis austeníticos são ligas Fe-Cr-Ni que apresentam estrutura predominantemente austenítica. Não são endurecíveis por tratamento térmico. Têm como características, baixo limite de escoamento, elevada ductilidade e ótima soldabilidade e não magnético (PARANZINI, 2005).

Podem exibir grande aumento da resistência mecânica por conformação a frio e mesmo os aços com menor quantidade de elementos de liga exibem excelente resistência a corrosão (WOLFART JR, 2002).

Os aços inoxidáveis austeníticos são selecionados para resistirem às condições atmosféricas normais e àquelas contendo água do mar, bem como uma variedade de ambientes químicos. A microestrutura é composta por grãos equiaxiais de austenita, contendo algumas maclas (defeitos superficiais por distorções da rede cristalina causados por pequenos deslocamentos dos átomos de suas posições regulares, devido a tensões ou tratamento térmico). São usualmente recozidos em altas temperaturas a fim de se produzir recristalização

(nucleação e crescimento de grão) e dissolução de carbonetos. O resfriamento rápido em água segue o recozimento para prevenir a precipitação de carbonetos. O aço inoxidável solubilizado é aquele em que todo carbono e cromo estão na forma de solução sólida na matriz austenítica e que fica em condição de supersaturação em termos de carbono, não havendo carbonetos em contorno de grão. Para obter-se os aços inoxidáveis austeníticos na condição solubilizada, deve-se aquecer a liga a temperaturas elevadas. Em temperatura acima de 1035°C, os carbonetos ricos em cromo são completamente solúveis na matriz austenítica. Processados de forma apropriada, os aços inoxidáveis austeníticos são verdadeiramente monofásicos, sem carbonetos, ferrita ou outras fases, com todos os elementos de liga em solução, o que garante máxima resistência à corrosão (KWIETNIEWSKI e KISS, 2009).

6.2 Microestrutura

De acordo com a norma NBR ISO 5832-1, implantes de aço inoxidável devem conter uma única fase de microestrutura austenítica. As normas para implantes especificam que a microestrutura não deve conter ferrita delta quando examinada com 100 vezes de ampliação. Ferrita delta é uma fase secundária inaceitável em implantes de aço inoxidável por causa da menor resistência à corrosão quando comparada a matriz austenítica. Além disso, ferrita delta é ferro-magnética e aumenta a permeabilidade magnética do aço inoxidável. Implantes com formato de barra, arame, chapa e tira devem ter tamanho de grão 5 ou mais fino. O tamanho de grão se torna menor com o aumento do número do tamanho. Um grão fino é desejável, oferecendo boa combinação de propriedades de tensão e fadiga (DISEGI e ESCHBACH, 2009).

6.3 Propriedades Mecânicas e Metalúrgicas

6.3.1 Resistência à corrosão

Os aços inoxidáveis são ligas ferrosas que contém cromo, frequentemente níquel e em vários casos outros elementos de liga. O cromo é o principal elemento responsável pela resistência à corrosão desses aços. Isso se deve a capacidade do cromo de, em contato com o ar ou com outro meio oxidante, formar rapidamente fina camada de óxido de cromo sobre esses aços. Esta camada de óxido de cromo se torna barreira invisível, contínua, aderente,

impermeável e praticamente insolúvel em numerosos ambientes. Nestas condições o aço é classificado como passivo pois o metal sob a camada de óxido de cromo está protegido contra o ataque de diversos meios corrosivos, notadamente os classificados como oxidantes. Este benefício do cromo já se mostra aparente mesmo quando pequena quantidade deste elemento estiver presente na liga. Aços com apenas 5% de cromo são muito mais resistentes à corrosão do que os aços comuns. Contudo, o termo aço inoxidável é reservado apenas para ligas Fe-Cr ou Fe-CrNi contendo mais de 10-12% de cromo. Isto corresponde ao mínimo necessário para garantir satisfatória resistência à corrosão atmosférica (MODENESI, 2001).

O pH dos líquidos corpóreos (meio salino) é levemente básico e gira em torno de 7,2 a 7,4. A presença de íons de Cl^- , Na^+ e HCO_3^- nos fluidos (celulares e sanguíneos) em contato com o implante metálico pode promover a ativação de mecanismos de corrosão do metal. A presença de defeitos superficiais favorece a nucleação prematura de trincas de fadiga e de pontos de concentração de tensões. O crescimento das trincas é via de regra, acelerado pelo mecanismo de corrosão, levando à falha prematura do componente por mecanismo do tipo misto (AZEVEDO e JÚNIOR, 2002).

Os materiais utilizados em implantes ortopédicos, além de suas propriedades mecânicas, metalúrgicas, biocompatibilidade e fisiológicas (tolerância pelo organismo e atoxidez sobre os tecidos dos produtos de corrosão), devem ser resistentes à ação corrosiva dos líquidos que os cercam, sabendo que o fluido fisiológico (solução com cerca de 1% de cloreto de sódio) é corrosivo para muitos materiais metálicos. Sendo assim, há a necessidade destes implantes cirúrgicos serem devidamente especificados para o adequado uso. Caso contrário, podem ocasionar problemas de corrosão, com sérias implicações para o paciente (CÉ, 2010).

O parâmetro fundamental para a escolha da liga metálica utilizada na fabricação de um produto implantável é a resistência à corrosão, uma vez que os fluídos biológicos presentes no corpo humano possuem alto poder corrosivo. Somente determinados tipo de aços inoxidáveis podem ser utilizados como matéria prima para a fabricação de próteses implantáveis, já que nem todos suportam tais condições. A corrosão de uma peça metálica implantada pode trazer diversos resultados negativos para o paciente, dentre eles a quebra do implante e a liberação de íons metálicos indesejáveis no organismo. No segundo caso, o produto da corrosão do implante pode causar alterações histológicas no tecido local, tanto por efeitos tóxicos diretos quanto por uma hipersensibilidade local. Níquel, cobalto e cromo, conhecidos causadores de alergias, podem ocasionar respostas biológicas adversas do tecido localizado próximo ao implante, levando até mesmo à perda de parte da articulação

implantada. Por essas e outras razões, os materiais para implante precisam ter boa resistência a corrosão. A elevada resistência à corrosão dos aços inoxidáveis se deve, principalmente, ao seu elevado teor de cromo (acima de 11%). O cromo presente na superfície do aço reage quimicamente com oxigênio, formando fina camada de óxido de cromo (Cr_2O_3) sobre o metal, denominada camada de passivação, a qual confere proteção contra agentes corrosivos. Em próteses a camada de passivação protege o metal contra o ataque corrosivo de íons cloreto, presentes no sangue e nos demais fluídos biológicos. A formação da camada de passivação muito delgada, bem como presença de impurezas no aço, são fatores que contribuem para a dissolução da película de óxido de cromo em pontos específicos da superfície do metal, tornando o material susceptível a diferentes tipos de corrosão (BUSS *et al*, 2011).

O níquel é outro elemento que também desempenha papel fundamental nos aços inoxidáveis. Além de melhorar a resistência a corrosão do aço em alguns meios, tende a alterar a estrutura cristalina do material, que passa a ser austenítica (cúbica de face centrada) para teores adequados de níquel. Esta mudança na rede cristalina tem influência marcante nas propriedades do aço. A microestrutura final do aço inoxidável dependerá basicamente do balanço da capacidade dos diversos elementos de liga presentes em estabilizar a austenita ou a ferrita na microestrutura do aço. Com base nesta microestrutura, o aço inoxidável será classificado em: ferrítico, austenítico, martensítico ou duplex. (PARANIZI, 2005).

O molibdênio influencia na estabilidade do filme passivo e na resistência química dos aços inoxidáveis na presença de ácidos redutores e íons cloretos, uma vez que a passivação promovida pelo cromo nestes ambientes é menos estável (ISHIDA, 2009).

Em um dos tipos mais frequentes de corrosão em aços, a corrosão por pites, ocorre o aparecimento de minúsculos pontos (pites) de “brechas” na camada de passivação, os quais tornam a superfície metálica susceptível ao ataque de substâncias corrosivas. Em função do progresso da corrosão nestes pontos e das tensões mecânicas cíclicas às quais as próteses implantadas normalmente são submetidas, os pites podem evoluir para rachaduras maiores, levando à ruptura da prótese. Além da corrosão por pites, a quebra da camada de passivação também pode levar a outros tipos de corrosão: a corrosão intergranular, por frestas e sob tensão. São fatores que podem favorecer a corrosão localizada em aços inoxidáveis as variações na composição do aço, na medida em que tais variações, mesmo que pequenas, resultem em teores inadequados dos elementos que formam a camada de passivação e a presença de impurezas no aço, as quais podem formar “brechas” na camada de passivação ou contribuir para a formação de estruturas heterogêneas no metal. Tais fatores, ao contribuir

para a corrosão localizada dos aços inoxidáveis, podem influenciar negativamente no desempenho de próteses implantáveis (BUSS *et al*, 2011).

O crescimento dos pites ocorre por processo autocatalítico e, embora a perda da massa possa ser às vezes insignificante, gera forma de corrosão extremamente insidiosa, já que muitas vezes um pite é suficiente para deixar o equipamento fora de serviço. Por esse motivo é preciso aumentar a resistência do aço inoxidável a esse tipo de corrosão, em soluções salinas, para isso adiciona-se molibdênio como elemento de liga ao aço inoxidável. A presença de molibdênio permite a formação de camada passiva mais resistente (PARK e LAKES, 1992).

6.3.2 Resistência mecânica

Quanto a compatibilidade mecânica, é necessário que as propriedades mecânicas não se alterem durante período prolongado de uso. Propriedades mecânicas importantes incluem resistência mecânica, ductilidade, desgaste e corrosão-fadiga. O material recozido apresenta menor resistência mecânica. Essa condição geralmente é preferida para a manufatura de fio de aço para “cerclagem” e chapas de reconstrução onde baixa resistência é satisfatória mas é preciso máximo de ductilidade para adaptação da forma. Certos aços inoxidáveis austeníticos, podem desenvolver maior resistência e dureza por meio de trabalho a frio. Por isso, esses aços apresentam maior resistência e são usados para fabricar parafusos e placas para ossos, entre outros (DISEGI e ESCHBACH , 2000; JÚNIOR, 2002)

O aço inoxidável usado para implantes tem maior potencial de proteção contra corrosão por pite do que outros tipos de aços inoxidáveis por causa do seu baixo teor de carbono e alto teor de cromo. Além disso, a adição de molibdênio em teores acima de 2% eleva a resistência à corrosão localizada para meios mais agressivos (TEBECHERANI, 2016).

6.3.3 Resistência à fadiga

A fadiga é a redução gradual da capacidade de carga do componente, pela ruptura lenta do material, consequência do avanço quase infinitesimal das fissuras que se formam no seu interior. Este crescimento ocorre para cada flutuação do estado de tensões. As cargas variáveis, sejam cíclicas ou não, fazem com que, ao menos em alguns pontos, tenhamos

deformações plásticas também variáveis com o tempo. Estas deformações levam o material a deterioração progressiva, originando a trinca, a qual cresce até atingir tamanho crítico, suficiente para a ruptura final, em geral brusca. Em muitos casos a trinca, que leva à falha, não passa pelo período de nucleação, pois a peça possui trincas previamente existentes, na forma de defeitos oriundos do processo de fabricação ou mesmo pelo uso do equipamento. Estes defeitos podem ser, por exemplo, provenientes do processo fabricação, como soldagem, fundição, forjamento, retífica, ou devidos a tratamento térmico inadequado, muito agressivo, ou ainda, devido a ataque do meio ambiente agressivo, que leva a corrosão na superfície do material (ROSA, 2002).

7 AÇO INOXIDÁVEL AISI 316L E ASTM F138

Os aços designados como AISI 316L são aços inoxidáveis austeníticos, com baixo teor de carbono, utilizados para inúmeras aplicações. No requisito composição química apresentam faixa ampla de concentrações de elementos químicos, de tal forma que um aço que atende ao requisito AISI 316L pode se enquadrar nas especificações de diferentes normas, tais como: ASTM A240, ASTM A276, ASTM A 269, ASTM F138 e ISO 5832-1 (NBR ISO5832-1, no Brasil). Desta forma, as especificações trazidas pelas normas são importantes para a escolha do aço mais adequado para cada aplicação (BUSS *et al*, 2011).

O aço inoxidável 316L se destaca pelo seu menor teor de carbono que minimiza a ocorrência da corrosão intergranular causada pela precipitação de carbeto de cromo nos contornos de grão e também pela adição de molibdênio que lhe assegura maior resistência a corrosão, principalmente à corrosão localizada (pites) (JÚNIOR, 2002).

Devido a necessidade de melhoria dos aços AISI 316L para aplicação em implantes cirúrgicos, foram desenvolvidos os aços conforme normas ISO 5832-1 (NBR ISO 5832-1), ASTM F138 e ASTM F139, também designados como aços 316LVM. Estes aços são obtidos a partir do aço AISI 316L sob processo de refusão ESR/VAR. O processo ESR (Refusão por Escória Eletrocondutora) é utilizada em produtos de alta solicitação garantindo baixo nível de inclusões metálicas. Os produtos refinados pelo processo VAR (Refusão a Vácuo) apresentam baixo nível de segregação, excelente microestrutura bruta de solidificação, alta isotropia e teores muito baixos de gases dissolvidos. Assim os processos garantem ao produto, além do controle perfeito da composição química, elevada homogeneidade da estrutura e alto grau de pureza e reduzida presença de microinclusões não-metálicas. Teores de cromo e molibdênio mais elevados garantem maior resistência à corrosão por pits nestes aços, com relação a outros aços AISI 316L (BUSS *et al*, 2011 e VILLARES METALS).

Em termos de composição química o aço AISI 316L difere dos aços com especificação para utilização em implantes cirúrgicos (especificações ASTM F138, ASTM F139 e ISO 5832-1), apresentando diferentes faixas de composição para cinco elementos químicos: fósforo, enxofre, cromo, molibdênio e níquel (Tabela 1). De acordo com a norma ASTM F138, há consenso de que a estrutura metalúrgica homogênea é superior em termos de resistência à corrosão e à fadiga mecânica. Tendo em vista atender tal consenso, requisitos para a fabricação de aços inoxidáveis especiais geralmente determinam que estes materiais possuam estrutura austenítica, com grãos finos e de tamanho uniforme, livre de ferrita e com reduzida presença de inclusões, bem como capacidade de passar em testes de susceptibilidade

à corrosão intergranular. Os elementos fósforo e enxofre geralmente contribuem para a formação de fases frágeis (inclusões) durante o processo de fabricação do aço, reduzindo a homogeneidade do metal. Tendo em vista que aço AISI 316L possui faixa de tolerância maior para o fósforo e enxofre, este pode conter teor de inclusões maior do que os aços ISO 5832-1 e ASTM F138, os quais possuem faixa de tolerância menor para estes elementos. Como consequência, o aço de designação 316L pode ter estrutura menos homogênea e mais propensa a corrosão e à fadiga mecânica do que o aço F138 (BUSS *et al*, 2011).

Com relação ao cromo e molibdênio, as faixas de concentração destes elementos nos aços ISO 5832-1 e ASTM F138 são mais amplas do que no aço AISI 316L. Como são responsáveis pela formação da camada de passivação na superfície metálica, teores mais elevados destes elementos resultam em maior proteção contra a corrosão. O níquel é o elemento responsável pela estabilidade da microestrutura do aço. Como a liga, AISI 316L apresenta menor teor deste elemento comparado com a liga ASTM F138, pode diminuir a homogeneidade do aço produzido, tornando-o, conseqüentemente, mais susceptível ao ataque de substâncias corrosivas e mais propenso a falhas mecânicas. (BUSS *et al*, 2011).

A relação cromo e molibdênio também é importante para a categorização da resistência à oxidação do aço em relação ao PRE (*Pitting Resistance Equivalent*), sendo a relação entre os teores dos elementos cromo e molibdênio e que permite avaliar a resistência do aço à corrosão por pites. As normas ISO 5832-1, ASTM F138 e ASTM F139 estabelecem que o número PRE deve ser maior que 26, como requisito para enquadramento nestes tipos de aços. A avaliação deste número não é requisito na designação dos aços AISI 316L. Uma vez que as especificações de composição química dos aços definem faixas de concentração para os diferentes elementos que os constituem, e que tais faixas são em parte coincidentes, o aço com especificação AISI 316L pode ser produzido com teores (de elementos químicos) semelhantes aos do aço apropriado para implante (ISO 5832-1 ou ASTM F138). No entanto, para o aço AISI 316L geralmente não há controle do tamanho de grão, do teor de inclusões e da proporção de cromo/molibdênio, responsável pela garantia da resistência à corrosão por pites (BUSS *et al*, 2011).

TABELA 1 - Composição química dos aços inoxidáveis AISI 316L e ASTM F138

ELEMENTO	AISI 316L	ASTM F138
Carbono (C)	0,03 máx.	0,03 máx.
Manganês (Mn)	2 máx.	2,0 máx.
Fósforo (P)	0,045 máx.	0,025 máx.
Enxofre (S)	0,03 máx.	0,010 máx.
Nitrogênio (N)	0,010 máx.	0,1 máx.
Cromo (Cr)	16,00 – 18,00	17,00 – 19,00
Molibdênio (Mo)	2,00 – 3,00	2,25 – 3,00
Níquel (Ni)	10,00 – 14,00	13,00 – 15,00
Cobre (Cu)	--	0,50 máx.
Silício (Si)	0,75 máx.	0,75 máx.
Ferro (Fe)	Balanço	Balanço

Fonte: Normas ASTM F138 e NBR ISO 5832-1

8 CONCLUSÃO

Há diversas situações que podem causar fratura de fêmur em cães e gatos, provocando a perda da função, sendo necessário tratamento com implante de prótese para a recuperação da atividade normal destes animais.

Os materiais metálicos fazem parte do grupo de biomateriais que oferecem propriedades para esta aplicação devido sua boa resistência mecânica. Porém, é necessário certa cautela, pois a maioria dos metais não possui suficiente resistência contra o ambiente agressivo do organismo animal, liberando produtos que poderão causar danos ao paciente ou resultar na retirada da prótese implantada.

O aço inoxidável austenítico é o metal que possui suficiente resistência à corrosão em contato com os fluidos corpóreos, porém é material que exige certos cuidados ao ser manuseado pois, qualquer risco na superfície da prótese poderia danificar a película protetora do aço (camada de passivação), prejudicando assim, sua resistência a corrosão. Como vantagem comparada aos demais biomateriais possui baixo custo, boas propriedades mecânicas, boa resistência à fadiga e boas propriedades de biocompatibilidade, o que faz com que este material seja bastante utilizado.

O aço AISI 316L apresenta ótimo desempenho em relação à corrosão localizada em fluido corpóreo desde que processado de maneira que não resulte em uma microestrutura composta por fase secundária, tamanho de grão variado e composição química heterogênea ao longo do material. O ideal é a formação de grãos austeníticos recozidos. Composição química fora do especificado suscitibiliza as próteses a defeitos de corrosão, com perda de material para o corpo do animal, podendo causar desconforto ao paciente pela liberação de partículas, sendo necessária a retirada do mesmo. Portanto, a composição química e microestrutura garantem a vida das próteses pelo tempo requerido devido a sua resistência à corrosão frente ao meio ao qual é exposto.

Diante da necessidade de melhoria dos aços AISI 316L para aplicação em implantes ortopédicos, foi desenvolvido o aço ASTM F138 que garante ao produto, além do controle perfeito da composição química, elevada homogeneidade da estrutura, alto grau de pureza, reduzida presença de microinclusões não-metálicas e maior resistência à corrosão por pites.

REFERÊNCIAS

- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. **ASTM F138-8:2008**. Standard Specification for Wrought 18Chromium-14Nickel-2.5Molybdenum Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673).
- ARNAL, G.F. Mejora de la resistencia a la corrosión del titanio mediante el proceso de sellado. **Project de Final de Carrera**, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, Espanha, 2005.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS **NBR ISO 5832-1:2008. Versão corrigida 2010**. Implantes Cirúrgicos - Materiais Metálicos - Parte 1: Aço Inoxidável Conformado. Especifica as características e os métodos de ensaio correspondentes para aços inoxidáveis conformados para uso na fabricação de implantes cirúrgicos.
- AZEVEDO, C. R. F; JÚNIOR E. E H. Análise de falhas de implantes cirúrgicos no Brasil: a necessidade de uma regulamentação adequada. **Caderno Saúde Pública**, Rio de Janeiro, 18(5):1347-1358, 2002.
- BUSS, G. A. M.; *et al.* Utilização de aços inoxidáveis em implantes **BIT – Boletim Informativo de Tecnovigilância**, Brasília, Número Especial, 2011.
- CÉ, N. A. **Avaliação da resistência à corrosão em aços inoxidáveis ASTM F138 empregados em implantes ortopédicos**. Trabalho de diplomação (Engenharia), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2010.
- CHARNLEY, J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. **The Journal of Bone Joint Surgery**, v.42B, p.28-30, 1960.
- DEE, K.C.; *et at.* R. An Introduction to Tissue-Biomaterial Interactions. **John Wiley & Sons, Inc.**, 248 p, Hoboken, New Jersey, 2002.
- DISEGI, J.A.; ESCHBACH, L. Stainless steel in bone surgery. **International Journal of the Care of the Injured**, v. 31, p. D2-6, 2000.
- DYCE, K. M.; *et al.* O Aparelho Locomotor. *In: Tratado de anatomia veterinária*. 4. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010. Cap. 2, p. 32-99.
- JOHNSON, D.A.; HULSE, D.A. Fundamentos da Cirurgia Ortopédica e Tratamento de Fraturas e Tratamento de Fraturas Específicas. *In: FOSSUM, T. W.; et al. Cirurgia de pequenos animais*. 3. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. Cap 33 e 34, p 823-1011.
- FREITAS, S. H; *et al.* Haste intramedular modificada no tratamento de fratura diafisária de fêmur em cão – Relato de caso. **Revista Brasileira de Medicina Veterinária**, 35(4):323-328, 2013.
- GENTIL, V. **Corrosão**. 3. ed. LTC Editora, Rio de Janeiro, 1996.
- GIL, M. H; FERREIRA, P. Polissacarídeos como biomateriais. **Revista Química** 100, p.72-74, jan./ mar., 2006.

GIORDANI E. J.; FERREIRA I; BALANCIN, O. Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos . **Revista Escola. Minas**, vol.60 no.1 Ouro Preto Jan./Mar., 2007. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1590/S0370-44672007000100009>>. Acesso em 20 nov. 2016.

ISHIDA, M. A. **Avaliação comparativa de barras laminadas do aço AISI 316L com e sem tratamento térmico de solubilização**. Dissertação (Mestrado em Engenharia), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2009.

JÚNIOR, M. W. **Nitretação a Plasma do Aço ABNT 316L em Baixas Temperaturas**. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais), Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.

JUNIOR, P. S.; ORÉFICE R. L. Compósitos Bioativos Obtidos a Partir da Inserção de Vidro Bioativo em Matriz de Poli (Metacrilato de Metila). **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, vol. 11, nº 3, p. 109-115, 2001.

KLEIN, A.; FREDEL, M.C.; WENDHAUSEN, P.A.P. **Novos Materiais: Realidade e Tendências de Desenvolvimento**. Disponível em: <<https://ufscmateriais.files.wordpress.com/2010/06/novos-materiais-realidade-e-tendc3aancias-de-desenvolvimento.pdf>>. Acesso em: 22 de nov. 2016.

KWIETNIEWSKI, C; KISS, F. **Metalografia e Tratamentos Térmicos de Aços e Ferros Fundidos**. 1ed. Porto Alegre, 2009.

MARTÍN, E.C. Biomateriales de naturaleza inorgánica: Metales, aleaciones y cerámicas. **Discurso de Toma de Posesión em La Real Academia Nacional de Farmacia**, Madrid, 2004.

MODENESI, P. **Soldabilidade de aços inoxidáveis**. SENAI, São Paulo, 2001 disponível em: <<http://www.ebah.com.br/content/ABAAAE4LcAC/soldabilidade-dos-acos-inoxidaveis>>. Acesso em: 22 nov. 2016.

METALS HANDBOOK volume 1. **Properties and Selections Iron Steels and High Performance Alloys**. 1990. Disponível em: <<https://docs.google.com/file/d/0B3Mrzn2Z7-tSODIH0E9WQnVoVUk/view>>. Acesso em 26 nov. 2016.

MUDALI, U.K.; SRIDHAR, T.M.; RAJ, B. **Corrosion of bio implants**. Sādhanā, 28(3-4):601-637, 2003.

PARANIZI, A. S. **Caracterização superficial do aço inoxidável 316L eletropolido via técnica eletroquímica de reativação potenciodinâmica**. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

PARK, J.B.; LAKES, R.S. Biomaterials: An Introduction, 2 ed., **Plenum Publishing Corporation**, New York, 1992.

PIERMATTEI, D.L; *et al.* Fraturas do Fêmur e da patela. *In: Ortopedia e tratamento das fraturas dos pequenos animais*, 4. ed. São Paulo: Manole, 2009. Cap. 17, p. 580-636.

RATNER, B.D.; *et al.* **Biomaterials science An introduction to materials in medicine**. 1. Ed., Academic Press, San Diego, 2004.

RODRIGUES, L. B. Aplicações de biomateriais em ortopedia. **Estudos Tecnológicos em Engenharia**, vol. 9, n. 2, p. 63-76, jul/dez, 2013.

ROSA, E. O Fenômeno da Fadiga. *In: Análise de Resistência Mecânica: Mecânica da Fratura e Fadiga*. Grupo de Análise e Projeto Mecânico (GRANTE). Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, 2002 Cap.3, pg 223 a 248.

SIMPSON, D. J.; LEWIS, D. D. Fraturas de Fêmur. *In: SLATTER, D. Manual de cirurgia de pequenos animais*. 3. ed. São Paulo, Manole, 2007. Cap.146 p. 2059-2089.

TEBECHERANI, C. T. P. **Aços inoxidáveis**. Disponível em:
<http://www.pipesystem.com.br/Artigos_Tecnicos/Aco_Inox/body_aco_inox.html>. Acesso em: 03 dez. 2016.

VILLRES METALS. ACIARIA ESPECIAL. Disponível em
<<http://www.villaresmetals.com.br/villares/pt/Empresa/Producao/Aciaria-Especial>>. Acesso em 15 dez. 2016.

WOLFART JR, M. **Nitreção a plasma do aço ABNT 316L em baixas temperaturas**. Tese (Doutorado em Ciência dos Materiais). Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2002.