

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

JANAYNA DE LIMA BALARDINI MASKE

**Estudo comparativo da resistência mecânica à flexão de placas
bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas
metálicas utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas
caninas**

*Comparative study of the mechanical resistance to flexion of the absorbable locking
plates of the different thickness and metallic plates used in osteotomies in the body of
canine hemimandible*

Curitiba

2018

JANAYNA DE LIMA BALARDINI MASKE

**Estudo comparativo da resistência mecânica à flexão de placas
bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas
metálicas utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas
caninas**

*Comparative study of the mechanical resistance to flexion of the absorbable locking
plates of the different thickness and metallic plates used in osteotomies in the body of
canine hemimandible*

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Ciência Animal, área de concentração Saúde, Tecnologia e Produção 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 Junior.

CURITIBA

2018

TERMO DE APROVAÇÃO
(Responsabilidade da Secretaria do PPGCA)

(Entregue pela secretaria)

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	vii
AGRADECIMENTO	viii
FORMATO DA DISSERTAÇÃO	ix
CAPÍTULO 1	1
INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO	1
CAPÍTULO 2	16
Estudo comparativo da resistência mecânica à flexão de placas bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas metálicas utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas caninas.....	16
REFERÊNCIAS	28
CAPÍTULO 3	35
CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	35
ANEXOS	36

LISTA DE TABELA E GRÁFICO

Tabela 2.1. Valores das médias de cargas de pico entre os grupos experimentais avaliados. Valores em quilograma-força (kgf).....	25
--	----

LISTA DE FÍGURAS

CAPÍTULO 1

Figura 1.1 Imagem fotográfica de hemimandíbula canina, vista lateral esquerda.	4
Figura 1.2 Imagem fotográfica de corte transversal de hemimandíbula canina.	5
Figura 1.3 Fraturas mandibulares favorável e desfavorável.....	6
Figura 1.4 Imagem fotográfica de placa ortopédica compressiva.	7
Figura 1.5 Imagem detalhando o sistema de correção pela placa compressiva.	7
Figura 1.6 Local onde os parafusos se encaixam no sistema bloqueado.	8
Figura 1.7 Imagem detalhando o sistema de correção pela placa bloqueada.....	8
Figura 1.8 Forma correta de posicionamento da placa ortopédica metálica em mandíbula canina.	9
Figura 1.9 Mecanismo de degradação do ácido polilático.....	10

CAPÍTULO 2

Figura 2.1 Fratura desfavorável entre 3º e 4º pré-molares em hemimandíbula canina.	21
Figura 2.2 Filamento para produção de materiais de PLA.	22
Figura 2.3 Máquina de ensaio universal do modelo EMIC DL500.....	22
Figura 2.4 Desenho técnico representando peça utilizada para testes biomecânicos	23
Figura 2.5 Demonstração da peça anatômica fixada antes do teste biomecânico....	23
Figura 2.6 Desenho técnico representando posicionamento da hemimandíbula para o teste biomecânico.	24

“Dedico este trabalho a Deus,
que com sua infinita sabedoria,
foi um importante guia na minha trajetória”.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, meu maior Mestre por ser a luz diária que guia meu caminho.

Agradeço ao meu amado esposo Charles Maske, por ser mais que um companheiro, ser meu porto seguro, ver o melhor que há em mim, me apoiar em todos os momentos e buscar sempre fazer o melhor por nós.

Agradeço aos familiares que sempre me apoiaram, pela compreensão em momentos de ausência e por inconscientemente me darem o maior incentivo para continuar.

À PUCPR, 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, Murilo Spazzini Gea, Igor Losito, Paulo Henrique Utumi, Giovanna Carolina Rothert de Oliveira, Gabriel Schnepfer Beraldo, Helton Corrêa Junior e Claudio Teixeira Ferreira a ajuda de todos vocês foram de grande valia.

Agradeço a Clínica Veterinária Lositto 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., pela oportunidade de exercer esse projeto sob sua supervisão e apoio, pela confiança em mim empregada, pelos ensinamentos de vida, pelo exemplo como docente, profissional e ser humano, sobretudo agradeço por sua amizade.

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 (Anexo 3). O capítulo 3 finaliza esta dissertação com conclusões gerais e considerações finais deste trabalho e sugestões para estudos futuros.

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

Em animais domésticos, fraturas mandibulares correspondem a 3% das fraturas em cães e 15% em gatos, nestas espécies as fraturas geralmente são abertas, contaminadas ou infectadas, podem ser simples ou complexas/múltiplas, uni ou bilaterais (Lopes et al. 2005, Piermattei et al. 2009).

Os traumas mandibulares ocorrem, geralmente, em consequência de brigas, acidentes veiculares, quedas, neoplasias e doenças periodontais (Lopes et al. 2005). Segundo Kitshoff et al. (2013) as fraturas mandibulares tendem a ocorrer na região molar, com incidência superior a 40%.

A mandíbula apresenta algumas peculiaridades em relação aos ossos longos e que devem ser levadas em consideração para o adequado tratamento. A presença dos dentes e de suas raízes, a necessidade de manutenção da oclusão dentária e a baixa cobertura muscular são itens importantes a serem considerados antes da escolha do melhor método. Porém, o fato de não sustentar peso permite que, em alguns casos, a fixação rígida não seja necessária (Legendre 2005, Piermattei et al. 2009).

Entre os métodos de estabilização, se destacam a utilização de fio metálico, pino intramedular, fixador esquelético externo, resina acrílica e placas ósseas neutras, compressivas ou bloqueadas (Verstraete, 2007).

Por exercer pressão sobre o perióstio, as placas compressivas causam lesão à vascularização periosteal e quando utilizadas em locais com contaminação favorecem a formação do biofilme bacteriano predispondo infecção bacteriana da região (Verstraete, 2007).

Existem desvantagens inerentes a utilização de sistemas metálicos para fixação rígida, dentre outras estão: distúrbios de crescimento, migração dos implantes, necessidade de remoção, impossibilidade de diagnóstico em imagens futuras (impossibilidade de avaliação por ressonância magnética e sobreposição de

estruturas anatômicas e implantes em avaliações radiográficas), palpabilidade e sensibilidade térmica (Bell & Kindsfater 2006, Piermattei et al. 2009).

Para evitar a remoção das placas foram desenvolvidos sistemas de placas reabsorvíveis testados clínica e experimentalmente (Kim et al. 1997). Existem estudos que demonstram a utilização de placas reabsorvíveis em cirurgia ortognática e na fixação de fraturas faciais (Kallela et al. 1998, Eppley et al. 2005).

As placas e parafusos reabsorvíveis surgiram como uma proposta com a finalidade de minimizar os efeitos adversos ocasionados pelos metais (Bessho et al. 1997).

O desenvolvimento de placas e parafusos reabsorvíveis tem o potencial de oferecer ao clínico um sistema ideal de fixação biocompatível, que permita uma boa estabilidade para a consolidação óssea e subsequente reabsorção em um tempo determinado (Bell & Kindsfater 2006).

O ácido polilático, também denominado como poli (ácido lático) ou ainda ácido 2-hidroxiopropanóico (PLA) é um dos polímeros biorreabsorvíveis que tem despertado interesse, com aplicações em implantes estruturais como placas, parafusos, dispositivos intersomáticos, parafusos de interferências, fios de sutura, e dispositivos para liberação gradual de fármacos (Cruz 2010). O PLA foi produzido através do aquecimento sob vácuo do ácido lático, sendo um poliéster alifático, termoplástico, semicristalino ou amorfo, biocompatível e biodegradável (Brito 2011, Pachekoski 2014).

Como será observado no Capítulo 2 da presente dissertação, objetivou-se comparar a resistência mecânica à flexão de placas bloqueadas absorvíveis de PLA de diferentes espessuras, e placas metálicas comerciais utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas caninas.

REVISÃO DE LITERATURA

A ocorrência de falhas ósseas decorrentes de traumas, complicações pós-operatórias e cirurgias mutilantes associadas à remoção de neoplasias, fazem parte da rotina dos hospitais veterinários, sendo cada vez mais estudados os meios de tratamento para os mais variados graus de complexidade (Oliveira 2013). As principais causas de fraturas mandibulares e/ou maxilares em cães são em

decorrência de acidentes veiculares, brigas ou feitas criminosamente pelo homem. Existem também causas não traumáticas, como doença periodontal, neoplasia e anormalidades metabólicas (Boudrieau 2004).

Para a correta estabilização de fratura mandibular, três fatores biomecânicos devem ser considerados: as forças oriundas dos vigorosos músculos mastigatórios, a direção da linha de fratura e as forças envolvidas no desenvolvimento da lesão (Tholen 1982).

A redução da mobilidade e união dos fragmentos podem ser conseguidas com os tratamentos conservador ou cirúrgico, o tratamento cirúrgico de fraturas mandibulares completas tornou-se mais promissor devido a maior qualidade da fixação dos fragmentos. Na fixação ou imobilização de fraturas são usados, como dispositivos de fixação os pinos intramedulares, cerclagem com resina interdentária, placas ortopédicas e parafusos, tradicionalmente metálicos (aço inoxidável, titânio e ligas de cromo-cobalto) devido a facilidade de acesso a matéria-prima, resistência mecânica, facilidade de esterilização e pouco potencial de rejeição (Simões 2007; Johnson 2013).

Existe no mercado uma grande variedade de biomateriais, sintéticos ou biológicos com tamanhos variáveis de partículas e principalmente classificados quanto ao seu modo de ação: osteocondução, osteoindução ou osteogênese. Na reabilitação bucal estes biomateriais deverão ser utilizados como terapia ao tratamento de sequelas ou como recurso complementar a instalação de implantes. Todavia, é interessante conhecer o potencial biológico de cada material para indicá-lo nas diversas situações clínicas (Carvalho et al. 2010).

ANATOMIA DA MANDÍBULA CANINA

A mandíbula é o único osso móvel da face e participa de funções básicas como mastigação, fonação e deglutição, além de participar na manutenção da oclusão dentária ocupando juntamente com a maxila a maior porção óssea do esqueleto facial (Busuito 1986).

As mandíbulas são estruturas ósseas que sustentam os dentes inferiores as quais se articulam nas fossas mandibulares dos processos zigomáticos dos ossos temporais. As duas mandíbulas unem-se rostralmente por uma sínfise, e são

divididas em parte incisiva, corpo (parte horizontal), ângulo e ramo (parte vertical). No ramo estão os processos coronoide e angular, enquanto que no ângulo está o processo angular (Figura 1.1). Sua margem alveolar contém alvéolos para as raízes dentárias (14 dentes decíduos e 19 permanentes), a arcada inferior possui um dente molar a mais do que a superior. O forame mandibular é a abertura caudal do canal mandibular, que se inicia na base do ramo e atravessa o corpo, por onde passam a artéria, a veia e os nervos alveolares inferiores (Smith 2006, Evans & Delahunta 2010).

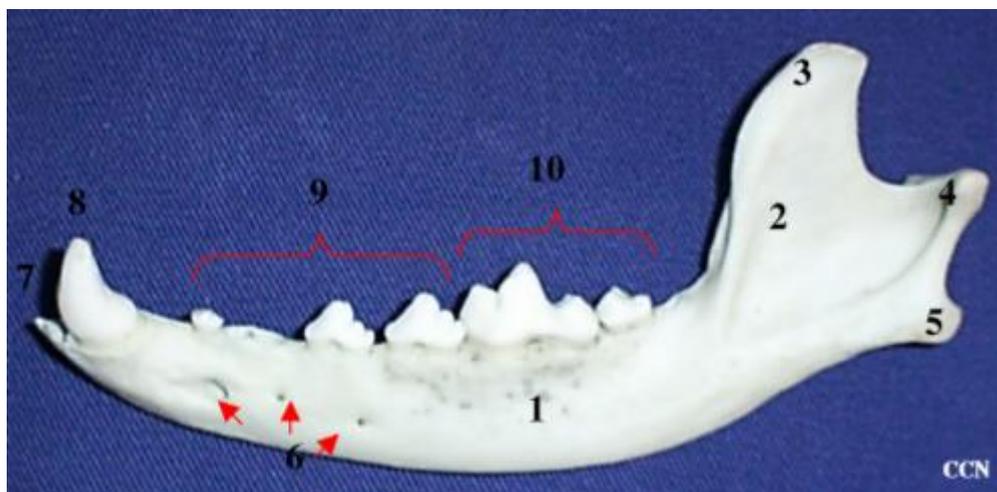


Figura 1.1 Imagem fotográfica de hemimandíbula canina, vista lateral esquerda.

Estruturas anatômicas: 1. corpo; 2. ramo; 3. processo coronoide; 4. processo condilar; 5. processo angular; 6. forames mentonianos; 7. dentes incisivos; 8. dente canino; 9. dentes pré-molares; 10. dentes molares.

Fonte: Smith (2006).

Os dentes ocupam cerca de 66% do corpo mandibular, sendo que o restante é ocupado pelo canal mandibular (Figura 1.2). Cães de grande porte possuem uma quantidade maior de osso cortical quando comparado com cães de pequeno porte, onde as raízes dos dentes ocupam quase todo o corpo da mandíbula (Harvey & Emily 1993).

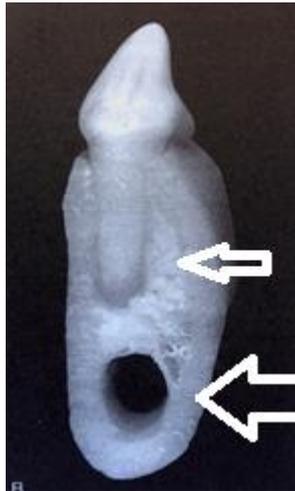


Figura 1.2 Imagem fotográfica de corte transversal de hemimandíbula canina. Canal mandibular (seta maior) e raiz dentária (seta menor). Nota-se a pequena densidade óssea da região. Fonte: Verstraete (2007).

Na maioria das espécies, as duas metades da mandíbula estão firmemente fundidas, mas no cão e nos ruminantes, se articulam por meio de uma sínfise, formando uma articulação. Esta permite pequenos movimentos que asseguram um mecanismo cortante mais efetivo (Dyce et al. 2010).

ESTUDOS BIOMECÂNICOS

O osso pode se submeter a três tipos diferentes de cargas: tensão, torção e flexão (Ji et al. 2010). Na região da sínfise mentoniana, prevalecem as forças de torção, produzindo uma combinação entre tensão e compressão. (Niederdelmann et al. 1972, Champy et al. 1979).

A oclusão mandibular é realizada pelos músculos temporal, masseter e pterigoide medial, e a abertura pelo músculo digástrico. O músculo temporal é o mais forte e tem sua origem na fossa temporal e inserção no processo coronoide da mandíbula. O músculo masseter tem sua origem no arco zigomático e inserção na porção lateral do ramo mandibular. O músculo pterigoide tem sua origem no osso esfenoidal e inserção no processo angular da mandíbula. (Piermattei et al. 2009).

Lindner et al. (1995) desenvolveram um transdutor para mensurar a força da mordida em cães. Foram estudados 22 cães, com massa corpórea de sete a 55kg, foram avaliados cães de grande porte: Rottweiler, Setter, Golden Retriever, Belga Tervuren, Doberman e Labrador Retriever (23 a 55kg); cães de médio porte: Border

Collie, Dálmata e Chow Chow (11 a 23 kg) e de pequeno porte: Pastor de Shetland e West Highland Terrier (sete a 11 kg).

Os resultados foram forças de mordida de 1,32 a 142,15 quilograma-força (kgf) com média geral de 26,10 kgf. Houve uma tendência de aumento da força mandibular com o aumento da massa corpórea.

O sentido da linha de fratura e a ação muscular na região, determinarão o prognóstico da fratura, poderá ser de resolução favorável ou desfavorável (Figura 1.3), indicando tratamento de menor ou maior complexidade, respectivamente (Tucker e Assael 1993). Quando a tração muscular faz com que ocorra compressão do foco de fratura, considera-se como fratura favorável, e quando a tração muscular faz afastamentos dos fragmentos da fratura, considera-se como fratura desfavorável (Verstraete, 2007).

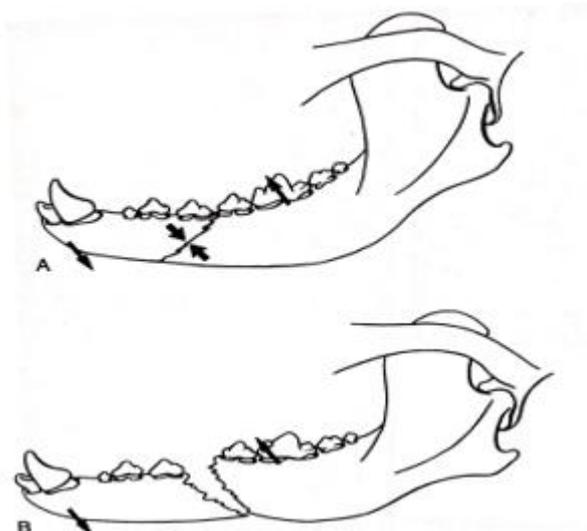


Figura 1.3 Fraturas mandibulares favorável e desfavorável.
Na figura A, a tração muscular faz com que ocorra compressão do foco de fratura (fratura favorável).
Na figura B a tração muscular faz afastamentos dos fragmentos da fratura (fratura desfavorável).
Fonte: Verstraete (2007).

Quando a fratura é unilateral, e ocorre em sentido favorável e sem envolvimento da sínfise mandibular, métodos terapêuticos conservativos podem ser adotados, desde que a oclusão não seja afetada. Em casos em que há desalinhamento ósseo evidente com má oclusão, a estabilização cirúrgica deve ser adotada (Wiggs & Lobprise 1997).

ESTABILIZAÇÃO DE FRATURAS MANDIBULARES

A disposição do material de fixação, para neutralizar as zonas de tensão e compressão, tem uma grande importância no tratamento de fraturas mandibulares (Ji et al. 2010).

O método ideal para osteossíntese mandibular fornece estabilidade óssea, perfeita oclusão bucal, mínimo dano aos tecidos moles circunjacentes, preservação da dentição e retorno a função de maneira rápida e eficiente (Piermattei et al. 2009).

Dentre todos os métodos de osteossíntese, as placas ósseas apresentam vantagens sobre os demais, entretanto sua colocação exige material específico, cuidados no descolamento muscular regional e atenção no posicionamento dos implantes, para não causar lesões nas raízes dentárias (Wiggs & Lobprise 1997, Piermattei et al. 2009).

PLACAS ÓSSEAS

As placas compressivas (Figura 1.4) mantêm um íntimo contato entre os fragmentos ósseos levando assim a consolidação óssea primária. A estabilidade deste sistema ocorre pelo contato entre a superfície óssea e a placa (Figura 1.5), (Haaland et al. 2009).



Figura 1.4 Imagem fotográfica de placa ortopédica compressiva.
Fonte: Elaborada pela autora.

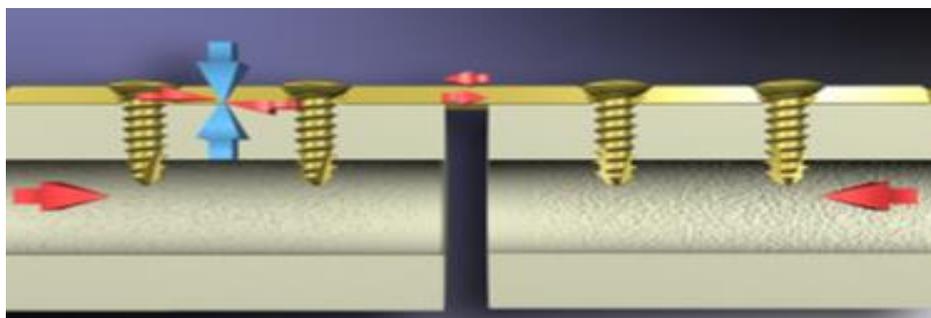


Figura 1.5 Imagem detalhando o sistema de correção pela placa compressiva. O sistema de placas compressivas faz com que a estabilidade dos fragmentos seja fornecida pela pressão da placa sobre o osso (setas azuis). As forças que agem sobre a fratura são transmitidas diretamente para a placa óssea (setas vermelhas).
Fonte: Gutwald e Schmelzeisen (2003).

As placas bloqueadas (Figuras 1.6 e 1.7) são as mais recentes, possuem furos rosqueados e as cabeças dos parafusos também possuem roscas, o que permite à fixação dos parafusos a placa levando a fixação independente dos implantes. Desta forma, diferente dos demais tipos de placas, a estabilidade só é perdida se todos os parafusos se soltarem (Roe 2003, Johnson 2013).



Figura 1.6 Local onde os parafusos se encaixam no sistema bloqueado.

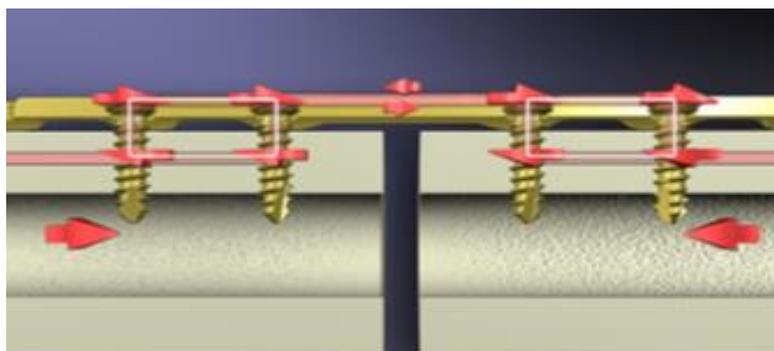


Figura 1.7 Imagem detalhando o sistema de correção pela placa bloqueada.

No sistema de placas bloqueadas, as forças que agem sobre a fratura passam do osso para os parafusos, dos parafusos para a placa e depois voltam para os parafusos fixos na placa (setas vermelhas) levando a estabilidade angular.

Fonte: Gutwald e Schmelzeisen (2003).

Na reparação óssea, estão envolvidos fatores biológicos e mecânicos. Dos fatores biológicos os que têm maior importância são: suprimento sanguíneo e estado nutricional geral do paciente, e dos fatores mecânicos o principal é a quantidade de movimentação dos segmentos fraturados (Kroon et al. 1991).

A estabilidade durante as atividades funcionais está em primeiro plano no uso da técnica, pois é conhecido o fato de que a movimentação na linha de fratura é um fator de predisposição conhecido para infecção e não consolidação óssea. (Sauerbier et al. 2003). Logo o sistema placa e parafuso deve, portanto, ser rígido o suficiente para suportar a carga funcional e permitir a consolidação óssea (Rudderman et al. 2008).

As placas ósseas mais usadas atualmente na Medicina Veterinária são de aço inoxidável 316L. Existe uma grande quantidade de tamanhos e formatos (retas, anguladas, reconstrutivas, semilunares, entre outras), com efeito neutro ou compressivo, uni ou bicortical e com ou sem bloqueio entre o parafuso e a placa (Verstraete 2007).

A placa bloqueada apresenta grande força de fixação óssea quando comparada à placa convencional, e tem sido utilizada com sucesso em pessoas com osteoporose e no manejo de fraturas de ossos chatos e finos (Gautier 2003, Tan 2009), no sistema bloqueado há o encaixe entre a cabeça do parafuso e a placa, causando assim menor dano vascular a região periosteal (Ferrigno et al. 2007).

Para sua correta utilização em mandíbulas as placas devem ser posicionadas na borda ventral (Figura 1.8), evitando assim lesão nas raízes dentárias e estruturas presentes no canal mandibular (Glyde & Lidbetter 2003).

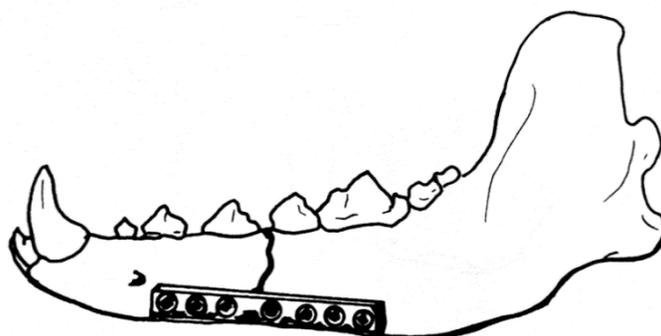


Figura 1.8 Forma correta de posicionamento da placa ortopédica metálica em mandíbula canina. Fonte: Denny e Butterworth (2006).

BIOMATERIAIS – ÁCIDO POLILÁTICO (PLA)

Dentre os biopolímeros absorvíveis são encontrados os poli α -hidróxi ácidos, os quais são representantes de uma classe de polímeros composto por ácido poliglicólico (PGA), ácido polilático (PLA), ácido polilático associado ao ácido glicólico (PLGA), entre outros (Barbanti et al. 2005). O PLA sofre degradação em meio aquoso (Figura 1.9) e sua degradação por hidrólise foi durante muitos anos, considerada negativa para sua utilização como material de engenharia, culminando com a interrupção de muitas pesquisas na época. Em 1954 a DuPont® patenteou um PLA mais resistente, com melhores propriedades mecânicas, mas sua

propriedade hidrolítica, que hoje é extremamente desejável, na época foi a causa de sua não aplicação (Jahno 2005, Williams 2010).

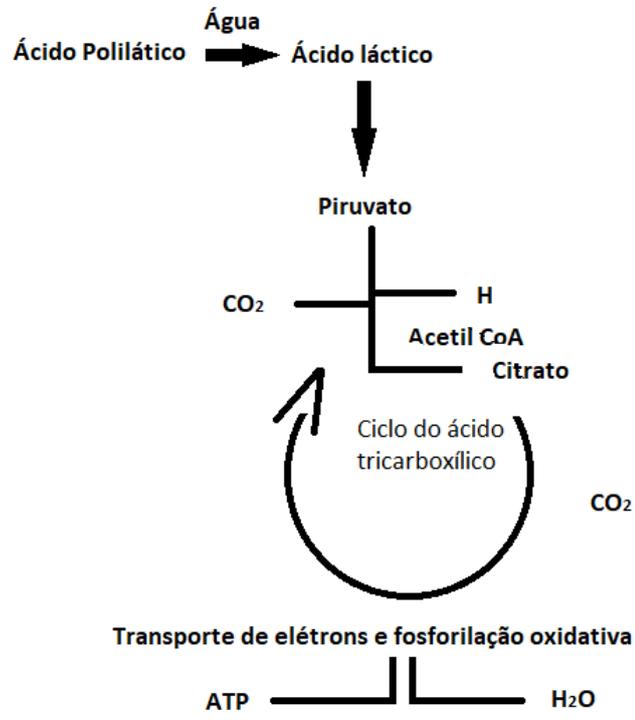


Figura 1.9 Mecanismo de degradação do ácido polilático.

REFERÊNCIAS

Barbanti, S.H. et al. 2005. Polímeros bioreabsorvíveis na engenharia de tecidos. Polímeros: Ciência e Tecnologia, São Paulo, v. 15, nº 1, p. 13-21, 2005.

Bell R.B., Kindsfater C.S. 2006. The use of biodegradable plates and screw to stabilize facial fractures. Journal of oral and maxillofacial Surgery 64:31-9.

Bessho K., Ilzuka T. 1997. murakammi, K.i. A bioabsorbable polyL-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. J Oral Surg, Philadelphia, v. 55, n.9, p.941-946.

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

Brito, G.F. et al. 2011. Biopolímeros, polímeros biodegradáveis e polímeros verdes. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, Campina Grande, v. 6, nº 2, p 127-139, 2011.

Busuito, M.J., Smith J.R.D.J., Robson, M.C.1986. Mandibular fractures in na urban trauma center. J Trauma 26: 826-9.

Carvalho P.S.P.D., Rosa A.L., Bassi A.P.F. & Pereira L.A.V.D. 2010. Biomateriais aplicados a implantodontia. Implantnews, 74(5), pp. 56-65.

Champy M., Loddé J.P., Jaeger J.H., Wilk A.1979. Osteosyntheses mandibulaires selon la technique de Michelet. Bases biomécaniques. Ver. Stomatol. Chir Maxillofac. 77: 569-576.

Cruz F. 2010. Fabrication of HA/PLLA composite scaffolds for bone tissue engineering using, additiv manufacturing Technologies, Biopolymers Magdy Elnashasr (ED), ISBN: 978-953-307-109-1.

Denny H.R., Butterworth S.J. 2006. Cirurgia ortopédica em cães e gatos. 4ª edição. Roca. p.128-137.

Dyce J.M., Sack W.O., Wensing C.J.G. 2010. et al. Tratado de anatomia veterinária. 4.ed. Rio de Janeiro: Elsevier.856p.

Eppley B.L. 2005. Use of resorbable plates and screws in pediatric facial fractures. J Oral Maxillofac Surg. 68:385-391.

Evans H.E., De Lahunta. 2010. A. Guide to the dissection of the dog. 7.th edn., Elsevier Saunders, St. Louis, Missouri, USA.

Ferrigno C.R.A., Ito K.C., Romano L., Della N.M.I., Ferraz V.C.M. 2007. Emprego clínico de placas ósseas bloqueadas em fraturas cominutivas de fêmur em cães. Primeiros relatos de utilização na ortopedia veterinária nacional. In: congresso brasileiro de veterinária. Santos, São Paulo.

Gautier E., Sommer C. 2003. Guidelines for the clinical application of the LCP. Injury (suppl2). 34:63-76.

Glyde M., Lidbetter D. 2003 Management of fractures of the mandible in small animals. In Practice. 2003:25:570-585.

Gutwald R., Alpert B. 2003. Schmelzeisen R: Principle and stability of locking plates. Keio Journal of Medicine. 52:21.

Haaland P.J., Ssjostrom L., Devor M., Haug A. 2009. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. Veterinary and Comparative Orthopedics Traumatology, Oslo, v. 22, n. 4, p. 309-315.

Harvey C.E., Emily P.P. 1993. Function, formation, and anatomy of oral structures in carnivores. In: Small animal dentistry. St. Louis: Mosby; 10-3.

Jahno V. 2005. Síntese e caracterização do pli(L-ácido láctico) para uso como biomaterial. Dissertação para obtenção de grau de mestre em engenharia – UFRGS.

Ji B., Wang C., Liu L., Long J., Tian W., Wang H. 2010. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surg Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 109 (3): 21-e27.

Johnson A.L., 2013. Management of specific fractures. In: Fossum TW: *Small Animal Surgery* (ed4). St. Louis Missouri. p.1106-1214.

Kallela I. et al. 1998. Skeletal Stability Following Mandibular Advancement and Rigid Fixation with Polylactide Biodegradable Screw. *Int J Oral Maxillofac Surg*, Copenhagen, v.27, n. 1. P. 3-8, Feb.

Kim H.C., Essaki S., Kameyama T. 1997. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. *J Cranio-MaxilloFac Surg.* 23(1):54-56.

Kitshoff A.M., Rooster H., Ferreira S.M., Steenkamp G. 2013. A retrospective study 109 dogs with mandibular fractures. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 26(1):1–5.

Kroon F.H., Mathisson M., Cordey J.R., Rahn B.A. 1991. The use of miniplates in mandibular fractures – an in vitro study. *J Cranio-Max-fac Surg.*19(5):199-204.

Legendre L. 2005. Maxillofacial fracture repairs. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.35, p.985-1008.

Lindner D.L., Marretta S.M., Pijanowski G.J., Johnson A.J., Smith C.W. 1995. Measurement of bite force in dogs: a pilot study. *J. Vet. Dent.*, v.12, n.2, p.49-52.

Lopes F.M., Gioso M.A., Ferro D.G., Leon-Roman M.A., Venturini M.A., Correa H.L. 2005. Oral fractures in dogs of Brazil – a retrospective study. J Vet Dent 22(2):86–90.

Niederdehlmann H., Schilli W. 1972. Funktionsstabile Osteosynthese im Unterkiefer. Dtsch. Zahnärztl. Z. 72: 138.

Oliveira G.K. 2013. Implantação do banco de ossos de cães do hospital veterinário da Faculdade Integrado de Campo Mourão – PR. Rev. Ciências Exatas e da Terra e Ciências Agrárias, Campo Mourão v.8, n.1, p. 59-62, Ago, 2013.

Pachekoski W.M. 2014. Blendas poliméricas biodegradáveis de PHB e PLA para fabricação de filmes. Polímeros. vol.24, nº.4, São Carlos July./Aug.

Piermattei D.L., Flo G.L., DeCamp C.E. 2009. Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais, 4ªed. Elsevier p 815 – 834.

Roe S. 2003. Fixação interna das fraturas. in Silater D (ed): Textbook of small animal surgery (ed 3), Vol 2. Philadelphia, PA, Saunders, 1798-1818.

Rudderman R.H., Mullen R.L., Phillips J.H. 2008. The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. Plast Reconstr Surg. 121(2): 596-607.

Sauerbier S., Schön R., Otten J.E., Schmelzeisen R., Gutwald R.J. 2003. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body. A literature review, Cranio-maxillo-facial Surgery. Jul; 36(5):251-9.

Simões S. 2007. Desenvolvimento e estudo in vitro de implante biorreabsorvível em poli (L-láctídeo) (PLLA) para artrodese de coluna lombar. Dissertação de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande Do Sul. Porto Alegre. 116p.

Smith M. 2006. Advanced oral fracture repair. In: world small animal veterinary association world congress Vancouver.

Tan S., Balogh Z. 2009. Indications and limitations of locked plating. *Injury*. 40:683-691.

Tholen M.A. 1982. Veterinary dental orthopedics *Vet Med / Small Animal Clinic Kansas*, v. 77, n. 9, p. 1136-1147.

Tucker M.R., Assael L.A. 1993. Atendimento às fraturas faciais. In: Peterson LJ, Ellis III E, Hupp JR, Tucker MR. *Cirurgia oral e maxilo facial contemporânea*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 519-39.

Verstraete F.J.M. 2007. Fraturas maxilofaciais. In: Slatter, D. *Manual de cirurgia de pequenos animais*. São Paulo: Manole. p.2190-2207.

Wiggs R.B., Lobprise H.B. 1997. Exotic animal oral disease and dentistry, p.538-556. In: Idem (ed.), *Veterinary Dentistry: principles and practice*. Lippincott-Raven, New York.

Williams D. 2010. The biocompatibility biological safety and clinical applications of purasorb. *Resorbable polymers: An independent report compiled for purac biomaterials*.

CAPÍTULO 2

Estudo comparativo da resistência mecânica à flexão de placas bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas metálicas utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas caninas

Comparative study of the mechanical resistance to flexion of the absorbable locking plates of the different thickness and metallic plates used in osteotomies in the body of canine hemimandible

RESUMO

As fraturas de mandíbula e maxila são comuns em cães e gatos, correspondendo a cerca de 3 a 6% de todas as fraturas. Muitos tratamentos são propostos para a correção desse defeito, como o uso de pino intramedular, fixação esquelética externa, cerclagem e hemicerclagem, uso de acrílicos e placas ortopédicas metálicas. Nas últimas décadas, uma nova área tem sido campo de pesquisas para o auxílio nesses tratamentos, o uso de materiais absorvíveis. O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência mecânica à flexão de placas bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas metálicas comerciais utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas (HEM) caninas. As placas absorvíveis utilizadas foram de ácido polilático (PLA) produzidas em três tamanhos distintos (3; 4,5 e 6mm), para a fixação em HEM de cadáveres de cães com adequado escore corporal e peso entre seis a 10 kg, de diferentes raças e sexo, cujos óbitos foram a partir de causas não infecciosas e causas que não afetassem a mandíbula, os implantes foram fixados em fratura desfavorável entre o 3° e 4° molar, onde tal classificação se dá, pois, a tração muscular faz o afastamento dos fragmentos da fratura. Após osteotomizadas as HEM foram aleatoriamente separadas em quatro grupos experimentais com 11 HEM em cada grupo. Grupo controle (A): HEM que foram estabilizadas com placas metálicas comerciais bloqueadas, com espessura de 3mm; Grupo placa fina de PLA (B): HEM que foram estabilizadas com placas de PLA de igual espessura da placa metálica; Grupo placa média de PLA (C): HEM estabilizadas com placas de PLA de espessura 50% superior (4,5mm) a placa metálica, e Grupo placa grossa de PLA (D): HEM estabilizadas com placas PLA com espessura 100% superior (6 mm) a placa

metálica comercial. Os testes biomecânicos foram realizados usando máquina de ensaio universal do modelo EMIC DL500 programada para velocidade de deslocamento linear de 20 mm/min e com célula de carga de 5000N para obtenção do valor da resistência à flexão em quilograma-força com incidência de carga entre os dentes incisivo lateral e canino. O Grupo A (placa metálica) mostrou-se estatisticamente mais resistente em relação as demais placas, apresentou média de carga de pico de 15,4 ($\pm 1,82$) kgf, enquanto que os demais Grupos (B, C e D) apresentaram respectivamente os valores de 4 ($\pm 0,71$); 5,29 ($\pm 1,11$), 5,6 ($\pm 1,34$) kgf, e não ocorreu diferença estatística entre os três grupos. Conclui-se que as placas de PLA com espessura igual, 50% ou 100% maiores que as placas metálicas comercializadas, apresentam resistência mecânica à flexão inferiores e seu uso isolado não é satisfatório para fraturas mandibulares nas proporções avaliadas.

Palavras-chaves: fraturas mandibulares, sistema reabsorvível, resistência à flexão, biomecânica.

ABSTRACT

Maxillary and mandible fractures are common in dogs and cats, accounting for approximately 3 to 6% of all fractures. Many treatments are proposed for the correction of this fault, like the use of bone dowel, external skeletal fixation, cerclage and hemicerclage wires, use of acrylics and metallic orthopedic plates. In the last decades, the use of absorbable materials has been a new research field to aid in these treatments. The objective of this paper was to compare the mechanical bending resistance of absorbable plates from different thicknesses and commercial metallic plates used in osteotomies in the body of canine hemimandibles (HEM). The used absorbable plates were made of polylactic acid (PLA) produced in three different sizes (3, 4.5 and 6mm) for fixation in HEM of dog cadavers with adequate body score and weight between 6 and 10 kg from different breeds and genders, whose deaths were from non-infectious causes and causes that did not affect the mandible, the implants were fixed in an unfavorable fracture between the 3rd and 4th premolars. After osteotomized, the HEMs were randomly separated into four experimental groups with 11 HEMs in each group. Control group (A): HEM that were stabilized with blocked commercial metallic plates; PLA thin plate group (B): HEM which were stabilized with PLA plates of equal thickness of the metallic plate (3 mm); PLA medium plate group (C): HEM stabilized with PLA plates with thickness 50%

greater (4.5mm) than the metallic plate, and the PLA thick plate group (D): HEM stabilized with PLA plates with thickness 100% greater (6 mm) than the commercial metallic plate. The biomechanical tests were performed using the EMIC DL500 universal test machine programmed for linear displacement velocity of 20 mm/min and with a 5000N load cell to obtain the value of the bending resistance in kilograms-force with load incidence between the lateral and canine incisor teeth. Group A (metal plate) was statistically more resistant than the other plates, it presented a mean peak load of 15.4 (\pm 1.82) kgf, while the other Groups (B, C and D) presented respectively the values of 4 (\pm 0.71); 5.29 (\pm 1.11), 5.6 (\pm 1.34) kgf, and there was no statistical difference between the three groups. It is concluded that PLA plates with thickness equal to, 50% or 100% greater than commercially available metallic plates, have lower bending mechanical resistance and their isolated use is not satisfactory for mandibular fractures in the evaluated proportions.

Keywords: mandibular fractures, resorbable system, bending resistance, biomechanics.

INTRODUÇÃO

As fraturas das estruturas ósseas da cavidade oral são de ocorrência frequente em cães e gatos (Lopes et al. 2005), constituindo 3 a 6% de todas as fraturas em cães (Oliveira et al. 2013, Lothamer et al. 2015). São classificadas conforme a etiologia, primariamente como traumáticas (incluindo acidentes automobilísticos, por arma de fogo, ferimentos, mordedura e quedas), patológicas, iatrogênicas e idiopáticas (Lopes et al. 2005). As fraturas mandibulares relatadas tendem a ocorrer na região molar, representado mais de 40% dos casos (Lothamer et al. 2015). Apesar das fraturas de sínfise serem as lesões mais comuns em gatos, a mesma também ocorre em cães. As fraturas maxilares são relativamente raras se comparadas com as fraturas mandibulares (Neves 2007).

O exame radiográfico associado ao exame físico oral são os métodos de eleição para detecção de alterações ósseas da mandíbula e maxila canina (Smallwood & Spaulding 2010, Thrall 2014).

Lewicki (2013) observou em seus estudos que a resistência biomecânica à flexão de hemimandíbulas de cães com peso variando entre 20 a 25kg, pode chegar a 102 kgf. Já no estudo de Rahal et al. (1998) que mediu a mesma resistência em cães com média de peso de 17kg, observou-se média de resistência de 48,26Kgf.

Essa diferença sugere que o tamanho dos animais interfere na resistência óssea dos mesmos, pensando nisso a resistência de uma placa de osteossíntese mandibular pode ter menor resistência para cães de menor porte, sem prejuízo da técnica.

De acordo com Filho et al. (2016) o material absorvível nos permite evitar um segundo procedimento para remoção do implante, haja visto que cerca de 15 a 20% dos implantes não reabsorvidos necessitam ser removidos.

Existem desvantagens inerentes a utilização de sistemas metálicos para fixação rígida, dentre outras estão: distúrbios de crescimento, migração dos implantes, necessidade de remoção, impossibilidade de diagnóstico em imagens futuras, palpabilidade e sensibilidade térmica (Bell & Kindsfater 2006, Piermattei et al. 2009).

Para evitar a remoção das placas foram desenvolvidos sistemas de placas reabsorvíveis testados clínica e experimentalmente (Kim et al. 1997). As placas e parafusos reabsorvíveis surgiram como uma proposta com a finalidade de minimizar os efeitos adversos ocasionados pelos metais (Bessho et al. 1997).

O ácido polilático, também denominado como poli (ácido lático) ou ainda ácido 2-hidroxiopropanóico (PLA) é um dos polímeros biorreabsorvíveis que tem despertado interesse, com aplicações em implantes estruturais como placas, parafusos, dispositivos intersomáticos, parafusos de interferências, fios de sutura, e dispositivos para liberação gradual de fármacos (Cruz 2010). O PLA foi produzido através do aquecimento sob vácuo do ácido lático, sendo um poliéster alifático, termoplástico, semicristalino ou amorfo, biocompatível e biodegradável (Brito 2011, Pachekoski 2014).

O objetivo deste trabalho foi comparar a resistência mecânica à flexão de placas bloqueadas absorvíveis de diferentes espessuras e placas metálicas comerciais utilizadas em osteotomias no corpo de hemimandíbulas caninas.

MATERIAL E MÉTODOS

GRUPOS EXPERIMENTAIS

O projeto foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), sob protocolo 01227 (Anexo 1). Foram coletadas 44 hemimandíbulas (HEM) sem alterações anatômicas, de

cadáveres de cães sem doenças orais, com adequado escore corporal, com peso variando entre seis e 10kg, cuja causas da morte não estavam relacionadas a doenças que poderiam comprometer a mandíbula.

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

Foram estudados quatro grupos: Grupo controle (A) - HEM que foram estabilizadas com placas metálicas comerciais bloqueadas, com espessura de 3mm e parafusos de 2,7mm – 6 furos; Grupo placa fina de PLA (B): HEM que foram estabilizadas com placas de PLA de igual espessura da placa metálica; Grupo placa média de PLA (C): HEM estabilizadas com placas de PLA de espessura 50% superior (4,5mm) a placa metálica, e Grupo placa grossa de PLA (D): HEM estabilizadas com placas PLA com espessura 100% superior (6 mm) a placa metálica comercial.

Adicionalmente foram avaliadas mandíbulas íntegras, visando testar a resistência mecânica à flexão. Outro dado avaliado em relação a resistência dos implantes foi o peso dos animais em relação ao peso da hemimandíbula.

PREPARAÇÃO DAS HEMIMANDÍBULAS

A preparação das HEM envolveu a remoção de todo o tecido mole adjacente com exceção da mucosa gengival. As HEM foram pesadas, em seguida foram realizadas osteotomias entre os 3 e 4º pré-molares causando uma fratura desfavorável [quando a tração muscular faz afastamento dos fragmentos da fratura (Verstraete, 2007) com ângulo de aproximadamente 45º graus (Figura 2.1), usando para este fim, um motor de alta rotação com disco sinterizado rígido com espessura de 0,3mm e diâmetro de 22mm.



Figura 2.1 Fratura desfavorável entre 3º e 4º pré-molares em hemimandíbula canina.

Até o dia do experimento as hemimandíbulas foram mantidas congeladas, sendo descongeladas seis horas antes dos testes biomecânicos.

O posicionamento das placas se deu na borda lateroventral das HEM, seguindo as orientações da Associação *Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen* (AO), com a fixação de todas as HEM no sistema de placa em ponte, método recomendado por ser menos invasivo e ter menor chance de atingir raízes dentárias (Denny & Butterworth 2006).

Todas as placas metálicas e de PLA utilizadas, tinham seis furos, sendo postos dois parafusos bicorticais rostrais e dois parafusos bicorticais caudais à linha de fratura.

PREPARAÇÃO DAS PLACAS DE PLA

A impressora 3D utilizada para produção das placas de PLA segue o modelo Tronxy X5S – Corexy Sistema 12864P. As dimensões e o formato da placa de PLA foi baseada na estrutura da placa de aço bloqueada já comercializada, o desenho gráfico se deu pelo software Simplify 3D.

A impressão se dá em três dimensões (3D) por deposição de filamento (Figura 2.2) fundido, onde na técnica de produção a modelagem do objeto se dá com a deposição de várias camadas de polímeros fundidos que de acordo com os movimentos da mesa de impressão e da cabeça de impressão toma a forma do objeto que previamente foi desenhado em um programa de computação gráfica.



Figura 2.2 Filamento para produção de materiais de PLA.

ENSAIO BIOMECÂNICO

A resistência foi testada com o auxílio da máquina de ensaio universal do modelo EMIC DL500 (Figura 2.3) do Laboratório de Caracterização e Ensaio de Materiais da Escola de Engenharia Mecânica da PUCPR, cuja velocidade programada para seu deslocamento linear foi de 20 mm/min e com célula de carga de 5000N para obtenção do valor da resistência à flexão em quilograma-força (kgf) com incidência de carga entre os dentes incisivo lateral e canino até que houvesse ruptura do implante e/ou da hemimandíbula, assim como a separação completa dos fragmentos envolvidos. Ao final do teste, um gráfico representava a carga de pico e o quanto a peça deformou (Anexo 2).



Figura 2.3 Máquina de ensaio universal do modelo EMIC DL500.

Para os testes utilizamos uma peça em aço, onde as peças anatômicas eram encaixadas durante os testes (Figura 2.4). As mandíbulas foram fixadas com dois parafusos posicionados no ângulo e no ramo mandibulares (Figura 2.5).

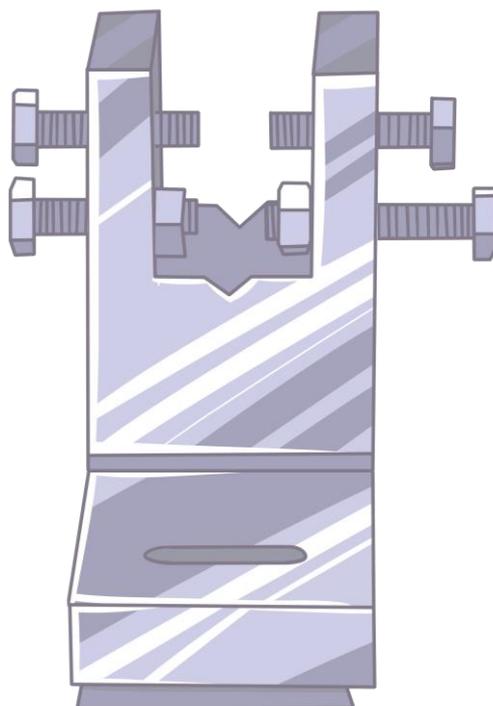


Figura 2.4 Desenho técnico representando peça utilizada para testes biomecânicos

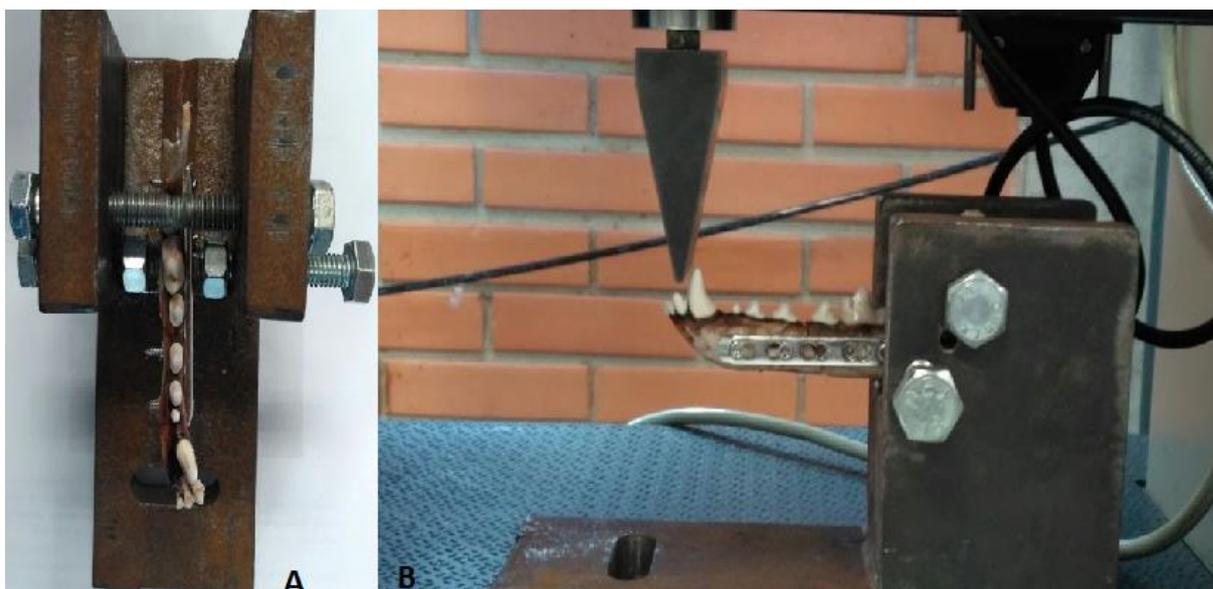


Figura 2. 5 Demonstração da peça anatômica fixada antes do teste biomecânico (A) Posicionamento da hemimandíbula para o teste de resistência à flexão. (B) Notar que a pressão era exercida entre os dentes incisivo lateral e canino.

O desenho técnico (Figura 2.6) ilustra o posicionamento da HEM para o momento do teste, onde os parafusos superiores se tocavam, enquanto que os parafusos inferiores faziam leve compressão no corpo mandibular, mantendo-a presa na peça de ensaio biomecânico.

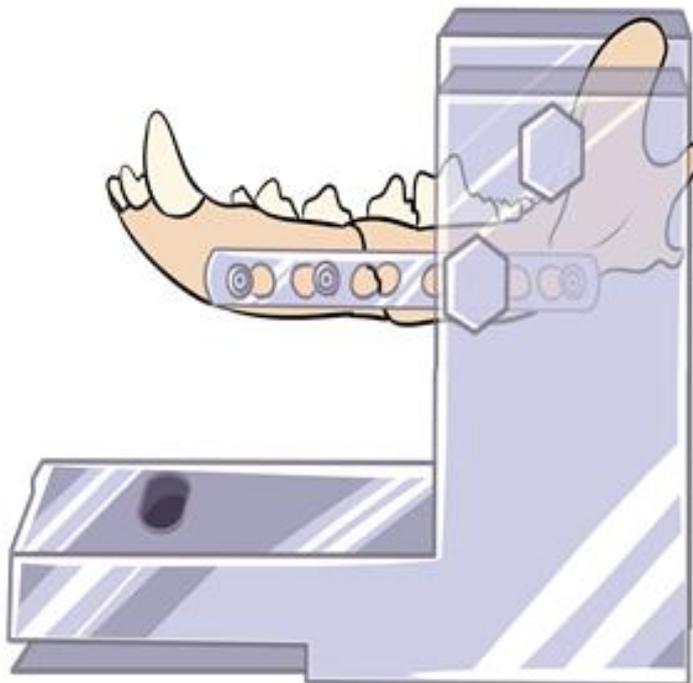


Figura 2.6 Desenho técnico representando posicionamento da hemimandíbula para o teste biomecânico.

ANÁLISE ESTATÍSTICA

Para a análise dos resultados utilizamos o software Statgraphics Centurium XVI, 16.1.1 (32-bit). Foram comparadas entre si as resistências entre as placas de PLA nos tamanhos 3,0 mm; 4,5mm e 6,0mm, posteriormente avaliamos a resistência comparada com o grupo de placas de aço 316L, com intuito de analisar, qual possuía a melhor resistência. Os testes utilizados para essas avaliações foram os testes Anova, seguido do teste de Tukey.

Para avaliação da relação da resistência dos implantes e peso dos animais em relação ao peso das hemimandíbulas foram usados os testes de Anova, seguido do teste de Tukey.

RESULTADOS

A média de peso dos animais em relação à média de peso das hemimandíbulas dos animais utilizados no estudo se equiparou, não havendo diferença estatística ($P= 0,648305$). Mostrando que houve homogeneidade nos pesos dos animais utilizados.

As amostras dos quatro grupos foram submetidas ao teste de resistência à flexão, em quilograma-força (kgf), e não foi observada diferença estatística entre as resistências médias (cargas de pico) nos grupos B, C e D ($P= 0,352649$), o Grupo A apresentou cargas de pico superiores aos demais grupos (Tabela 2.1).

O Grupo A também apresentou maior variação entre resistências mínima e máxima (Gráfico 2.1).

Tabela 2.1. Valores das médias de cargas de pico entre os grupos experimentais avaliados. Valores em quilograma-força (kgf).

Grupo experimental	Carga de Pico	Desvio padrão
Grupo A	15,4	1,82
Grupo B	4	0,71
Grupo C	5,29	1,11
Grupo D	5,6	1,34

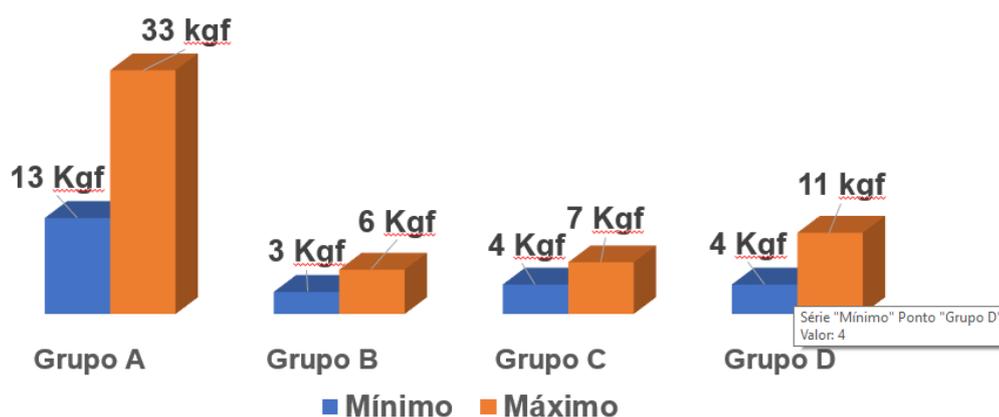


Gráfico 2.1. Resistências mínima e máxima entre os grupos experimentais avaliados.

Foi observado que as cargas de pico em HEM íntegras, foram superiores se comparadas aos Grupos A, B, C e D. As mesmas apresentaram uma média de 38,50 Kgf ($\pm 1,91$).

Foi observado nos testes biomecânicos que a incidência de ruptura das placas ocorreu em sua maioria nas placas do Grupo B, cujo percentual de ruptura foi de 81,8% (9/11), seguida dos Grupos C e D, com valores respectivamente de 72,7% (8/11) e 54,5% (6/11). As demais placas dos Grupos B, C e D, se caracterizaram pelo afastamento do foco de fratura.

Já nas placas metálicas (Grupo A) a maior incidência de ruptura se deu na parte incisiva da mandíbula 81,8% (9/11), o restante apresentou fratura no ramo mandibular.

DISCUSSÃO

Optou-se pelas avaliações em hemimandíbulas (HEM) de cães, porque entre os animais de companhia, é o que apresenta maior casuística de fraturas mandibulares (Lopes et al. 2005, Johnson 2013), o uso de HEM de cães que pesavam entre 6-10 kg, foi devido ao maior número de atendimentos e conseqüentemente maior índice de óbitos de animais deste peso aonde foi realizado o presente estudo.

As fraturas desfavoráveis também são predominantes em cães (Tucker & Assael 1993, Verstraete 2007, Piermattel 2009), razão pela qual todas as HEM foram osteotomizadas com esta configuração.

Foi observado média de carga de pico no Grupo A (15,4 Kgf) significativamente superior aos grupos B (4 Kgf), C (5,29 Kgf) e D (5,6 Kgf). O que mostra a resistência superior da placa 316L, que é a placa atualmente comercializada, em relação às placas de PLA, mesmo com espessura 100% maior (Grupo D).

Apesar da placa de PLA ser biocompatível e biodegradável, além de termoplástica, semicristalina ou amorfa (Brito 2011, Pachekoski 2014), apresenta resistência a flexão que preocupa um dos quesitos mais relevantes a todo processo de osteossíntese que é a rigidez, pois todo osso para que tenha boa cicatrização precisa de estabilidade (Piermattei 2009, Johnson 2013). Com o uso de placa de PLA, pode ocorrer quebra do implante em período que antecede a cicatrização

óssea, que ocorre em média após oito semanas da intervenção cirúrgica (Denny & Butterworth 2006).

Não foi realizada a impressão de parafusos de PLA devido à dificuldade na arte gráfica e a impressão de implantes diminutos e de alta precisão (espirais próximas na cabeça e corpo do parafuso), além disso foi percebido que os implantes apresentavam, baixa rigidez, razão pela qual todos os parafusos utilizados em todos os grupos, foram metálicos.

É preciso considerar que a mandíbula não sofre forças resultantes do impacto, como observado em ossos presentes nos membros torácicos e pélvicos, e podem ser evitadas cargas excessivas na cavidade oral, com o uso de focinheiras (situação crítica em cães indóceis) e dieta amolecida ou líquida (Denny & Butterworth 2006, Verstraete 2007, Johnson 2013).

Foi observado nas placas de PLA, que o acréscimo de espessura em 50% (Grupo B) ou 100% (Grupo C), não diferiu com significância estatística em relação a resistência a flexão da placa com espessura igual (Grupo B) a placa metálica (Grupo A). Isto nos remete a consideração que dever ser dada, as regiões mandibulares que tem indicação do uso de placas, são elas: corpo, ângulo e ramo mandibulares, todas elas apresentam baixa cobertura muscular, o que torna a região inadequada para placas grossas, podendo haver deiscência de pontos, formação de fístulas, ou ainda, compressão de feixes vaso-nervosos (Johnson 2013, Bolliger 2016). Há de se apreciar a possibilidade do uso de placa com espessura igual a placa metálica em animais dóceis que se adaptem ao uso de focinheira.

Foi observado que as cargas de pico em HEM íntegras, foram superiores (38,50 Kgf), as vistas nos Grupos A (15,4 Kgf), B (4 Kgf), C (5,29 Kgf) e D (5,6 Kgf), o que demonstra que há necessidade de alto impacto para que ocorra fraturas mandibulares em cães hígdos.

A maioria das placas de PLA (Grupos B, C e D) romperam após os testes biomecânicos na região da linha de fratura, e isto se deve a maior tensão sob esta região (GUTWALD et al., 2003; JOHNSON, 2013). Enquanto que as placas metálicas (Grupo A), na maior das vezes, mantiveram-se íntegras, ocorrendo fratura na parte incisiva da mandíbula, região considerada a mais frágil da mandíbula (DYCE et al., 2010).

CONCLUSÃO

Conclui-se que as placas de PLA com espessura igual, 50% ou 100% maiores que as placas metálicas comercializadas, apresentam resistência mecânica à flexão inferiores, e seu uso isolado não é satisfatório para fraturas mandibulares nas proporções avaliadas.

REFERÊNCIAS

Barbanti, S.H. et al. 2005. Polímeros bioreabsorvíveis na engenharia de tecidos. Polímeros: Ciência e Tecnologia, São Paulo, v. 15, n° 1, p. 13-21, 2005.

Bell R.B., Kindsfater C.S. 2006. The use of biodegradable plates and screw to stabilize facial fractures. Journal of oral and maxillofacial Surgery 64:31-9.

Bessho K., Ilzuka T. 1997. murakammi, K.i. A bioabsorbable polyL-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. J Oral Surg, Philadelphia, v. 55, n.9, p.941-946.

Bolliger C. 2016. Repair of mandibular and maxillary, In: Griffon, D. and Hamaide, A. Complications in Small Animal Surgery Nova Jersey: Wiley Blackwell. cap 20, p. 217 – 229.

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

Brito G.F. et al. 2011. Biopolímeros, Polímeros Biodegradáveis e Polímeros Verdes. Revista Eletrônica de Materiais e Processos, Campina Grande, v. 6, n° 2, p 127-139.

Busuito, M.J., Smith J.R.D.J., Robson, M.C.1986. Mandibular fractures in na urban trauma center. J Trauma 26: 826-9.

Carvalho P.S.P.D., Rosa A.L., Bassi A.P.F. & Pereira L.A.V.D. 2010. Biomateriais aplicados a implantodontia. *Implantnews*, 74(5), pp. 56-65.

Champy M., Loddé J.P., Jaeger J.H., Wilk A. 1979. Osteosyntheses mandibulaires selon la technique de Michelet. *Bases biomécaniques. Ver. Stomatol. Chir Maxillofac.* 77: 569-576.

Cruz F. 2010. Fabrication of HA/PLLA composite scaffolds for bone tissue engineering using, additiv manufacturing Technologies, *Biopolymers Magdy Elnashar (ED)*, 978-953-307-109-1.

Denny H.R., Butterworth S.J. 2006. *Cirurgia ortopédica em cães e gatos. 4ª edição.* Roca. p.128-137.

Dyce J.M., Sack W.O., Wensing C.J.G. 2010. et al. *Tratado de anatomia veterinária. 4.ed.* Rio de Janeiro: Elsevier.856p.

Eppley B.L. 2005. Use of resorbable plates and screws in pediatric facial fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 68:385-391.

Evans H.E., De Lahunta. 2010. *A. Guide to the dissection of the dog. 7th ed., Elsevier Saunders, St. Louis, Missouri, USA.*

Ferrigno C.R.A., Ito K.C., Romano L., Della N.M.I., Ferraz V.C.M. 2007. Emprego clínico de placas ósseas bloqueadas em fraturas cominutivas de fêmur em cães. Primeiros relatos de utilização na ortopedia veterinária nacional. In: congresso brasileiro de veterinária. Santos, São Paulo.

Filho P.R.S. 2016. *Confecção e Avaliação Mecânica de Implantes Ortopédicos produzidos em Poli (L-ácido Lático) (PLLA) por Impressora 3D. Dissertação em Biociência Animal – Universidade Federal Rural de Pernambuco.*57p.

Gautier E., Sommer C. 2003. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* (suppl2). 34:63-76.

Glyde M., Lidbetter D. 2003 Management of fractures of the mandible in small animals. *In Practice*. 2003: 25:570 - 585.

Gutwald R., Alpert B. 2003. Schmelzeisen R: Principle and stability of locking plates. *Keio Journal of Medicine*. 52:21.

Haaland P.J., Ssjostrom L., Devor M., Haug A. 2009. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. *Veterinary and Comparative Orthopedics Traumatology*, Oslo, v. 22, n. 4, p. 309-315.

Harvey C.E., Emily P.P. 1993. Function, formation, and anatomy of oral structures in carnivores. In: *Small animal dentistry*. St. Louis: Mosby; 10-3.

Isaka L.J.E. 2017. Análise biomecânica ex vivo de dois métodos de osteossíntese em fraturas mandibulares de cães. Dissertação de mestrado, Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba. 56p.

Jahno V. 2005. Síntese e caracterização do pli(L-ácido láctico) para uso como biomaterial. Dissertação para obtenção de grau de mestre em engenharia – UFRGS.

Ji B., Wang C., Liu L., Long J., Tian W., Wang H. 2010. A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite method. *Oral Surg Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 109 (3): 21-27.

Johnson A.L. 2013. Management of specific fractures. In: Fossum TW: *Small Animal Surgery* (ed4). St. Louis Missouri. p. 1106 – 1214.

Kallela I. et al. 1998. Skeletal Stability Following Mandibular Advancement and Rigid Fixation with Polylactide Biodegradable Screw. *Int J Oral Maxillofac Surg*, Copenhagen, v.27, n. 1. P. 3-8, Feb.

Kim H.C., Essaki S., Kameyama T. 1997. Comparison of screw placement patterns on the rigidity of the sagittal split ramus osteotomy: technical note. *J Cranio-MaxilloFac Surg*. 23(1):54-56.

Kitshoff A.M., Rooster H., Ferreira S.M., Steenkamp G. 2013. A retrospective study 109 dogs with mandibular fractures. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 26(1):1–5.

Kroon F.H., Mathisson M., Cordey J.R., Rahn B.A. 1991. The use of miniplates in mandibular fractures – an in vitro study. *J Cranio-Max-fac Surg*.19(5):199-204

Legendre L. 2005. Maxillofacial fracture repairs. *Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice*, v.35, p.985-1008.

Lewicki N.E. 2013. Avaliação biomecânica “in vitro” de osteossíntese mandibular em cães. Mestrado em Ciência Animal, Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Curitiba. 56p.

Lindner D.L., Marretta S.M., Pijanowski G.J., Johnson A.J., Smith C.W. 1995. Measurement of bite force in dogs: a pilot study. *J. Vet. Dent.*, v.12, n.2, p.49-52.

Lopes F.M, Gioso M.A, Ferro D.G, Leon-Roman M.A, Venturini M.A, Correa H.L. 2005. Oral fractures in dogs of Brazil – a retrospective study. *J Vet Dent* 22(2):86–90.

Lopes F.M., Gioso M.A., Ferro D.G., Leon-Roman M.A., Venturini M.A., Correa H.L. 2005. Oral fractures in dogs of Brazil – a retrospective study. *J Vet Dent* 22(2):86–90.

Lothamer C., Snyder C.J.2015 Duenwald-Kuehl, S.; Kloke, J.; McCabe, R. P.; Vanderby Jr, V. Crown preservation of the mandibular first molar tooth impacts the

strength and stiffness of three non-invasive jaw fracture repair constructs in dogs. *Front. Vet. Sci*, v.1 n.1.

Neves C.C. 2007. Estudo radiográfico retrospectivo de lesões ósseas mandibulares em cães. 46 f Dissertação (Mestrado) – Programa de pós-graduação em cirurgia Veterinária, Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias do Câmpus de Jaboticabal – UNESP, Jaboticabal.

Niederdehlmann H., Schilli W. 1972. Funktionsstabile ostesynthese im unterldefer. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 72: 138.

Oliveira G.K. 2013. Implantação do banco de ossos de cães do hospital veterinário da Faculdade Integrado de Campo Mourão – PR. *Rev. Ciências Exatas e da Terra e Ciências Agrárias, Campo Mourão* v.8, n.1, p. 59-62.

Pachekoski W.M. 2014. Blendas poliméricas biodegradáveis de PHB e PLA para fabricação de filmes. *Polímeros*. vol.24, nº.4, São Carlos July./Aug.

Piermattei D.L., Flo G.L., DeCamp C.E. 2009. Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais, 4ªed. Elsevier p 815 – 834.

Roe S. 2003. Fixação interna das fraturas. in Sllater D (ed): *Textbook of small animal surgery* (ed 3), Vol 2. Philadelphia, PA, Saunders, 1798-1818.

Rahal Sc., Franciscone P.A., Iwabe S., Soares F.P., 1998. Métodos de fixação de fraturas mandibulares em cães: resistência mecânica a compressão. *Ciência Rural*, v.28, n.3. 432-434.

Rudderman R.H., Mullen R.L., Phillips J.H. 2008. The biophysics of mandibular fractures: an evolution toward understanding. *Plast Reconstr Surg*. 121(2): 596-607.

Sauerbier S., Schön R., Otten J.E., Schmelzeisen R., Gutwald R.J. 2003. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body e A literature review *Craniomaxillofac Surg.* Jul; 36(5):251-9.

Simões S. 2007. Desenvolvimento e estudo in vitro de implante biorreabsorvível em poli (l-láctídeo) (PLLA) para artrodese de coluna lombar. Dissertação de Mestrado, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande Do Sul. Porto Alegre. 116p.

Smallwood J.E., Spaulding K.A. 2010. Anatomia radiográfica do esqueleto apendicular. In: Thrall, D. E. *Diagnostico de radiologia veterinária.* 5. Ed. Rio de Janeiro: Elsevier p.240- 281.

Smith M. 2006. Advanced oral fracture repair. In: world small animal veterinary association world congress, Vancouver.

Tan S., Balogh Z. 2009. Indications and limitations of locked plating. *Injury.* 40:683-691.

Tholen M.A. 1982. Veterinary dental orthopedics *Vet Med / Small Animal Clinic Kansas,* v. 77, n. 9, p. 1136-1147.

Thrall D.E. 2014. Princípios de Interpretação Radiográfica do Esqueleto Axial. In: Thrall, D.E. *Diagnóstico de Radiologia Veterinária.* 6.ed. Rio de Janeiro: Elsevier.

Tucker M.R., Assael L.A. 1993. Atendimento às fraturas faciais. In: Peterson LJ, Ellis III E, Hupp JR, Tucker MR. *Cirurgia oral e maxilo facial contemporânea.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 519-39.

Verstraete F.J.M. 2007. Fraturas maxilofaciais. In: Slatter, D. *Manual de cirurgia de pequenos animais.* São Paulo: Manole. p.2190-2207.

Wiggs R.B., Lobprise H.B. 1997. Exotic animal oral disease and dentistry, p.538-556. In: Idem (ed.), Veterinary Dentistry: principles and practice. Lippincott-Raven, New York.

Williams D. 2010. The biocompatibility biological safety and clinical applications of purasorb. Resorbable polymers: An independent report compiled for purac biomaterials.

CAPITULO 3

CONSIDERAÇÕES FINAIS

É de suma importância a busca por biomateriais ideais, visto que materiais não absorvíveis apresentam uma série de complicações.

O presente trabalho demonstrou a impossibilidade do uso isolado de placas de PLA, como método de estabilização de fratura desfavorável no corpo de mandíbulas de cães com peso variando entre seis a 10 kg.

Percebeu-se que houve dificuldade na impressão de material fidedigno em relação ao material comercializado, materiais diminutos como parafusos rosqueados acabam não sendo impressos, por não atenderem fielmente as devidas dimensões.

Pode-se perceber que o aumento da espessura não está diretamente relacionado com o aumento da rigidez dos implantes, pois não houve diferença estatística em relação a carga de pico.

Por meio desse estudo sugere-se a inclusão de outros polímeros ao polímero de PLA para que esse venha a ter maior rigidez, sem prejuízo de suas características de biocompatibilidade e biodegradabilidade.

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, 12 de abril de 2018.

PARECER DE PROTOCOLO DE PESQUISA

REGISTRO DO PROJETO: 01227/2018

TÍTULO DO PROJETO: *ESTUDO DA BIOMECÂNICA EM PLACAS DE ÁCIDO POLILÁCTICO (PLA) PARA USO EM OSTEOSSÍNTESE DE FRATURAS MANDIBULARES EM CÃES*

PESQUISADOR RESPONSÁVEL

JOSÉ ADEMAR VILLANOVA JUNIOR

EQUIPE DE PESQUISA

Janayna de Lima Balardini Maske, Paulo César Soares Junior

INSTITUIÇÃO

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

CURSO

Medicina Veterinária

VIGÊNCIA DO PROJETO	Maio 2018 / Dezembro 2018	QUANTIDADE DE ANIMAIS	44 hemimandíbulas (Peças)
ESPECIE/LINHAGEM	<i>Canis lupus familiaris</i>	Nº SISBIO <small>(Goroso animal de vida livre)</small>	Não se aplica
SEXO	Variável	ATIVIDADE S <small>(Goroso animal de vida livre)</small>	Não se aplica
IDADE / PESO	Variável	ESPECIE – GRUPO TAXONÔMICOS <small>(de vida livre)</small>	Não se aplica
ORIGEM DO ANIMAL	Clinica Escola Veterinária da PUCPR	LOCAL (IS) <small>(Goroso animal de vida livre)</small>	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 á 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.

O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por esta CEUA em qualquer tempo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Sérgio Luiz Rocha

Coordenador

Comissão de Ética no Uso de Animais

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 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.