

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA DE CIÊNCIAS DA VIDA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA ANIMAL

GUILHERME DIPP

**Estudo comparativo da resistência mecânica de placas
bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas
bloqueadas metálicas utilizadas em osteotomias em fêmur
canino**

*Comparative study of mechanical resistance of absorbable blocked plates of
different thicknesses and metal blocked plates used in osteotomies in canine
femurs*

CURITIBA

2018

GUILHERME DIPP

**Estudo comparativo da resistência mecânica de placas
bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas
bloqueadas metálicas utilizadas em osteotomias em fêmur
canino**

*Comparative study of mechanical resistance of absorbable blocked plates of different
thicknesses and metal blocked plates used in osteotomies in canine femurs*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência Animal, área de concentração Saúde Animal, linha de pesquisa Clínica e Cirurgia Veterinária, da Escola de Ciências da Vida da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, para obtenção do título de Mestre em Ciência Animal.

Orientador: Prof. Dr. José Ademar Villanova Jr.

CURITIBA

2018

TERMO DE APROVAÇÃO
(Responsabilidade da Secretaria do PPGCA)

(Entregue pela secretaria)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	XI
LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS	XII
DEDICATÓRIA	XIII
AGRADECIMENTOS	IX
FORMATO DA DISSERTAÇÃO	XI
CAPÍTULO 1	1
1.1 INTRODUÇÃO	1
1.2 REVISÃO DE LITERATURA.....	3
1.2.1 Fraturas ósseas.....	3
1.2.2 Histórico dos biomateriais.....	5
1.2.3 Biomateriais	6
1.2.3.1 <i>Biomateriais metálicos.....</i>	<i>7</i>
1.2.3.2 <i>Biomateriais poliméricos.....</i>	<i>10</i>
1.2.3.3 <i>Propriedades mecânicas de polímeros absorvíveis.....</i>	<i>12</i>
1.2.4 As impressoras 3D.....	13
1.2.5 Testes biomecânicos	14
REFERÊNCIAS	17
CAPÍTULO 2	22
RESUMO	22
2.1 INTRODUÇÃO	24
2.2 MATERIAL E MÉTODOS.....	25
2.2.1 Grupos experimentais.....	25
2.2.2 Preparação dos ossos fêmures	25
2.2.3 Preparação das placas de PLA	26
2.2.4 Fixação das placas	27

2.2.5 Ensaio biomecânico.....	28
2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	29
2.4 RESULTADOS	29
2.5 DISCUSSÃO	33
2.6 CONCLUSÃO.....	37
REFERÊNCIAS	37
CAPÍTULO 3	41
3.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS	41
ANEXOS	43

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1.1 Deformação elástica e plástica do tecido ósseo, observada na curva tensão x deformação_.....	4
Figura 1.2 Placas de sistema bloqueado.....	8
Figura 1.3 Placa reta em função ponte.....	9

CAPÍTULO 2

Figura 1 Serra sagital utilizada para realização de osteotomias nos fêmures destinados ao estudo.....	26
Figura 2 Apresentação das placas utilizadas durante o estudo.....	27
Figura 3 Posicionamento das pinças autocentrantes para realização da osteotomia femoral.	28
Figura 4 Posicionamento dos fêmures para o teste de resistência a flexão com três apoios_.....	28
Figura 5 Representação dos valores de carga de pico observados nos diferentes grupos experimentais	30
Figura 6 Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placas metálicas	31
Figura 7 Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placas PLA-F.....	31
Figura 8 Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placas PLA-M	32
Figura 9 Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placas PLA-G.....	32

LISTA TABELAS

CAPÍTULO 2

Tabela 1 Valores das médias e desvios padrão das variáveis analisadas entre os grupos experimentais avaliados.....	30
--	----

“Dedico este trabalho a VIDA,
esta dádiva que Deus nos concedeu e nos agracia todos os dias,
com oportunidades de novos sonhos e ciclos que se iniciam a todo
instante, não espere o amanhã, *carpe diem*”

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, a vida e a essa imensa oportunidade.

Agradeço a família, em especial meus amados e estimados pais, André Luiz Tabert Dipp e Rosa Maria Bontorin Dipp e a minha amada e amiga irmã Andréa Bontorin Tabert Dipp, por todo carinho, amor, incentivo, caráter, bondade, ideais, hoje sou apenas reflexo de todo amor e carinho de todos vocês.

Agradeço aos demais familiares por todo apoio e carinho, hoje muitos laços estão mais distantes, fisicamente, mas guardo todos em meu coração, cada um faz parte de mim hoje e sempre.

Agradeço aos amigos que me apoiaram durante toda essa caminhada, alguns antes mesmo dessa nova era profissional, entretanto nesta caminhada do mestrado não poderia deixar de agradecer imensamente a Jaqueline Leicht e ao Leonardo de Oliveira, pelo apoio em diversas horas, palavras de incentivo, por me chamarem de louco por assumir tantos compromissos ao mesmo tempo, mas principalmente por pequenas atitudes no dia a dia que fizeram toda diferença.

Agradeço aos alunos e docentes das faculdades CESCAGE, pela oportunidade de lecionar, e por serem um dos pilares que me incentivaram na busca pela formação em docência.

À PUCPR pelo ambiente excepcional de ensino, e todos colaboradores, colegas de classe e professores que me receberam de forma acolhedora durante o mestrado.

Agradeço aos colegas que me auxiliaram na execução deste projeto, Janayna de Lima Balinardi Maske, Paulo Henrique Utumi, Gabriel Schnepfer Berald, Giovanna Carolina Rothert de Oliveira e Claudio Teixeira Ferreira e ao Professor Saulo Henrique Weber por toda parceria, carisma, ideias e auxílio durante a realização do projeto.

Agradeço ao Hospital de Clínica Veterinária Blumenau e Sociedade Protetora dos Animais de Curitiba pelo fornecimento de peças anatômicas para execução do projeto.

Agradeço aos funcionários e toda a equipe da Clínica Veterinária Escola da PUCPR, por todo o apoio na execução do projeto.

Agradeço especialmente ao meu orientador Prof. Dr. José Ademar Villanova Jr., por todo apoio durante a execução do projeto, pelo exemplo de liderança, profissionalismo, pelo incentivo a pesquisa, a prática de docência com plenitude e paixão, pela paciência nos momentos de ausência e pela amizade construída ao longo dessa caminhada.

FORMATO DA DISSERTAÇÃO

A presente dissertação é composta por capítulos. O capítulo 1 apresenta uma introdução geral, contando com a contextualização do tema, justificativa e os objetivos de estudo e, ao final, as referências bibliográficas utilizadas. O capítulo 2 trata-se de artigo científico completo, contendo referências, e formatado nas normas da revista para a qual será submetido. O capítulo 3 finaliza esta dissertação com conclusões gerais e considerações finais deste trabalho e sugestões para estudos futuros.

CAPÍTULO 1

1.1 INTRODUÇÃO

As fraturas ósseas são um problema médico frequente na rotina de clínicas veterinárias, onde predominam as injúrias em ossos longos, das quais as fraturas de fêmur por sua localização, representam em média 27% da casuística. Há predominância de fraturas na região de diáfise, especialmente no terço distal, caracterizadas geralmente por fraturas fechadas devido à vasta cobertura muscular a sua volta (BEN ALI, 2013; BARTH, 2016). Índices elevados de fraturas geram demanda de muitas pesquisas voltadas para avanços em formas de tratamento e desenvolvimento de tecnologias em relação a implantes cirúrgicos, instrumental específico e técnicas de fixação (BEN ALI, 2013; BARTH, 2016).

Apesar do osso ser altamente organizado do ponto de vista funcional, com grande potencial regenerativo capaz de realizar reparos nos casos de injúrias como as fraturas, tal órgão necessita de alguns fatores para que o processo de consolidação óssea tenha êxito, dentre os quais destacam-se: viabilidade vascular, manipulação mínima dos tecidos moles adjacentes e o aparato utilizado para estabilização (BARBOSA et al., 2008; COSTA et al., 2014).

De acordo com estudo revelado pela *Persistence Market Research* em 2018, há previsão de importante crescimento no mercado de implantes ortopédicos entre 2018 e 2026. Acredita-se que o mercado mundial de implantes ortopédicos veterinários atingirá movimento financeiro de mais de US\$ 3.500 milhões até o final de 2026. A América Latina também demonstra previsões promissoras nesta fatia do mercado, o que gera incentivo para estudos e desenvolvimento de tecnologias nessa área.

Atualmente, é frequente a estabilização de ossos longos com placas metálicas, sendo o sistema de placas bloqueadas as mais utilizadas na rotina ortopédica. Estas possuem orifícios rosqueados onde se fixam os parafusos com a cabeça rosqueada, após o encaixe perfeito do parafuso com a placa, obtém-se estabilidade angular, que só será perdida se todos os parafusos se soltarem

(FLÔRES, 2013). Porém, esse sistema possui desvantagens ligadas aos distúrbios de crescimento, quando implantada em paciente jovens, migração de placas, sobreposição dos implantes em futuros exames de imagens, além do risco de reabsorção óssea, o que levaria a nova intervenção cirúrgica para remoção do implante. Nestes quesitos os implantes absorvíveis tornam-se promissores e são tidos como uma evolução natural dos sistemas de fixação (CHESSA, 2008; PIRES et al., 2015; FRÊ, 2016). Dessa forma, o design de novos implantes cresce constantemente, buscando-se a correção de fraturas ósseas de forma eficaz, reduzindo o período de reabilitação com a volta precoce da função óssea.

Pesquisas com implantes bioabsorvíveis ainda são escassas na medicina veterinária, porém o uso destes materiais já é considerável na medicina e odontologia, principalmente em cirurgias odontológicas, bucomaxilofaciais e em cirurgias ortopédicas (ELIAS et al, 1997; SILVA, et al., 2017; LENO, 2017).

Os implantes bioabsorvíveis têm como principal vantagem a degradação gradual, o que permite a transmissão lenta de carga do implante para o osso e tecidos adjacentes à medida que a cicatrização ocorre, eliminando novas intervenções cirúrgicas para remoção de implantes (LENO, 2017). Entretanto, apresentam desvantagens como a baixa resistência mecânica quando comparados aos implantes metálicos e risco de reação do tipo corpo estranho em alguns casos (GOES, 2016).

O biomaterial absorvível que mais tem gerado interesse atualmente é o polímero de ácido polilático (PLA), que devido a sua versatilidade permite aplicações em fios de sutura, dispositivos para liberação gradual de fármacos e implantes como placas e parafusos. O PLA é produzido por meio do aquecimento sob vácuo do ácido lático, caracterizando-se um poliéster alifático, termoplástico, semicristalino, biocompatível e biodegradável (TABATA, 2009; GOES, 2016).

Para que os implantes absorvíveis passem a ser rotina na prática ortopédica veterinária, vários estudos ainda precisam ser realizados para comprovar a segurança e a eficácia de tais materiais, comparando-os com o material que atualmente é comercializado. Em busca desse avanço, o presente estudo localizado no Capítulo 2 desta dissertação, objetiva demonstrar a resistência das placas bioabsorvíveis de ácido polilático para correção de

fraturas simples de fêmures caninos e compará-las com a resistência de implantes metálicos comumente utilizados na rotina ortopédica de pequenos animais.

1.2 REVISÃO DE LITERATURA

1.2.1 FRATURAS ÓSSEAS

O tecido ósseo, considerado uma estrutura anatômica e órgão fisiológico, é essencial para locomoção e proteção da medula óssea e de diversos tecidos e órgãos. Diversas pesquisas são realizadas no que diz respeito a sua fisiologia, e há busca constante para resolução de lesões ósseas, visando reabilitação plena e precoce dos pacientes. Neste contexto o desenvolvimento de implantes e técnicas de estabilização cirúrgica são essenciais (DINIZ, et al., 2011; COSTA et al., 2014).

A escolha do implante ideal para estabilização da fratura, deve ser realizada a partir do tipo de fratura, do osso envolvido, e se o alinhamento e manutenção do comprimento são possíveis. Objetiva-se na osteossíntese, anular as forças atuantes sobre o eixo longo do osso. Não existe método ou implante perfeito, uma vez que todos apresentam vantagens e desvantagens (FLÔRES, 2013; REIS, 2014).

As lesões ósseas sempre foram muito comuns na rotina dos grandes centros médicos e, na maioria dos casos, são decorrentes de traumas como os acidentes veiculares, brigas, quedas ou feitas criminosamente pelo homem, há também causas patológicas como doenças renais e neoplasias ósseas que por sua vez não permitem reparação primária (ZIEGLER et al., 2016; BARTH, 2016).

Tanto os ossos corticais como os ossos esponjosos possuem composição similar, porém há diferenças estruturais. No osso cortical, por exemplo, os canais de Harvers estão organizados em camadas cilíndricas, e no osso esponjoso, estes mesmos canais estão ausentes e o tecido está disposto em camadas longitudinais. Essa diferença estrutural confere menor rigidez e menor resistência nesta região óssea (BALLABEN, 2014). A matriz extracelular representa 35% do tecido ósseo e é responsável pela maleabilidade do tecido, enquanto que os componentes inorgânicos da matriz óssea, que representam

65% do tecido, são responsáveis pela resistência a deformação (ANDIA et al., 2006).

A lei da elasticidade, descrita por Robert Hooke em 1660, descreve de forma minuciosa como ocorrem fraturas ósseas, pois ela pormenoriza a correlação linear entre a força aplicada com a deformação do objeto sólido. Os ossos são considerados viscoelásticos, pois se distendem lentamente sob baixa carga e quanto maior o tempo de aplicação de carga maior a distensão, embora de maneira mais lenta com o passar do tempo (CORDEY, 2000; SOUZA et al., 2009).

As cinco forças fisiológicas primárias que atuam sobre o osso longo são classificadas em compressão axial, tensão axial, cisalhamento, flexão e torção, as quais podem ocorrer de forma isolada ou em conjunto, resultando em complexas pressões e deformações no âmbito do osso (DALLABRIDA, 2005; CAQUIAS, 2010). A aplicação de determinada força com braço de alavanca, produz tensões de flexão, no sentido longitudinal, que provocam o encurvamento ou tensões de cisalhamento e por conseguinte torção sob o eixo longo do osso (CORDEY, 2000).

Quando o osso sofre a aplicação de uma força, tende a apresentar dois diferentes comportamentos (Figura 1.1), que são descritos como (1) elástico, quando o mesmo retorna à conformação original após a interrupção da força aplicada, e (2) plástico quando a deformação se torna permanente, chegando ao ponto de fratura (perda de continuidade), se há persistência da aplicação da força sobre o mesmo (CORDEY, 2000; DALMOLIN et al., 2013; MESQUITA, 2015).

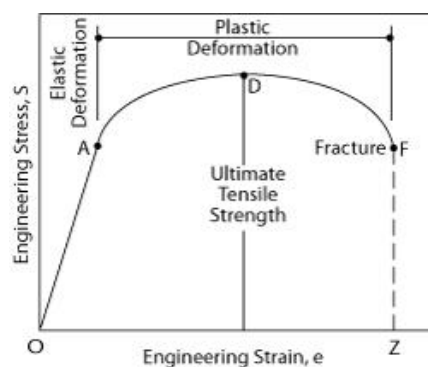


Figura 1.1 Deformação elástica e plástica do tecido ósseo, observada na curva tensão x deformação. Fonte: Karadsheh, 2018.

A força de compressão, ocorre ao longo do eixo longitudinal do osso. Se essa força for excêntrica ocorre tensão de flexão. As forças de cisalhamento estão presentes nas inserções de músculos e ligamentos, produzindo tensões de cisalhamento, já as tensões de flexão ocorrem no plano craniocaudal ou mediolateral, levando o osso a se curvar em relação ao seu eixo, trata-se da mais importante em biomecânica pois é a força que provoca encurvamento do corpo. Tais forças podem gerar perda de continuidade (fratura) completa ou incompleta (CAQUIAS, 2010; BALLABEN, 2014).

O reparo de fraturas se inicia por meio de sequência de eventos celulares. A partir da quebra da homeostase e formação do hematoma pós lesão, forma-se o calo plástico que tem baixa resistência, em seguida ocorre reorganização celular e remodelação desse calo. Alguns elementos são essenciais para que ocorra a consolidação, dentre os quais estão os osteoblastos, osteoclastos, osteócitos, fatores de crescimento liberados pelas plaquetas, integridade de tecidos moles adjacentes, vascularização do local da lesão e suporte estrutural que permita estabilidade no local da injúria. Complicações normalmente são decorrentes de três fatores: irrigação sanguínea insuficiente, instabilidade no local da fratura e presença de infecção (DINIZ, et al., 2011, BARTH, 2016).

A teoria descrita por Perren (1975), descreve os tipos de consolidação que podem ser obtidas através dos implantes, assim fraturas que são estabilizadas com rigidez absoluta são consolidadas através de cicatrização primária ou direta, onde ocorre a deposição de matriz óssea sem formar tecido cartilaginoso intermediário e com mínima formação de calo ósseo. Já na estabilidade relativa ocorre a consolidação indireta ou secundária, que leva a deposição de colágeno e matriz cartilaginosa com formação de calo ósseo mais exuberante (CHAO et al., 2012; BALLABEN, 2014).

1.2.2 HISTÓRICO DOS BIOMATERIAIS

As perdas ósseas sempre foram muito comuns nos grandes centros médicos e são decorrentes de tumores, traumas, deformidades congênitas ou até mesmo infecções. São chamados de defeitos críticos por não permitirem uma

reparação primária além de serem de difícil manejo, na qual não há reparo de forma espontânea. Nestas situações temos a possibilidade do uso de implantes e enxertos (DINIZ, 2011). Pesquisadores especialmente da área da bioengenharia tecidual, procuram desenvolver biomateriais sintéticos, biodegradáveis e que tenham boa capacidade de osteocondução para que forneçam boa resistência mecânica ao mesmo tempo que gerem pouca ou nenhuma reação ao organismo (IGE, et al., 2012; SOARES, 2015; SILVA et al., 2017).

O uso de materiais absorvíveis é descrito desde a década de 70, quando se utilizou materiais absorvíveis de PLA para fixação de disjunção de sínfise mandibular em macacos *rhesus* (CHESSA, 2008). A definição em si dos biomateriais vem mudando com o passar do tempo. Em 1979 era descrita apenas como qualquer material que ficasse em contato com o corpo, já em 1982 pesquisadores passaram a diferenciá-los de fármacos e materiais menos reativos, e apenas em 1987 a toxicidade, imunogenicidade e carcinogenicidade passaram a ser levadas em consideração (MELO, 2015).

1.2.3 BIOMATERIAIS

Biomateriais são materiais utilizados de forma biomédica, visando a interação com diferentes sistemas biológicos para o tratamento ou substituição de órgãos, tecidos ou funções do corpo (CAO, 2009; PIRES et al, 2015). Um biomaterial absorvível não deve induzir rejeições ao organismo e deve ser biodegradável, desaparecendo do sítio de implantação dentro do tempo apropriado. Estes conceitos de biocompatibilidade e biodegradabilidade são parte da segunda geração de biomateriais. Na primeira, o principal foco, era produzir apenas materiais bioinertes, ou seja, que não provocassem reação do tipo corpo estranho ao organismo. Já a terceira geração, inclui materiais que estimulam respostas celulares específicas em nível molecular (HENCH & POLAK, 2002; PIRES et al., 2015).

Essas três gerações são interpretadas de forma conceitual e não cronológica, visto que cada uma delas representa uma evolução nas propriedades dos materiais envolvidos, de acordo com as necessidades que

surgiam (NAVARRO et al., 2008). A característica do polímero exerce influência sobre a diferenciação óssea ou fibroblástica do tecido; características do polímero como o tamanho da partícula, sua forma, e a rugosidade de sua superfície irão afetar a adesão, proliferação e fenótipo celular (SILVA, 2017).

São características importantes na escolha do biomaterial polimérico o fácil acesso ao cirurgião; indução de crescimento através de osteoindução e/ou osteocondução e ser capaz de aplicar corretas propriedades mecânicas e físicas promovendo o crescimento ósseo à medida que é reabsorvido. Além disso, não deve induzir crescimento de tecido mole adjacente ao osso, nem causar efeitos prejudiciais aos tecidos circundantes, precisa ainda, possuir tamanho médio dos poros entre 200-400 μm , e é imprescindível que os biomateriais não percam suas propriedades ao serem esterilizados (CORSETTI, 2012).

1.2.3.1 Biomateriais Metálicos

A partir de 1940, os primeiros biomateriais metálicos foram utilizados com sucesso para reparo ósseo, tinham como base o aço inoxidável e ligas de cobalto e cromo. Dentre os implantes atualmente disponíveis no mercado, as placas bloqueadas se destacam na utilização de fraturas diafisárias e metafisárias de ossos longos. Elas possuem furos rosqueados e as cabeças dos parafusos também possuem roscas, o que permite à fixação dos parafusos, atingindo fixação independente do implante, o que gera estabilidade angular junto ao osso, e atenua significativamente o risco de soltura (Figura 1.2) (CRONIER et al., 2010).

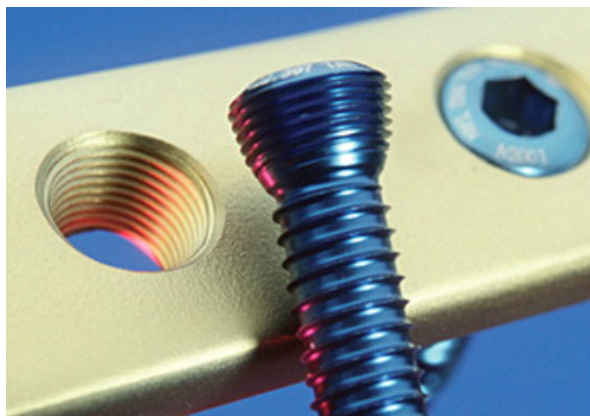


Figura 1.2 - Placa de sistema bloqueado. Nota-se rosca no orifício da placa para encaixe com a cabeça do parafuso que também apresenta superfície rosqueada. Fonte: Cronier et al. (2010).

O sistema bloqueado oferece maior resistência quando comparado aos implantes tradicionais, além disso, apresenta menor contato entre os implantes e o osso, o que gera menor dano ao suporte vascular e melhor adaptação às superfícies articulares. Quanto às funções, as placas podem exercer função compressiva, neutra e em ponte, na qual sua função estará diretamente atrelada ao seu comprimento, posição, tipo e número de parafusos utilizados no aparato. A fixação em ponte se caracteriza pela preservação da vascularização diafisária e presença de parafusos apenas nas extremidades da placa (Figura 1.3). Nesta configuração toda a carga passa pela placa, e ela evita o colapso axial e a rotação, no entanto, deixa a placa suscetível à força de arqueamento (flexão) (BIGGI et al., 2010; FLORES, 2013; SEMBENELLI, 2017; GIORDANO et al., 2018).

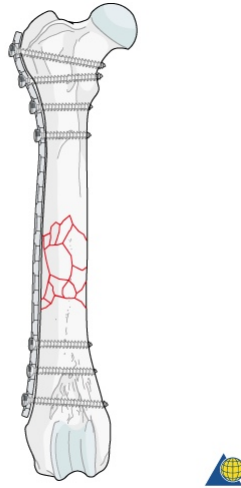


Figura 1.3 - Placa reta em função ponte, observar a fixação dos parafusos apenas nas extremidades ósseas. Fonte: <https://ars.els-cdn.com/content/image/1-s2.0-S1877056810000587-gr2.jpg>.

Novos biomateriais metálicos como aço inoxidável e titânio têm sido produzidos, a fim de aumentar resistência mecânica a tração e ter propriedades anticorrosivas (OLIVEIRA et al., 2010). As placas ósseas, no tocante à resistência, são vantajosas em relação a outros implantes pois se usadas de maneira correta fornecem rigidez adequada às forças de ruptura, o que leva a um rápido retorno biológico do osso afetado (BARTH, 2016). Outra vantagem dessas placas é o formato cônico das suas extremidades, pois isto facilita a sua introdução sob a musculatura em procedimentos minimamente invasivos (BALLABEN, 2014).

O sistema possui desvantagens como o fato de gerar distúrbios de crescimento se os implantes são postos em linhas de crescimento; significativa instabilidade se houver aplicação errônea do aparato, quebra de implantes ou migração de placas; sobreposição dos implantes em exames de imagens futuros; risco de reabsorção óssea por estresse de proteção e liberação de íons metálicos causando soltura precoce; além de nova intervenção cirúrgica para remoção do implante (CHESSA, 2008; FLORES, 2013; FRÊ, 2016; SEMBENELLI, 2017).

1.2.3.2 Biomateriais poliméricos

Os materiais absorvíveis utilizados para fixação interna rígida são compostos por polímeros de alto peso molecular, sendo os mais comuns são aqueles à base de polidioxanona (PDS), ácido polilático (PLA) e ácido poliglicólico (PGA), ácido polihidroxibutirato (PHB) e a policaprolactona (PCL). Estes polímeros podem ser utilizados em diferentes consistências para cirurgia, sendo que na forma gelificada como em placas e parafusos apresentam inúmeros poros pequenos, em torno de 3 μ m, que contribuem com a neoformação óssea por osteocondução (SOUZA, 2009).

Os biomateriais derivados de polímeros podem ser de duas origens, a natural, que são degradados por hidrólise, ou de origem sintética, que sofrem lise por atividade célula. As duas formas são excretadas por meio de gás carbônico (CO₂) e água (H₂O) pelo organismo (TURRER, 2006; SOARES, 2015).

A partir da reabsorção lenta dos polímeros dos implantes biodegradáveis, a carga é gradualmente transmitida ao tecido ósseo a medida que a absorção avança, o que acarreta no remodelamento e maturação óssea, esse processo evita a atrofia pelo estresse e enfraquecimento do osso fixado, o que é normalmente observado em fixação rígida por implantes metálicos, principalmente em ossos longos (THRALL, 2014).

O polímero de PLA é classificado como de origem sintética, a partir deste polímero são produzidas placas de PLA por meio do aquecimento sob vácuo do ácido láctico, formando um poliéster alifático, termoplástico, semicristalino, biocompatível e biodegradável, que possui característica hidrofóbica, promovendo uma degradação lenta do material (DALMOLIN, 2013; GOES, 2016).

Para a modelação de placas e parafusos, monômeros são convertidos em polímero, e este material é colocado em impressoras 3D, como resultado tem-se um plástico translúcido parcialmente maleável que possui características mais similares aos tecidos ósseos quando comparado a sistemas baseados em ligas metálicas (PEREIRA et al., 2016).

O PLA possui duas formas, seu isômero-L (PLLA) com características de maior resistência e degradação mais lenta, que é utilizado na confecção de

implantes e a forma isômero-D (PDLA) que é degradado rapidamente, utilizado na confecção de dispositivos de liberação de fármacos. A combinação entre as duas formas, é também utilizada na produção de implantes ortopédicos, em busca de equilíbrio de suas características, atualmente a proporção mais utilizada é 70:30, respectivamente de PLLA e PDLA (DALMOLIN, 2013; GOES, 2016).

Outra associação utilizada com o mesmo intuito, é a associação do PLLA (hidrofóbico, absorção lenta, alta resistência) com o PGA (hidrofílico, rápida absorção, baixa resistência), que busca um equilíbrio entre suas características (YOUNG, 2015; RIBEIRO, 2016).

Estudos demonstram que as associações entre polímeros são promissoras, dentre os quais cita-se o Lactosorb[®] (1996), um copolímero de PLLA (82%) e PGA (18%) criado para fornecer estabilidade por seis a oito semanas, o qual mantém 75% de sua força nos três primeiros meses devido à proporção de seus polímeros com período de reabsorção de 12 a 18 meses. Outro material disponível a partir de 2001 foi o BioabsorbFX[®], um copolímero auto reforçado de PDLA (30%) e PLLA (70%) (FREITAS, 2017).

Na tentativa de desenvolver polímeros mais resistentes, Pereira et al. (2016), realizaram ensaios de tração em corpos de prova a base de poli (DL-ácido lático) com coloração natural e com coloração azul e amarela e observaram que a elasticidade aumentou 27% para a cor azul e 30% para a amarela, quando comparados com o polímero de cor natural. Os autores concluíram que a aplicação da pigmentação aumenta a rigidez do material. Além disso pode-se confirmar que não houve nenhuma diferença estrutural entre os polímeros de cor natural e os com coloração, o que indica que a carga presente no polímero é inorgânica.

Os biomateriais apresentam como vantagens para sua aplicação a realização de associação com outros polímeros, origem “ilimitada”, baixo custo, não possuem degradação mediada por macrófagos, são biodegradáveis, biocompatíveis (BARBANTI, 2005), elimina a necessidade de nova intervenção cirúrgica para remoção dos implantes, não interferem no tratamento com radioterapia e não contribuem para geração de artefatos em exames de

tomografia computadorizada e ressonância magnética (GOMES, 2002; PIRES, 2015).

Contudo, apesar das diversas vantagens, os biomateriais absorvíveis possuem pontos questionáveis quanto a resistência mecânica por serem formados por material muito quebradiço, com menos de 10% de deformação na ruptura e ainda poderem causar liberação de produtos ácidos durante sua degradação, o que pode levar a uma ação tóxica local (FREIRE et al., 2010).

Outro ponto fraco é em relação ao tempo cirúrgico, que com a utilização de placas biodegradáveis é consideravelmente maior quando comparado ao uso das placas metálicas, pois há a necessidade de aquecimento das placas para serem moldadas, a fim de fornecer melhor adaptação no leito receptor. Os parafusos também precisam ser cortados para obter o comprimento desejado (CHESSA, 2008).

1.2.3.3 Propriedades Mecânicas de Polímeros Absorvíveis

Estudos clínicos com parafusos absorvíveis demonstram taxas relativamente baixas de falha mecânica, o que levaria à necessidade de nova estabilização cirúrgica. Outra vantagem vista no uso de implantes absorvíveis é que eles evitam a atrofia pelo estresse e enfraquecimento do osso fixado, o que é normalmente observado na fixação rígida por parafusos metálicos, principalmente em ossos longos (THRALL, 2014).

Estudos indicam que implantes absorvíveis perdem gradualmente a resistência mecânica conforme sofrem degradação, perdendo significativamente a resistência em cerca de seis semanas, o que seria suficiente para a consolidação óssea na maioria dos casos. O tempo total de absorção destes materiais variam de acordo com a composição química, o local de implantação e a quantidade de material utilizado (GOMES, 2002). Quanto a resistência mecânica, é comprovado através de estudos que as associações entre polímeros são promissoras, a associação de malha de ácido poliglicólico e solução de poli-L-lático por exemplo permitiu aumento significativo da resistência à compressão quando comparado ao poliglicólico isolado (DURAN et al, 2014).

Experimentos utilizando polímeros derivados das combinações PLA-PGA buscando maximizar as características favoráveis de cada um, demonstraram que a combinação de PLA (82%) e PGA (18%) demonstrou força inicial adequada e reabsorção completa dentro de nove a 15 meses (RIBEIRO, 2016).

Em estudos biomecânicos conduzidos por Eppley e colaboradores (1999), foram introduzidos parafusos bioabsorvíveis em blocos de uretano, simulando fixação interna de fraturas do ramo mandibular em humanos e aplicando cargas que simulavam as forças mastigatórias do paciente no período pós-operatório. Com base nos dados gerados no estudo in vitro, um parafuso PLLA-PGA (82/18) reabsorvível de 2,5 mm de diâmetro e 7mm de comprimento, foi capaz de tolerar forças de carga de pico no teste estático que excediam as forças de mordida geradas na mastigação normal, o que sugere que estes parafusos reabsorvíveis podem funcionar de forma eficaz para a estabilização em osteotomia sagital de mandíbula e contribuir para o sucesso clínico deste procedimento (FREITAS, 2017).

Apesar pesquisas revelarem menor resistência dos sistemas absorvíveis, este fato não impediu que o reparo ósseo fosse concluído (BOUDRIEU, 2004; GOES, 2016). Porém, por se tratar de uma tecnologia relativamente nova, existe ainda a necessidade de desenvolvimento de estudos que levem ao aprimoramento mecânico e biológico do material reabsorvível. A realização de estudos biomecânicos in vitro é uma das formas de se testar a resistência dos materiais de fixação (GOES, 2016).

1.2.4 AS IMPRESSORAS 3D

As impressoras 3D são muito similares as que imprimem textos e cópias, a diferença básica é a capacidade de criar objetos sólidos tridimensionais a partir de uma variedade de materiais. Esse mercado iniciou-se no final de 1980, com experiências iniciais em 1970, nesta época com elevado custo (RODRIGUES, 2017).

Nesta impressora os objetos são construídos camada por camada com a extrusão do plástico derretido até o final da peça. Dentre as vantagens pode-se destacar a possibilidade de personalização, criação de elementos complexos,

formando peças que seriam impossíveis de conseguir com peças moldadas ou fundidas, sustentabilidade e reciclagem, além de criar itens individuais. Como desvantagens temos o desperdício de material por alguns modelos de impressora, ritmo de fabricação lento, impressoras com capacidade limitada de matéria-prima para impressão, falta de mão de obra para a manutenção da impressora, o que acarretam alto custo desse serviço (RITTER, 2014, PEREIRA, 2016).

O processo de impressão 3D está baseado em desenho ou projeto em software CAD 3D, que deve então ser convertido para formato STL, comum a qualquer impressora 3D, então através de várias configurações precisas e detalhadas que serão coordenadas manualmente, a impressão desejada ocorre definindo o objeto desejado linha a linha, superfície a superfície, até obter o produto desejado (RITTER, 2014). Segundo Goes (2016) para que se alcance o sucesso desejado no procedimento, impressoras de alta qualidade são necessárias na confecção de peças de alta precisão como parafusos com cabeça e corpo rosqueados.

1.2.5 TESTES BIOMECÂNICOS

O osso é classificado como anisotrópico, ou seja, não possui a mesma propriedade mecânica em todas as direções, também é viscoelástico, sendo a resistência relacionada com a direção que a força é exercida. O formato e a resistência do tecido ósseo se adaptam de acordo com a carga aplicada ao mesmo. Sendo assim, faz-se necessária a compreensão da função da musculatura adjacente, forças fisiológicas, reação da estrutura óssea ao implante e forma de remodelagem na hora da escolha do implante. Os estudos em ensaios mecânicos permitem melhorar a conformação do implante, além de evitar a introdução de produtos sem eficácia comprovada ao mercado (DALMOLIN, 2013; GOES, 2016).

Os testes biomecânicos são realizados a fim de se testar e comparar diferentes métodos de fixação, implantes ou ainda estudar a distribuição das tensões no osso e o deslocamento interfragmentar após aplicação de determinado método de estabilização de fraturas (DALMOLIN, 2013).

Alguns cuidados são cruciais no armazenamento e preparo das amostras, como hidratar o osso com solução fisiológica antes e depois do congelamento (TURNER e BURR, 1993), o transporte entre diferentes ambientes deve ser realizado com eles acondicionados em caixas térmicas e envoltos por compressas umedecidas com a mesma solução (DALMOLIN, 2013).

De acordo com Mesquita (2005), para a realização dos ensaios podem ser utilizados ossos obtidos de cadáveres, humano ou animal, o que permite uma situação próxima da realidade, porém, aconselha-se a realização de exames radiográficos de todos os ossos devido à variedade em relação a porosidade, tamanho, mineralização, idade e geometria. Tais variações podem gerar alterações nos ensaios biomecânicos (HAMMEL et al., 2006).

Para que os ensaios de biomecânica sejam desenvolvidos, é necessária uma máquina de ensaio, transdutores para medição de tensão e um sistema para gravação dos dados de estresse e tensão. As máquinas permitem aplicar cargas de diferentes magnitudes, sendo equipadas com célula de carga, a qual é responsável por mensurar a carga aplicada que é lida em um computador, assim como a leitura da deformação. A partir de programa específico, obtém-se a curva de tensão versus deformação (CORDEY, 2000; GOES, 2016).

Esses testes são realizados através de softwares, e as forças são padronizadas sobre o esqueleto. Quando se aplica determinada força externa, os ossos tendem a se deformar, sendo assim a resistência é uma medida das forças aplicadas ao material. A deformação pode apresentar comportamento elástico ou plástico. As forças de flexão levam ao encurvamento causando compressão em um lado da fratura e tensão no lado oposto, sendo esta considerada a mais importante na biomecânica óssea (MESQUITA, 2015). Há duas formas de avaliar as forças: através de testes estáticos, os quais analisam o efeito da força em relação à deformação e os testes dinâmicos, que avaliam o efeito da força na aceleração e movimento (CORDEY, 2000). Os dados obtidos devem ser traduzidos por um programa específico que gera uma curva de tensão versus deformação conforme descrito por TURNER e BURR (1993).

Schmaedecke (2007) recomenda que os ensaios devem ser gravados por câmeras de alta resolução, para que se possa realizar avaliações minuciosas das deformações sofridas pelos implantes no momento da execução do estudo.

Como, em geral, as deformações superficiais que ocorrem nos testes biomecânicos são imperceptíveis a olho nu, necessita-se de um sensor para realizar a sua leitura, trata-se de um pequeno sensor que, quando fixado à superfície de um objeto, mensura a tensão presente através da medida da deformação superficial relativa. Esse sensor converte a deformação em unidade elétrica (Volt), cujo sistema de aquisição armazena e processa as leituras (TURNER e BURR, 1993; NISHIOKA et al., 2010).

Dados obtidos em estudos biomecânicos, tanto in vitro quanto in vivo, não podem ser extrapolados diretamente para o uso em pacientes humanos, porém, podem servir como parâmetros indicativos de comportamento de determinada técnica ou material, o que torna válido o uso de tecido ósseo animal e de análogos ósseos (CHESSA, 2008).

REFERÊNCIAS

ANDIA, D.C., CERRI, P.S., SPOLIDORIO, L.C. **Revista de Odontologia da UNESP**. Tecido ósseo: aspectos morfológicos e histofisiológicos. (35):2, 191-98, 2006.

BALLABEN, N. M. R. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Medicina Veterinária: **Osteossíntese minimamente invasiva com placa bloqueada nas fraturas de tíbia em cães**. Jaboticabal, 85p. 2014.

BARBANTI, S. H. et al. **Polímeros**. Polímeros Bioreabsorvíveis na Engenharia de Tecidos. São Paulo, v. 15, n° 1, p.13-21, 2005.

BARTH, F. R. Dissertação para obtenção de título de graduação em Medicina Veterinária **ligas metálicas empregadas no tratamento de fraturas de fêmur em cães e gatos**. Porto Alegre. 2016.

BARBOSA, A. L. T. et al. **Ciência Rural**: Plasma rico em plaquetas para reparação de falhas ósseas em cães. Santa Maria. v8, p.1335-1340. ago 2008.

BEN ALI, L. M. G. **International Journal of Animal and Veterinary Sciences**: Incidence, occurrence, classification and outcome of small animal fractures: A retrospective study (2005-2010). v.7. n3. 2013.

BIGGI, F, DI FABIO, S., D'ANTIMO, C., TREVISANI, S. **International Journal of the Care of the Injured**. Tibial plateau fractures: Internal fixation with locking plates and the MIPO technique. v.41. p.1178-1182. 2010.

BOUDRIEAU, R. J. **Veterinary Surgery**: Miniplate reconstruction of severely comminuted maxillary fractures in two dogs. v. 33. p.154-163. 2004.

CAO, Y. WANG, B. **International Journal of Molecular Sciences**. Review: Biodegradation of silk biomaterials. p.1514-1524. 2009.

CAQUIAS, D. F. I. **Digital Library Usp**: Dissertação para obtenção de título de Mestre em Medicina Veterinária: Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados. 98p. 2010.

CHAO, P. LEWIS, D. D. KOWALESKI, M.P. POZZI, A. **Veterinary Clinics of North America**: Small Animal Practice: Biomechanical concepts applicable to minimally invasive fracture repair in small animals. v. 42. p. 853-872. 2012.

CHESSA, J. G. R. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Clínica Odontológica: **Estudo comparativo da resistência mecânica a flexão de placas e parafusos reabsorvíveis e metálicos utilizados em osteotomias de corpo em mandíbulas de poliuretano**. Piracicaba. 69p. 2008.

CORDEY, J. **International Care Injured**: Basic concepts and definitions in mechanics. v. 31. S-B1-S-B13. 2000.

CORSETTI, A. Dissertação para obtenção de título de Doutor em Clínicas Odontológicas: **Avaliação do reparo ósseo em fêmur de rato com o uso de células tronco associadas a implante de cimento de fosfato de cálcio ou esponja de gelatina absorvível**. Porto Alegre. 78p. 2012.

COSTA, M. B. G. et al. **Anais VI SIMPAC**: placa óssea associada à fixação esquelética externa tipo ii em fratura de tíbia e fíbula em cão – relato de caso. Viçosa. v. 6. n1. p.475-482. jan/dez 2014.

CRONIER, P. PIÉTU, G. DUJARDIN, C. BIGORRE, N. DUCELLIER, F. GÉRARD, R. **Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique**. v.96. p. s90-s110. jun 2010.

DALMOLIN, F. FILHO, S. T. L. P. CORTES, A. M. BRUNN, M. **Ciência Rural**: Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos. Santa Maria. v.43. n.9. p1675-1682. set 2013.

DINIZ, J. S. DIONISIO, V. C. NICOLAU, R. A. PACHECO, M. T. T. **IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica**: Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. p.1363-1366. 2011.

DALLABRIDA, A. L. SCHLOSSER, J. E. AGUIAR, E. S. V. AMENDOLA, G. F. SILVA, J. H. S. SOARES, J. M. D. **Ciência Rural**. Análise biomecânica *in vivo* de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. Santa Maria, v.35. n.1. p116-120. 2015.

DURAN, H. A. E. BALLESTERO, Y. P. MARTINEZZ, N. M. **Revista Ion**: Adhesión de osteoblastos sobre andamios de PLA-PLG- biocerâmico-colágeno, fotosensibilizados con luz UV. Bucaramanga. v.27 n.2 jul/dec. 2014.

ELIAS, N. LEAL, D. T. N. SANTOS, L. A. M. **Revista Brasileira de Ortopedia**: Fixação interna das fraturas do tornozelo cm parafusos biodegradáveis. v.32, n4, abril, 1997.

EPPLEY, B.L., SARVER, D., PIETRZAK, B. **Journal of Oral Maxillofacial Surgery**. Biomechanical testing of reabsorbable screws used for mandibular sagittal split osteotomies. 57(12): 1431-5, 1999.

FLÔRES, L. N. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Ciências Veterinárias: **Osteossíntese minimamente invasiva com placa (MIPO) sem radiografias transoperatórias no tratamento de fraturas em ossos longos de cães e gatos**. Porto Alegre. 58p. 2013.

FRÉ, J. C. MARQUES, S. M. ALIEVI, M. M. **Pubvet**: Fratura em linha de crescimento de cães e gatos - Revisão. v.10. n.11. p.826-834. nov 2016.

FREITAS, C. E. T. Dissertação para obtenção de título de cirurgião dentista: **Fixação interna rígida para cirurgia ortognática - uma comparação dos diferentes métodos**. Porto Alegre. 45p. 2017.

FREIRE, A. R. QUEIROZ, T. P. OKAMOTO, R. **RevOdonto**: Utilização de biomateriais poliméricos associados a implantes dentários: revisão da literatura. Recife. v. 10. n2. abr/jun 2010.

FÓFANO, G. et al., **Revista Ceres**: Tratamento periodontais regenerativos em cão - revisão de literatura. v. 52. p. 447-452, 2005.

GIORDANOVA, V. **Revista Brasileira de Ortopedia**: Análise bidimensional de elementos fida ár em modelo de fixação extramedular. v. 53 n1. p88-93. 2018.

GOES, P. R. S. F. Dissertação de pós-graduação em Ciência animal: **Confecção e avaliação mecânica de implantes ortopédicos produzidos em poli (L-ÁCIDO LÁTICO) (PLLA) por impressoras 3D**. Recife. 57. 2016.

GOMES, P. P. Dissertação para obtenção de título de Mestre em clínica odontológica: **Avaliação da resistência a flexão da fixação interna, utilizando parafusos absorvíveis e metálicos, na osteotomia sagital o ramo em hemimandíbulas de carneiros - Estudo in vitro**. Piracicaba. 120p. 2002.

HAMMEL, S.P. PLUHAR, E.G. NOVO, R.E. BOURGEAULT, C.A. WALLACE, L.J. **Veterinary Surgery**: Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. v.35. n.6. p.573-578. 2006.

HENCH, L.L., POLAK, J. **Science**: Third generation biomedical materials. Washington, v.295. p.1014-1017. 2002.

IGE, O. O. UMORU, L. E. ARIBO, S. **International Scholarly Research Network**: Natural Products - A minefield of Biomaterials. 20p. jan. 2012.

KLUPPEL, L. E. Dissertação para obtenção de título de Doutor em Clínica Odontológica: **Utilização de parafusos absorvíveis para fixação de enxertos ósseos autógenos. Estudo histológico em coelhos**. 79p., 2008.

LENO, M. B. et al. **J. Craniomaxillofac. Surg**: Comparison of functional outcomes and patient-reported satisfaction between titanium and absorbable plates and screws for fixation of mandibular fractures: A one-year prospective study. Stuttgart, v. 45, n. 5. p. 704-709. May 2017.

MELO, M. P. Dissertação de pós-graduação em Biotecnologia Farmacêutica: **Avaliação in vitro do processo de liberação de tacrolimus em compósitos de PLGA e Polipirrol**. 60p. 2015.

MESQUITA, L. R. Dissertação para obtenção de título de Doutora em Biotecnologia Animal: **Desenvolvimento e propriedades mecânicas de placa óssea bloqueada em formato de T**. Botucatu, 74p, 2015.

MENEGAZZO, E. A. Dissertação para obtenção de título em Odontologia: **Avaliação da biocompatibilidade de membranas absorvíveis de PLGA + Lactamas e PLGA + nanopartículas de prata em tecido subcutâneo de ratos**. Florianopolis. 2015. 67p.

NAVARRO, M. MICHIARDI, A. CASTAÑO, O. PLANELL, J. A. **Journal of The Royal Society Interface**. Review: Biomaterials in orthopaedics. Jul p1137-1158, 2008.

NISHIOKA, R.S. et al. **Brazilian Dental Science**: Estudo da ocorrência de micro deformações ao redor de três implantes de hexágono externo, sob a influência da fundição de coifas plásticas e usinadas. v.13. n.3. p.15-21. 2010.

OLIVEIRA, L. S. A.; OLIVEIRA, C. S.; MACHADO, A. P. L.; ROSA, F. P. **Revista de ciências médicas e biológicas**: Biomateriais com aplicação na regeneração óssea – Métodos de análise e perspectivas futuras. Rio Grande do Sul, v.9. n.1. p.37-44. 2010.

PEREIRA, H. G. RORIGUES, L. F. VOLKMER, T. M. PUPIM, V. M. LUZ, F. F. **22 Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais**: Comportamento mecânico do poli (ácido láctico) com diferentes pigmentações para a impressão 3D de componentes para aplicação em próteses e órteses. Natal. nov. 2016

PIRES, A. L. R. BIERHALZ, A. C. K. MORAES, A. M. **Revista Química Nova**: Biomateriais: tipos, aplicações e mercado. vol 38. n7. p 957-971. 2015

Persistence Market Research, Growing Prevalence of Arthritis among Dogs to Bolster Growth of Orthopedic Veterinary Implants Market. Disponível em: <https://www.persistencemarketresearch.com/mediarelease/orthopedic-veterinary-implants-market.asp>.

REIS, J. P. S. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Ciência Veterinária: **Caracterização da aplicação de placas bloqueadas fixin® no manejo de fraturas apendiculares em canídeos**. Lisboa. 137p. 2014.

RITTER, G. M. Dissertação para obtenção de título de Bacharel em Engenharia Mecânica: **Influência dos parâmetros de uma impressora 3D sobre a produção de peça**. Horizontina. 46p. 2014.

RIBEIRO, D. A. Dissertação para obtenção de título de Mestre em odontologia: **análise da resposta inflamatória à implantação de membranas de plga+lactamas e plga+ nanopartículas de prata no tecido subcutâneo de ratos**. Florianópolis. 91p. 2016.

RODRIGUES, L. F. B. Dissertação para obtenção de título de Especialista em eficiência energética aplicado aos processos produtivos: **Análise do aproveitamento de polímeros recicláveis para obtenção de filamentos para impressora 3D**. Pinambi. 43p. 2017.

ROSA, L. E. V. Dissertação para obtenção de título de Cirurgião Dentista: **Evolução das técnicas de osteotomia de mandíbula para a correção de deformidades faciais: uma revisão de literatura**. Porto Alegre. 27p. 2015.

SEMBENELLI, G. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: **Análise biomecânica de placa modificada de TPLO em modelo experimental de falha óssea proximal em tíbias sintéticas caninas.** Jaboticabal. 2017.

SCHMAEDECKE, A. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo *in vitro*.** 144P. 2007.

SILVA, C. R. S. S. Dissertação para obtenção de título de Cirurgião Dentista: **Análise histológica da regeneração óssea guiada utilizando membranas de ácido polilático co-glicólico (plga) associado ou não à hidroxiapatita (plga+ha) em defeitos ósseos crítico.** Florianópolis. 63p. 2017

SOARES, G. B. Dissertação para obtenção de título de Engenheiro de Tecnologia e Materiais: **Desenvolvimento de estruturas poliméricas bioativas, macroporosas destinadas à engenharia de tecido ósseo.** Porto Alegre. 80p. 2015.

SOUZA, R. A. DIAMANTINO, A. G. ARRIEIRO, A. N. XAVIER, M. **XIII Encontro latino americano de iniciação científica:** Propriedades mecânicas do tecido ósseo e risco de fraturas. 3p. 2009.

TABATA, Y. J. R. **Soc. Interface:** Biomaterial technology for tissue engineering applications. v6. s31-s324. march 2009.

THRALL, D. E. **Diagnóstico de Radiologia Veterinária.** Editora Elsevier. Rio de Janeiro. 6 ed. 864p. 2014

TURRER, C. L. FILHO, J. A. C. V. VALADARES, F. W. TIBÚRCIO, J. **Revista Sociedade Brasileira Cirurgia Craniomaxilofacial:** O uso de fixação interna rígida absorvível na cirurgia da cranioestenose: experiência com o acompanhamento de 2 anos de 72 casos operado. vol 9. p6-13. 2006.

TURNER, C. H BURR, D. B. **Bone:** Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. v.14, n.4. p.595-608. 1993.

YOUNG, W. **Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery:** Bioabsorbable osteofixation for orthognathic surgery. 9p. fev 2015.

ZIEGLER, S. J. TEICHMANN, C. E. TORRES, M. S. **XVII Jornada de Extensão:** estudo radiográfico de lesões ósseas suspeitas de neoplasias em cães e gatos atendidos no hospital veterinário unijuí. 4p. 2016.

CAPÍTULO 2

Estudo comparativo da resistência mecânica de placas bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas bloqueadas metálicas utilizadas em osteotomias em fêmur canino

Comparative study of mechanical resistance of absorbable blocked plates of different thicknesses and metal blocked plates used in osteotomies in canine femur

RESUMO

Os materiais absorvíveis passaram a se destacar por sua versatilidade de aplicação, matéria-prima biodegradável, custo baixo, baixo índice de reações adversas, além de absorção e eliminação completas pelo organismo. Os objetivos deste trabalho foram: avaliar a carga máxima de resistência (pico) dos implantes bioabsorvíveis de ácido polilático em diferentes espessuras; avaliar o comportamento destes implantes quando submetidos a forças de flexão e comparar a resistência das placas bioabsorvíveis de ácido polilático de diferentes espessuras com placas metálicas comerciais utilizadas em fraturas de fêmures de cadáveres de cães que pesavam entre sete a 10 Kg e que tinham adequado escore corporal. Para tanto, também foram analisados os comprimentos médios dos ossos e a densidade óssea, registrando assim, a homogeneidade das amostras. As placas absorvíveis avaliadas foram produzidas com polímero a base de ácido polilático (PLA), moldadas por meio de impressora 3D modelo CL- 1, em três espessuras distintas (3, 4,5 e 6mm), as quais foram utilizadas para fixação dos fêmures caninos submetidos à osteotomia transversa em terço médio diafisária, a estabilização das placas foi em função ponte. As amostras foram aleatoriamente separadas em quatro grupos experimentais: Grupo Controle - placas bloqueadas metálicas comerciais (3 mm); Grupo Placa PLA-F (3 mm); Grupo Placa PLA-M (4,5mm), e Grupo Placa PLA-G (6mm), com 11 amostras em cada grupo. Foi percebido que os fêmures usados possuíam comprimento médio de $11,31 \pm 1,99$ cm, espessura média da cortical óssea $1,75 \pm 0,73$ mm enquanto que a média da densidade óssea foi de $2,8 \pm 1,67$ g/cm². Nos testes biomecânicos, o Grupo Controle (placa metálica) mostrou-se mais resistente ($p < 0,05$) em relação as demais placas, apresentou média de carga de pico de $99 \pm 46,36$ kgf, enquanto que os demais Grupos (F, M e G) apresentaram respectivamente os valores de $6,22 \pm 3,01$; $16,3 \pm 8,49$ e $27 \pm 15,13$ kgf. No tocante

ao comportamento, foi percebido que as placas de PLA-F demonstram melhor capacidade de deformação plástica quando comparada aos demais grupos. Concluiu-se que o aumento da espessura da placa de PLA, gera acréscimo em sua resistência as forças de flexão, as placas de PLA-F demonstram maior plasticidade, e quando comparadas as resistências obtidas pelos grupos PLA com o grupo controle, os níveis de resistência dos grupos de PLA foram inferiores em todos os ensaios realizados.

Palavras-chaves: biomaterial, testes biomecânicos, ortopedia, cães.

ABSTRACT

Absorbable materials have become notable for their versatility of application, biodegradable raw material, low cost, low rate of adverse reactions, and complete absorption and elimination by the organism. The objectives of this work were: to evaluate the maximum resistance load (peak) of bioabsorbable implants of polylactic acid in different thicknesses, evaluate the behavior of these implants when submitted to bending forces and compare the resistance of the bioabsorbable polylactic acid plates of different thicknesses with commercial metallic plates used in femur fractures of cadavers of dogs weighing between seven and 10 kg, that had adequate corporal score. For this purpose, the mean bone length and bone density were also analysed, thus recording the homogeneity of the samples. The absorbable plates based of polylactic acid (PLA), acquired through a 3D model printer CL-1 in three different sizes (3, 4.5 and 6mm), which were used to fix the canine femur submitted to transverse osteotomy in a diaphyseal middle third, and stabilized with plates in bridging function. The samples were randomly separated into four experimental groups: Control Group - locked commercial plates (3mm); Group Plate PLA-F (3 mm); Group Plate PLA-M (4.5mm); and Group PLA-G (6 mm), with 11 samples in each group. The samples mean length was $11,31 \pm 1.99$ cm, mean cortical bone thickness 1.75 ± 0.73 mm and mean bone density average 2.8 ± 1.67 g/cm². In the biomechanical tests, the control group (metal plate) showed to be more resistant ($p < 0.05$) in relation to the other groups, presented a peak load of 99 ± 46.36 kgf, while the other groups (F,M,G) presented respectively mean values of 6.22 ± 3.01 ; 16.3 ± 8.49 , 27 ± 15.13 kgf. Regarding the behavior, it was observed that the plates

of PLA-F demonstrate a better plastic deformation capacity when compared with other groups. It was concluded that the increase in PLA plate thickness, increase the strength against flexural load, PLA-F plates demonstrate greater plasticity, and when compared PLA group resistance with group control, levels of resistance of PLA groups were lower in all trials performed.

Key words: biomaterial, biomechanical tests, orthopedics, dogs.

2.1 INTRODUÇÃO

As fraturas ósseas são injúrias frequentes na rotina de atendimentos de cães em hospitais veterinários, com predomínio em ossos longos, especialmente no fêmur que corresponde em média a 27% da casuística, das quais o terço distal da diáfise é a porção mais acometida. Devido à alta casuística, há uma grande demanda de pesquisas voltadas ao aperfeiçoamento de técnicas e de tecnologias voltadas a produção de implantes cirúrgicos e instrumentais específicos a técnicas de fixação, visando a rápida e plena recuperação (Diniz et al. 2011; Ben Ali 2013; Barth 2016).

Os implantes bioabsorvíveis têm se tornado promissores e representam uma evolução dos sistemas de fixação por substituírem as ligas metálicas, as quais são tradicionalmente usadas na estabilização de fraturas devido sua eficácia comprovada, entretanto, podem gerar complicações como estresse de proteção, potencial liberação de íons, quebra, soltura precoce, custo elevado e incompatibilidade com algumas modalidades de exames de imagem (Chessa 2008; Santos 2011).

Para diminuir o índice de complicações e custos, os implantes bioabsorvíveis surgem como novas alternativas de estabilização, já que são absorvidos dentro de alguns meses, conforme ocorre a consolidação óssea, além de diminuir o risco de novas intervenções para sua remoção. Porém, esse sistema ainda possui desvantagens marcantes quanto a resistência mecânica quando se trata de estabilização de ossos longos (Sembenelli 2017; Giordana et al. 2018).

O polímero de maior interesse atualmente é o de ácido polilático (PLA), produzido através do aquecimento sob vácuo do ácido lático, sendo um poliéster

alifático, termoplástico, semicristalino, biocompatível e biodegradável (Tabata, 2009; GOES, 2016).

O presente estudo tem como objetivos avaliar a resistência de implantes bioabsorvíveis de ácido polilático de diferentes espessuras; avaliar o comportamento dos implantes bioabsorvíveis quando submetidos à forças de flexão e comparar a resistência das placas bioabsorvíveis de ácido polilático de diferentes espessuras com placas metálicas comerciais utilizadas em fraturas femorais caninas.

2.2 MATERIAL E MÉTODOS

2.2.1 GRUPOS EXPERIMENTAIS

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), sob protocolo 01243 (Anexo 1).

Foram coletados 43 fêmures sem alterações anatômicas, de cadáveres de cães adultos, sem histórico de doença pré-existente, com adequado escore corporal, com peso variando entre 7 e 10kg,

Os cadáveres eram provenientes da Sociedade Protetora dos Animais de Curitiba, Clínica Veterinária Escola da PUCPR e Hospital de Clínica Veterinária Blumenau.

Para o estudo foram estabelecidos quatro grupos: Grupo Controle - fêmures estabilizados com placas metálicas comerciais bloqueadas; Grupo Placa PLA-F: fêmures estabilizados com placas de PLA com espessura de igual a das placas metálicas (3 mm); Grupo Placa PLA-M: fêmures estabilizados com placas de PLA com espessura 50% superior as placas metálicas (4,5mm), e Grupo Placa PLA-G: fêmures estabilizados com placas de PLA com espessura 100% superior (6mm) as placas metálicas.

2.2.2 PREPARAÇÃO DOS OSSOS FÊMURES

O preparo dos ossos foi realizado no Laboratório de Patologia Veterinária da Clínica Veterinária Escola da PUCPR. Os fêmures foram retirados de animais descongelados por meio de abordagem lateral a diáfise femoral seguida de

dissecação, removendo-se todos os tecidos moles adjacentes (músculos, ligamentos e tendões). Após a dissecação, os ossos foram mantidos congelados à 27 graus negativos, e foram armazenados por um período máximo de 10 dias, conforme indicado por An e Draughn (2000), visando a manutenção da qualidade das peças e fidelidade dos testes biomecânicos (DALMOLIN, 2013).

Uma vez obtido o número de fêmures suficientes para as análises, todos os ossos foram descongelados, pesados em balança digital e medidos quanto a espessura cortical e comprimento ósseo de uma epífise a outra com uso de paquímetro digital. A densidade óssea ($d = \text{massa}/\text{volume}$) foi medida calculando-se o peso (massa) e volume ($V = \Pi \times r^2 \times h$ – sendo, $\Pi = 3,14$; $r =$ medida do raio e $h =$ medida da altura), dos ossos utilizados no estudo.

Após estas análises os fêmures foram osteotomizados com serra sagital com lâmina de 1,5 mm de espessura e 5 mm de diâmetro (Figura 1), no terço médio da diáfise femoral, com objetivo de simular uma fratura do tipo transversa.



Figura 1. Serra sagital utilizada para realização de osteotomias nos fêmures caninos destinados aos estudos biomecânicos.

Após a osteotomia foram introduzidas as placas metálicas ou de PLA, para em seguida serem encaminhados para os testes biomecânicos em isopor com gelo, conforme indicado por e Turner e Burr (1993) e Dalmolin (2013).

2.2.3 PREPARAÇÃO DAS PLACAS DE PLA

Para produção das placas de PLA foi utilizada impressora 3D modelo Tronxy X5S – Corexy Sistema 12864P. As dimensões e o formato das placas de PLA foram baseadas na estrutura da placa de aço cirúrgico 316L - sistema bloqueado – 3mm com seis orifícios combinados (Caomedica – Comércio Material Cirúrgico Veterinário). O desenho gráfico foi projetado no software Simplify 3D.

A impressão se deu em três dimensões (3D) por deposição de filamento, com a deposição de várias camadas de polímeros fundidos que, de acordo com os movimentos da mesa e da cabeça de impressão, toma a forma do objeto que previamente foi projetado no software Solid Works.

A espessura, comprimento e forma das placas de PLA, seguiu rigorosamente o formato da placa original de liga metálica de aço cirúrgico 316-L, variando entre os grupos as espessuras das placas conforme ilustrado na Figura 2.



Figura 2. Apresentação das placas utilizadas durante o estudo, placa de aço cirúrgico a esquerda, a seguir as placas de PLA de 3; 4,5 e 6 mm respectivamente.

2.2.4 FIXAÇÃO DAS PLACAS

A partir da seleção dos modelos, as placas foram fixadas conforme as diretrizes da AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen*), em função ponte, na qual eram fixados dois parafusos bicorticais bloqueados de aço cirúrgico 316L, sistema 3.0 mm de 26 mm de comprimento, em ambas as extremidades do osso, na porção lateral do fêmur conforme descrito por Johnson (2014). Os implantes foram fixados, buscando introduzir os parafusos nas extremidades da placa (Figura 3). Os demais orifícios ficaram vazios.

Após o aquecimento em água morna, indicado por Chessa (2008), as placas foram moldadas aos ossos, principalmente nas extremidades ósseas. Para imediato enrijecimento, as placas eram colocadas em água fria, tais manobras são rotineiras e não interferem nas propriedades biomecânicas das placas de PLA conforme descrito por Goes (2016).

Foram utilizados parafusos de aço cirúrgico 316L para fixação das placas, uma vez que a impressora 3D utilizada não tinha a precisão necessária para a confecção dos mesmos.

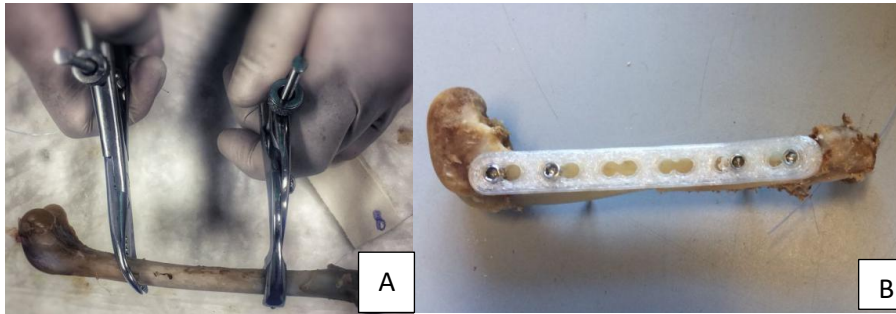


Figura 3. Posicionamento das pinças autocentrantes para realização de osteotomia transversa em fêmur canino (A). Posicionamento final dos implantes em superfície lateral de fêmur canino, com os orifícios centrais livres de implantes, configurando placa em função ponte (B).

2.2.5 ENSAIO BIOMECÂNICO

Para realização dos ensaios, os corpos de prova (fêmur e placa), de todos os grupos, foram colocados em plano horizontal na máquina universal EMIC DL500 do Laboratório de caracterização e ensaios de materiais da Escola de Engenharia Mecânica da PUCPR. As amostras eram apoiadas em dois pontos sobre um suporte acoplado a porção inferior do equipamento. A distância entre os dois pontos manteve-se constante (apoio presente entre os parafusos nas extremidades ósseas). O terceiro ponto é representado pelo cutelo (barra central vertical) do equipamento (Figura 4).

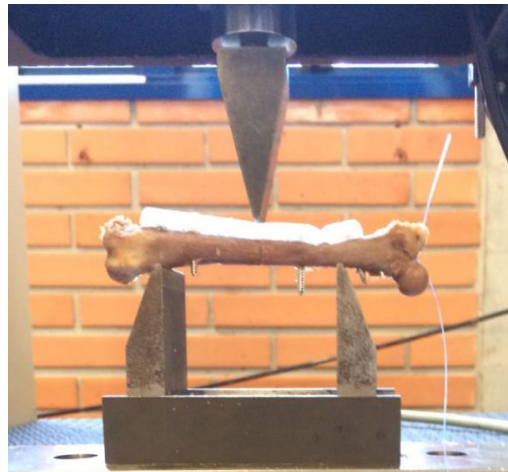


Figura 4. Posicionamento dos fêmures caninos para o teste de resistência a flexão com três apoios.

No presente estudo as avaliações ocorreram em temperatura de 21°C, e umidade relativa do ar de 22%, valores similares aos indicados por Dalmolin (2013).

Todos os grupos foram submetidos a força de flexão, a qual era exercida no eixo central das placas, tri apoiadas. A resistência à flexão dos implantes sobre os

ossos foi determinada a partir do deslocamento linear do cutelo no eixo central da placa. A velocidade programada de deslocamento linear era de 100 mm/min, com célula de carga de 5000N, para obtenção do valor da resistência à flexão em quilograma-força (kgf).

Ao final do teste, além do valor numérico correspondente ao pico de carga sobre o implante, era gerado um gráfico representando o padrão de resistência de cada ensaio (Anexo 2) conforme descrito por Turner e Burr (1993). Os ensaios foram gravados por câmeras de alta resolução contribuindo para avaliação das deformações sofridas pelos implantes no momento da execução do estudo, concordando com Schmaedecke (2007).

2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A homogeneidade de variância foi analisada por meio do teste de Levene ($p = 0,05$). Para realização dos testes assumiu-se como covariável a espessura da cortical dos ossos utilizados como corpo de prova.

Para a análise dos resultados foi utilizado o software *Statgraphics Centurium XVI*, 16.1.1 (32-bit). Foram calculadas as médias, desvio padrão e o coeficiente de variação da resistência dos implantes, além da camada cortical, densidade, comprimento e peso das amostras ósseas. Foram comparadas entre si as resistências entre as placas de PLA nos tamanhos 3,0 mm; 4,5mm e 6,0mm e as placas de aço 316L pela Anova, seguida do Teste de Tukey, quando rejeitada a hipótese de nulidade ($P < 0,05$).

2.4 RESULTADOS

Em relação aos fêmures de todos os grupos, não foi observada variação significativa de peso, comprimento, espessura de cortical, e densidade óssea ($p > 0,05$), o que caracteriza homogeneidade das amostras analisadas nos diferentes grupos de ensaios. Os valores estão representados na Tabela 1.

Tabela 1. Valores das médias e desvios padrão das variáveis analisadas entre os grupos experimentais avaliados.

Tratamento	Peso (gr)	Densidade óssea (H)*	Espessura cortical (mm)	Comprimento (cm)
Controle	27,81 ± 8,48	3,62 ± 2,01	1,77 ± 0,56	11,59 ± 1,57
PLA-F	24,36 ± 6,84	2,29 ± 1,44	1,86 ± 0,78	12,63 ± 3,50
PLA-M	21 ± 7,29	2,86 ± 1,87	1,8 ± 0,80	10,24 ± 1,12
PLA-G	21,54 ± 8,43	2,41 ± 1,36	1,56 ± 0,80	10,77 ± 1,79

* Unidade de Hounsfield.

Após o aquecimento, em água morna, as placas de PLA foram moldadas perfeitamente aos ossos, principalmente nas extremidades ósseas, não sendo observada durante os testes, nenhuma alteração estrutural macroscópica ou de coloração, além disso, anterior aos testes biomecânicos não foram percebidos sinais de fragilidade da placa de PLA na área de pressão do cutelo.

Os dados referentes a resistência mecânica das placas submetidas a ensaio de flexão em três pontos estão representados na Figura 5. Observa-se maior média de carga de pico no Grupo Controle, média de 99 kgf (961 N). Houve significativa diferença estatística (Tukey $p < 0,05$) nos valores das médias de carga de pico de resistência entre os quatro grupos analisados.

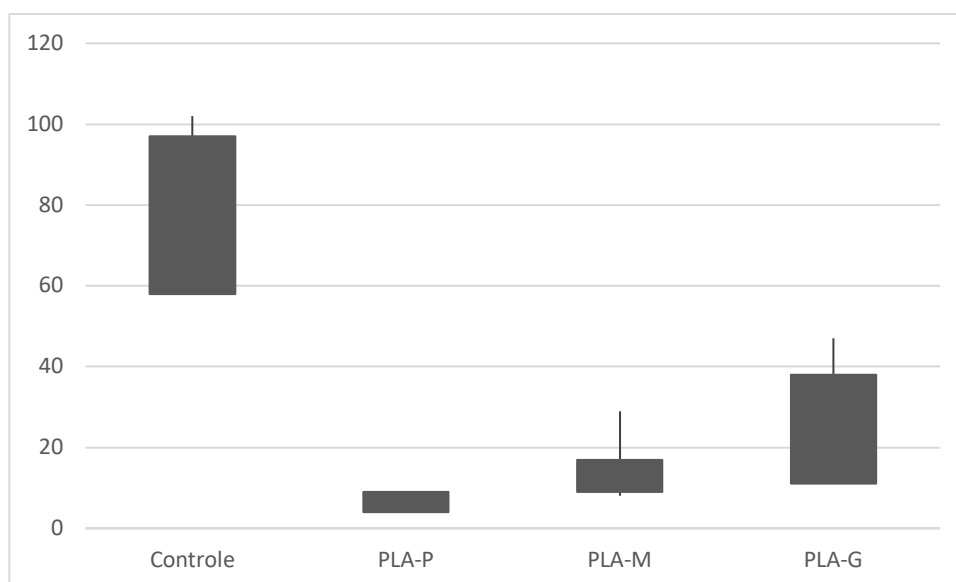


Figura 5. Representação dos valores de cargas de pico (mínimo e máximo), observados nos diferentes grupos experimentais, com seus respectivos outliers (Linha vertical). Controle= placa metálica (3,0mm); de 3,0mm; PLA-M= placa de PLA de 4,5mm e PLA-G= placa de PLA de 6,0mm.

Os dados acima passaram por avaliação da influência do cofator – espessura da cortical óssea sobre a análise de resistência dos implantes durante o teste, após análise pelo método ANOVA, o mesmo não apresentou níveis de significância sobre os resultados obtidos nos ensaios ($p=0,1194$).

Pela análise de apoio em três pontos, o ponto de maior pressão foi no centro da placa. Não foi observada soldura nas amostras com placa metálica (Grupo Controle), entretanto, ocorreu significativo afastamento da linha de fratura em decorrência da deformação plástica sofrida pelas placas metálicas (Figura 6).



Figura 6. Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placas metálicas (Grupo Controle).

Os implantes do Grupo PLA-F demonstraram melhor capacidade de deformidade elástica e plástica quando comparado aos implantes dos Grupos PLA-M e PLA-G. Neste grupo a alterações nas placas se caracterizaram por pequenas fissuras no centro da placa (Figura 7).

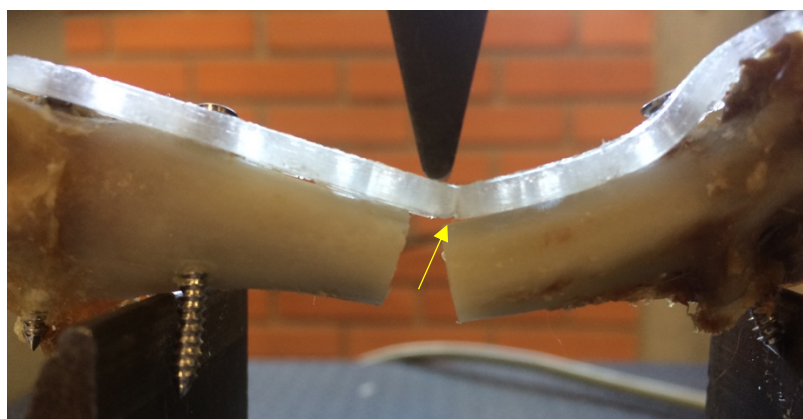


Figura 7. Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico em placa PLA-F (3,0mm). Nota-se a presença de pequena fissura no centro da placa (seta amarela).

No Grupo PLA-M as placas tenderam a ruptura completa durante a realização do ensaio biomecânico (Figura 8), apresentando baixa capacidade de deformidade elástica, porém em termos de valores absolutos captados durante os ensaios, os mesmos foram superiores quando comparados aos valores datados no Grupo – PLA-F.



Figura 8. Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico em placa PLA-M (4,5mm). Nota-se ruptura completa do implante no seu centro.

As placas pertencentes ao Grupo PLA-G, demonstraram melhor capacidade de deformação elástica quando comparada com o Grupo PLA-M, não sendo observado colapso completo da placa como no Grupo PLA-M durante os ensaios. Entretanto, notou-se presença de fissuras no centro de força do cutelo sobre a placa, caracterizando ruptura parcial da placa PLA-G (Figura 9).

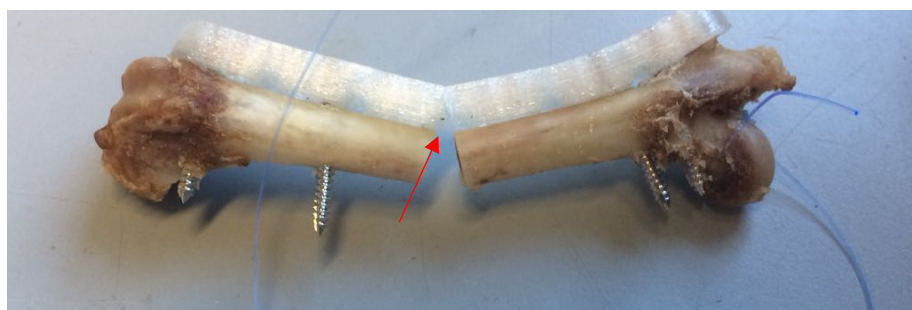


Figura 9. Deformidade plástica observada durante ensaio biomecânico com placa PLA-G. Nota-se presença de fissura no centro da placa (seta vermelha).

2.5 DISCUSSÃO

Hammel et al. (2006) citam que fatores como idade, porosidade óssea e diâmetro cortical podem gerar alterações nos ensaios biomecânicos, porém no presente trabalho a variável utilizada como cofator na análise estatística representada pelo diâmetro da cortical óssea demonstrou não exercer influência sobre os valores obtidos durante a análise de resistência a flexão dos implantes.

Durante a dissecação das peças foi constatada a presença de fêmures de diferentes formas e comprimentos, uma vez que tais ossos não eram provenientes de uma única raça. Ardary et al. (1989) constaram a mesma disparidade quando realizaram ensaios biomecânicos em mandíbulas caninas, entretanto, segundo os autores as desproporções não inviabilizam o estudo, desde que sejam respeitadas margens mínimas de variação, como peso dos cadáveres entre 7-10kg e todos com escore corporal adequado, evitando assim cães menores obesos e cães maiores magros ou caquéticos.

Cristofolini et al. (1996) recomendam a utilização de biomodelos sintéticos nos ensaios biomecânicos pela maior facilidade de aquisição e padronização de suas formas. Outros autores como Chessa (2008) citam a utilização de amostras sintéticas a base de poliuretano como alternativa de padronização dos modelos utilizados nos ensaios. Entretanto, baseados nas médias e desvios padrões das variáveis: peso e comprimento das amostras, espessura das corticais e densidade óssea, mensuradas no presente estudo, não houve diferença significativa quando as mesmas foram comparadas entre os diferentes grupos, o que evidência a homogeneidade das amostras para os testes. Diversos autores recomendam o uso de peças cadavéricas para testes biomecânicos, pois acreditam que as mesmas favorecem análises mais próximas das situações clínicas, além de permitir a análise do comportamento do osso, da placa e dos parafusos após os testes biomecânicos, revelando as regiões do osso que fraturaram, se a placa rompeu ou se os parafusos se deslocaram (TURNER e BURR, 1993; NA et al., 2000; DALMOLIN, 2013; DRAGO et al., 2015; MESQUITA, 2015; ISAKA, et al., 2017).

Para realização da fixação das placas foi necessário o aquecimento das placas para as mesmas serem moldadas e fixadas perfeitamente ao osso, corroborado com

a técnica descrita por Chessa (2008), tal manobra foi eficiente devido as características de termoplasticidade dos polímeros de PLA, conforme descrito por Dalmolin (2013) e Goes (2016), entretanto se os mesmos fossem associados a outros polímeros como polímeros de cerâmica ou vidro, tais manobras não seriam possíveis devido à baixa termoplasticidade de tais polímeros conforme descrito por Callister (1991). Não foi observada nenhuma alteração macroscópica estrutural ou de coloração das placas devido à modelagem das mesmas.

O modelamento inadequado da placa junto ao osso, pode gerar menor estabilidade ao aparato, uma vez que não há uma boa superfície de contato da placa com o osso, contribuindo para menor estabilidade da fixação óssea (JOHNSON, 2014; PRADA, 2015), porém no presente estudo as placas ficaram em contato íntimo com osso, o que favoreceu a rigidez do aparato, comprovado pela não soltura tanto dos parafusos como das placas fixadas nas extremidades do osso, conforme descrito em estudos realizados por Sunada et al. (2010).

Apesar do uso de parafusos de liga metálica para estabilização dos implantes, os mesmos não geraram influências sobre os resultados no presente estudo. Porém, visando melhor precisão da resistência dos implantes frente a diferentes ensaios como de compressão e tensão axial ou até mesmo em estudos *in vivo*, se faz necessária a utilização de impressoras 3D de alta qualidade conforme indicado por Goes (2016), permitindo o desenvolvimento de parafusos bioabsorvíveis que suportem as forças atuantes, sendo indicado o uso de parafusos de PLA associado a outros polímeros como PDLA e PDLA associado ao trifosfato de cálcio (SANTOS, 2015).

Os ensaios foram realizados em máquina de ensaio universal conforme indicado por Isaka et al. (2017), sendo aplicada força constante de 5000N a velocidade 100 mm/min. A realização do teste em apoio de três pontos na posição horizontal, preconizado por Drago et al. (2015), favoreceu a não interferência dos parafusos sobre a resistência do implante, entretanto, se fossem realizados testes de compressão axial, haveria sobrecarga importante sobre os parafusos, dessa forma, ocorreria influência direta na rigidez do aparato estudado, concordando com os ensaios mecânicos realizados por Brinkman et al. (2014).

A aplicação do cutelo no centro da placa se deve a este ser o ponto de maior estresse dessa configuração de implante, conforme ilustrado por Cordey (2000). Se o braço de força fosse aplicado nas extremidades do aparato existiriam dois componentes que poderiam influenciar os valores da resistência do implante, os parafusos inseridos ao osso e a aderência da placa junto ao osso, pois ambos favorecem a estabilidade do aparato utilizado.

O método de fixação de placas em função ponte, exige que toda a carga passe somente pelo implante, conforme descrito por Igna e Schuszler (2010), assim, durante os ensaios a resistência avaliada após aplicação do cutelo se restringe somente à placa, não havendo influência do osso sobre a mesma, favorecendo a captação de dados de resistência da placa frente a força de flexão.

O uso de placa em função ponte, possibilita diferentes formas de acesso cirúrgico, e por preservar a vascularização diafisária, é uma técnica minimamente invasiva conforme descrito por Pozzi e Lewis (2009). Ao usar este método o cirurgião deve atentar-se para o alinhamento do osso, uma vez que a aplicação errônea do implante pode contribuir para quadros de luxação de patela e desvios angulares conforme descrito por DeTora e Boudrieau (2016).

No presente estudo, em relação as placas de PLA, a resistência máxima foi conferida aos implantes com espessura de 6 mm, obtendo-se valor médio de 264 N (27 ± 15 Kgf), entretanto quando comparado a outros estudos os valores são considerados inferiores, uma vez que em tais estudos foram realizadas misturas de polímeros como descrito por Hasirci e colaboradores (2000), os quais utilizaram placas de PLLA na proporção de 70:30, apresentando resistência média de 320 N, em ensaio de flexão em três pontos. Entretanto, Goes (2016) utilizando a mesma proporção, projetou as placas com uma secção curva para obtenção de maior resistência à força de flexão, e obteve valor médio de resistência para placas de seis furos de 2.5 mm de 748 N.

As placas de PLA de 3 mm demonstraram maior capacidade de deformação plástica quando comparadas com as placas de 4,5 mm e 6 mm, com valores médios de resistência mecânica a flexão de 58 N. Tais valores são muito abaixo dos apresentados em estudos com implantes de mesmas espessuras porém com diferentes formulações, como em estudo realizado por Alves et al. (2010) no qual

foram utilizados implantes a base de Poli-Hidroxibutirato e Hidroxiapatita obtendo força média de 323 N, enquanto que em estudo de DRAGO et al. (2015) foram obtidos valores médios de 487 N, em implantes a base de osso bovino. Tais achados concordam com Waris et al. (2002) que utilizou a associação de polímeros visando alterar propriedades de rigidez e velocidade de absorção dos bioimplantes.

Durante os ensaios, foram observadas fraturas de alguns implantes. As fraturas observadas nos estudos localizaram-se principalmente na região central da placa onde era posicionado o cutelo, gerando o ponto de força central no eixo da placa e podem estar relacionadas com a perda da capacidade de deformação conforme descrito por Souza (2009). Tais achados diferem dos encontrados por Alves et al. (2010) que relatam altos índices de fraturas na intersecção das placas com os parafusos.

Levando-se em conta a resistência máxima obtida pelos implantes de 6 mm de espessura que foi em média de 264 N, haveria indicação de sua aplicação, em fêmures finos, como os de coelhos, pois segundo Barron (2010), eles possuem, quando íntegros, resistência média de 201 N.

Por outro lado, Bhatia et al. (1994) observaram que a taxa de degradação e absorção dos implantes varia de acordo com o local de implantação, podendo os produtos gerados pela degradação acelerada do implante acarretar em diminuição do pH do meio e induzir osteólise conforme descrito por Lippman et al. (2004), acarretando em perda de resistência dos implantes e falha da osteossíntese e/ou soltura precoce do implante. Dessa forma são indicados estudos in vivo em fêmures de coelhos para melhor precisão de resultados.

A utilização de placas de PLA de 6mm, devido a sua espessura, exigiria sua aplicação em ossos longos com grandes quantidades de envoltório muscular, como fêmur e úmero, entretanto não estariam indicados para ossos em extremidades como rádio e tíbia, assim como mandíbula devido ao envoltório muscular mais escasso. Assim sendo, é indicada a associação de polímeros conforme descrito Alves et al. (2010) e Drago et al. (2015), visando favorecer a rigidez do aparato com menor espessura do implante.

Conforme descrito por Chessa (2008), dados obtidos em estudos biomecânicos não podem ser extrapolados diretamente para o uso em pacientes

humanos. Assim, tais dados devem ser utilizados como indicativos de comportamento dos materiais utilizados em determinada técnica ou material, indicando-se a realização de estudos com as placas de PLA in vivo a fim de se avaliar a rigidez e possíveis reações adversas dos implantes quando em contato com tecidos in vivo.

2.6 CONCLUSÃO

Os implantes bioabsorvíveis de PLA, demonstraram aumento de sua resistência mecânica à flexão a partir do incremento em sua espessura, porém se comparados à placa metálica a diferença de resistência ainda é muito significativa.

Os valores de resistência mecânica do implante de PLA foram inferiores quando comparados com os resultados de outros autores que confeccionaram bioimplantes associados com diferentes proporções de outros polímeros.

REFERÊNCIA

Alves E.G.L. Rezende, C.M.F. Oliveira, H.P. Borges, N.F. Mantovani, P.F. Lara, J.S. 2010. Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. *Arq Bras Med Vet Zootec.* v.62. n.6. p.1367-1374.

An, Y. H., Draughn, R.A. 2000. Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface.* New York. Cap.2 p.23-40.

Ardary, W. C., Browridge, G. W. Urata, M. M. 1989. Comparative evaluation of screw configuration on the stability of the sagittal split osteotomy. *Aug. Oral Surg Oral Med Oral Pathol.*

Barron, W. 2010. Comparison of two methods of long bone fracture repair in rabbits. *BVet Med, DZOO MED.* v.19. ed.2. p.183-188.

Ben Ali, L. M. G. 2013. Incidence, occurrence, classification and outcome of small animal fractures: A retrospective study (2005-2010). *Int J Anim VetSciences.* v.7. n3.

- Bhatia, S., Shalaby, S.W., Powers, D.L., Lancaster, R.L., Ferguson, R.L. 1994. The effect of site of implantation and animal age on properties of polydioxanone pins. *J Biom Sci Polym.* ed.6. p. 435-446.
- Brinkman, J.M., Hurschler, C., Agneskirchner, J., Lobenhoffer, P., Castelein, R. M., van Heerwaarden, R. J. 2014. Biomechanical testing of distal femur osteotomy plate fixation techniques: the role of simulated physiological loading. *Journal of Experimental Orthopaedics.* 1:1.
- Callister Jr, W. D. 1991. *Materials science and engineering an introduction.* ed.2. New York [USA]. John Wiley e Sons Inc.
- Chessa, J. G. R. 2008. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Clínica Odontológica: Estudo comparativo da resistência mecânica a flexão de placas e parafusos reabsorvíveis e metálicos utilizados em osteotomias de corpo em mandíbulas de poliuretano. Piracicaba, SP. 69p.
- Cristofolin, L., Viceconti, M., Cappello, A., Toni, A. 1996. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomechanics.* v.2. n.4. p.525-435.
- Cordey, J. 2000. Introduction: Basic concepts and definitions in mechanics. *Injury, Int J Care of Injured.* v.31.
- Dalmolin, F. Filho, S. T. L. P., Cortes, A. M., Brunn, M. 2013. Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos. *Ciência Rural.* Santa Maria, RS. v.43. p.1675-1682. set.
- DeTora, M.D. Boudrieau, R.J. 2016. Preoperative planning using stereolithography and surgical correction with locking plate fixation in four dogs. *Vet Comp Orthop Trauma.* 29: 416-425.
- Diniz, J. S. Dionisio, V. C., Nicolau, R. A., Pacheco, M. T. T. 2011. Propriedades mecânicas do tecido ósseo: uma revisão bibliográfica. IX Encontro Latino Americano de Iniciação Científica. p.1363-1366.
- Drago, M.A.,Drago, M., Cerqueira, H.D.B., Tiburcio, M.F., Souza, G.B., Barbosa, D.H., Santos, C.M.L., Silva, R.V., Freitas, P.M.C. 2015. Avaliação *ex vivo* das propriedades mecânicas em flexão de placas ósseas bovina na osteossíntese de tíbias de coelhos. *Rev Bras Med Vet.* v.37. n.3. p.245-249.

- Giordanoa, V. 2018. Análise bidimensional de elementos fida ár em modelo de fixação extramedular. *Rev Bras Ortop.* v. 53. n.1. p.88-93.
- Goes, P. R. S. F. 2016. Dissertação em pós-graduação em Ciência animal: Confeção e avaliação mecânica de implantes ortopédicos produzidos em poli (L-ÁCIDO LÁTICO) (PLLA) por impressoras 3D. Recife, PE. 57.
- Hammel, S.P., Pluhar, E.G., Novo, R.E., Bourgeault, C.A., Wallace, L.J. 2006. Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. *Vet Surg.* v.35. n.6. p.573-578.
- Hasirci V., Lewandrowski, K. U., Bondre, S. P., Gresser, J.D., Trantolo, D.J., Wise, D.L. 2000. High strength bioresorbable bone plates. *Bio-Medical Mat Engine.*
- Igná, C., Schuszler, L. 2010. Current Concepts of Internal Plate Fixation of Fractures. *Bulletin UASVM.* 67(2).
- Isaka, L. J. E., Prado, A. M. R. B., Villanova, J. A., Pimpão, C. T., Soares, P. C. 2017. Ex-vivo biomechanical analysis of two methods of osteosynthesis in canine mandibular fractures. *SEMINA.* v.38. n.4.
- Johnson, K.A. 2014. *Piermattei's Atlas of Surgical Approaches to the Bones and Joints of the Dog and Cat.* 5ed. Misooouri: Elsevier.
- Lippman, C.R., Hajjar, M., Abshire, B., Martin, G., Engelman, R.W., Cahill, D.W. 2004. Cervical spine fusion with bioabsorbable cages. *Neurosurgery Focus.* e.4. 16. 2004.
- Prada, T.C. 2015. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: Estudo mecânico comparativo da estabilização de fratura ilíaca com dois tipos de implantes (parafusos com placa de compressão dinâmica e parafusos associados ao polimetilmetacrilato) em hemipelves caninas sintéticas. v.2. 32 p.
- Pozzi, A. Lewis, D. 2009. Surgical approaches for minimally invasive plate osteosynthesis in dogs. *Vet Comp Orthop Trauma.* 22:316-320.
- Santos, A.E. 2015. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: Desenvolvimento de parafuso de interferência bioabsorvível para cirurgia de joelho em PLDL (poli ácido láctico) e compósito PLDL + β TCP (Beta trifosfato de cálcio). 101p.

Schmaedecke, A. 2007. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação as forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo *in vitro*. 144p.

Sembenelli, G. 2017. Dissertação para obtenção de título de Mestre em Cirurgia Veterinária: Análise biomecânica de placa modificada de TPLO em modelo experimental de falha óssea proximal em tíbias sintéticas caninas. Jaboticabal, SP.

Sunada, E.E., Ejnisman, L., Demura, R.L., Pailo, A.F., Malavolta, E.A. Hideyo, M. S., Martins, C.A.P., Zumiotti, V.A., Sato, J.R. 2010. Estudo biomecânico da rigidez da osteossíntese com placas em ponte em tíbias de cadáveres humanos. Acta Orto Bras. v.18. n.2.

Tabata, Y. 2009. Biomaterial technology for tissue engineering applications. J. R. Soc. Interface: v.6. s31-s324. March.

Turner, C. H, Burr, D. B. 1993. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone. v.14. n.4. p.595-608.

Waris, E., Ashammakhi, N., Raatikainen, T., Tormala, P., Santavirta, S., Konttinen, Y. 2002. Self-reinforced bioabsorbable versus metallic fixation systems for metacarpal and phalangeal fractures: A biomechanical study. The J Hand Surg. 27A: 902-909. 2002.

CAPÍTULO 3

3.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento de tecnologias atreladas ao uso de biomateriais na rotina ortopédica é de suma importância, visto que com o advento de impressoras 3D de melhor qualidade, possibilita a confecção de implantes das mais variadas formas e tamanhos, permitindo uma vasta aplicação em pacientes de diferentes portes e espécies.

O presente trabalho demonstrou o aumento da rigidez das placas de PLA, a medida que ocorria aumento de sua espessura, porém ainda com níveis de resistência à flexão muito abaixo das placas convencionais.

Os níveis de resistência a flexão das placas de PLA com espessura 100% superior (6mm) as placas metálicas comercializadas (3mm), sugerem que as mesmas possam ser aplicadas em fêmures finos, como os de coelhos; o músculo quadríceps é volumoso, e por isto tem capacidade de cobrir placa e parafusos destas dimensões, porém estudos in vivo são necessários afim de avaliar o comportamento do implante, como resistência mecânica, estabilização efetiva, tempo de reabsorção e reações adversas.

Sugere-se como forma de aumento da rigidez do bioimplante a associação com outros polímeros, como PGA, PLLA, PDLA, PDLA + trifosfato de cálcio e diversos tipos de cerâmicas, obviamente sem dispensar biodisponibilidade, baixa reatividade e baixo custo.

Salienta-se a necessidade de impressoras 3D de alta qualidade, para melhor precisão na confecção de parafusos bioabsorvíveis nos mesmos moldes das placas a serem utilizados em estudos futuros. O intuito é de avaliar o aparato completo de implantes bioabsorvíveis, visando avaliações biomecânicas mais fidedignas, principalmente quando se avalia forças de tensão e compressão axial.

São necessários estudos submetendo os implantes a outras forças que não somente a de flexão, uma vez que os ossos longos são submetidos a uma interação de diversas forças durante o movimento.

ANEXO 1



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Pró-Reitoria de Pesquisa, Pós-Graduação e Inovação
Comissão de Ética em Pesquisa no Uso de Animais

Curitiba, 14 de junho de 2018.

PARECER DE PROTOCOLO DE PESQUISA

REGISTRO DO PROJETO: 01243 – 1ª versão

TÍTULO DO PROJETO: *ESTUDO COMPARATIVO DA RESISTÊNCIA MECÂNICA A FLEXÃO DE PLACAS BLOQUEADAS ABSORVÍVEIS DE DIFERENTES ESPESSURAS E PLACAS METÁLICAS UTILIZADAS EM OSTEOTOMIAS EM FÊMURES DE CÃES*

PESQUISADOR RESPONSÁVEL

JOSÉ ADEMAR VILLANOVA JR.

EQUIPE DE PESQUISA

GUILHERME DIPP, JANAYNA DE LIMA BARADIN MASKE, PAULO CÉSAR SOARES FILHO

INSTITUIÇÃO

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

CURSO

Medicina Veterinária

VIGÊNCIA DO PROJETO	07/2018 a set/2018	QUANTIDADE DE ANIMAIS	44 PEÇAS
ESPECIE/LINHAGEM	<i>Canis lúpus familiaris</i>	Nº SISBIO (Somente animais de vida livre)	Não se aplica
SEXO	M/F	ATIVIDADES (Somente animais de vida livre)	Não se aplica
IDADE / PESO	PEÇAS	ESPECIE – GRUPO TAXONÔMICOS (de vida livre)	Não se aplica
ORIGEM DO ANIMAL	CEV PUCPR	LOCAL (IS) (Somente animais de vida livre)	Não se aplica

O colegiado da CEUA certifica que este protocolo que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto homem), para fins de pesquisa científica, encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794/2018 e Decreto nº 6.899/2009, e com as normas editadas pelo CONCEA e foi **APROVADO** pela CEUA - PUCPR em reunião de colegiado. Se houver mudança do protocolo o pesquisador deve enviar um relatório à CEUA descrevendo de forma clara e sucinta, a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas. Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciar antes de receber a autorização formal para a sua realização.

Rua Imaculada Conceição, 1155 Prado Velho CEP 80.215-901 Curitiba Paraná Brasil
Telefone: (41) 3271-2292 www.pucpr.br

ANEXO 3

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO REVISTA PESQUISA VETERINÁRIA BRASILEIRA

Os trabalhos devem conter resultados de pesquisa originais ainda não publicados ou considerados para publicação em outras revistas. Apesar de comunicações curtas não serem aceitas, não há limite mínimo para o número de páginas, porém o artigo deve conter os detalhes necessários sobre os experimentos ou metodologias utilizadas no estudo. Os trabalhos são de responsabilidade dos autores, no entanto, o direito é reservado para o Editor sugerir ou solicitar modificações após revisão por pares. Os artigos submetidos são revisados e aceitos para publicação com dois pareceres favoráveis ou rejeitados por duas opiniões desfavoráveis. Carga de papel de U \$ 480,00 é cobrada, por fatura PayPal enviada ao autor por correspondência, quando o artigo for aceito. Não há taxa de submissão e avaliação de artigos. Os direitos autorais dos artigos aceitos para publicação permanecem com os autores. Os trabalhos devem sempre ser submetidos de acordo com o estilo da revista (www.pvb.com.br):

1. cabeçalhos. Os trabalhos devem ser organizados em Título, Nomes dos autores, RESUMO, TERMOS DE INDEXAÇÃO, TERMOS DE ÍNDICE, Termos de Sumário e Índice em português, não necessários para artigos em inglês enviados de países estrangeiros), INTRODUÇÃO, MATERIAIS E MÉTODOS, RESULTADOS, DISCUSSÃO, CONCLUSÕES (ou combinação dos dois últimos), Agradecimentos e REFERÊNCIAS. A lista de legendas das figuras, as Tabelas e Figuras reais devem ser submetidas no final do artigo.

a) Título: este deve ser conciso e indicar o conteúdo do artigo;

b) Os autores devem abreviar seus nomes (se longo) e usá-los sistematicamente para sua identificação e citação científica. O primeiro nome deve ser sempre extenso para auxiliar no acesso ao *Currículo Lattes* do CNPq. Por exemplo, Paulo Fernando de Vargas Peixoto, usa Paulo V. Peixoto (inverso, Peixoto PV); Franklin Riet-Correa Amaral, usa Franklin Riet-Correa (inverso, Riet-Correa

F.); Os endereços profissionais completos dos autores devem ser colocados na nota de rodapé da primeira página, com o e-mail do autor correspondente;

c) ABSTRACT deve conter a mesma informação apresentada no Sumário Português, mas pode ser mais extenso. Ambos devem ser escritos de forma concisa, usando o tempo passado para incluir o que foi feito e quais foram os resultados e conclusões mais importantes. O layout e o tamanho do texto devem seguir o formato normal mostrado na revista (www.pvb.com.br). Em inglês, o título em português deve ser dado em negrito e entre parênteses após a palavra RESUMO, quando este for o caso.

d) INTRODUÇÃO deve ser breve, com citações bibliográficas específicas, e deve explicar e justificar o objetivo do estudo;

e) MATERIAIS E MÉTODOS devem conter detalhes suficientes para permitir a repetição e verificação do trabalho experimental. Experimentos em animais devem ter aprovação da Comissão de Ética local;

f) RESULTADOS devem conter a apresentação concisa dos dados obtidos. Tabelas devem evitar dados supérfluos, apresentando, sempre que possível, as médias das repetições. Dados complexos geralmente são melhores expressos com gráficos (Figuras) e não em tabelas extensas. Por favor, evite a repetição de dados em Tabelas e Figuras;

g) DISCUSSÃO deve chamar a atenção para os resultados importantes e relacioná-los à literatura. Evite especulações e referências a dados não publicados;

f) CONCLUSÕES só devem basear-se nos resultados apresentados no trabalho;

g) Os agradecimentos devem ser breves e não aparecer no texto nem nas notas de rodapé;

h) REFERÊNCIAS devem incluir apenas literatura mencionada no artigo e devem ser ordenadas alfabeticamente pelo sobrenome do primeiro autor. Este nome deve ser seguido por aqueles dos outros autores (todos em letras minúsculas), o ano, o título de cada publicação e o nome e detalhe do volume, edição e páginas da revista ou livro. Estes devem ser de forma abreviada (ou extensiva se houver alguma dúvida) seguindo exemplos em números recentes da revista (www.pvb.com.br).

2. Texto

a) Layout e formato devem ser Cambria, corpo 10, entre linhas simples, página em formato A4, com 2 centímetros de margem e seguir o exemplo das últimas edições da revista (www.pvb.com.br). O texto deve ser escrito em uma coluna, seguido por todas as tabelas, legendas de figuras e figuras reais. Figuras (incluindo gráficos) devem ser fornecidas como arquivos separadamente do texto; elas devem ser introduzidas no texto através de “to Insert” do Word, pois as imagens copiadas e inseridas perdem as informações do programa onde foram geradas, o que resulta sempre em má qualidade;

b) O estilo dos trabalhos deve ser claro e conciso. Isso é ajudado pelo uso de frases curtas e precisas, com amplo uso de pontuação e parágrafos corretos. A linguagem deve ser o mais distante possível impessoal e no passado. As referências às notas de rodapé devem ser números arábicos contínuos sobrescritos lançados ao pé da página. Tabelas e Figuras devem ser também referenciadas por números. Resumo e Resumo devem ser escritos em um único parágrafo e não conter citações. Os nomes científicos devem ser escritos de forma extensiva quando aparecerem pela primeira vez em cada capítulo.

c) Acrônimos e abreviaturas para os nomes das instituições devem ser colocados entre parênteses e precedidos pelo nome extenso na primeira vez que são usados;

d) Citações de literatura devem ser feitas pelo sistema “autor e ano”. Os artigos de dois autores devem ser mencionados pelos nomes de ambos, e artigos de três ou mais autores pelo nome do primeiro, seguido por “et al.” E o ano; se dois artigos não puderem ser distinguidos por esses elementos, a diferenciação será feita através da inserção de letras minúsculas (a, b, c) imediatamente após os anos. Os artigos não consultados pelo (s) autor (es) na forma original completa devem ser diferenciados, mencionando ao final da respectiva referência: “(Resumo)” ou “(Apud Fulano e o ano)”; a referência do artigo que serviu como fonte, deve ser incluída na lista apenas uma vez. Citação de comunicações pessoais e artigos ainda não publicados no texto é feita apenas dando nome e ano, e na lista de referências, adicionalmente, é dada a instituição do autor em freios. Na citação de papéis dentro de freios, vírgulas não são usadas entre o nome do autor e o ano, nem ponto e vírgula após o ano; a separação entre os

papéis é feita por vírgulas, como por exemplo: (Priester & Haves 1974, Lemos et al. 2004, Krametter-Froetcher et al. 2007);

e) a lista de Referências com nomes dos autores escritos em caixa alta e baixa, e nomes científicos em itálico, deve estar de acordo com o padrão adotado na última edição da revista, inclusive na ordem de seus elementos.

3. Figuras (fotos, gráficos, desenhos ou mapas) devem ser preferencialmente apresentadas em sua forma original por meio eletrônico; quando as fotografias foram obtidas com uma câmera digital (com extensão “jpg”), os arquivos devem ser enviados sem tratamento ou alterações. Os gráficos devem ser produzidos em 2D, com colunas em branco, cinza e preto, sem fundo e sem linhas. A chave da convenção adotada deve ser incluída na área da figura; títulos acima da ilustração devem ser evitados.

4. As legendas das Figuras devem conter informações suficientes para que sejam compreensíveis, e serão apresentadas no final do artigo submetido.

5. As tabelas devem ser explicativas para si e colocar no final do texto. Cada um deve ter seu título completo em negrito e o cabeçalho deve estar entre duas linhas longas, uma acima e outra abaixo. Não há linhas verticais nem fundo cinza. Os sinais de chamada devem ser alfabéticos, começando preferencialmente por “a” em cada Tabela; as notas devem ser lançadas diretamente abaixo da respectiva Tabela, a partir da qual elas devem ser separadas por uma linha curta, à esquerda.