

MARIA DE FÁTIMA COTTA DA SILVA

**DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE MECÂNICA *EX VIVO* DE DUAS NOVAS
PLACAS DE RECONSTRUÇÃO BLOQUEADAS PARA FRATURAS
COMINUTIVAS DE RÁDIO DE LOBO-GUARÁ E FÊMUR DE TAMANDUÁ-
BANDEIRA**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Viçosa, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, para obtenção do título de *Magister Scientiae*.

Orientadora: Fabiana Azevedo Voorwald

Coorientadores: Guilherme Galhardo Fraco
Thiago André Salvitti de Sá Rocha

**VIÇOSA - MINAS GERAIS
2022**

**Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Central da Universidade
Federal de Viçosa - Campus Viçosa**

T

S586d
2022
Silva, Maria de Fátima Cotta da, 1989-
Desenvolvimento e análise mecânica *ex vivo* de duas novas
placas de reconstrução bloqueadas para fraturas cominutivas de
rádio de lobo-guará e fêmur de tamanduá-bandeira / Maria de
Fátima Cotta da Silva. – Viçosa, MG, 2022.
1 dissertação eletrônica (51 f.): il. (algumas color.).

Orientador: Fabiana Azevedo Voorwald.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Viçosa,
Departamento de Veterinária, 2022.

Inclui bibliografia.

DOI: <https://doi.org/10.47328/ufvbbt.2022.576>

Modo de acesso: World Wide Web.

1. Cirurgia veterinária. 2. Implantes artificiais. 3. Ortopedia
veterinária. 4. Biomecânica. 5. Lobo-Guará.
6. Tamanduá-bandeira. I. Voorwald, Fabiana Azevedo, 1982-
II. Universidade Federal de Viçosa. Departamento de
Veterinária. Programa de Pós-Graduação em Medicina
Veterinária. III. Título.

CDD 22. ed. 636.0897

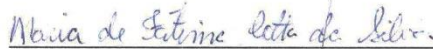
MARIA DE FÁTIMA COTTA DA SILVA

DESENVOLVIMENTO E ANÁLISE MECÂNICA *EX VIVO* DE DUAS NOVAS
PLACAS DE RECONSTRUÇÃO BLOQUEADAS PARA FRATURAS
COMINUTIVAS DE RÁDIO DE LOBO-GUARÁ E FÊMUR DE TAMANDUÁ-
BANDEIRA


Dissertação apresentada à Universidade Federal de
Viçosa, como parte das exigências do Programa de
Pós-Graduação em Medicina Veterinária, para
obtenção do título de *Magister Scientiae*.

APROVADA: 28 de junho de 2022.

Assentimento:



Maria de Fátima Cotta da Silva
Autora


Fabiana Azevedo Voorwald
Orientadora

Professora Adjunta
Departamento de Veterinária
Matricula UFV 12789-8

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

À Universidade Federal de Viçosa, pela oportunidade da graduação e pós-graduações de excelência, as quais tive acesso.

Ao Programa de Pós Graduação em Medicina Veterinária da UFV, pela promoção de pesquisas inovadoras e excelência na formação de mestres e doutores.

À minha orientadora, Profa Fabiana Voorwald, por suas propostas pioneiras e por acreditar sempre na melhoria da Medicina Veterinária através da ciência.

Ao meu coorientador, Thiago Sá pelo auxílio imprescindível na condução deste projeto e pela disponibilidade em dividir suas experiências.

À Focus Ortopedia pelo fornecimento das placas para os ensaios mecânicos.

Ao professor Herman Jacobus e os doutorandos Martin Fernandes e Francisco Monticeli da UNESP-Guaratinguetá, pela colaboração e realização dos ensaios mecânicos computacionais e de bancada.

À Nydianne d'Angelis pelo auxílio na montagem dos corpos de prova.

À professora Tatiana do Departamento de Nutrição e o técnico Wandersson da Divisão de Saúde pela realização da densitometria nos ossos do experimento.

À minha dupla de mestrado, Gabriel Coutinho, por poder compartilhar as dificuldades e descobertas juntos, no mundo da ortopedia.

À Mariana Moraes, pelo grande auxílio no andamento do projeto.

Aos professores e funcionários do DVT, especialmente, profa. Emily e prof. Fabrício, sempre dispostos a elucidar minhas dúvidas e colaborar com suas experiências.

À todos que direta ou indiretamente participaram deste projeto e o tornaram tangível.

Ao Marcos Fernandes por dividir comigo responsabilidades inimagináveis nesta jornada.

Ao meu amado Rafael.

RESUMO

SILVA, Maria de Fátima Cotta da, M.Sc., Universidade Federal de Viçosa, junho de 2022. **Desenvolvimento e análise mecânica ex vivo de duas novas placas de reconstrução bloqueadas para fraturas cominutivas de rádio de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira.** Orientadora: Fabiana Azevedo Voorwald. Coorientadores: Thiago André Salvitti de Sá Rocha e Guilherme Galhardo Franco.

O alto índice de atropelamentos tem sido discutido como a principal causa de politraumatismos e morte de espécies ameaçadas de extinção em território brasileiro. Variações anatômicas apresentadas nos ossos do Lobo-guará (*Chrysocyon brachyurus*) e do Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*) são um fator dificultador para a escolha do implante. Diante disto, o desenvolvimento de novos implantes, baseados em estudos de biomecânica aplicada à estas espécies, pode otimizar o planejamento cirúrgico e beneficiar a recuperação do osso afetado, impactando positivamente na preservação destas espécies. O objetivo deste estudo foi desenvolver duas novas placas de reconstrução bloqueadas, uma em formato de T invertido, para rádio de Lobo-guará e outra em forma de L, para fêmur de Tamanduá-bandeira e, fixá-las com função ponte em ossos cadavéricos. Em seguida, realizar análise mecânica por meio de testes de compressão axial nas novas placas e em modelo de placa bloqueada *Locking Compression Plate* (LCP). Foram analisados carregamento máximo, rigidez, deslocamento e limite de escoamento em ensaio estático de bancada para as duas novas placas. No grupo do rádio de Lobo-guará foram realizadas simulações computacionais em carregamento estático e dinâmico com a placa T aplicada de duas formas diferentes (parafusos juntos ou alternandos) em dois modelos de fratura diafisária, média e distal, sob aplicação de três cargas diferentes 90,190 e 320N, correspondente à estação, caminhada e trote. Os resultados apresentados entre a nova placa T e o modelo LCP no teste estático de bancada foram similares entre si. Nas simulações computacionais o melhor desempenho foi observado nas placas aplicadas com parafusos juntos, sob 90N. As tensões máximas se concentraram no interior das perfurações e houve diminuição severa da vida em fadiga com aumento da carga. Para a nova placa testada no fêmur, foram observadas diferenças estatísticas no carregamento máximo e deslocamento com relação a placa LCP, sendo os maiores valores observados na placa LCP. Conclui-se que as novas placas desenvolvidas para o rádio de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira possibilitaram cobertura e alinhamento ósseo satisfatórios, além de desempenho mecânico semelhante à placa LCP. Portanto, ambas as placas podem ser utilizadas para o tratamento de

fraturas cominutivas em rádio e ulna de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira e, são uma alternativa segura para osteossíntese em outras espécies que apresentem características ósseas e exigências mecânicas semelhantes às das espécies estudadas.

Palavras-chave: Ortopedia. Veterinária. Osteossíntese. Animal selvagem. Biomecânica

ABSTRACT

SILVA, Maria de Fátima Cotta da, M.Sc., Universidade Federal de Viçosa, June 2022. **Development and ex vivo mechanical analysis of two new locked reconstruction plates for comminuted fractures of maned wolf radius and giant anteater femur.** Advisor: Fabiana Azevedo Voorwald. Co-advisors: Thiago André Salvitti de Sá Rocha and Guilherme Galhardo Franco.

The high rate of road kills of wildlife has been discussed as the main cause of polytrauma and death of endangered species in Brazil. Anatomical variations in the bones of the Maned Wolf (*Chrysocyon brachyurus*) and Giant Anteater (*Myrmecophaga tridactyla*) hinder the implant determination. Thus, the development of new implants, based on biomechanics studies applied to these species, may optimize surgical planning and benefit the recovery of the affected bone, improving their preservation. This work aims to develop two new locking reconstruction plates, one in the shape of an inverted T for the radius of the Maned Wolf and another in a L - shape for the femur of the Giant Anteater and fix them with bridging function in cadaveric bones. For that purpose, the fixation of comminuted fractures and analysis of their mechanical behavior via axial compression tests were performed in pair with a Locking Compression Plate (LCP) model. Mechanical parameters analyzed were maximum load, stiffness, elastic displacement, and yield force in a static loading test for the two new plates. On the Maned wolf radius group, static and cyclic tests were carried out on computer simulations performed with the new plate applied in two different ways (with the screws together or alternated) in two models of diaphyseal, medium and distal fractures, under application of three different loads ratio, corresponding to the static, walking and trotting. The results presented between the new T plate and the LCP model on the static test were similar. The numerical simulations exhibited maximum strength concentration inside the perforations and better performance under smaller loads, in which occurs a severe decrease of life in fatigue with the increase of load. For the new plate tested on the femur, the statistical differences in the maximum force relative to the LCP, the higher value observed on the LCP. In conclusion, the new plates developed for the radius of the Maned wolf and femur of the Giant Anteater show adequate coverage, bone alignment, and mechanical performance similar to the LCP. Therefore, both plates can be used for the treatment of comminuted fractures in the radius and ulna of the Maned Wolf and femur of the Giant Anteater, and are a safe alternative for osteosynthesis in other species that present similar bone characteristics and mechanical requirements to those of the species studied.

Keywords: Orthopedics. Veterinary. Osteosynthesis. Wild animal. Biomechanics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO 1

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Processo de desenvolvimento da nova placa T para rádio de Lobo-guará | 18 |
| Figura 2 - Foto dos corpos de prova | 19 |
| Figura 3 - Malha de elementos finitos | 20 |
| Figura 4 - Divisão de grupos para o MEF | 21 |
| Figura 5 - Gráficos boxplot placa T | 23 |
| Figura 6 - Interior da perfuração da placa | 24 |
| Figura 7 - Gradiente de tensões sobre a placa | 25 |
| Figura 8 - Gráfico da vida em fadiga..... | 27 |

ARTIGO 2

| | |
|---|----|
| Figura 9 - Processo de desenvolvimento da nova placa L para fêmur de Tamanduá-bandeira..... | 37 |
| Figura 10 - Foto dos corpos de prova | 39 |
| Figura 11 - Corpos de prova antes e após o teste | 40 |
| Figura 12 - Gráfico boxplot placa L | 41 |

LISTA DE TABELAS

ARTIGO 1

| | |
|---|----|
| Tabela 1 Valores obtidos no ensaio de compressão axial em carregamento estático. Média, mediana, desvio padrão, coeficiente de variação e <i>p-valor</i> para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm) para os grupos 1 e 2..... | 24 |
| Tabela 2 Valores de carga axial, região sob maior tensão, tensões de Von Mises e número de ciclos para fratura em diáfise média e distal de rádio e ulna de Lobo-guará, fixada com placa de reconstrução bloqueada..... | 26 |

ARTIGO 2

| | |
|---|----|
| Tabela 3 Valores obtidos no ensaio de compressão axial em carregamento estático. Média, mediana, desvio padrão, coeficiente de variação e <i>p-valor</i> para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm) para os grupos 1 e 2..... | 42 |
|---|----|

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

| | |
|-------------------|--|
| 3D | Tridimensional |
| LCP | <i>Locking Compression Plate</i> |
| MEF | Método dos Elementos Finitos |
| UFV | Universidade Federal de Viçosa |
| ASTM | <i>Standard specification and test method</i> |
| MIPO | <i>Minimally invasive plate osteosynthesis</i> |
| OBDNT | <i>Open but do not touch</i> |
| DEXA | <i>Double energy absorptiometric radiography</i> |
| BMD | <i>Bone mineral density</i> |
| g/cm ² | <i>gram per square centimeter</i> |
| N | <i>Newtons</i> |
| °C | <i>Graus celsius</i> |
| DICOM | <i>Digital Imaging and Communication In Medicine</i> |

SUMÁRIO

| | | |
|-------|--|----|
| 1 | INTRODUÇÃO GERAL | 12 |
| 2 | DESENVOLVIMENTO..... | 14 |
| 2.1 | CAPÍTULO 1 – PLACA T PARA RÁDIO DE LOBO-GUARÁ | 14 |
| 2.1.1 | Resumo: | 14 |
| 2.1.2 | Introdução:..... | 15 |
| 2.1.3 | Materiais e métodos..... | 16 |
| 2.1.4 | Resultados..... | 22 |
| 2.1.5 | Discussão e conclusão | 27 |
| 2.1.6 | REFERÊNCIAS | 31 |
| 2.2 | CAPÍTULO 2 – PLACA L PARA FÊMUR DE TAMANDUÁ-BANDEIRA | 34 |
| 2.2.1 | Resumo: | 34 |
| 2.2.2 | Introdução:..... | 35 |
| 2.2.3 | Materiais e métodos..... | 36 |
| 2.2.4 | Resultados..... | 40 |
| 2.2.5 | Discussão e conclusão | 42 |
| 2.2.6 | REFERÊNCIAS | 45 |
| 3 | CONCLUSÕES GERAIS | 48 |
| 4 | REFERÊNCIAS | 49 |

1 INTRODUÇÃO GERAL

Sabe-se que fraturas de rádio e ulna e fêmur são frequentes em cães e gatos e seu tratamento é amplamente difundido (TAKIZAWA et al., 2019; MESQUITA et al., 2017; UNGER et al., 1990; CAQUÍAS, 2010), contudo, relatos de procedimentos cirúrgicos para animais silvestres ainda são raros (SESOKO et al., 2012, MINTO et al., 2021; RODRIGUES et al., 2009; MIRANDA e COSTA, 2006), apesar do índice crescente de traumatismos ocasionado por atropelamentos (CARISSIMI et al., 2005; PRADA, 2004; PRADO et al., 2005; CASELLA et al., 2006; GOMES et al., 2013).

A disponibilidade de implantes, tipo de fratura e variações anatômicas devem ser consideradas no planejamento cirúrgico (MEIGE et al., 2007; BRINKER et al., 2016) para que haja estabilidade adequada e retorno precoce da função do membro afetado, além de resistência até que a consolidação ocorra (AUGAT & RUDEN, 2018). A estabilidade oferecida pelas placas *Loked Compression Plate* (LCP) revolucionou o tratamento de fraturas, pois, por não necessitarem de contato íntimo com o periósteo para alcançar estabilidade axial e angular (BELTRAN et al., 2016; BRINKER et al., 2016; AUGAT & RUDEN, 2018), possibilitam a realização de osteossínteses minimamente invasivas pelo uso de placas (MIPO) (AUGAT & RUDEN, 2018; GUEORGUIEV & LENZ, 2018) ou abordagem aberta com mínima manipulação do foco de fratura (OBDNT) que, preserva o ambiente biológico e estimula a consolidação óssea (BELTRAN et al., 2016; GUEORGUIEV & LENZ, 2018; MACLEOD & PANKAJ, 2018), mesmo em fragmentos muito pequenos (GALAL, 2017; AUGAT & RUDEN, 2018; GAUTIER et al., 2000; EGOL et al., 2004). Isto é possível porque o travamento perpendicular da rosca da cabeça do parafuso na placa (BELTRAN et al., 2016; EGOL et al., 2004), forma um sistema único de estabilidade angular (GUEORGUIEV & LENZ, 2018; AUGAT & RUDEN, 2018), que não permite a movimentação entre seus componentes e distribui as forças axiais na placa, concentrando o estresse no nível da fratura (BELTRAN et al., 2016).

Placas de reconstrução bloqueadas são modelos que fornecem maior flexibilidade ao sistema devido a presença de reentrâncias profundas entre as perfurações, o que as torna mais fáceis de moldar quando a geometria tridimensional do osso é complexa e requer esta adaptação para atingir o alinhamento dos fragmentos (STOFFEL et al., 2003; SANTOS et al., 2016). A sua maior flexibilidade pode estar relacionada a menor rigidez de flexão que placas do sistema convencional se submetidas a cargas excessivas (BREGADIOLLI, 2017).

Sabe-se que, a falta de conhecimento de variações anatômicas e a escassez de estudos de biomecânica dos implantes em animais silvestres pode resultar em escolha inadequada de implantes e falha na consolidação óssea (RIBEIRO et al., 2013; SESOKO, 2012; BONON et al., 2015; MINTO et al., 2021; FERRIGNO et al., 2003). Neste contexto, o desenvolvimento e caracterização mecânica de duas novas placas bloqueadas aplicadas a fêmur de Tamanduá-bandeira e rádio de Lobo-guará pode beneficiar o tratamento de fraturas destas espécies e outras que possuem conformações ósseas e requerimentos biomecânicos semelhantes aos deste estudo.

Este estudo desenvolveu duas novas placas de reconstrução bloqueadas para osteossíntese de fraturas cominutivas de rádio e ulna de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira. Uma placa em formato de T invertido para aplicação no rádio e uma em formato de L para o fêmur. Foi realizada análise mecânica das novas placas e de um modelo de placa LCP existente no mercado, sob ensaio de compressão axial em carregamento estático. Adicionalmente, foi realizada avaliação por análise numérica em carregamento estático e dinâmico para a placa T para rádio de Lobo-guará. Espera-se que as novas placas permitam a manutenção do comprimento e alinhamento ósseos mesmo quando houver fragmentos muito pequenos, devido o seu maior comprimento total em relação a placa LCP e presença de perfurações bloqueadas em toda a sua extensão. Além disso, espera-se que a nova placa L para o fêmur apresente menor resistência a pré-deformação, devido a presença de reentrâncias em suas laterais, favorecendo a sua adaptação a superfície óssea complexa do fêmur de Tamanduá. A hipótese é que o desempenho mecânico das novas placas será igual ou superior à placa LCP para carregamento máximo, limite de escoamento, rigidez e deslocamento, porém, com aquisições geométricas inovadoras que possibilitarão benefícios para o tratamento de fraturas nas espécies deste estudo e, conseqüentemente, outras com conformações ósseas e requerimentos mecânicos semelhantes.

2 DESENVOLVIMENTO

O desenvolvimento do projeto foi subdividido em dois artigos que serão apresentados neste trabalho como dois capítulos, i.e., Capítulo I referente ao Artigo 1 e Capítulo II para o Artigo 2, apresentados a seguir. A formatação dos artigos teve como referência os padrões exigidos pela *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology – VCOT*.

2.1 CAPÍTULO 1 – PLACA T PARA RÁDIO DE LOBO-GUARÁ

Desenvolvimento e análise mecânica *ex vivo* de uma nova placa T de reconstrução bloqueada para fraturas cominutivas em rádio de Lobo-guará (*Chrysocyon brachyurus*)

2.1.1 Resumo:

Objetivo: Desenvolver uma nova placa de reconstrução bloqueada em formato de T e caracterizar o seu comportamento mecânico pelo método dos elementos finitos por meio de carregamento estático de compressão axial. Em paralelo, realizar os mesmos ensaios em placa *Locked Compression Plate* (LCP), sobre fratura cominutiva de rádio de Lobo-guará (*Chrysocyon brachyurus*).

Desenho do estudo: Foram realizados testes mecânicos em 4 pares de rádios de Lobo-guará, divididos em dois grupos. O grupo 1 (n=4) recebeu placa bloqueada LCP, com espessura de 3,5mm, 11 perfurações combinadas e uma bloqueada, fixada com 8 parafusos bloqueados, bicorticais, nas posições de 1-4 e 9-12. O grupo 2 (n=4) recebeu uma nova placa de reconstrução bloqueada, em formato de T, com espessura de 3,8mm e 26 perfurações, fixada com 8 parafusos bloqueados bicorticais nas posições de 1-4, e 23-26. Os rádios dos dois grupos tiveram 10mm da diáfise distal removidos para mimetizar fratura cominutiva. Os dois grupos foram submetidos ao ensaio de compressão axial estático e análise comparativa de carregamento máxima, rigidez, limite de escoamento e deslocamento. O G2 foi submetido a análise computacional numérica pelo método dos elementos finitos (MEF) para avaliação de seu comportamento mecânico em carregamento estático e cíclico, na qual foi utilizada a distribuição das tensões de von Mises e vida em fadiga.

Resultados: Os resultados encontrados no ensaio de compressão axial estático apresentaram semelhanças estatísticas nos dois grupos para avaliação de carregamento máximo, rigidez, limite de escoamento e deslocamento (G1 = G2). As simulações mecânicas pelo MEF realizada no G2 demonstraram níveis de tensão em análise estática e vida em fadiga em análise dinâmica

semelhantes, independentemente da posição dos parafusos ou da fratura para uma mesma carga aplicada. Todas as simulações com aplicação de 90N resistiram a valores iguais ou superiores a $4,5 \times 10^5$ ciclos até a fratura. O aumento da carga foi determinante para redução do número de ciclos e aumento das tensões sobre o implante. Nas simulações com 190 N e 320 N, as tensões excederam, respectivamente, o limite de escoamento e resistência do material, gerando a fratura prematura do componente.

Conclusão: A nova placa de reconstrução T obteve desempenho mecânico semelhante ao implante LCP no carregamento estático e vida em fadiga satisfatória nas simulações computacionais sob aplicação de 90N, o que retrata seu potencial para uso em fraturas cominutivas de diáfise em rádio de Lobo-guará.

Palavras-chave: biomecânica, ortopedia, implante, animal selvagem, compressão axial

2.1.2 Introdução:

Fraturas diafisárias de rádio e ulna são aproximadamente 17% dos casos relatados em cães e tem elevado percentual de complicações^{1,2}, devido ao pouco recobrimento de tecido muscular, canal medular estreito e pouca vascularização dos ossos envolvidos^{1,3}. O terço distal da diáfise é o mais acometido².

O advento das placas bloqueadas como as *Loked Compression Plate* (LCP) favoreceu o tratamento das fraturas em rádio e ulna^{4,5} devido a sua estabilidade angular e axial, assim como a resistência no conjunto placa-parafuso-osso, proporcionada pelo travamento da cabeça dos parafusos na placa^{3,4,6}. Desde então, a abordagem ao foco de fraturas com alto grau de desvitalização vascular tem priorizado a mínima manipulação do foco de fratura e preservação do ambiente biológico pela aplicação de placas com função ponte⁷. Na osteossíntese do rádio, preconiza-se a aplicação da placa na superfície cranial, para que haja boa resistência às forças de flexão craniocaudais, além da maior facilidade desta abordagem em relação a aplicação medial, principalmente em fraturas muito ditais³.

Na aplicação de placas com a função ponte, o comprimento de trabalho tem a maior influência sobre a concentração de tensões sobre a placa^{4,8}. Quando os parafusos são fixados longe do foco de fratura, ocorre distribuição das tensões em uma área maior, aumento da flexibilidade do sistema e redução do risco de falha dinâmica^{4,8}, além de indução da formação de calo ósseo nas fraturas com estabilidade relativa⁴.

As placas de reconstrução bloqueadas são caracterizadas pelas reentrâncias profundas em suas laterais, que conferem maior maleabilidade à placa^{9,10}. Esta característica permite a

realização de osteossínteses em ossos de geometria complexas e não convencionais através da modelagem do implante para adaptação ao osso^{9,10,11}. Por este motivo são amplamente utilizadas em fraturas de ossos como acetábulo, pelve e úmero distal⁹. A presença das perfurações bloqueadas neste tipo de placa confere todos os benefícios inerentes às placas bloqueadas¹⁰, contudo, é relatada uma menor rigidez sob forças de flexão, o que poderia causar a sua falha mais facilmente do que em placas do sistema convencional de mesmo tamanho, quando submetidas a cargas excessivas¹¹.

O alto índice de atropelamentos de animais selvagens nas estradas brasileiras é o fator responsável pela elevada frequência de politraumatismos e óbitos de espécies ameaçadas de extinção, como o Lobo-guará¹²⁻¹⁵. Para o tratamento de fraturas em cães e gatos, considera-se estudos mecânicos espécie-específicos, o formato e comprimento ósseo, bem como a direção das forças a serem neutralizadas⁵. O implante mais utilizado para a redução de fraturas cominutivas é o modelo LCP, devido o seu bom desempenho em testes mecânicos realizados nestas espécie^{4,5}. No entanto, o fato de rádio e ulna de Lobo-guará serem, proporcionalmente, mais alongados e afilados que em cães¹⁶ pode tornar o uso das placas LCPs convencionais inviável em caso de fraturas altamente cominutivas nesta espécie, uma vez que seu comprimento pode ser insuficiente para manter o comprimento ósseo.

Neste contexto, o desenvolvimento e caracterização mecânica de uma nova placa de reconstrução bloqueada, desenhada a partir da geometria tridimensional do rádio de Lobo-guará (*Chrysocyon brachyurus*), bem como a realização dos testes paralelamente em placas LCP, aplicadas em ossos reais, fornecerá dados científicos importantes para balizar o tratamento de fraturas nesta espécie. Além disso, espécies que possuam ossos com características geométricas semelhantes podem se beneficiar dos conhecimentos gerados neste estudo.

Até o momento desta publicação, não foram encontrados estudos mecânicos para avaliação de implantes em rádio e ulna de Lobo-guará.

2.1.3 Materiais e métodos

Coleta do material

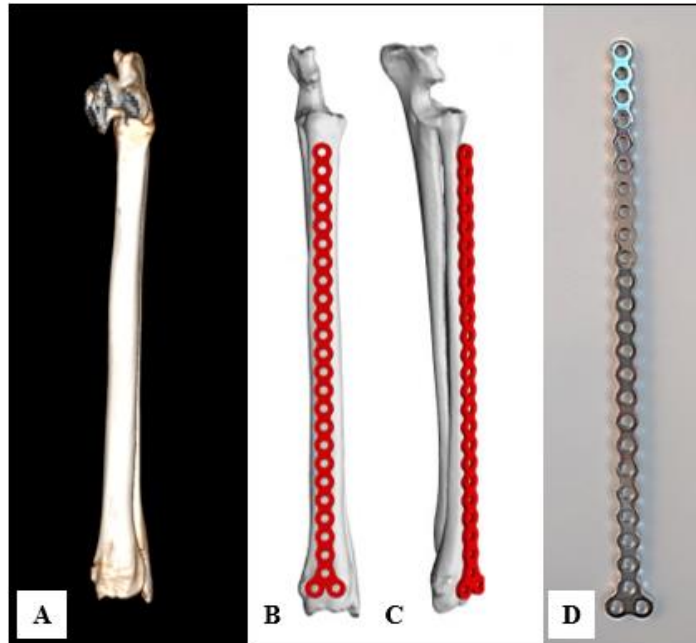
A metodologia empregada neste estudo foi aprovada pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Universidade Federal de Viçosa nº74/2019. Foram coletados quatro pares de rádios e ulnas de Lobos-guarás (*Chrysocyon brachyurus*), adultos, com média de peso de $24,3 \pm 1,4$ Kg, que vieram a óbito por causas não relacionadas a este estudo. As amostras foram coletadas

logo após a morte dos animais e dissecadas para remoção de tecidos moles, envolvidas em compressas embebidas em solução salina 0,9%, embaladas em bolsas plásticas transparentes contendo identificação da espécie e amostra, e preservadas em freezer a -20 °C até 24 horas antes da realização dos testes biomecânicos. Foi realizada avaliação radiográfica em planos craniocaudal e mediolateral, densitometria óssea por dupla absorção de Raio-X (DEXA) padronizada no terço distal da diáfise e avaliação macroscópica das amostras para atestar a sua uniformidade e integridade antes da montagem dos corpos de prova. Os valores médios de comprimento dos raios da face articular da cabeça do rádio até a face articular distal, foram $27,3 \pm 0,5$ cm e a densidade óssea $0,865 \pm 0,05$ g/cm².

Desenho da placa T

Foram obtidas imagens tridimensionais (3D) dos raios por tomografia computadorizada (TC), realizada em aquisições helicoidais a 80Kv e 80mA, com espessura de 1mm em tomógrafo *HiSpeed Dual*. Os dados foram armazenados no formato *Digital Imaging and Communication In Medicine* (DICOM) e convertidas em objeto tridimensional (3D) pelo *Software RadiAnt DICOM Viewer*. Sobre a face cranial da reconstrução do rádio, foi desenvolvido o desenho 3D da nova placa no programa *SolidWorks*, com comprimento suficiente para cobrir toda a diáfise do osso e permitir a realização de osteossíntese em toda a sua extensão. A nova placa de reconstrução bloqueada apresenta formato de T invertido, 26 perfurações rosqueadas, 3,8 mm de espessura, 247 mm de comprimento, 10 mm de largura (Figura 1). Optou-se pela placa de reconstrução para que fosse possível cortá-la ou pré-tensioná-la com facilidade, tornando-a versátil em sua aplicação. Após a confecção do desenho, a nova placa foi produzida em aço inoxidável ASTM F138 pela empresa Focus Ortopedia Veterinária®.

Figura 1 - Processo de desenvolvimento da nova placa T para rádio de Lobo-guará



Sequência do processo de desenvolvimento da placa T: (A) imagem 3D de rádio e ulna de Lobo-guará, obtida pela Tomografia computadorizada, vista cranial. (B) Novo modelo de placa de reconstrução bloqueada aplicada sobre rádio de Lobo-guará, vista frontal e (C) vista craniolateral, desenvolvido pelo Dr. Thiago Sá (VetCraft Ltd). (D) A nova placa possui formato de T invertido, 26 perfurações rosqueadas, 3,8mm de espessura, 247 mm de comprimento, 20mm de largura na base e 10mm de largura no corpo da placa e foi produzida em aço inoxidável ASTM F138 pela empresa Focus Ortopedia Veterinária®. Fonte: elaborada pela autora (2022).

Preparo dos corpos de prova

Foram utilizados dois tipos de placas fabricadas em aço inoxidável ASTM F138 pela Focus Ortopedia Veterinária®, divididas em dois grupos (Figura 2): G1 (Placa LCP), contendo 4 placas; cada uma com 11 perfurações híbridas e 1 bloqueada; com dimensões de 158,6 x 10 x 3,5 mm (comprimento x largura x espessura). G2 (Placa de reconstrução T), contendo 4 placas de reconstrução bloqueadas; 26 perfurações cada; com dimensões de 247 x 10 x 3,8 mm. Os parafusos bloqueados eram de tamanhos 20 e 22 mm. Os rádios foram descongelados em solução salina em temperatura ambiente (22 °C) por 12 horas e distribuídos por sorteio, uma vez que não houve discrepância de densidade ou comprimento. Com auxílio de paquímetro foram feitas duas marcações, uma a 70 mm de distância da face articular distal do rádio e outra a 80 mm para guiar a osteotomia. Nos dois grupos, os rádios foram posicionados e imobilizados em uma morsa com a face cranial voltada para cima, e receberam perfurações com broca 2,8 mm, através de guia de broca para parafuso de bloqueio, seguida de mensuração da profundidade, macheamento e aplicação de 4 parafusos proximais e 4 parafusos distais, ambos bicorticais, na face cranial do rádio e limitação de torque a 1,5N por torquímetro de estalo. As

posições dos parafusos no G1 (n=4) foram de 1-4 e 9-12, e no G2 (n=4) foram de 1-4 e 23-26. A padronização da posição dos parafusos nas extremidades foi necessária para manter a distribuição semelhante nos dois grupos e minimizar interferências do fator preenchimento de perfurações no resultado. Além disso, foi possível investigar a diferença de comprimento de trabalho nos dois tratamentos.

A ostectomia de 10 mm de diáfise foi realizada com serra oscilatória e iniciada parcialmente na face cranial do rádio, seguida da osteossíntese e posterior finalização, para prevenir danos à placa. Para acomodar adequadamente as amostras na máquina de testes, foi necessário inserir um pino de Steinmam nº3 e uma base circular de polimetilmetacrilato (PMMA) em cada epífise, tomando o cuidado de não encostar o polímero no implante. No G1, a placa ocupou 58 % do comprimento ósseo e o comprimento de trabalho da placa foi 5,6 cm. No G2, houve ocupação de 90% do comprimento ósseo e área de trabalho de 18,4 cm.

Figura 2 – Foto dos corpos de prova



(A) Posicionamento das placas fixadas nos rádios de Lobo-guará para o ensaio de compressão axial estático. Divisão dos grupos: placa LCP (G1) e nova placa T (G2). Fonte: elaborada pela autora (2022).

Ensaio de compressão estática

O ensaio de compressão axial foi realizado com os rádios posicionados na vertical, fixados na parte inferior dentro de um copo de aço parafusado à base da máquina de testes e outro copo semelhante na parte superior à cabeça do rádio para evitar a movimentação do corpo de prova. A aplicação da força foi feita na cabeça do rádio, numa velocidade de 5 mm/min, com

pré-carga de 50 N para acomodação do corpo de prova na base de testes. O equipamento de ensaio universal utilizado foi a Shimadzu-AGX, com célula de carga máxima de 5kN, em temperatura ambiente (22°C). O final do teste foi definido por uma queda brusca na resistência do material (queda de carga $\geq 40\%$) ou fratura dos implantes, o que ocorresse primeiro. Para análise estatística, padronizou-se o ponto de redução de 10% da resistência máxima das placas para comparação dos valores obtidos. A rigidez foi calculada a partir da tangente (tangente do ângulo alfa formado entre a porção linear da curva e o eixo da deformação). $E = \Delta\epsilon / \Delta\epsilon = \text{tg}(\alpha)$.

Os dados dos testes de bancada foram coletados e comparados pela análise estatística *One way analysis of variance* (ANOVA) pela máxima, mínima, média, desvio padrão, variação e *p-valor* em programa estatístico (R versão 4.1.2). O nível de significância estabelecido em $\alpha \leq 0,05$. Os dois grupos foram avaliados segundo a força máxima suportada pelo implante, deslocamento na fase elástica, rigidez e limite de escoamento.

Método dos elementos finitos

Os modelos 3D de rádio e ulna obtidos pela tomografia computadorizada e o desenho da placa e parafusos produzidos no *SolidWorks* foram convertidos em malha de elementos finitos no programa *Ansys* e, em seguida, utilizados para análise computacional pelo método dos elementos finitos (MEF)(Figura 3).

Figura 3 - Malha de elementos finitos



Imagem tridimensional da malha de elementos finitos de rádio e ulna de Lobo-guará gerada no programa *Ansys*, com a nova placa de reconstrução e 8 parafusos bloqueados aplicados nas perfurações 1-4 e 23-26 para estabilização de fratura em terço médio de diáfise. Fonte: elaborada pela autora (2022).

Foram realizadas simulações para fratura cominutiva em terço médio de diáfise (fratura F1) e terço distal de diáfise (fratura F2) de rádio e ulna. Para cada fratura foram simuladas duas formas de aplicação de parafusos bicorticais, simulação A: quatro parafusos em cada fragmento

nas perfurações 1,3,5,7,21,23,25 e 26; e simulação B: quatro parafusos em cada extremidade nas posições 1-4 e 23-26. Uma seção de 10mm na diáfise foi introduzida nos modelos para simular fratura cominutiva. A simulação A apresentou aproximadamente 240.531 elementos e 568.546 nós, e a simulação B 235.224 elementos e 558.880 nós. As quatro montagens estão resumidas na Figura 4. As simulações utilizando parafusos alternados foram necessárias para elucidar possíveis interferências no posicionamento dos parafusos que poderiam ficar subestimadas.

Figura 4 - Divisão de grupos para o MEF

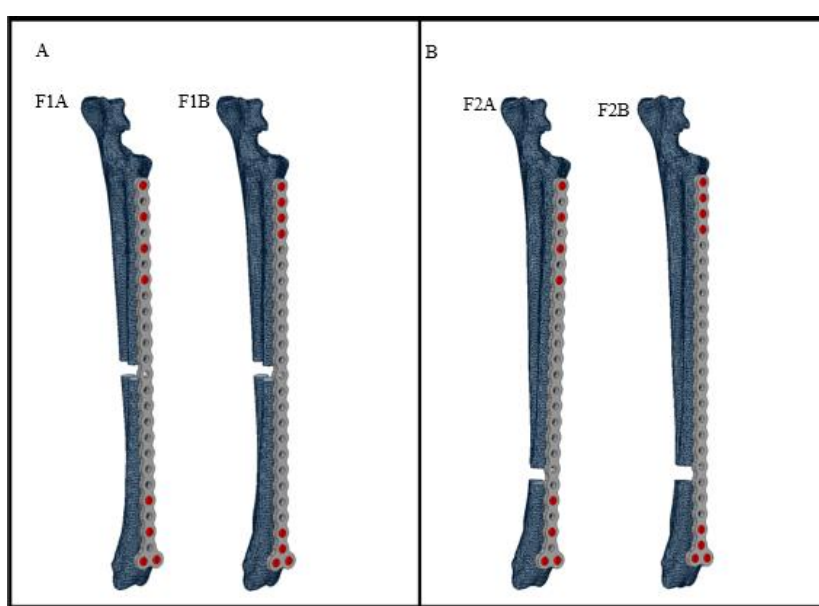


Imagem das condições geométricas das 4 simulações computacionais realizadas com a nova placa com o posicionamento dos parafusos destacado em vermelho. (A) Para fratura em terço médio de diáfise (F1) foram realizadas duas simulações com diferentes posições de parafusos A: quatro parafusos bloqueados em cada fragmento nas posições 1,3,5,7,21,23,25 e 26 e simulação B, contendo parafusos, nas posições 1-,4 e 23-26. (B) As mesmas simulações (A e B) foram feitas para fratura em terço distal de diáfise (F2). Fonte: elaborada pela autora (2022).

Para formação da malha foram definidos majoritariamente elementos em formato hexaédricos para a placa e tetraédricos para parafusos e osso, com tamanho de 0,5 mm cada elemento. As propriedades mecânicas das placas e parafusos utilizados foram adotadas a partir de uma liga de aço inoxidável ASTM-F138, com um módulo de elasticidade (E) de 210GPa¹⁷. Para os ossos, foi utilizado módulo de elasticidade de 15,6 GPa, relativo ao osso cortical¹⁸. Para o conjunto placa-osso e parafusos considerou-se um coeficiente de Poisson (ν) de 0,3^{19,20}.

A simulação adotou a aproximação de condição isotrópica e homogênea com carregamento linear elástico dos materiais para os implantes e ossos²¹. A rosca dos parafusos

foi simplificada para minimizar interferências nos resultados e o contato entre os parafusos bloqueados e placa foram definidos como do tipo vinculado (bonded). Para as quatro configurações apresentadas ilustradas anteriormente, foi realizada análise por carregamento estático e cíclico pela aplicação intermitente de força vertical na cabeça do rádio e a extremidade distal foi fixada para impedir movimentação. Foram utilizadas três cargas diferentes, 90, 190 e 320N, que correspondem a 30%, 63% e 108%²² do peso de um animal hipotético de 30Kg, para simular condições de apoio do membro durante estação, caminhada e trote, respectivamente^{3,23-25}. A utilização de cargas baseadas em um peso mais elevado do que a média encontrada nos animais do estudo foi escolhida para que a placa fosse submetida às condições críticas de carregamento e assim garantir uma margem de segurança em sua aplicação. Dois tipos de análise foram realizados pelo MEF: análise sob carregamento estático e dinâmico. Os resultados obtidos foram a distribuição da tensão equivalente de von Mises sobre a placa, número mínimo de ciclos suportado pelo implante e o apontamento de áreas de maior tensão. Devido à presença da ulna na TC que deu origem à malha de elementos finitos, o MEF foi realizado com a presença desta, diferentemente da compressão em carregamento estático realizada não apenas no rádio cadavérico. Por se tratar de fratura com ausência de contato ósseo e devido à simplificação da malha óssea para possibilitar a realização dos testes, acredita-se que a interferência da ulna nos resultados não seja relevante para os propósitos investigados.

2.1.4 Resultados

A placa T apresentou cobertura de 90% do comprimento diafisário do rádio, enquanto a placa LCP ocupou 58%. Foi possível inserir parafusos mais distantes do foco de fratura e aumentar o comprimento de trabalho na osteossíntese com a placa T, mimetizando fratura com perda óssea intensa. O comprimento de trabalho obtido na placa T foi o triplo da placa LCP (G1= 56 mm e G2= 184 mm). No ensaio mecânico estático, as construções do grupo 1 falharam devido à curvatura da placa na altura da fratura em sentido cranial, de forma homogênea. No grupo 2, observou-se curvatura da placa em sentido caudal (n=2) e no sentido cranial (n=2), alguns centímetros acima da linha de fratura. A Figura 5 mostra o gráfico com o detalhamento da distribuição das amostras e a variabilidade dos dados. De modo geral, observa-se tendência no G1 em apresentar valores médios superiores em todos os parâmetros, com relação a G2.

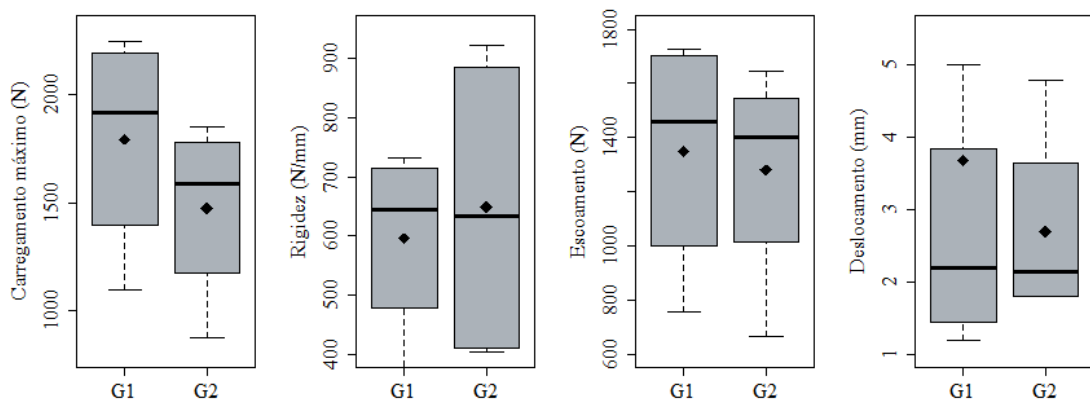
A distribuição dos dados nos dois grupos foi semelhante, porém, os valores médios e medianos de carregamento máximo tenderam a ser mais elevados no G1 (1.792N ±518,0) que

G2 (1.473N \pm 427,6). Entretanto, a superioridade do G1 não foi significativa estatisticamente (G1=G2, *p*-valor 0,379).

No gráfico, O G1 apresentou resultados de rigidez mais homogêneos e previsíveis que G2, entretanto, apesar da maior dispersão dos resultados no segundo grupo, os valores médios e medianos foram estatisticamente semelhantes entre si (G1=733 \pm 166,1; G2=648 \pm 275,5) *p*-valor 0,756. Os dois grupos obtiveram limite de escoamento semelhante *p*-valor 0,8297, com médias e desvio padrão aproximado (G1=1.350 \pm 451,8; G2=1.280 \pm 424,7). Além disso, os dois grupos apresentaram padrão de distribuição dos resultados e variação similares.

Ambas as placas apresentaram valores muito semelhantes de deslocamento com *p*-valor 0,948 (G1=G2). Não foram observadas diferenças estatísticas nos parâmetros analisados. Os dados discutidos estão resumidos na Tabela 1.

Figura 5 - Gráficos boxplot placa T



Distribuição e variação dos valores obtidos pelo ensaio de compressão axial para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm). Fonte: elaborada pela autora (2022).

Tabela 1 Valores obtidos no ensaio de compressão axial em carregamento estático. Média, mediana, desvio padrão, coeficiente de variação e *p*-valor para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm) para os grupos 1 e 2.

| | | Média | Mediana | Desvio padrão | Coeficiente de variação | P valor |
|---------------------------------|----|---------|---------|---------------|-------------------------|---------|
| Carregamento máximo (N) | G1 | 1792,09 | 1912,64 | 518,66 | 28,94 | 0,3795 |
| | G2 | 1473,26 | 1583,34 | 427,66 | 29,02 | |
| Rigidez N/mm) | G1 | 596,37 | 644,42 | 166,10 | 27,85 | 0,7567 |
| | G2 | 648,54 | 634,09 | 275,54 | 42,48 | |
| Limite de escoamento (N) | G1 | 1350,04 | 1457,90 | 451,83 | 33,46 | 0,8297 |
| | G2 | 1280,39 | 1403,09 | 424,79 | 33,17 | |
| Deslocamento (mm) | G1 | 2,65 | 2,20 | 1,68 | 63,63 | 0,948 |
| | G2 | 2,72 | 2,15 | 1,42 | 52,18 | |

Fonte: elaborada pela autora (2022).

Nas análises pelo MEF os resultados mostraram um gradiente de tensões mais reduzidas nas configurações F1B e F2B, correspondentes ao maior comprimento de trabalho destas configurações. Contudo, os valores máximos de tensões foram semelhantes nas quatro configurações sob cargas semelhantes e se concentraram no interior dos orifícios (Figura 6) e atingiram os parafusos mais internos. A interpretação dos resultados considerou apenas os valores máximos de tensões e a vida mínima em fadiga para manter um padrão rigoroso de segurança na avaliação da placa.

Figura 6 – Interior da perfuração da placa

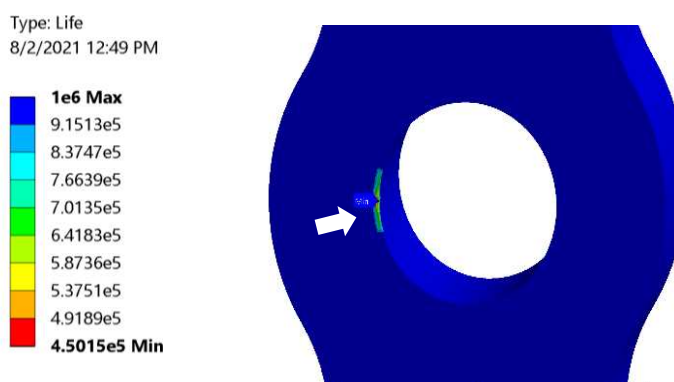


Imagem de um orifício da nova placa de reconstrução com a região de maior tensão em seu interior, apontada pela seta branca. A vida em fadiga está representada na maior parte da perfuração por, aproximadamente 1 milhão de ciclos e na região delimitada, $4,5 \times 10^5$ ciclos sob aplicação de 90N. Notar que a região representa pequena extensão da perfuração. Fonte: elaborada pela autora (2022).

Foram observados, em média $5,6 \pm 0,7 \times 10^5$ ciclos nas quatro simulações com aplicação de carga compressiva dinâmica de 90N. Ainda nesta faixa de carga, observou-se um número consideravelmente superior de ciclos quando a configuração foi de parafusos juntos (F1B e F2B), houve um acréscimo de $1,35 \times 10^5$ ciclos para fratura 1 e $0,29 \times 10^5$ ciclos na fratura 2 em relação às simulações usando a mesma carga e parafusos alternados. O melhor cenário em relação às tensões de von Mises também foi observado à 90N, com valores muito aproximados, média de $191 \pm 4,8$ MPa e abaixo do limite de escoamento do material (240 MPa) como resumido na (Figura 7).

Figura 7 - Gradiente de tensões sobre a placa

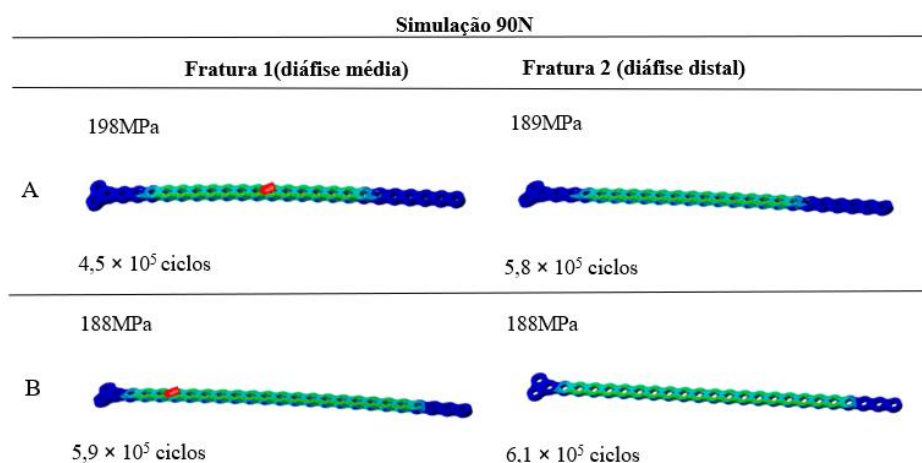


Imagem comparando o gradiente de distribuição das tensões sobre a placa para as quatro configurações, F1A, F2A, F1B e F2B, valores de tensão máxima (MPa) e número mínimo de ciclos encontrados nas simulações com 90N. Notar que as simulações do tipo B (parafusos juntos) apresentou distribuição das tensões em maior extensão da placa, além de alcançarem maior número de ciclos do que quando os parafusos foram inseridos alternando perfurações. Para melhor visualização da área de interesse, a malha referente ao rádio e ulna foram suprimidos da imagem. Fonte: elaborada pela autora (2022).

Na carga de 190N, houve redução de 21 vezes no número de ciclos, média de $0,24 \pm 0,02 \times 10^5$ ciclos, e as tensões de von Mises dobraram, média $403,25 \pm 9,8$ MPa, excedendo o limite de escoamento do material. Ainda assim, a simulações F1B obteve desempenho ligeiramente superior a F1A, enquanto que F2A e F2B registraram valores muito aproximados entre si. Na carga de 320N, houve redução na vida em fadiga para menos de $0,05 \times 10^5$ ciclos em todas as configurações testadas média $0,04 \pm 0,003 \times 10^5$ ciclos e as tensões de von Mises ultrapassaram o limite de resistência mecânica do material, 594 MPa. Além disso, os valores obtidos permitiram calcular e prever tensões e número de ciclos em condições não testadas na simulação para descobrir o cenário em que a placa esteja sob maior exigência mecânica e

mantenha resistência. Descobriu-se que a carga de 112N, equivalente a 45% do peso corporal dos animais do estudo, resulta em tensões inferiores ao limite de escoamento e resistência superior a $2,0 \times 10^5$ ciclos. A curva potencial S/N traçada para as quatro configurações simuladas (Figura 8) mostra que, sob tensões abaixo de 200MPa, a placa T alcançaria a vida em fadiga, ou seja, a vida infinita para o implante. Este parâmetro pode ser utilizado para inferir a resistência do implante a partir do peso do paciente. A Tabela 2 apresenta um resumo dos resultados das simulações em carregamento estático e dinâmico, com base nos elementos finitos para fratura em terço médio e distal de diáfise.

Tabela 2 Valores de carga axial, região sob maior tensão, tensões de Von Mises e número de ciclos para fratura em diáfise média e distal de rádio e ulna de Lobo-guará, fixada com placa de reconstrução bloqueada.

| Tipo de fratura | Posição parafusos | Carga axial (N) | Perfurações sob tensão | Tensão máxima de Von Mises (MPa) | Vida em fadiga (ciclos x 10⁵) |
|---------------------------|--------------------------|------------------------|-------------------------------|---|---|
| Diáfise média (1) | Alternados (A) | 90 | 6-22 | 198 | 4,58 |
| | | 190 | 6-22 | 418 | 0,21 |
| | | 320 | 6-22 | 705 | 0,04 |
| | Juntos (B) | 90 | 3-24 | 188 | 5,93 |
| | | 190 | 3-24 | 399 | 0,26 |
| | | 320 | 3-24 | 671 | 0,05 |
| Diáfise distal (2) | Alternado (A) | 90 | 6-22 | 189 | 5,86 |
| | | 190 | 6-22 | 399 | 0,26 |
| | | 320 | 6-22 | 672 | 0,05 |
| | Juntos (B) | 90 | 3-24 | 188 | 6,16 |
| | | 190 | 3-24 | 397 | 0,26 |
| | | 320 | 3-24 | 667 | 0,04 |

Fonte: elaborada pela autora (2022).

Figura 8 - Gráfico da vida em fadiga

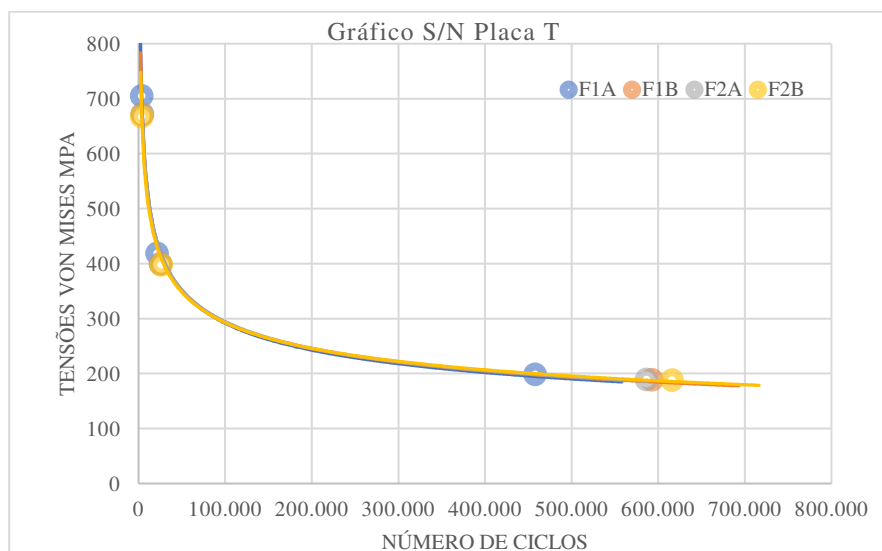


Gráfico referente à curva S/N traçada a partir dos valores de tensão x ciclos obtidos na simulação computacional para as quatro combinações de fraturas x parafusos (F1A, F1B, F2A e F2B). Notar que o resultado semelhante resultou em traçados sobrepostos. Abaixo de 200MPa a placa T apresenta vida de fadiga infinita, ou seja, aproximadamente um milhão de ciclos. Fonte: elaborado pela autora (2022).

2.1.5 Discussão e conclusão

A hipótese de que haveria diferenças significativas no desempenho mecânico da nova placa de reconstrução bloqueada 3,8mm em relação a placa LCP 3,5mm na redução de fraturas cominutivas em diáfise distal de rádio e ulna de Lobo-guará não foi confirmada.

A nova placa apresentou valores médios para rigidez axial inferiores aos encontrados no grupo LCP, no entanto, estatisticamente, foram semelhantes ($G1=G2$). Valores inferiores de rigidez foram relatados, anteriormente, em placas de reconstrução, quando comparadas a outras placas de tamanho equivalente^{6,9,10,26}. Além disso, o aumento do comprimento de trabalho da placa é a principal estratégia utilizada para redução da rigidez axial do sistema^{4,7,10}. Portanto, esperava-se que a nova placa apresentasse menor rigidez. Contudo, apesar de a nova placa ter apresentado o triplo do comprimento de trabalho da placa LCP e ser uma placa de reconstrução, sua rigidez não foi consistentemente inferior. Os autores atribuem este resultado a espessura uniforme e superior da nova placa, uma vez que, outros parâmetros que podem alterar a rigidez como material, número e disposição de parafusos foi idêntica nos dois grupos^{4,7,9,27}, restando a superioridade da seção transversal da nova placa²⁸.

Neste estudo, foram obtidos valores semelhantes para deslocamento em ambos os tratamentos. Estudos anteriores relataram que, a micromovimentação desejável no foco de fratura, para estímulo osteogênico, está relacionada à menor rigidez do sistema que é menor

quanto maior for o comprimento de trabalho^{29,30}. Embora sejam esperados valores de rigidez inferiores e deslocamento maior para uma placa com maior comprimento de trabalho, o resultado mostra que o deslocamento semelhante entre as placas LCP e T ocorreu porque esta variável acompanhou os valores semelhantes de rigidez entre elas.

A carga máxima e limite de escoamento foram semelhantes estatisticamente nos dois grupos (G1 = G2). O limite de escoamento do material marca o início do regime plástico e surgimento de deformações definitivas no material^{28,31}. Em seguida, o carregamento máximo é atingido e o material começa a declinar sua resistência na curva de tensão/deformação²⁸. Por meio destes dois parâmetros, pode-se inferir que o comportamento mecânico das duas placas quando submetidas a uma alta carga será muito semelhante, tanto no início como na continuidade de deformações até o colapso do sistema.

O valor médio de carregamento máximo observado no teste de bancada para a nova placa (1473N +_427,6) foi correspondente a 6 vezes o peso médio dos animais do experimento, portanto, danos a estrutura da placa levando a falha do implante dificilmente ocorreriam de forma estática devido a carga necessária para tal. Por outro lado, sabe-se que o modo de carga ao que a placa será submetida em ambiente real é mais dinâmico e complexo do que em condições laboratoriais controladas¹¹, sendo a falha por fadiga cíclica a causa mais comum de falha de implantes ortopédicos³¹. Apesar disto, a análise estática se mostrou um recurso inicial importante para avaliação pré-clínica de placas das diferentes geometrias entre implantes³².

No MEF os valores médios de tensões sobre a placa se concentraram na região do comprimento de trabalho e o diagrama de cores evidenciou maior distribuição das tensões médias nas construções com parafusos juntos. Contudo, sob as mesmas cargas, os valores máximos de tensões de von Mises permaneceram semelhantes, independentemente da altura da fratura e comprimento de trabalho da placa. Esta região correspondeu com a altura de dobra das placas observada no teste de bancada, e relatada em estudos anteriores^{4,10}. Um estudo¹⁰ relatou tensões mais elevadas na placa e parafusos internos, em construções com longos comprimentos de trabalho, em fraturas com gap maior de 60 mm e propôs a aplicação dos parafusos mais internos mais próximos ao foco de fratura para dissipar as tensões na placa e parafuso, entretanto, neste presente estudo, não foram observadas diferenças significativas na mudança de posicionamento dos parafusos nas simulações com fratura em diáfise média ou distal.

Os valores máximos de tensões de von Mises e mínimos de ciclos foram localizados em arestas no interior das perfurações e os parafusos mais internos receberam parte destas tensões. Este mesmo comportamento foi relatado anteriormente¹⁰ e pode indicar que a placa escoou nas regiões de entorno destes orifícios²⁸. Este fenômeno é conhecido da mecânica, pois, regiões

onde existem arestas e entalhes são concentradores de energia e podem iniciar a formação de uma fissura sob cargas repetitivas, causando falha do sistema pela sua propagação^{10,28,33}. Contudo, não foram identificadas deformações macroscópicas a estes achados nas perfurações após o ensaio de bancada.

O cenário onde foi observado o melhor desempenho da placa T (tensões de von Mises e número de ciclos) ocorreu com a aplicação de 90N na cabeça do rádio. Enquanto que nas demais simulações foi excedido o limite de escoamento (240MPa) e resistência (594MPa) do material para as simulações com carga 190N e 320N respectivamente. Apesar de os cálculos para as cargas do MEF terem se baseado em um animal hipotético de 30Kg para tornar as condições de simulação mais críticas, após conversão dos valores obtidos, as simulações realizadas para estação, caminhada e trote equivalem a 37, 78 e 130% do peso corporal dos animais deste estudo.

A média de ciclos encontrada com carga de 90N foi $5,63 \pm 0,71 \times 10^5$ ciclos, 190N $0,24 \pm 0,02 \times 10^5$ ciclos e 320N $0,04 \pm 0,004 \times 10^5$ ciclos. As simulações em que os parafusos foram colocados juntos apresentaram vida em fadiga superior, para os dois modelos de fratura. A referência do número de ciclos exigidos pelas normas de segurança para testes pré-clínicos em placas metálicas destinadas para uso humano baseia-se no período de consolidação da fratura, que ocorre entre $1,50$ a $2,00 \times 10^5$ ciclos, sendo recomendado que o parâmetro de análise seja o mais conservador possível^{31,34}. Para atender a esta exigência, foram consideradas somente as áreas de tensão máxima e mínima de ciclos encontradas na superfície da placa, no entanto, o implante poderá não fraturas imediatamente nestes valores e ter sobrevida superior ao estipulado nas análises.

Os dados obtidos pelo MEF permitiram calcular o melhor cenário para uso da placa T sem atingir o limite de escoamento do material e causar falha do implante. A carga obtida foi 112N, com a vida em fadiga de aproximadamente $2,0 \times 10^5$ ciclos. Esta carga corresponde a 45% do peso corporal dos animais do estudo, o que indica a necessidade de restrição das atividades do animal por sua manutenção em cativeiro durante a sua recuperação em caso de utilização de placa isoladamente no rádio. Para permitir maior liberdade de movimentação, pode-se associar um pino intramedular na ulna, que dividirá as cargas atuantes sobre a placa⁵.

A associação do MEF aumentou a reprodutibilidade das análises e permitiu uma caracterização mais ampla da placa T, cujo desenho apresentou versatilidade em sua aplicação, pois, seu longo comprimento e perfurações bloqueadas em toda a sua extensão, possibilitarão a realização de osteossínteses de fraturas em diferentes regiões da diáfise do rádio do Lobo-guará, mantendo o comprimento do osso, mesmo em caso de perda óssea acentuada.

Neste estudo foi realizada a compressão axial em carregamento estático e dinâmico, por se tratar de força importante para a função do rádio. Embora a condição ideal de testes deva avaliar as forças de flexão e rotação para se conhecer de forma mais abrangente a resistência dos implantes, o número de amostras disponível foi fator limitador, uma vez que o Lobo-guará é espécie ameaçada de extinção. O modo de carga em ambiente real é mais dinâmico e complexo do que em condições laboratoriais controladas¹¹, contudo, os autores acreditam que o uso de ossos reais e a associação do MEF forneceu dados abrangentes da resistência do implante, que podem ser utilizados em estudos futuros. Análises adicionais pelo MEF como flexão e compressão ou com a placa sem o osso não foram realizadas por indisponibilidade de horários do técnico responsável pela simulação. Deste modo, sugerem-se estudos futuros abordando as temáticas não contempladas por esta pesquisa para complementar o conhecimento científico.

Neste contexto, conclui-se que, o comportamento mecânico em regime estático semelhante entre a nova placa T e o modelo LCP, associado à sua caracterização pelo MEF, demonstraram que a nova placa T é adequada para o tratamento de fraturas cominutivas de rádio e ulna de Lobo-guará. Outras características como o comprimento da placa T e a possibilidade de cortá-la são vantagens inovadoras devido a sua geometria inédita, que possibilitará a osteossíntese de rádio do Lobo-guará e outras espécies que apresentem ossos longilíneos e afilados como os deste estudo.

2.1.6 REFERÊNCIAS

- 1 Takizawa H, Honnami M, Sakai T, Sasaki A, Sakamoto A, Mochizuki M. A Biomechanical Comparison of Three Miniature Locking Plate Systems in a Rabbit Radial and Ulnar Fracture Model. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2019 Jul;32(04):297–304.
- 2 Mesquita LR, Rahal SC, Mesquita Neto C, Kano WT, Beato AC, Faria LG, et al. Development and mechanical properties of a locking T-plate. *Pesquisa Veterinária Brasileira*. 2017 May;37(5):495–501.
- 3 Uhl JM, Kapatkin AS, Garcia TC, Stover SM. Ex vivo biomechanical comparison of a 3.5 mm locking compression plate applied cranially and a 2.7 mm locking compression plate applied medially in a gap model of the distal aspect of the canine radius. *Veterinary Surgery*. 2013 Sep;n/a-n/a.
- 4 Beltran MJ, Collinge CA, Gardner MJ. Stress Modulation of Fracture Fixation Implants. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2016 Oct;24(10):711–9.
- 5 Brinker WO, Decamp CE. Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016.
- 6 Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of Locked Plates and Screws. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2004 Sep;18(8):488–93.
- 7 Gueorguiev B, Lenz M. Why and how do locking plates fail? *Injury*. 2018 Jun;49:S56–60.
- 8 Giordano V, Santos ALG dos, Belangero WD, Pires RES, Labronici PJ, Koch HA. Mind the gap between the fracture line and the length of the working area: a 2-D finite element analysis using an extramedullary fixation model. *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*. 2018 Jan;53(1):88–93.
- 9 Santos RR, Rahal SC, Mesquita Neto C, Ribeiro CR, Sousa EAC, Foschini CR, et al. Biomechanical Analysis of Locking Reconstruction Plate Using Mono- or Bicortical Screws. *Materials Research*. 2016 Apr 8;19(3):588–93.
- 10 Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003 Nov;34:11–9.
- 11 Bregadioli T. Comparação biomecânica e da redução óssea do Clamp and Rod Internal Fixation e placa de reconstrução bloqueada em fraturas de acetábulo. Dissertação de Doutorado. [Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia]; 2017.

- 12 Prada, CS. Atropelamento de vertebrados silvestres em uma região fragmentada do nordeste do Estado de São Paulo: Quantificação do Impacto e Análise dos Fatores Envolvidos. Dissertação de Doutorado, Universidade Federal de São Carlos, Brasil, 129 pp. 2004.
- 13 Prado, TR.; Ferreira, AA.; Guimarães, ZA. Monitoramento de Animais Silvestres Atropelados Em Um Trecho De Mata Fragmentado Pela Br-153/GO-060. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE ECOLOGIA. 2005.
- 14 Casella, J. et al. Uso de sensoriamento remoto e análise espacial na interpretação de atropelamentos de fauna entre Campo Grande e Aquidauana, MS. Simpósio de Geotecnologias no Pantanal, v. 1, p. 321-326, 2006.
- 15 Gomes, DC et al. Registro de atropelamento de animais silvestres entre as cidades de Palmeiras de Goiás e Edealina – GO. Revista Eletrônica da Univar, v.1, n.10, p.19-34, 2013.
- 16 Pereira SG, Borges DCS, Monteiro EM, Cardoso SRA, Silva AL, Santos ALQ. Anatomia óssea e muscular do antebraço e mão de *Chrysocyon brachyurus* (carnívora, canidae). Revista Brasileira de Ciência Veterinária. 2019;26(4):118–27.
- 17 Giordani EJ, Ferreira I, Balancin O. Propriedades mecânicas e de corrosão de dois aços inoxidáveis austeníticos utilizados na fabricação de implantes ortopédicos. Rem: Revista Escola de Minas. 2007 Mar;60(1):55–62.
- 18 Autefage A, Palierne S, Charron C, Swider P. Effective mechanical properties of diaphyseal cortical bone in the canine femur. The Veterinary Journal. 2012 Nov;194(2):202–9.
- 19 Lee C-H, Shih K-S, Hsu C-C, Cho T. Simulation-based particle swarm optimization and mechanical validation of screw position and number for the fixation stability of a femoral locking compression plate. Medical Engineering & Physics. 2014 Jan;36(1):57–64.
- 20 Laurent CP, Böhme B, Verwaerde J, Papeleux L, Ponthot J-P, Balligand M. Effect of orthopedic implants on canine long bone compression stiffness: a combined experimental and computational approach. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2019 Oct 14;234(3):255–64.
- 21 Fernandes MGA. Análise Biomecânica das Fraturas do Fémur e Avaliação do Melhor Implante [thesis]. 2013, editor. [Escola Superior de Tecnologia e Gestão Instituto Politécnico de Bragança]2013.
- 22 Silva-Diogo O, Goebel LGA, Sousa MR de, Gusmão AC, Costa TM da, Jesus A de S, et al. Expansão da área de ocorrência do Lobo-guará, *Chrysocyon brachyurus*(carnívora,canidae) no Bioma Amazônico. Oecologia Australis. 2020 Dec 14;24(04):928–37.
- 23 Kapatkin AS, Arbittier G, Kass PH, Gilley RS, Smith GK. Kinetic Gait Analysis of Healthy Dogs on Two Different Surfaces. Veterinary Surgery. 2007 Aug;36(6):605–8.

- 24 Nielsen C, Stover SM, Schulz KS, Hubbard M, Hawkins DA. Two-dimensional link-segment model of the forelimb of dogs at a walk. *American Journal of Veterinary Research*. 2003 May;64(5):609–17.
- 25 Millis DL, Levine D. *Canine rehabilitation and physical therapy*. 2nd ed. St. Louis: Saunders, Cop; 2014.
- 26 Robertson C, Celestre P, Mahar A, Schwartz A. Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2009 Mar;18(2):204–9.
- 27 MacLeod AR, Pankaj P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. *Injury*. 2018 Jun;49:S12–8.
- 28 Beer, F. P., Johnston, E. R., DeWolf, J. T., & Mazurek, D. F. (2011). *Mecânica dos materiais*. Porto Alegre: Amgh.
- 29 Cruz, R., Paulino, M. F., Roseiro, L. M., Moita, F., Neto, M. A., & Amaro, A. M. Estimulação óssea induzida por micromovimentos realizada por um sistema eletromecânico bone simulation induced by micromoviment permormed by an electromechanical system. *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*. 2017;Vol 29,:Pgs 61-67.
- 30 Claes L. Biomechanical Principles and Mechanobiologic Aspects of Flexible and Locked Plating. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2011 Feb;25:S4–7.
- 31 Zimmer CG. Avaliação da vida em fadiga de placas ósseas metálicas sob condições pré-operatórias [thesis]. [Escola de engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul]; 2014.
- 32 ABNT NBR 15676-2. (2009). *Implantes para Ortopedia - Placas Ósseas Metálicas. Parte 2: Método de Ensaio de Flexão Estática*. Associação Brasileira de Normas Técnicas.
- 33 Takahashi BX. Metodologia moderna para análise de fadiga baseada em elementos finitos de componentes sujeitos a fadiga uni e multiaxial. *Dissertação*. Universidade de São Paulo;2014.
- 34 ABNT NBR 15676-3. (2009). *Implantes para ortopedia - Placas ósseas metálicas Parte 3: Método de ensaio dinâmico de flexão*. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Associação Brasileira de Normas Técnicas.

2.2 CAPÍTULO 2 – PLACA L PARA FÊMUR DE TAMANDUÁ-BANDEIRA

Desenvolvimento e análise mecânica *ex vivo* de uma nova placa L de reconstrução bloqueada para fraturas cominutivas de fêmur de Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*)

2.2.1 Resumo:

Objetivo: Desenvolver uma nova placa de reconstrução bloqueada em formato de L e avaliar a sua resistência mecânica por meio de ensaio estático de compressão axial sob carregamento estático, realizados paralelamente em uma placa *Locked Compression Plate* (LCP), ambas aplicadas sobre modelo de fratura cominutiva em diáfise média de fêmur de Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*).

Desenho do estudo: Uma nova placa de reconstrução bloqueada foi desenhada sobre a imagem tridimensional de um fêmur de Tamanduá-bandeira em seguida, fabricada em aço inoxidável ASTM F138 e aplicada sobre osso cadavérico. Foram coletados 5 pares de fêmures de Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*), divididos em dois grupos, a saber: G1 (n=5) recebeu placa bloqueada LCP, 3,5mm, com 11 perfurações híbridas e 1 bloqueada, fixada com 1 parafuso bloqueado bicortical e 2 monocorticais em cada fragmento, sendo as posições 1 e 12 bicorticais e 2,3, 10,11 monocorticais. O G2(n=5) recebeu uma nova placa de reconstrução bloqueada, 3,8mm de espessura, fixada com 1 parafuso bloqueado bicortical em cada fragmento e 2 monocorticais, sendo as perfurações 1 e 16 bicorticais e 2,3,15 e 17 monocorticais. Os fêmures dos dois grupos tiveram 10mm da diáfise média removidos por serra oscilatória para mimetizar fratura cominutiva. Após a montagem, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio destrutivo de compressão axial estático.

Resultados: A nova placa otimizou o procedimento de osteossíntese por se adaptar facilmente a geometria complexa do fêmur do Tamanduá-bandeira e apresentou valores semelhantes para rigidez, força de escoamento e deslocamento ($G1=G2$) no ensaio de compressão axial estático. A força máxima da nova placa foi inferior estatisticamente ao grupo LCP ($G1>G2$).

Conclusão: A nova placa L facilitou a osteossíntese, uma vez que se adequou facilmente devido à superfície complexa do fêmur, devido a sua maleabilidade. Os valores semelhantes para limite de escoamento, rigidez e deslocamento nos dois grupos demonstra que a placa L é adequada para fraturas cominutivas de fêmur de Tamanduá-bandeira.

Palavras chave: biomecânica, ortopedia, animal selvagem, cirurgia, veterinária

2.2.2 Introdução:

Devido à escassez de relatos de osteossínteses em Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*), os cirurgiões ortopedistas têm se norteado por estudos biomecânicos de outras espécies para escolha dos implantes^{1,2}. Particularidades anatômicas que diferem esta espécie de cães e gatos, como a crista trocântérica fêmur^{1,3}, podem dificultar o procedimento cirúrgico e favorecer falhas na consolidação óssea^{2,4,5}.

Fraturas de fêmur representam 45% das fraturas de ossos longos em cães e gatos^{6,7}. A escolha do implante e abordagem cirúrgica leva em consideração estabilidade desejada e o eixo de força excêntrico do fêmur^{8,9} para alcançar o retorno precoce da função do membro e recuperação do paciente^{2,9-13}. As placas bloqueadas, dentre elas as LCP, tem sido preferidas para osteossíntese de fraturas em ossos longos como o fêmur, devido à alta estabilidade axial e angular permitida pelo bloqueio dos parafusos¹⁴⁻¹⁷. Já as placas de reconstrução bloqueadas possuem entalhes entre as perfurações que permitem a sua modelagem e posicionamento em ossos de geometria complexa como porção distal de úmero, acetábulo, clavícula e pelve^{14,15}. A menor rigidez de flexão quando comparada a implantes de tamanho equivalente foi relatada, porém, a versatilidade que oferece pela sua moldagem facilitada tem despertado interesse de estudos mecânicos¹⁸.

A estabilização de fraturas cominutivas por placas aplicadas com função ponte em abordagens com mínima manipulação do foco de fratura (OBDNT) preserva o ambiente biológico e estimula a consolidação óssea que, por sua vez, pode ser favorecida ou atrapalhada pelo grau de flexibilidade do sistema¹⁹⁻²¹. Recomenda-se, sempre que possível, a aplicação da placa no lado da tensão do osso, para que ocorra o fechamento do foco de fratura durante a fase de carregamento e atuação das forças sobre o osso, e não o contrário²⁰. Contudo, no fêmur do Tamanduá-bandeira, a região de tensão corresponde a posição da crista trocântérica^{1,3}, dificultando o posicionamento da placa.

A flexibilidade no sistema é influenciada pelo número, espessura e posicionamento de parafusos^{19-21,26}. O tipo de aplicação pode ser monocortical ou bicortical^{20,22} sendo monocortical uma estratégia de aplicação para preservação do suprimento sanguíneo e celular endosteal em ambientes biológicos altamente danificados²². Recomenda-se preencher pelo menos três corticais em cada fragmento principal para obter boa resistência mecânica dos parafusos²⁶ e deixar pelo menos duas perfurações sem preenchimento no foco de fratura para não causar rigidez excessiva do sistema¹⁹.

Apesar de existirem dados relacionados a utilização de placas LCP e placas de reconstrução em cães, estudos mecânicos relacionados à utilização de implantes em fêmur de Tamanduá-bandeira não foram encontrados na revisão bibliográfica para este estudo.

Neste contexto, o desenvolvimento e caracterização mecânica de uma nova placa de reconstrução bloqueada que permita a osteossíntese de fraturas cominutivas do fêmur do Tamanduá-bandeira, fornecerá dados científicos importantes para nortear a ortopedia desta espécie. Além disso, outras espécies que possuam ossos com as mesmas características abordadas neste estudo podem se beneficiar do conhecimento nele desenvolvido.

2.2.3 Materiais e métodos

Coleta do material

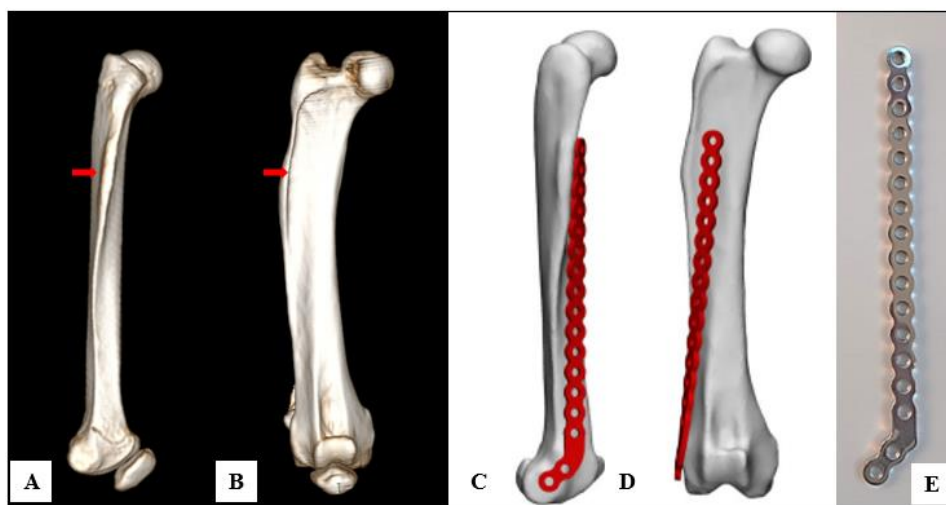
A metodologia empregada neste estudo foi aprovada em processo registrado pelo Comitê de Ética no Uso de Animais da Universidade Federal de Viçosa. Os animais utilizados nos ensaios não vieram a óbito em função deste estudo. Foram coletados cinco pares de fêmures de Tamanduás-bandeiras, adultos, com média de peso de 31,4Kg ($\pm 1,4$). As amostras foram coletadas logo após a morte dos animais e dissecadas para remoção de tecidos moles, envolvidas em compressas embebidas em solução salina 0,9%, embaladas em bolsas plásticas transparentes contendo identificação da espécie e amostra, e preservadas em freezer a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ até 24 horas antes da realização dos testes biomecânicos. Para minimizar impactos no comportamento mecânico das placas por influências da qualidade dos ossos utilizados e excluir lesões prévias aos testes de bancada, foi realizada avaliação radiográfica em planos ortogonais, densitometria óssea por dupla absorção de Raio-x (DEXA) na região proximal de diáfise femoral e avaliação macroscópica, que atestaram a uniformidade das amostras. Os valores médios de comprimento dos fêmures foram 23,2cm ($\pm 0,5$) e a densidade 1,662 g/cm² ($\pm 0,2$), medido da cabeça femoral até a face distal do côndilo medial.

Desenho da placa

Os fêmures foram submetidos a exame de tomografia computadorizada (TC) em aquisições helicoidais a 80Kv e 80mA com espessura de 2mm em tomógrafo *HiSpeed Dual*. Os dados foram armazenados no formato *Digital Imaging and Communication In Medicine* (DICOM) e convertidas em objeto 3D pelo *Software RadiAnt DICOM Viewer*. A reconstrução

3D do osso, serviu de base para o desenho 3D da nova placa de reconstrução, desenvolvido no programa *SolidWorks* e enviado para fabricação em aço inoxidável ASTM F138 (Figura 9). A nova placa de reconstrução bloqueada apresenta 17 perfurações rosqueadas, 3,8mm de espessura, 172mm de comprimento, 10mm de largura e foi desenhada para se encaixar entre a face cranial do fêmur e a crista trocantérica na porção proximal e no côndilo femoral lateral mediante retorcimento. O desenho foi feito pelo Dr Thiago Sá (VetCraft Ltd) e todos implantes foram produzidos em aço inoxidável ASTM F138 pela empresa Focus Ortopedia Veterinária®.

Figura 9 - Sequência de desenvolvimento da placa L



Processo de desenvolvimento da nova placa de reconstrução bloqueada para aplicação em fêmur de Tamanduá-bandeira. Reconstrução 3D do fêmur direito de Tamanduá-bandeira, obtida pela TC, vista Lateral (A) e Cranial (B), utilizada para o desenho da nova placa. Seta vermelha evidenciando a crista trocantérica na lateral femoral. Placa de reconstrução bloqueada desenvolvida especificamente para aplicação em fêmur de Tamanduá-bandeira vista lateral (C) e frontal (D) do osso. Notar a região idealizada para acomodação da placa na lateral femoral aplicada após o retorcimento da porção distal do implante. O desenho foi desenvolvido por Thiago Sá (VetCraft Ltd). (E) A placa 17 perfurações rosqueadas, 3,8mm de espessura, 172 mm de comprimento, e 10mm de largura produzida em aço inoxidável ASTM F138 pela empresa Focus Ortopedia Veterinária®. Fonte: elaborado pela autora (2022).

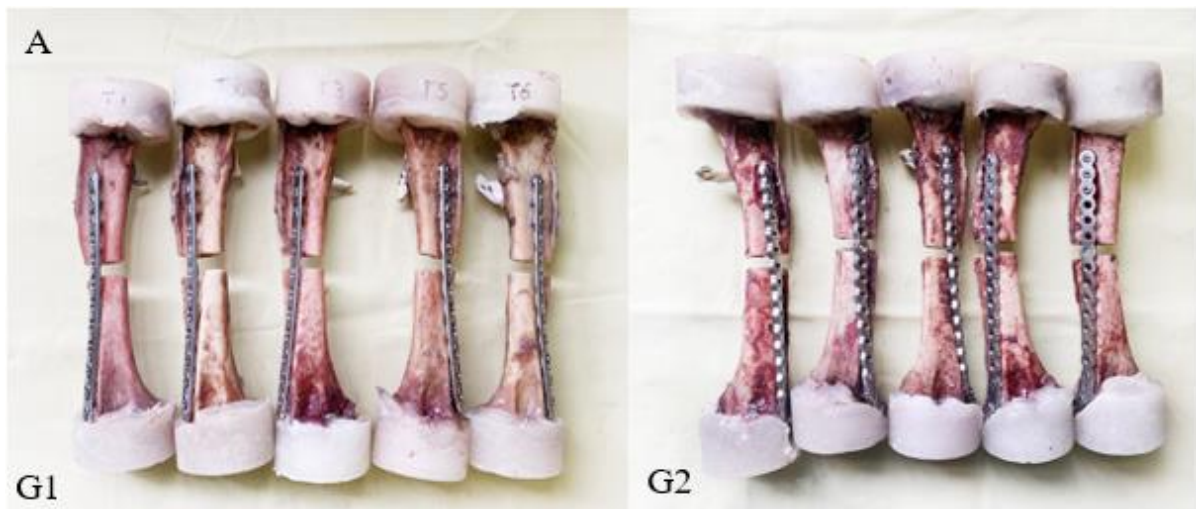
Preparo dos corpos de prova

Para a montagem dos corpos de prova foram utilizados dois tipos de placas, fabricadas em aço inoxidável ASTM F138, divididas, aleatoriamente, em dois grupos (Figura 10): G1 (placa LCP), contendo 5 placas retas de 158,6mm de comprimento, 3,5mm de espessura, 10 mm de largura e 11 perfurações híbridas e 1 bloqueada. G2 (placa L de reconstrução), contendo 5 placas de reconstrução bloqueadas, 172mm de comprimento, 3,8mm de espessura, 10mm de

largura e 17 perfurações. Todos os parafusos utilizados foram de bloqueio, nos tamanhos 22 ou 40mm.

Os fêmures foram descongelados em solução salina em temperatura ambiente (22 °C) por 12 horas antes do início do preparo e distribuídos por sorteio entre os dois grupos. Com auxílio de paquímetro, foi demarcada região de 10mm na metade do comprimento total entre a cabeça do fêmur e o côndilo medial. As placas de ambos os grupos foram retorcidas antes da perfuração para se adequarem à superfície femoral. Os fêmures foram posicionados e imobilizados em uma morsa com a face lateral voltada para cima, e receberam perfuração com broca 2,8mm, através de guia de broca para parafuso de bloqueio, seguida de mensuração da profundidade, macheamento e aplicação de 3 parafusos proximais e 3 parafusos distais inseridos com limitação de torque de 1,5N por um torquímetro de estalo. Verificou-se a impossibilidade de inserção de parafusos bicorticais em dois orifícios distais da placa L, uma vez que, após o retorcimento e posicionamento no osso, esta adquiriu angulação que direcionava os parafusos na direção da articulação. Desta forma, foi padronizada a inserção de dois parafusos monocorticais e um bicortical em cada fragmento, para as montagens com duas placas, minimizando possíveis interferências do número, posição e comprimento de trabalho dos parafusos nos testes de compressão axial. A posição dos parafusos bloqueados no G1 (n=5) foram 1 e 12 bicorticais e 2,3,10,11 unicorticais e no G2 (n=5) foram 1 e 16 bicorticais e 2,3,15 e 17 unicorticais. Para prevenir danos a placa, foi realizada parte da ostectomia antes da fixação do implante, iniciando na face lateral do fêmur, seguida da osteossíntese e, depois, a finalização da ostectomia, com remoção total de 10mm da diáfise média. Para acomodar adequadamente as amostras na máquina de testes, foi necessário inserir um pino de Steinmann n°3 e uma base circular de polimetilmetacrilato (PMMA) em cada epífise, tomando o cuidado de não cobrir o implante com polímero.

Figura 10 - Foto dos corpos de prova



(A) Posicionamento das placas fixadas nos fêmures de Tamanduá-bandeira para o ensaio de compressão axial estático. Divisão dos grupos: placa LCP (G1) e nova placa (G2). Fonte: elaborado pela autora (2022).

Teste mecânico estático

Para impedir a movimentação dos corpos de prova, ambos foram fixados verticalmente por um copo rosqueado na base de testes e outro na parte superior. A aplicação da força foi feita na cabeça do fêmur, numa velocidade de 5mm/minuto, com pré-carga de 50N para acomodação do corpo de prova na base de testes, em máquina de ensaio universal (Shimadzu-AGX), com célula de carga máxima de 5kN, em temperatura ambiente (22°C) (Figura 11). Durante o teste, foi gerado um gráfico automático com os dados de força e deslocamento de amostra pelo software TRAPEZIUM. O final do teste foi definido por uma queda brusca na resistência do material (queda de carga $\geq 40\%$), fratura ou falha dos implantes, o que ocorresse primeiro. Para análise estatística, padronizou-se a redução de 10% da resistência máxima do construção para comparação dos valores obtidos. A rigidez foi calculada a partir da tangente (tangente do ângulo alfa formado entre a porção linear da curva e o eixo da deformação). $E = \Delta\epsilon / \Delta\epsilon = \text{tg}(\alpha)$.

Os dados dos testes de bancada foram coletados e comparados pela análise estatística *One way analysis of variance* (ANOVA) pela máxima, mínima, média, desvio padrão, variação e *p-valor* em programa estatístico (R versão 4.1.2). O nível de significância estabelecido em $\alpha \leq 0,05$. Os dois grupos foram avaliados segundo a força máxima suportada pelo implante, deslocamento na fase elástica, rigidez e limite de escoamento.

Figura 11 - Corpos de prova antes e após o teste



Imagem do teste de compressão axial estático em fêmur de Tamanduá bandeira. G1: fêmur apresentando placa LCP fixada em seu aspecto lateral antes e após o teste de compressão axial, respectivamente A e A'. G2: nova placa de reconstrução fixada no aspecto cranio-lateral do fêmur antes e após o teste de compressão axial, respectivamente B e B'. Fonte: elaborado pela autora (2022).

2.2.4 Resultados

A placa L apresentou cobertura de 74% do comprimento diafisário do fêmur, enquanto a placa LCP ocupou 70%. Devido o design da placa L, foi possível posicionar a placa mais distalmente que na osteossíntese com placa LCP e inserir parafusos mais distantes do foco de fratura. O comprimento de trabalho no G2 foi ligeiramente superior que no G1 (G1= 82 mm e G2= 112 mm). Os autores observaram maior facilidade e menor tempo para atingir a angulação necessária no retorcimento da placa L do que na placa LCP, no momento de preparo dos corpos de prova.

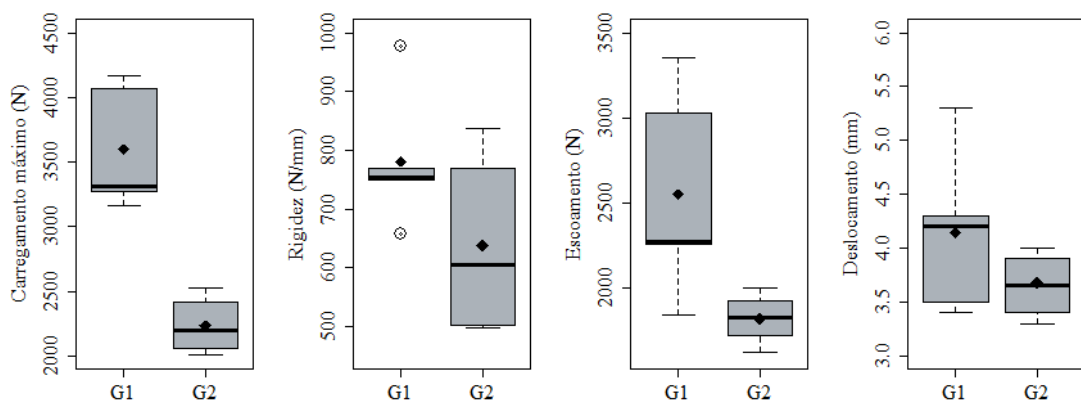
No ensaio destrutivo de compressão axial, as construções do grupo 1 falharam devido a curvatura da placa na altura da fratura e arrancamento de dois parafusos unicorticais no

fragmento proximal em uma amostra. No grupo 2, a falha se deu pela curvatura da placa em todas as amostras. Em nenhum dos grupos foi observada quebra dos implantes.

A Figura 12 mostra a distribuição das amostras e a variabilidade dos dados obtidos no teste. Houve tendência no G1 em apresentar valores médios e medianos superiores em todos os parâmetros, com relação a G2, com dados distribuídos assimetricamente e maior variabilidade no resultado. O G2 apresentou distribuição simétrica e pouca variabilidade. Os valores médios e medianos de carregamento máximo foram mais elevados no gráfico e distintos estatisticamente G1 3.595 ± 480 que G2 2.233 ± 229 (G1>G2, p-valor 0,0013).

O G1 apresentou valores de rigidez maiores que G2, entretanto, estes valores foram estatisticamente semelhantes entre si (G1= 781 ± 118 ; G2= 635 ± 163), p-valor 0,2432. Houve maior variabilidade nas amostras do G2 e presença de valores atípicos no G1. No limite de escoamento, os valores do G2 sofreram menor variabilidade que no G1 e permaneceram distribuídos de forma simétrica. Os dois grupos obtiveram limites de escoamento semelhantes estatisticamente p-valor 0,4795, com médias aproximadas pelo desvio padrão (G1= 2548 ± 623 ; G2= 1819 ± 156). O deslocamento em ambas as placas apresentou médias muito semelhantes e, estatisticamente, não houve diferença neste parâmetro, p-valor 0,2715 (G1=G2). A distribuição dos dados no gráfico mostrou que o deslocamento do G2 foi mais uniforme e sofreu menos variação. A Tabela 3 resume os dados discutidos anteriormente.

Figura 12 - Gráfico boxplot placa L



Gráficos boxplot dos valores obtidos pelo teste de compressão axial para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm). Fonte: elaborado pela autora (2022).

Tabela 3 Valores obtidos no ensaio de compressão axial em carregamento estático. Média, mediana, desvio padrão, coeficiente de variação e *p-valor* para carregamento máximo (N), rigidez (N/mm), limite de escoamento (N) e deslocamento (mm) para os grupos 1 e 2.

| | | Média | Mediana | Desvio padrão | Coeficiente de variação | P valor |
|---------------------------------|----|----------|----------|---------------|-------------------------|---------|
| Carregamento máximo (N) | G1 | 3.595,20 | 3.310,00 | 480,02 | 17,63 | 0,0013 |
| | G2 | 2.233,75 | 2.199,50 | 229,96 | 16,65 | |
| Rigidez N/mm) | G1 | 781,40 | 754,00 | 118,40 | 42,48 | 0,2432 |
| | G2 | 635,50 | 604,00 | 163,60 | 27,85 | |
| Limite de escoamento (N) | G1 | 2.548,80 | 2.268,00 | 623,15 | 24,44 | 0,4795 |
| | G2 | 1.819,00 | 1.825,50 | 156,05 | 8,57 | |
| Deslocamento (mm) | G1 | 4,14 | 4,20 | 0,76 | 18,44 | 0,2715 |
| | G2 | 3,65 | 3,65 | 0,31 | 8,51 | |

Fonte: elaborado pela autora (2022).

2.2.5 Discussão e conclusão

A hipótese de que haveria diferenças significativas no desempenho mecânico da nova placa de reconstrução bloqueada 3,8mm, em relação a placa LCP 3,5mm, na fixação de fraturas cominutivas em diáfise média de fêmur de Tamanduá-bandeira, não foi totalmente confirmada.

Durante a montagem dos corpos de prova, verificou-se que, o desenho proposto se adequou bem a anatomia complexa do fêmur de Tamanduá-bandeira e, apresentou menor resistência à pré-deformação do que o modelo LCP, de forma que, o processo de osteossíntese foi otimizado. É conhecida a importância da versatilidade de aplicação dos implantes em diferentes tipos de fraturas e anatomias^{23,24} e, igualmente, boa resistência mecânica^{23,24,25} para que sua utilização seja bem sucedida. Neste sentido, estas observações prévias ao ensaio mecânico são importantes para a ortopedia desta espécie, pois, a crista trocântérica existente na lateral no fêmur³ pode dificultar o acoplamento da placa e comprometer a osteossíntese. Contudo, a maleabilidade das placas de reconstrução devido as suas reentrâncias laterais^{14,15,26,27} favoreceram a modelagem da placa e diminuíram esta dificuldade. Além disso, a placa permitiu a aplicação de três parafusos na região distal de côndilo lateral do fêmur, o que pode ser benéfico em casos de fraturas com grande perda óssea, garantindo a redução da fratura sem reduzir o comprimento ósseo.

No ensaio destrutivo de compressão axial em regime estático, ocorreram valores médios inferiores de rigidez para a nova placa em comparação com a placa LCP, no entanto, estes

valores foram estatisticamente semelhantes entre as duas placas ($G1=G2$). Sabe-se que, a rigidez da construção pode ser afetada pelo material de fabricação, espessura, número e disposição dos parafusos^{19-21,26}. Portanto, para minimizar esta influência, todos os implantes foram fabricados em aço inoxidável ASTM F138 e o número de parafusos e corticais envolvidas foi o mesmo, variando apenas o comprimento de trabalho e espessura da placa L que foram maiores, comparado a placa LCP. Apesar de estudos anteriores relatarem rigidez inferior em placas de reconstrução quando comparadas a implantes convencionais de tamanho equivalentes e em construções com maior comprimento de trabalho^{14,15,26,27} a maior espessura da placa L foi o suficiente para impedir que esta característica fosse significativa.

Os dois grupos apresentaram limite de escoamento estatisticamente semelhantes ($G1=G2$) e força máxima significativamente diferentes ($G1>G2$). Estes dados mostram que, ambas as construções apresentaram comportamento muito semelhante durante o regime elástico. Contudo, após entrar no regime plástico, a nova placa atingiu seu limite de resistência mais rapidamente que a placa LCP. Os autores acreditam que, apesar de ter sido mais facilmente executada, a pré-deformação da nova placa pode ter sido excessiva e gerado tensões residuais^{23,28} fator que diminuiu a resistência da nova placa neste parâmetro. Esta influência poderia ser reduzida pela fabricação da nova placa já com um grau de rotação que minimize a necessidade de ajustes pelo cirurgião²³. Outra hipótese com relação a resistência do material é que, há interferência dependendo do sentido de aplicação da tensão devido às diferentes dimensões e geometria em cada eixo de força²⁸. Anteriormente²⁴, foi relatada maior sensibilidade de placas de reconstrução ao posicionamento em relação ao eixo de força, caso observado no fêmur, que possui eixo de força excêntrico^{8,9}. Contudo, este mesmo estudo²⁴ encontrou valores semelhantes para força máxima, rigidez e deslocamento em uma placa de reconstrução de 3,5mm aplicada sobre fratura distal de fêmur canino, o que indica boa resistência da placa L. Apesar da placa LCP ter se sobressaído no parâmetro de carregamento máximo, deve-se ressaltar que, a partir do limite de escoamento do material, as deformações irreversíveis em sua estrutura podem estar presentes em intensidade considerável e serem o suficiente para comprometer a estrutura do implante²⁸, situação esta indesejável para utilização de implantes ortopédicos. Desta forma, a análise da resistência mecânica de um implante deve considerar a sua aplicação clínica, nem como todos os parâmetros coletados.

O deslocamento dos dois grupos não apresentou diferenças significativas ($G1=G2$). Embora maiores valores de deslocamento sejam descritos em sistemas com menor rigidez²⁹, isto não foi observado neste estudo. Por outro lado, os resultados encontrados estão condizentes com a rigidez semelhante entre os dois grupos. Sistemas que permitem a micromovimentação

interfragmentária estimulam a regeneração óssea^{29,30}, porém, o deslocamento excessivo compromete o alinhamento ósseo pela deformação do implante¹⁸. É difícil definir o impacto real deste parâmetro nas placas LCP ou L para a consolidação das fraturas, uma vez que a magnitude de força alcançada pelas placas foi muito superior ao peso dos animais deste estudo.

Considerando o levantamento bibliográfico realizado, não foram encontrados estudos relacionados a avaliação mecânica de implantes aplicados ao fêmur de Tamanduá-bandeira e sua capacidade de redução de fraturas. Além disso, os relatos cirúrgicos encontrados^{1,2}, descreveram a dificuldade para realização de osteossínteses nesta espécie e a lacuna de conhecimento científico a ser mitigada, o que mostra a importância deste estudo.

Neste estudo foi realizada a compressão axial excêntrica. O ensaio de compressão axial cria um momento de arqueamento, o que representa 90% das forças atuantes no fêmur²⁴, contudo, não foram realizados ensaios de flexão, rotação ou em carregamento dinâmico devido ao número reduzido de amostras e limitações em obtê-las, por se tratar de espécie ameaçada de extinção. O modo de carga em ambiente real é mais dinâmico e complexo do que em condições laboratoriais controladas¹⁸, no entanto, os autores acreditam que o uso de ossos reais ofereceu um bom parâmetro do comportamento mecânico das duas placas e os dados podem ser utilizados em estudos futuros.

Conclui-se que, a nova placa L demonstrou versatilidade em sua aplicação, permitindo o retorcimento mais ágil e facilitando o alinhamento ósseo. Ambas as placas demonstraram características mecânicas semelhantes estatisticamente, com exceção de carregamento máximo. Os resultados experimentais sugerem que a nova placa pode ser recomendada para osteossíntese em fraturas cominutivas de fêmur de Tamanduá-bandeira e outras espécies que apresentem características ósseas semelhantes.

2.2.6 REFERÊNCIAS

- 1 Sesoko NF. Estudo anatômico e imaginológico do braço e da coxa em Tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla* – Linnaeus,1758) para determinação de acesso cirúrgico [dissertação]. [Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia]; 2012.
- 2 Minto BW, Magalhães TV, Farias de Lucena DV, Soriano IM, Barranco GHF, Dias LGGG, et al. Double plating for fractures in Giant Anteaters (*Myrmecophaga tridactyla*). *Journal of Zoo and Wildlife Medicine*. 2021 Apr 1;52(1).
- 3 Ribeiro PRQ, Santos ALQ, Souza RR de, Pereira SG, Borges DCS, Ribeiro LDA, et al. Anatomia óssea do cingulo pélvico, da coxa e da perna do tamanduá bandeira *Myrmecophaga tridactyla* (*Myrmecophagidae*: *Pilosa*). *Biotemas*. 2013 Sep 3;26(4).
- 4 Bonnon M, Souza L de O e, Ortunho VV. Fixing with intramedullary nails in femor fracture in anteater, *Myrmecophaga Tridactyla*- Linnaeus, 1758. Case report. *Revista Brasileira de Higiene e Sanidade Animal*. 2015;9(3).
- 5 Ferrigno CRA, Futema F, Fedullo DL, Kyan V, Fantoni DT, Baccarin DCB, Romano MA. Treatment of radius, ulna and humerus fractures with the aid of a bone morphogenetic protein in a giant anteater (*Myrmecophaga tridactyla*). *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2003;16(3):196–199
- 6 Unger M, Montavon PM, Heim UFA. Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 1990;03(02):41–50.
- 7 Caquíás DFI. Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados. [tese de doutorado]. [Universidade de São Paulo]; 2010.
- 8 Roe, S. Fijación interna de las fracturas. In: Slatter D. Tratado de cirugía empequenos animales. Buenos Aires: Inter-Médica, 2003. Ca. 120, p.2060-2082.
- 9 Piermattei DL, Flo GL, DeCamp Ch E. Fracturas: clasificación, diagnóstico,y tratamiento. In: Manual de ortopedia y reparación de fracturas em pequenos animales. Buenos Aires; Inter-Médica, 2006. Cap. 2, p.26-163
- 10 Alves EGL, Oliveira GCA, Magalhães TV, Teodoro AN, Eulálio FHF, Rosado IR, et al. Osteossíntese femoral associada ao biovidro 60S em tamanduá-bandeira: relato de caso. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*. 2020 May;72(3):737–43.

- 11 Uhl JM, Kapatkin AS, Garcia TC, Stover SM. Ex vivobiomechanical comparison of a 3.5 mm locking compression plate applied cranially and a 2.7 mm locking compression plate applied medially in a gap model of the distal aspect of the canine radius. *Veterinary Surgery*. 2013 Sep;n/a-n/a.
- 12 Bernarde A, Diop A, Maurel N, Viguier E. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. *Veterinary Surgery*. 2001 Oct;30(5):397–408
- 13 Mesquita LR, Rahal SC, Mesquita Neto C, Kano WT, Beato AC, Faria LG, et al. Development and mechanical properties of a locking T-plate. *Pesquisa Veterinária Brasileira*. 2017 May;37(5):495–501.
- 14 Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*. 2003 Nov;34:11–9.
- 15 Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of Locked Plates and Screws. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2004 Sep;18(8):488–93.
- 16 Meige F, Autefage A, Sarrau S. Treatment of femoral and tibial fractures in puppies by elastic plate osteosynthesis. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. 2007;20(01):51–8.
- 17 Brinker WO, Decamp CE. Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair. St. Louis, Missouri: Elsevier; 2016.
- 18 Bregadioli T. Comparação biomecânica e da redução óssea do Clamp and Rod Internal Fixation e placa de reconstrução bloqueada em fraturas de acetábulo [thesis]. [Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia. Departamento de Cirurgia]; 2017.
- 19 Beltran MJ, Collinge CA, Gardner MJ. Stress Modulation of Fracture Fixation Implants. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2016 Oct;24(10):711–9.
- 20 Gueorguiev B, Lenz M. Why and how do locking plates fail? *Injury*. 2018 Jun;49:S56–60.
- 21 MacLeod AR, Pankaj P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. *Injury*. 2018 Jun;49:S12–8.
- 22 Perren SM. Evolution and rationale of locked internal fixator technology. *Injury*. 2001 Sep;32:3–9.
- 23 Zimmer CG. Avaliação da vida em fadiga de placas ósseas metálicas sob condições pré-operatórias [thesis]. [Escola de engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul]; 2014.
- 24 Paes F, Ferrigno CRA, Marinho PVT, Pereira CAM, Bregadioli T, Dal-bó IS, et al. Comparação biomecânica de CRIF e placa de reconstrução na estabilização de fraturas distais

- de fêmur em cães. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*. 2019 Aug;71(4):1339–47.
- 25 ABNT NBR 15676-2. (2009). *Implantes para Ortopedia - Placas Ósseas Metálicas. Parte 2: Método de Ensaio de Flexão Estática*. Associação Brasileira de Normas Técnicas.
- 26 Santos RR, Rahal SC, Mesquita Neto C, Ribeiro CR, Sousa EAC, Foschini CR, et al. *Biomechanical Analysis of Locking Reconstruction Plate Using Mono- or Bicortical Screws*. *Materials Research*. 2016 Apr 8;19(3):588–93.
- 27 Robertson C, Celestre P, Mahar A, Schwartz A. *Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions*. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2009 Mar;18(2):204–9.
- 28 Beer, F. P., Johnston, E. R., DeWolf, J. T., & Mazurek, D. F. (2011). *Mecânica dos materiais*. Porto Alegre: Amgh.
- 29 Claes L. *Biomechanical Principles and Mechanobiologic Aspects of Flexible and Locked Plating*. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2011 Feb;25:S4–7.
- 30 Cruz, R., Paulino, M. F., Roseiro, L. M., Moita, F., Neto, M. A., & Amaro, A. M. *Estimulação óssea induzida por micromovimentos realizada por um sistema eletromecânico bone simulation induced by micromoviment permormed by an electromechanical system*. *Revista da Associação Portuguesa de Análise Experimental de Tensões*. 2017;Vol 29,:Pgs 61-67.

3 CONCLUSÕES GERAIS

Neste estudo foram desenvolvidas duas novas placas de reconstrução bloqueadas, desenhadas sobre a reconstrução 3D de rádio de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira, obtidos pela tomografia computadorizada. Foi possível desenhar, produzir e caracterizar o comportamento mecânico das duas novas placas, além de compará-lo com os resultados de placas LCP após aplicá-las sobre ossos cadavéricos para reduzir fraturas com *gap* de 10mm. A análise pelo MEF na placa para rádio possibilitou conhecer a distribuição das tensões de von Mises e prever a região que poderá sofrer falha, ao ultrapassar o limite de resistência do material.

Conclui-se que, para a nova placa T de reconstrução proposta para o rádio houve desempenho mecânico semelhante a placa LCP sob compressão axial em regime estático. Na análise pelo MEF o melhor cenário foi observado com a placa sob tensão de 112N e parafusos juntos, carga que não atingiu o limite de escoamento e foi suficiente para resistência superior a $2,0 \times 10^5$ ciclos. Todas as construções apresentaram tensões e vida em fadiga semelhantes sob cargas semelhantes. Os resultados sugerem que a nova placa T é adequada para osteossínteses de fraturas cominutivas em diáfise média e distal de rádio e ulna de Lobo-guará.

Conclui-se, adicionalmente, que, a nova placa L de reconstrução, desenvolvida especificamente para aplicação em fêmur de Tamanduá-bandeira, demonstrou versatilidade em sua aplicação e se adaptou facilmente ao contorno ósseo do fêmur. Ambos implantes utilizados no fêmur apresentaram rigidez, deslocamento e limite de escoamento semelhante e resistências máximas distintas. Os resultados sugerem que, a nova placa L é adequada para osteossíntese de fraturas cominutivas de fêmur de Tamanduá-bandeira.

Ambos os resultados são forneceram dados importantes para nortear a experimentação biomecânica e aprimoramento das osteossínteses em fraturas de rádio e ulna de Lobo-guará e fêmur de Tamanduá-bandeira. Outras espécies que possuam características ósseas ou mecânicas semelhantes às abordadas neste estudo poderão se beneficiar do conhecimento nele adquirido.

Sugere-se estudos futuros abordando ensaios para validação da resistência da placa sem os ossos e demais testes como flexão, rotação associados à fraturas em posições ou classificações diferentes daquelas aqui abordadas, para maior conhecimento da mecânica destes novos modelos de placa bloqueada e sua aplicabilidade clínica, inclusive em outras espécies animais.

4 REFERÊNCIAS

AUGAT, P.; VON RÜDEN, C. Evolution of fracture treatment with bone plates. **Injury**, v. 49, p. S2–S7, jun. 2018.

BELTRAN, M. J.; COLLINGE, C. A.; GARDNER, M. J. Stress Modulation of Fracture Fixation Implants. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v. 24, n. 10, p. 711–719, out. 2016.

BONNON, M. et al. Fixing with intramedullary nails in femor fracture in ant eater, *Myrmecophaga tridactyla*-Linnaeus, 1758. Case report. **Revista Brasileira de Higiene e Sanidade Animal**, v. 9, n. 3, p. 535-542, 2015.

BREGADIOLI, T. **Comparação biomecânica e da redução óssea do Clamp and Rod Internal Fixation e placa de reconstrução bloqueada em fraturas de acetábulo**. 2017. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

BRINKER, W. O.; DECAMP, C. E. **Brinker, Piermattei, and Flo's handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2016.

CAQUIÁS, D. F. I. **Desenvolvimento e avaliação biomecânica da resistência à flexão de um novo modelo de osteossíntese em fêmur: pinos intramedulares múltiplos bloqueados**. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo. 2010.

CARISSIMI, A. S. et al. Amputação de membro torácico em Lobo Guará (*Chrysocyon brachyurus*). **A Hora Veterinária**, v. 145, p. 62-64, 2005.

CASELLA, J. et al. Uso de sensoriamento remoto e análise espacial na interpretação de atropelamentos de fauna entre Campo Grande e Aquidauana, MS. **Simpósio de Geotecnologias no Pantanal**, v. 1, p. 321-326, 2006.

EGOL, K. A. et al. Biomechanics of Locked Plates and Screws. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 18, n. 8, p. 488–493, set. 2004.

FERRIGNO, C.R.A. et al. Treatment of radius, ulna and humerus fractures with the aid of a bone morphogenetic protein in a giant anteater (*Myrmecophaga tridactyla*). **Vet Comp Orthop Traumatol**, v.16, p.196–9, 2003.

GALAL, S. Dynamic locked plating for fixation of distal femur fractures using near- cortical over-drilling: Preliminary results of a prospective observational study. **Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma**, v. 8, n. 3, p. 215–219, jul. 2017.

GAUTIER, E.; PERREN, S. M.; CORDEY, J. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. **Injury**, v. 31, p. 14–92, set. 2000.

GOMES, D. C.; et al. Registro de atropelamento de animais silvestres entre as cidades de Palmeiras de Goiás e Edealina – GO. **Revista Eletrônica da Univar**, v.1, n.10, p.19- 34, 2013.

GUEORGUIEV, B.; LENZ, M. Why and how do locking plates fail? **Injury**, v. 49, p. S56–S60, jun. 2018.

MACLEOD, A. R.; PANKAJ, P. Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. **Injury**, v. 49, p. S12-S18, 2018.

MEIGE, F.; AUTEFAGE, A.; SARRAU, S. Treatment of femoral and tibial fractures in puppies by elastic plate osteosynthesis. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 20, n. 01, p. 51–58, 2007.

MESQUITA, L. R. et al. Development and mechanical properties of a locking T-plate. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, v. 37, n. 5, p. 495–501, maio 2017.

MINTO, Bruno Watanabe et al. Double plating for fractures in giant anteaters (*myrmecophaga tridactyla*). *Journal of Zoo and Wildlife Medicine*, v. 52, n. 1, p. 366-372, 2021. MIRANDA, F.; COSTA, A. M. *Xenarthra* (tamanduá, tatu, preguiça). **Cubas, ZS; Silva, JCR; Catão-Dias, JL Tratado de animais selvagens: medicina veterinária. São Paulo: Roca**, p. 402-414, 2006.

PRADA, C. S. **Atropelamento de vertebrados silvestres em uma região fragmentada do nordeste do Estado de São Paulo: Quantificação do Impacto e Análise dos Fatores Envolvidos**. Dissertação de Doutorado, Universidade Federal de São Carlos, Brasil, 129 pp. 2004.

PRADO, T. R.; FERREIRA, A. A.; Z. A. GUIMARÃES. Monitoramento de Animais Silvestres Atropelados Em Um Trecho De Mata Fragmentado Pela Br-153/GO-060. In: **CONGRESSO BRASILEIRO DE ECOLOGIA**. 2005.

RIBEIRO, P. R. Q. et al. Anatomia óssea do cingulo pélvico, da coxa e da perna do tamanduá bandeira *Myrmecophaga tridactyla* (*Myrmecophagidae*: *Pilosa*). **Biotemas**, v. 26, n. 4, 3 set. 2013.

RODRIGUES, M.C. et al. Amputação do membro pélvico esquerdo de tamanduá-mirim (*Tamandua tetradactyla*): relato de caso. **Ciência Animal Brasileira**, v.10, n.1, p. 330334, 2009.

SESOKO, N. F. Estudo anatômico e imaginológico do braço e da coxa em tamanduá-bandeira (*Myrmecophaga tridactyla*-linnaeus, 1758) para a determinação de acesso cirúrgico. 2012.

SANTOS, R. R. et al. Biomechanical Analysis of Locking Reconstruction Plate Using Mono- or Bicortical Screws. **Materials Research**, v. 19, n. 3, p. 588–593, 8 abr. 2016.

STOFFEL, K. et al. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? **Injury**, v. 34, p. 11–19, nov. 2003.

TAKIZAWA, H. et al. A Biomechanical Comparison of Three Miniature Locking Plate Systems in a Rabbit Radial and Ulnar Fracture Model. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 32, n. 04, p. 297–304, jul. 2019.

UNGER, M.; MONTAVON, P. M.; HEIM, U. F. A. Classification of Fractures of Long Bones in the Dog and Cat: Introduction and Clinical Application. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 03, n. 02, p. 41–50, 1990.