

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA TÉCNICA DE  
SOBREPERFURAÇÃO DA CORTICAL ÓSSEA CIS EM  
PLACAS BLOQUEADAS COM SISTEMA DE BLOQUEIO  
CÔNICO APLICADAS EM MODELO DE FRATURA  
FEMORAL DE COELHOS**

GEOVANE JOSÉ PEREIRA

Botucatu – SP  
2022

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA TÉCNICA DE  
SOBREPERFURAÇÃO DA CORTICAL ÓSSEA CIS EM  
PLACAS BLOQUEADAS COM SISTEMA DE BLOQUEIO  
CÔNICO APLICADAS EM MODELO DE FRATURA  
FEMORAL DE COELHOS**

GEOVANE JOSÉ PEREIRA

Dissertação apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Animal (Cirurgia de Pequenos Animais), como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre

**Orientadora:** Prof.<sup>a</sup> Titular Sheila Canevese Rahal

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE-CRB 8/5651

Pereira, Geovane José.

Avaliação biomecânica da técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis em placas bloqueadas com sistema de bloqueio cônico aplicadas em modelo de fratura femoral de coelhos / Geovane José Pereira. - Botucatu, 2022

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia

Orientador: Sheila Canevese Rahal

Capes: 50501003

1. Biomecânica. 2. Fixadores internos. 3. Biotecnologia animal. 4. Osso. 5. Suporte de carga. 6. Imobilização.

Palavras-chave: Carga axial; Fixação interna; Imobilização; Osso.

**Nome do autor:** Geovane José Pereira

**TÍTULO:** AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA TÉCNICA DE SOBREPERFURAÇÃO DA CORTICAL ÓSSEA CIS EM PLACAS BLOQUEADAS COM SISTEMA DE BLOQUEIO CÔNICO APLICADAS EM MODELO DE FRATURA FEMORAL DE COELHOS

**COMISSÃO EXAMINADORA**

Prof<sup>a</sup>. Titular Sheila Canevese Rahal  
Presidente da banca e orientadora  
Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal  
FMVZ – UNESP – Botucatu

Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cláudia Valéria Seullner Brandão  
Membro interno  
Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal  
FMVZ – UNESP – Botucatu

Prof. Dr. Bruno Agostinho Hernandez  
Membro externo  
Departamento de Engenharia  
Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP

## AGRADECIMENTOS

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela concessão da bolsa.

À FINEP (Financiadora de Estudos e Projetos), convênio número 01.12.0530.00.

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

Ao programa de Pós-graduação em Biotecnologia Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP (Botucatu) pela oportunidade.

Agradeço primeiramente minha família por todo o apoio e suporte desde o início da graduação. A distância e saudade de casa é sempre algo difícil de lidar, mas ter conhecimento do apoio a mim dispensado é confortante.

Agradecimento especial à minha orientadora, professora Sheila Canevese Rahal, que desde o início da minha jornada na FMVZ UNESP Botucatu me ensinou além de cirurgias, mas sobre valores e princípios e despertou ainda mais meu interesse pela pesquisa científica.

Agradeço aos meus amigos e colegas de jornada de pós-graduação, além de toda a equipe de professores e funcionários do Hospital Veterinário por toda ajuda e suporte.

Agradeço aos membros da banca, pessoas que são referências para mim na forma de fazer pesquisa e ortopedia.

Agradeço ao médico veterinário Wendell Monteiro Barboza e à Fixin Brasil/Intrauma pelo fornecimento dos implantes para o desenvolvimento da pesquisa.

Agradeço ainda o engenheiro Ivan Moroz, doutorando do Departamento de Bioprocessos e Biotecnologia da Faculdade de Ciências Agrônômicas (FCA) da UNESP, Campus de Botucatu, pelo auxílio no desenvolvimento dos ensaios mecânicos.

## SUMÁRIO

|                                                |            |
|------------------------------------------------|------------|
| <b>LISTA DE FIGURAS.....</b>                   | <b>vi</b>  |
| <b>LISTA DE TABELA.....</b>                    | <b>ix</b>  |
| <b>Resumo.....</b>                             | <b>xi</b>  |
| <b>Abstract.....</b>                           | <b>xii</b> |
| <b>CAPÍTULO 1.....</b>                         | <b>1</b>   |
| <b>1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA.....</b>       | <b>2</b>   |
| <b>2 REVISÃO DA LITERATURA.....</b>            | <b>3</b>   |
| 2.1 Coelhos.....                               | 3          |
| 2.2 Fratura de fêmur.....                      | 4          |
| 2.3 Placas bloqueadas.....                     | 6          |
| 2.4 Sobreperfuração da cortical óssea cis..... | 10         |
| <b>3 REFERÊNCIAS.....</b>                      | <b>14</b>  |
| <b>CAPÍTULO 2.....</b>                         | <b>19</b>  |
| <b>TRABALHO CIENTÍFICO.....</b>                | <b>20</b>  |

## LISTA DE FIGURAS

### Revisão da Literatura

**Figura 1.** Ilustração demonstrando a sobreperfuração da cortical óssea cis. Note em **A**, a primeira cortical óssea perfurada com uma broca de diâmetro maior do que o diâmetro do parafuso, fazendo com que o parafuso fique preso apenas à cortical trans e à placa pelo mecanismo de bloqueio. Em **B** um parafuso aplicado de forma convencional. Adaptado de AO Foundation..... 11

### Trabalho Científico

**Figura 1.** Distribuição dos orifícios dos parafusos em placa bloqueada. Orifícios 1 e 2 proximais e orifícios 4 e 5 distais ao foco de fratura. O orifício número 3 não foi preenchido..... 24

**Figura 2.** Foto da montagem no fêmur direito de coelho. Nota-se a posição da placa na superfície lateral do osso, com dois parafusos proximais ao foco de fratura e três distais, sendo a fratura transversa criada entre os orifícios de parafuso 2 e 3. A) Vista craniocaudal, B) Vista caudocranial..... 25

**Figura 3.** Imagem de fêmur de coelho mostrando a placa óssea posicionada na superfície lateral. Note o orifício do parafuso 4 (seta preta) perfurado com broca de 2,8 mm na técnica de sobreperfuração da cortical cis, em comparação ao orifício adjacente número 5, perfurado com uma broca de 1,5 mm..... 26

**Figura 4.** Imagens radiográficas do fêmur de coelho fixado em base de polimetilmetacrilato, nas projeções craniocaudal (A) e mediolateral (B), mostrando a placa óssea posicionada na superfície lateral do osso e os pontos anatômicos usados como referência para a mensuração do comprimento dos ossos [aspecto proximal do trocanter maior (seta) e ponto mais distal do côndilo femoral (ponta da seta)]..... 27

**Figura 5.** Imagem radiográfica de fêmur de coelho fixado em base de polimetilmetacrilato na projeção craniocaudal mostrando os pontos de referência utilizados para o cálculo do momento fletor. A) Ponto de aplicação de carga. C) Ponto de engaste. Medida entre B e C) Distância horizontal em metros entre o ponto de aplicação da carga e o ponto de engaste..... 29

**Figura 6.** A) Montagem do fêmur e placa, fixada em base de polimetilmetacrilato, a qual foi presa por morsa de bancada em máquina de ensaios universal EMIC® modelo DL 3000. B) Vista caudal da montagem, na qual nota-se atuador circular posicionado sobre a cabeça do fêmur, onde foi aplicada a carga..... 30

**Figura 7.** Imagens radiográficas de fêmures de coelhos após ensaio biomecânico até a falha do sistema. A) Fêmur do grupo controle. Note discreta linha de fissura óssea entre os parafusos 1 e 2 (seta amarela) B) Fêmur em que foi aplicada a técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis. Note ponto de fratura óssea completa, com perda de fragmento ósseo em região entre os parafusos 1 e 2..... 31

**Figura 8.** Gráficos de força (N) x deslocamento (mm) das amostras 2 e 3 do grupo controle. Note que as montagens atingem força máxima de aproximadamente 270 N e deslocamento por volta de 2,9 e 2,7 mm..... 33

**Figura 9.** Gráficos de força (N) x deslocamento (mm) das amostras 1 e 3 do grupo sobreperfuração. Note que a força máxima suportada pelas montagens foi próxima de 500 N e deslocamento aproximado de 4,8 e 4,2 mm..... 33

## LISTA DE TABELAS

|                                                                                                                                                                                                                            |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabela 1.</b> Valores de força máxima (N) e inclinação/rigidez (N/mm) obtidos nas montagens do grupo controle, referentes ao ensaio mecânico destrutivo.....                                                            | 32 |
| <b>Tabela 2.</b> Valores de força máxima (N) e inclinação/rigidez (N/mm) obtidos nas montagens do grupo sobreperfuração, referentes ao ensaio mecânico destrutivo.....                                                     | 32 |
| <b>Tabela 3.</b> Valores de $P$ referentes à força máxima (N) e à inclinação (N/mm) dos grupos controle e sobreperfuração, obtidos pelo ensaio mecânico destrutivo e avaliados estatisticamente pelo teste $t$ de Student. | 33 |
| <b>Tabela 4.</b> Valores de momento fletor expresso em N.m das montagens do grupo controle e grupo sobreperfuração.....                                                                                                    | 34 |

**PEREIRA, G.J. Avaliação biomecânica da técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis em placas bloqueadas com sistema de bloqueio cônico aplicadas em modelo de fratura femoral de coelhos.** Botucatu, 2022. 54p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

## **RESUMO**

O objetivo do estudo foi avaliar a influência da técnica de sobreperfuração da cortical óssea nas propriedades mecânicas da montagem composta de placa bloqueada, com sistema de bloqueio cônico, em modelo de fratura transversa femoral de coelhos. Foram utilizados sete pares de fêmures de coelhos, com idade estimada em seis meses. Após descongelação dos ossos, estes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 – controle (n=7); Grupo 2 – sobreperfuração (n=7). Foram utilizadas placas bloqueadas de aço inoxidável compostas de cinco orifícios com buchas rosqueáveis de titânio. No Grupo 1 parafusos bicorticais foram aplicados nos orifícios 1, 2, 4 e 5. No Grupo 2 as placas foram aplicadas de forma semelhante ao Grupo 1, porém aplicou-se os parafusos com sobreperfuração da cortical óssea cis. Após a colocação da placa e parafusos foi criada uma fratura transversa de 2 mm de comprimento. Foram realizados ensaios de compressão com carga axial distribuída excentricamente, com velocidade de 5 mm/minuto e célula de carga de 500 kgF. A média da força máxima foi estatisticamente maior no Grupo 2 comparada ao Grupo 1, porém a inclinação foi similar entre os grupos. As falhas das montagens do Grupo 1 ocorreram em sua maioria por fissura, principalmente entre os parafusos proximais, ao passo que no Grupo 2 não ocorreu um padrão definido. Foi possível concluir, que pelo ensaio mecânico destrutivo com carregamento estático a sobreperfuração da cortical cis promoveu um aumento da força máxima suportada pela montagem, porém sem alteração na rigidez.

**Palavras-chave:** Osso; Imobilização; Fixação interna; Carga axial.

**PEREIRA, G.J. Biomechanical evaluation of the near-cortical over-drilling technique on plate constructs with a conical locking system in a rabbit femoral fracture model.** Botucatu, 2022. 54p. Dissertação (Mestrado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

## **SUMMARY**

This study aimed to evaluate the influence of the near-cortical over-drilling technique on the biomechanical properties of the locking plate constructs with a conical locking in the rabbit femoral transverse fracture model. Seven pairs of femurs from rabbits presenting six months of age were used. After thawing the bones, they were divided into two groups: Group 1 – control (n=7); Group 2 – over-drilling (n=7). Locked stainless-steel plates composed of five holes with titanium bushings were used. In Group 1, bicortical screws were applied in holes 1, 2, 4, and 5. In Group 2, plates were applied similarly to Group 1, but screws were placed using the near-cortical over-drilling technique. After placement of the plate and screws, a transverse fracture with a 2 mm gap was created. Compression test was carried out with axial load applied eccentrically to the femoral head, at a rate of 5 mm/min and a load cell of 500 kg/F. The mean value of the maximum load was statistically higher in Group 2 compared to Group 1, but the stiffness value was similar between the groups. The failures of the constructs in Group 1 mostly occurred due to cracking, mainly between the proximal screws, while there was no defined pattern in Group 2. In conclusion, the destructive mechanical test with static loading, the over-drilling of the near cortical promoted an increase of maximum load supported by the constructs, but without differences in stiffness.

**Key words:** Bone; Immobilization; Internal fixation; Axial load.

## **CAPÍTULO 1**



## 1. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

As fraturas de fêmur são afecções frequentes na rotina de pequenos animais, chegando a representar mais de 20% das fraturas do esqueleto apendicular (WHITEHAIR et al., 1992). Em coelhos são decorrentes principalmente de traumas contusos, caça predatória e erros de manejo (RICH, 2002). A correção cirúrgica das fraturas de fêmur pode ser realizada com diversas técnicas, como por meio de placas e parafusos, fixadores esqueléticos externos, pinos intramedulares, entre outros (SASAI et al., 2015; GARCIA PARTIERRA et al., 2019).

As placas bloqueadas apresentam uma série de vantagens quando comparadas a outros implantes, tais como menor afrouxamento dos parafusos, baixo contato da placa com o osso, preservando assim a vascularização do periósteo, possibilidade de uso de parafusos monocorticais, além de dispensar a necessidade de modelamento preciso do implante (ARTHURS, 2015; AUGAT e RUDEN, 2018). Entretanto, estudos sugerem que tal sistema pode levar a um excesso de rigidez de fixação e movimentação insuficiente no foco de fratura levando a complicações como união atrasada, fraturas ósseas no local de inserção dos parafusos e reabsorção óssea (BOTTLANG e FEIST, 2011).

Diante disso, técnicas foram desenvolvidas com o intuito de reduzir o excesso de rigidez promovido pelas placas bloqueadas em determinados tipos de fraturas e, entre estas técnicas, tem sido descrita a sobreperfuração da cortical óssea cis (SELLEI et al., 2011; NANAVATI e WALKER, 2014). O processo consiste na perfuração da primeira cortical óssea com uma broca de diâmetro maior do que a rosca do parafuso utilizado; desta forma, aumenta-se o grau de mobilidade da interface placa/parafuso na cortical óssea cis e o parafuso ficará preso à cortical óssea trans e a placa óssea, pelo sistema de bloqueio (GARDNER et al., 2009; NANAVATI e WALKER, 2014).

Assim, o presente estudo visou avaliar, por meio de ensaios biomecânicos, a influência da técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis sobre a rigidez de placas bloqueadas com sistema de bloqueio cônico, aplicadas em fêmures de cadáveres de coelhos.

## 2.0 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 *Coelhos*

O uso de animais de experimentação em pesquisas de caráter biológico, principalmente como modelo para biomateriais, geralmente visa mimetizar situações aplicáveis ao organismo humano (PEARCE et al., 2007; CALASANS-MAIA et al., 2009; LI et al., 2015; WANCKET, 2015; SCHAFRUM MACEDO et al., 2019; OU et al., 2020). Os coelhos são vastamente utilizados em estudos experimentais, representando mais de 30% dos animais em pesquisas envolvendo o sistema musculoesquelético (NEYT et al., 1998).

Diversas vantagens são atribuídas à espécie, como facilidade de manejo e observação; ciclos de vida como gestação, lactação e puberdade curtos; e facilidade de padronização genética, entre outros (CALASANS-MAIA et al., 2009; LI et al., 2015). A maturidade óssea da espécie é precoce e atingida próxima aos seis meses de idade, o que os torna rapidamente aptos para procedimentos envolvendo o sistema locomotor (GILSANZ et al., 1988). Além disso, quando comparados à outras espécies de animais de uso experimental, como roedores e primatas, possuem uma rápida proliferação e remodelamento ósseo (CASTAÑEDA et al., 2006). Salienta-se ainda que, por possuírem um temperamento mais calmo e maior resistência às doenças, os coelhos da raça Nova Zelândia estão entre os dos mais utilizados experimentalmente (MAPARA et al., 2012; SCHAFRUM MACEDO et al., 2019).

Embora os coelhos sejam usados como modelo experimental para humanos, algumas diferenças relativas são encontradas entre estrutura e composição óssea (PEARCE et al., 2007; MAPARA et al., 2012), principalmente relacionadas ao arranjo e distribuição do tecido vascular primário, no qual os vasos sanguíneos periosteais e do canal medular correm de forma paralela ao eixo ósseo nos coelhos (MARTINIAKOVÁ et al., 2005; MAPARA et al., 2012). Cerca de 70% do seu peso corpóreo é sustentado pelos membros pélvicos, os quais possuem grupos musculares muito desenvolvidos, tornando essa região potencialmente forte (BARRON et al., 2010). Além disso, por seus ossos

possuírem baixa densidade, correspondendo a apenas 7% do seu peso corpóreo total, são estruturalmente fracos e mais sujeitos às fraturas (KOZMA et al., 1974).

Paralelamente ao uso experimental de coelhos em pesquisas científicas, tais animais são amplamente criados como animais de companhia (MACEDO et al., 2019) e, por isto, existem alguns estudos descrevendo incidência, etiologia e características de fraturas de ossos longos, bem como técnicas cirúrgicas para o reparo e prognóstico (REUTER et al., 2002; KAWAMOTO et al., 2018; SASAI et al., 2018; GARCIA-PERTIERRA et al., 2019).

## **2.2 Fraturas do fêmur**

Em cães e gatos as fraturas de fêmur são as mais comuns, correspondendo a mais de 20% de todas as fraturas do esqueleto apendicular, sendo decorrentes de traumas, principalmente os automobilísticos (WHITEHAIR et al., 1992; DECAMP et al., 2016). Podem ser classificadas quanto a sua localização em fraturas da cabeça e/ou colo femoral, do trocanter, diafisárias, supracondilares, condilares e distais (UNGER et al., 1990). Em coelhos são decorrentes principalmente de predação, traumas contusos, erros durante a manipulação e, em alguns casos, de forma espontânea, sem uma causa específica (RICH, 2002; SASAI et al., 2015).

Em um estudo retrospectivo com 28 coelhos de estimação, as fraturas de fêmur corresponderam a 40% dos casos, sendo as fraturas em região distal de diáfise as mais comuns, seguidas das fraturas de côndilo femoral, diafisárias médias e trocantéricas (GARCIA PARTIERRA, 2019). Em outra avaliação retrospectiva, realizada por Sasai et al. (2018), dos 139 coelhos incluídos no estudo, 32 apresentavam fraturas femorais, das quais mais da metade foram classificadas como simples, seguidas das fraturas em espiral, segmentares, complexas, fragmentárias e em região de epífise óssea. Por sua vez, em estudo utilizando microtomografia computadorizada para diagnóstico de fraturas em 210 coelhos de estimação foi descrito a ocorrência de fraturas femorais em 23 animais, sendo o segundo osso longo mais acometido (SASAI et al., 2015).

Entre os tratamentos cirúrgicos instituídos em coelhos são descritos métodos de fixação como parafusos isolados e associados às placas, fixadores esqueléticos externos, combinados ou não a pino intramedular, e pinos intramedulares tipo Rush, conforme o tipo e a localização da fratura (SASAI et al., 2015; SASAI et al., 2018; KAWAMOTO et al., 2018; GARCIA PARTIERRA et al., 2019). Em um estudo retrospectivo, a escolha pelo uso da associação de pino intramedular com fixador esquelético externo ocorreu em um terço de 12 animais com fratura de fêmur, seguido pela associação de placa e parafusos em três animais (GARCIA PARTIERRA et al., 2019). Já em outro estudo com 32 animais com fraturas femorais, a opção do fixador esquelético externo foi a escolha em mais de 65% dos casos e utilizou-se placa óssea em apenas um dos animais (SASAI et al., 2018). Foram também relatadas fraturas de côndilo femoral em quatro coelhos da raça Continental Gigante, nos quais o tratamento instituído foi por meio de combinação de fixador esquelético externo com parafuso efeito “lag” em um animal, placa óssea em função de neutralização combinado a parafuso compressivo em outro, parafusos compressivos no terceiro e no quarto animal o tratamento de escolha foi a combinação de parafusos efeito “lag” e duas placas bloqueadas com efeito compressivo (DORLIS et al., 2021).

Com relação às complicações decorrentes da estabilização cirúrgica das fraturas, um estudo verificou intercorrências em sete de 12 animais com fraturas femorais, incluindo união retardada e não-união, afrouxamento de implante e osteoartrite de joelho, sendo que uma grande proporção desses animais evoluiu para óbito ou amputação do membro acometido (GARCIA PARTIERRA et al., 2019). Foi também relatada não-união óssea em aproximadamente 25% de 26 coelhos com fratura de fêmur tratados cirurgicamente, nos quais o tempo médio de consolidação foi de 58 dias, variando de 28 a 91 dias (SASAI et al., 2018).

Em uma série de relatos de quatro casos de fraturas de côndilo femoral, dois animais apresentaram complicações, sendo um tratado com fixador esquelético externo e posteriormente submetido à amputação do membro devido a falha no implante e, em outro animal no qual foi aplicada uma placa de

neutralização combinada a parafusos lag, houve “pull out” dos parafusos proximais da placa sete semanas após a intervenção (DORLIS et al., 2021).

### **2.3 Placas bloqueadas**

As placas bloqueadas foram criadas pela necessidade de desenvolvimento de um implante que proporcionasse uma osteossíntese mais biológica, ou seja, com menor agressão aos tecidos adjacentes (ARTHURS, 2015; AUGAT e RUDEN, 2018). Segundo Arthurs (2015), o conceito de bloqueio é definido como o travamento da cabeça do parafuso no orifício da placa, o que impede sua movimentação dentro deste orifício, formando um sistema de ângulo fixo e proporcionando maior estabilidade biomecânica. Desta forma, a placa bloqueada atua como um fixador interno, sendo os parafusos equivalentes aos pinos de um fixador esquelético externo; a placa torna-se análoga a barra conectora; e a interface parafuso/placa corresponde a garra de conexão pino/barra conectora. Alguns sistemas específicos podem também apresentar um bloqueio de ângulo variado, nos quais o parafuso pode ter um grau de mobilidade em torno de 1-15° (CRONIER et al., 2010).

Diversas vantagens podem ser atribuídas às placas bloqueadas quando comparadas aos sistemas não bloqueados, incluindo menor afrouxamento e “pull out” dos parafusos; baixo contato da placa com o osso, o que permite preservar a vascularização periosteal; dispensa a necessidade de modelamento perfeito da placa ao formato do osso, uma vez que o atrito placa/osso não é necessário para manter estabilidade; e também há a possibilidade de uso de parafusos monocorticais (ARTHURS, 2015; AUGAT e RUDEN, 2018). O baixo contato das placas bloqueadas com a superfície periosteal preserva o suprimento sanguíneo local, proporcionando uma consolidação óssea mais rápida, menor risco de infecção e índices baixos de complicações, tais como reabsorção óssea, não-união e união retardada (EGOL et al., 2004). Por não demandarem um modelamento perfeito para justaposição à superfície óssea, as placas bloqueadas têm sido amplamente utilizadas em procedimentos que preservam os tecidos, tais como as osteossínteses minimamente invasivas com placa (MIPO) (ARTHURS, 2015).

O conjunto placa, parafusos e osso atuam como uma construção única, aumentando em até quatro vezes a resistência do aparato, em contraste aos sistemas convencionais; desta forma, quando há falha na fixação, placa e parafusos tendem a se deslocar de maneira conjunta, em bloco, e não somente os parafusos como ocorre em outros tipos e fixação (EGOL et al., 2004; CRONIER et al., 2010). Tal sistema é capaz de converter as forças de cisalhamento atuantes sobre o foco de fratura em forças compressivas, as quais são mais toleradas pelo osso, justificando assim a maior resistência (EGOL et al., 2004).

No que concerne aos graus de estabilidade, as placas ósseas convencionais necessitam de um grau de tensão interfragmentar inferior aos 2% e falhas ósseas inferiores à 0,5 mm para que haja uma consolidação óssea adequada (AUGAT e UDEN, 2018). Contudo, se estabilizadas por meio de placas bloqueadas, as fraturas podem apresentar micromovimentações no foco com graus de deformação variando de 2 a 10%, o que favorece a consolidação óssea secundária e possibilita a utilização em fraturas onde a redução anatômica perfeita da falha óssea não é alcançada (BELTRAN et al., 2016; AUGAT e RUDEN, 2018).

Em humanos, ensaios biomecânicos sugerem a utilização de três a quatro parafusos em cada um dos fragmentos ósseos, quando da utilização da placa bloqueada (GAUTIER e SOMMER, 2003; STOFFEL et al., 2003; EGOL et al., 2004). De acordo com Stoffel et al. (2003), o posicionamento do primeiro parafuso em relação ao foco de fratura dependerá do tamanho da falha óssea; portanto, falhas inferiores a 2 mm requerem pelo menos dois parafusos distantes do foco de fratura. Para reduzir a rigidez do sistema e a deformação plástica, parafusos proximais ao foco de fratura não devem ser utilizados neste caso. Por sua vez, as fraturas cominutivas requerem ao menos três parafusos por segmento ósseo, sendo dois deles aplicados o mais próximo ao foco de fratura de cada lado da falha.

Conforme Gautier e Sommer (2003), a densidade de parafusos na placa é definida como a divisão entre o número de parafusos inseridos pelo número total de orifícios de parafusos na placa, a qual idealmente deve estar em torno de 0,4 e 0,5, ou seja, indicando que menos da metade dos orifícios das

placas devem ser utilizados. Quanto ao comprimento das placas, considera-se que os implantes devem ter de duas a três vezes o tamanho da falha óssea em fraturas multifragmentadas, sendo que em fraturas de traço simples devem ser de duas a oito vezes maiores.

Chao et al. (2013) efetuaram estudo biomecânico, em fêmures de cadáveres de cães, com o intuito de avaliar a influência do comprimento da área de trabalho em placas ósseas bloqueadas de 12 furos e 2,4 mm quanto à rigidez do sistema, movimentação no foco de fratura e resistência à fadiga cíclica. Foram utilizados 10 pares de ossos divididos em dois grupos equivalentes, sendo que em um grupo foram aplicados dois parafusos bicorticais por segmento ósseo e no outro foram usados cinco parafusos. Em ambos grupos foi promovida uma falha segmentar de 10 mm. Não foram encontradas diferenças significativas na influência do comprimento do implante e consequente área de trabalho sobre a rigidez, movimentação na lacuna da fratura ou resistência à fadiga.

A rigidez e a resistência à fadiga de dois sistemas de placa e pino ("plate rod"), aplicados em 20 fêmures de cadáveres de cães, foram analisadas por Tremolada et al. (2017). Os espécimes foram divididos dois grupos, sendo que um recebeu placa de compressão bloqueada e o outro foi tratado com placa de bloqueio cônico. Nos dois grupos o pino intramedular ocupava cerca de 40% do canal medular. Constatou-se que ambos sistemas apresentaram propriedades biomecânicas similares, porém o grupo com placa de bloqueio cônico foi mais resistente às falhas nos ensaios de fadiga cíclica.

Segundo Gautier e Sommer (2003), a aplicação de dois parafusos monocorticais por segmento ósseo é o mínimo para que haja algum grau de estabilidade do sistema e, nesses casos, a falha de implante pode ocorrer devido à sobrecarga sobre o parafuso, ou quando há afrouxamento ou reabsorção na interface osso/rosca do parafuso. A aplicação de dois parafusos bicorticais por segmento ósseo não reduz a falha por fadiga, porém melhora a fixação do aparato ao osso, aumentando a estabilidade.

Santos et al. (2016) avaliaram a influência da perfuração de uma ou duas corticais ósseas nas propriedades biomecânicas de placas bloqueadas com anéis de bloqueio inseridos aos orifícios. Foram utilizados 60 cilindros ósseos sintéticos e 60 placas, divididos em dois grupos equitativos. No grupo 1 foram utilizados três parafusos monocorticais por segmento ósseo e no grupo 2

foram aplicados os mesmos seis parafusos, porém todos bicorticais. Os sistemas foram submetidos aos testes de flexão, compressão e torção e conclui-se que, parafusos monocorticais são menos resistentes às forças de flexão do que compressão; portanto, a perfuração de ambas corticais ósseas tem influência positiva sobre as propriedades biomecânicas, mesmo em placas bloqueadas.

Foram comparados, por Takizawa et al. (2019), três tipos distintos de placas bloqueadas (TITAN LOCK 1.5 mm, Fixin micro e LCP 1.5 mm) aplicadas no rádio de 18 coelhos. Foi realizada osteotomia de rádio e ulna na porção médio-distal e foram aplicadas as diferentes placas bloqueadas em três grupos de seis animais cada. Foi realizado acompanhamento radiográfico e, após 4 semanas, os animais foram submetidos à eutanásia para avaliação biomecânica. Foi observado que a placa LCP 1.5 mm tolerou maior carga do que as demais, porém não houve diferença significativa na rigidez de flexão e na resistência até a falha entre os grupos.

Conforme Arthurs (2015), os sistemas de fixação bloqueados Fixin veterinários são derivados de um sistema humano e são constituídos por três componentes: a placa óssea, as buchas de fixação e os parafusos. A bucha é fixada no orifício da placa por meio de rosca e o parafuso não rosqueado é acondicionado à bucha. O que confere o bloqueio é um sistema de travamento cônico entre a cabeça do parafuso e a bucha rosqueada à placa, no qual a fixação é obtida principalmente por fricção, microsoldagem e deformação elástica entre as superfícies de contato da cabeça do parafuso e a bucha (PETAZZONI et al., 2010). Tal sistema é classificado como ângulo fixo e não permite realizar compressão axial (ARTHURS, 2015).

Muitas vantagens podem ser atribuídas ao sistema Fixin, porém uma das maiores está relacionada a facilidade de remoção dos implantes, visto que problemas frequentes observados em outros sistemas, tais como soldagem a frio e danos ao sistema de rosqueio na cabeça do parafuso, foram eliminados (PETAZZONI et al., 2010). Segundo Benjamino e Petazzoni (2019), a presença da bucha rosqueável permitiu a confecção de um implante mais fino, mantendo a mesma resistência proporcionada por outros sistemas mais espessos, além de maior resistência às forças de cisalhamento atuantes sobre o foco de fratura, favorecendo a aplicação em ossos com pouca cobertura de tecidos moles sem

maiores complicações. Embora o sistema tenha em sua composição o titânio e o aço inoxidável, não há descrição de corrosão galvânica.

Nicetto et al. (2013) avaliaram retrospectivamente o uso do sistema Fixin em 82 fraturas de cães, das quais 73 consolidaram sem complicações. Seis cães tiveram complicações maiores, incluindo quebra da placa, dobramento da placa e quebra do parafuso. As complicações menores foram em três animais e foram associadas à quebra incidental de um parafuso, osteomielite e moderada má-redução.

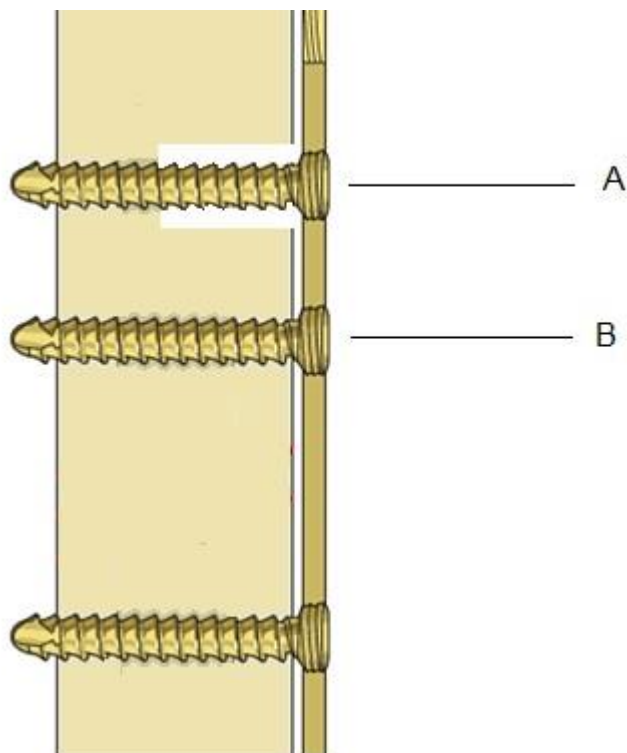
Foi analisado retrospectivamente, por Ferrero et al. (2020), a aplicação do sistema Fixin (1.9 mm a 2.5 mm) para o tratamento de fraturas dos ossos longos em gatos. O tempo médio de consolidação foi de 8,8 semanas. Foram verificadas quatro complicações maiores e quatro menores, de um total de 56 fraturas. Segundo os autores, os achados se assemelham a outros sistemas empregados em felinos, sendo o implante considerado adequado para o tratamento de uma ampla variedade de fraturas na espécie.

## **2.4    *Sobreperfuração da cortical óssea cis***

As técnicas de redução de estresse na cortical óssea cis surgiram pela necessidade de reduzir o excesso de rigidez dos sistemas nos quais são aplicadas placas bloqueadas (BOTTLANG e FEIST, 2011; SELLEI et al., 2011; NANAVATI e WALKER, 2014). De acordo com Bottlang e Feist (2011), quando utilizadas, as placas bloqueadas fornecem uma estabilização rígida, de tal forma que podem reduzir a movimentação no foco de fratura ao ponto de impedir a formação de calo ósseo e, conseqüentemente, a consolidação óssea secundária. Além disso, o excesso de rigidez da fixação pode levar à fratura óssea na extremidade dos parafusos e o mecanismo de proteção contra estresse da placa pode levar à reabsorção óssea.

O princípio da técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis consiste na perfuração da primeira cortical óssea com uma broca de diâmetro maior do que a rosca do parafuso que será aplicado; desta forma, o parafuso ficará preso pela rosca apenas na segunda cortical (cortical trans) e à placa,

devido ao sistema de bloqueio (Figura 1) (GARDNER et al., 2009; NANAVATI e WALKER, 2014).



**FIGURA 1.** Ilustração demonstrando a sobreperfuração da cortical óssea cis. Note em A, a primeira cortical óssea perfurada com uma broca de diâmetro maior do que o diâmetro do parafuso, fazendo com que o parafuso fique preso apenas à cortical trans e à placa pelo mecanismo de bloqueio. Observe em B o parafuso aplicado de forma convencional. Adaptado de AO Foundation.

Em um estudo biomecânico, realizado por Gardner et al. (2009), foram avaliados os efeitos da sobreperfuração da cortical cis sobre a rigidez de um sistema utilizando placas bloqueadas por meio de dois testes mecânicos: compressão axial não destrutiva e carregamento cíclico. Foram utilizados oito ossos sintéticos com tamanho similar ao fêmur de um humano adulto, nos quais foram criadas falhas segmentares de 18 mm, simulando uma fratura cominutiva complexa. Foram aplicadas então placas bloqueadas de 10 furos e 4,5 mm, com 5 orifícios posicionados no fragmento proximal e 5 no distal. Os 4 orifícios mais distais a falha, de cada fragmento foram perfurados com uma broca de 4.3 mm

e foram inseridos em todos os orifícios parafusos bloqueados de 5.0 mm. Posteriormente todos os parafusos foram removidos e, com auxílio de um gabarito de perfuração, foi realizada a sobreperfuração da primeira cortical dos orifícios de um dos fragmentos, criando aberturas de 5 x 6 mm. Foram criados sistemas com 0, 1, 2, 3 e 4 orifícios sobreperfurados. Subsequentemente todos os parafusos foram reinseridos. Após a realização dos ensaios mecânicos, verificou-se que, quando foi realizada a sobreperfuração de quatro orifícios, houve redução de 73% da rigidez axial comparado ao modelo no qual nenhuma sobreperfuração foi realizada, ao passo que a rigidez à torção reduziu em 20 e 17% quando foi realizada sobreperfuração em 3 e 4 orifícios, respectivamente. Além disso, não houve falha ou alteração na rigidez do sistema em nenhuma amostra no carregamento cíclico e também não foi reportado afrouxamento de nenhum parafuso.

Gardner et al. (2010) analisaram os efeitos da sobreperfuração da cortical cis sobre as propriedades biomecânicas de placas bloqueadas aplicadas em osso sintético, porém com características similares a osso osteoporótico. Foram empregados 24 segmentos ósseos sintéticos, os quais foram divididos em dois grupos com 12 amostras cada. No primeiro grupo foi utilizada uma placa bloqueada com 10 orifícios, a qual foi fixada a um cilindro de alumínio por meio de parafusos bloqueados, nos orifícios de 1 a 4. O orifício número 5 não foi perfurado e foi mantido sobre uma lacuna de 10 mm. Na sequência o segmento ósseo sintético foi fixado a placa pelos orifícios 6, 8 e 10, com o auxílio de uma broca de 4.3 mm. No segundo grupo a placa foi novamente fixada ao cilindro de alumínio da mesma forma e, subsequentemente, ao osso sintético pelos mesmos orifícios 6, 8 e 10. Entretanto, realizou-se a sobreperfuração, primeiro perfurando ambas corticais com uma broca de 4.3 mm, seguida da criação de uma abertura na cortical cis com 6 x 5 mm. Após testes mecânicos de deslocamento dinâmico progressivo e carga axial cíclica, concluiu-se que a rigidez axial do grupo com sobreperfuração foi menor no teste de carga axial cíclica e a falha ocorreu posteriormente ao grupo sem sobreperfuração, indicando uma menor rigidez do sistema.

Um estudo realizado por Galal (2017), com 20 pacientes humanos, avaliou a técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis utilizando placas bloqueadas para a estabilização de fraturas distais de fêmur. O procedimento

cirúrgico foi realizado por meio da perfuração de ambas corticais ósseas com broca de 3.2 mm, seguido da perfuração da cortical cis com broca de 5.0 mm apenas nos parafusos proximais ao foco de fratura. Foram inseridos parafusos bloqueados de 4.0 mm, bicorticais. Houve consolidação óssea em todos os pacientes, embora em dois tenha ocorrido união atrasada e em outro a consolidação foi obtida, porém com mau alinhamento. Os autores também concluíram que a técnica permitiu maior grau de mobilidade na cortical cis, reduzindo a rigidez do sistema e promovendo a formação de calo ósseo.

Chen et al. (2015) investigaram os efeitos da perfuração da cortical cis com orifícios alongados e em formato de “8”, utilizando placas de compressão bloqueadas. Foram empregados 24 ossos sintéticos, os quais simulavam ossos de humanos adultos em condições de osteoporose. No primeiro grupo (n=12) foi aplicada uma placa de compressão bloqueada de 4,5 mm e 9 orifícios, criando-se uma falha óssea de cerca de 10 mm. Os orifícios 1, 2, 3, 7, 8 e 9 foram perfurados com uma broca de 4.3 mm e os parafusos foram aplicados. No segundo grupo (n=12) a cortical cis foi perfurada criando-se orifícios alongados, em formato de “8”, antes da inserção dos parafusos. As montagens foram submetidas à ensaios mecânicos, nos quais conclui-se que, no grupo em que foi realizada a sobreperfuração da cortical cis houve redução da rigidez do sistema em 16%, quando comparado ao grupo controle.

### 3. REFERÊNCIAS

- ARTHURS, G. Advances in internal fixation locking plates. **In Practice**, v. 37, n. 1, p. 13-20, 2015.
- AUGAT, P.; VON RÜDEN, C. Evolution of fracture treatment with bone plates. **Injury**, v. 49, p. S2-S7, 2018.
- BARRON, H.W.; McBRIDE, M.; MARTINEZ-JIMENEZ, D.; FOUTZ, T.; DIVERS, S.; BUDSBERG, S. Comparison of two methods of long bone fracture repair in rabbits. **Journal of Exotic Pet Medicine**, v. 19, n. 2, p. 183-188, 2010.
- 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, 2016.
- BENJAMINO, K.P.; PETAZZONI, M. The Fixin implant system. In: BARNHART, M.D.; MARITATO, K.C. (eds). **Locking plates in veterinary orthopedics**. John Wiley & Sons, 2019, p. 77-81
- BOTTLANG, M.; FEIST, F. Biomechanics of far cortical locking. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 25, n. Suppl 1, p. S21, 2011.
- CALASANS-MAIA, M.D.; MONTEIRO, M.L.; ÁSCOLI, F.O.; GRANJEIRO, M. The rabbit as an animal model for experimental surgery. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 24, p. 325-328, 2009.
- CASTAÑEDA, S.; LARGO, R.; CALVO, E.; RODRÍGUEZ-SALVANÉS, F.; MARCOS, M.E.; DÍAZ-CURIEL, M.; HERRERO-BEAUMONT, G. Bone mineral measurements of subchondral and trabecular bone in healthy and osteoporotic rabbits. **Skeletal Radiology**, v. 35, n. 1, p. 34-41, 2006.
- CHAO, P.; CONRAD, B.P.; LEWIS, D.D.; HORODYSKI, M.; POZZI, A. Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. **BMC Veterinary Research**, v. 9, n. 1, p. 1-7, 2013.
- CHEN, J.Y.; ZHOU, Z.; ANG, B.F.; YEW, A.K.; CHOU, S.M.; CHIA, S.L.; KOH, J.S.; HOWE, T.S. Drilling the near cortex with elongated figure-of-8 holes to reduce the stiffness of a locking compression plate construct. **Journal of Orthopaedic Surgery**, v. 23, n. 3, p. 336-340, 2015.

CRONIER, P., PIETU, G., DUJARDIN, C., BIGORRE, N., DUCCELLIER, F., GERARD, R. The concept of locking plates. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 96, n. 4, p. S17-S36, 2010.

DECAMP, C.E.; JOHNSTON, S.A.; DÉJARDIN, L.M.; SCHAEFER, S.L. **Handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. 5.ed. St. Louis: Elsevier, 2016. 868p.

DORLIS, C., GARCIA-PERTIERRA, S., RICHARDSON, J., KOTERWAS, B., KEEBLE, E., EATWELL, K., RYAN, J., CLEMENTS, D.N. Femoral condylar fractures in four continental giant breed rabbits. **Journal of Small Animal Practice**, 2021.

EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E.; KUMMER, F.J.; KOVAL, K.J. Biomechanics of locked plates and screws. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 18, n. 8, p. 488-493, 2004.

FERRERO, F.C.; BARONCELLI, A.B.; HUDSON, C.C.; PEIRONE, B.; REIF, U.; PIRAS, L.A. Fracture repair in cats using a conical coupling mini 1.9 to 2.5 mm locking plate system. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 33, n. 6, p. 443–450, 2020.

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, 2017.

GARDNER, M.J., NORK, S.E., HUBER, P., KRIEG, J.C. Less rigid stable fracture fixation in osteoporotic bone using locked plates with near cortical slots. **Injury**, v. 41, n. 6, p. 652-656, 2010.

GARDNER, M.J., NORK, S.E., HUBER, P., KRIEG, J.C. Stiffness modulation of locking plate constructs using near cortical slotted holes: a preliminary study. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 23, n. 4, p. 281-287, 2009.

GAUTIER, E.; SOMMER, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. **Injury**, v. 34, p. B63-76, 2003.

GILSANZ, V.; ROE, T.F.; GIBBENS, D.T.; SCHULZ, E.E.; CARLSON, M.E.; GONZALEZ, O.; BOECHAT, M.I. **American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism**, v. 255, n. 4, p. E416-E421, 1988.

KAWAMOTO, F.Y.K.; PERLES, L., SANTOS, L.O.; SIMIONATO, G.C.; GONÇALVES DIAS, L.G.G.; MINTO, B.W.; WERTHER, K. Association of Rush

pin and intramedular pin techniques for the stabilization of Salter Harris type I fracture in rabbit (*Oryctolagus cuniculus*). **Acta Scientiae Veterinariae**, v. 46 (Suppl 1), n. 302, p. 1-4, 2018.

KOZMA, C.; MACKLIN, W.; CUMMINS, L.M.; MAUER, R. Anatomy, physiology and biochemistry of the rabbit. In: WEISBROTH, S.H.; FLATT, R.E.; KRAUS, A.L. (eds.). **The biology of the laboratory rabbit**. Orlando: Academic Press, 1974. p. 49-72.

LI, Y.; CHEN, S.K.; LI, L.; QIN, L.; WANG, X.L.; LAI, Y.X. Bone defect animal models for testing efficacy of bone substitute biomaterials. **Journal of Orthopaedic Translation**, v. 3, n. 3, p. 95-104, 2015.

MAPARA, M.; THOMAS, B.S.; BHAT, K.M. Rabbit as an animal model for experimental research. **Dental Research Journal**, v. 9, n. 1, p. 111-118, 2012.

MARTINIAKOVÁ, M.; OMELKA, R.; CHRENEK, P.; RYBAN, L.; PARKÁNYI, V.; GROSSKOPF, B.; VONDRÁKOVÁ, M.; BAUEROVÁ, M. Changes of femoral bone tissue microstructure in transgenic rabbits. **Folia Biologica**, v. 51, n. 5, p. 140-144, 2005.

NANAVATI, N.; WALKER, M. Current concepts to reduce mechanical stiffness in locked plating systems: a review article. **Orthopedic Research and Reviews**, v. 6, p. 91-95, 2014.

NEYT, J.G.; BUCKWALTER, J.A.; CARROLL, N.C. Use of animal models in musculoskeletal research. **The Iowa Orthopaedic Journal**, v. 18, p. 118-123, 1998.

NICETTO, T.; PETAZZONI, M.; URIZZI, A.; ISOLA, M. Experiences using the Fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs: a clinical and radiographic retrospective assessment. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 26, n. 1, p. 61–68, 2013.

OU, K-L.; HOU P-J.; HUANG, B-H.; CHOU, H-H.; YANG, T-S.; HUANG, C-F.; UENO, T. Bone healing and regeneration potential in rabbit cortical defects using an innovative bioceramic bone graft substitute. **Applied Sciences**, v. 10, n. 6239, p.1-12, 2020.

PEARCE, A.I.; RICHARDS, R.G.; MILZ, S.; SCHNEIDER, E.; PEARCE, S.G. Animal models for implant biomaterial research in bone: a review. **European Cells & Materials**, v. 13, n. 1, p. 1-10, 2007.

- PETAZZONI, M.; URIZZI, A.; VERDONCK, B.; JAEGER, G. Fixin internal fixator: concept and technique. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, v. 23, n. 4, p. 250-253, 2010.
- REUTER, J. D.; OVADIA, S.; HOWELL, P.; JASKWICH, D.H. Femoral fracture repair and postoperative management in New Zealand White rabbits. **Contemporary Topics in Laboratory Animal Science**, v. 41, v. 4, p. 49–52, 2002.
- RICH, G.A. Rabbit orthopedic surgery. **Veterinary Clinics: Exotic Animal Practice**, v. 5, n. 1, p. 157-168, 2002.
- SANTOS, R.R.; RAHAL, S.C.; MESQUITA NETO, C.; RIBEIRO, C.R.; SOUSA, E.A.C.; FOSCHINI, C.R.; AGOSTINHO, F.S.; MESQUITA, L.R. Biomechanical analysis of locking reconstruction plate using mono-or bicortical screws. **Materials Research**, v. 19, n. 3, p. 588-593, 2016.
- SASAI, H.; FUJITA, D.; TAGAMI, Y.; SETO, E.; DENDA, Y.; HAMAKITA, H.; ICHIHASHI, T.; OKAMURA, K.; FURUYA, M.; TANI, H.; SASAI, K.; YAMATE, J. Characteristics of bone fractures and usefulness of micro-computed tomography for fracture detection in rabbits: 210 cases (2007–2013). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 246, n. 12, p. 1339-1344, 2015.
- SASAI, H.; FUJITA, D.; SETO, E.; DENDA, Y.; IMAI, Y.; OKAMOTO, K.; OKAMURA, K.; FURUYA, M.; TANI, H.; SASAI, K. Outcome of limb fracture repair in rabbits: 139 cases (2007-2015). **Journal of the American Veterinary Medical Association**, v. 252, n. 4, p. 457-463, 2018.
- SELLEI, R.M.; GARRISON, R.L.; KOBBE, P.; LICHTER, P.; KNOBE, M.; PAPE, H.C. Effects of near cortical slotted holes in locking plate constructs. **Journal of Orthopaedic Trauma**, v. 25, p. S35-S40, 2011.
- SCHAFRUM MACEDO, A. et al. Animal modeling in bone research—Should we follow the White Rabbit?. **Animal models and experimental medicine**, v. 2, n. 3, p. 162-168, 2019.
- STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GÄCHTER, A.; KUSTER, M.S. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled?. **Injury**, v. 34, p. B11-B19, 2003.
- 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**, v. 32, n. 4, p. 297-304, 2019.

TREMOLADA, G.; LEWIS, D.D.; PARAGNANI, K.L.; CONRAD, B.P.; KIM, S.E.; POZZI, A. Biomechanical comparison of a 3.5-mm conical coupling plating system and a 3.5-mm locking compression plate applied as plate-rod constructs to an experimentally created fracture gap in femurs of canine cadavers. **American Journal of Veterinary Research**, v. 78, n. 6, p. 712-717, 2017.

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. 3, n. 2, p. 41-50, 1990.

WANCKET, L. M. Animal models for evaluation of bone implants and devices: comparative bone structure and common model uses. **Veterinary pathology**, v. 52, n. 5, p. 842-850, 2015.

WHITEHAIR, J.G.; VASSEUR, P.B. Fractures of the femur. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 22, n. 1, p. 149-159, 1992.

## **CAPÍTULO 2**

## **TRABALHO CIENTÍFICO**

### **NORMAS DA REVISTA**

**Journal of Exotic Pet Medicine**

<https://www.journals.elsevier.com/journal-of-exotic-pet-medicine>

### **ARTIGO CIENTÍFICO**

#### **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DA TÉCNICA DE SOBREPERFURAÇÃO DA CORTICAL ÓSSEA CIS EM PLACAS BLOQUEADAS COM SISTEMA DE BLOQUEIO CÔNICO APLICADAS EM MODELO DE FRATURA FEMORAL DE COELHOS**

##### **RESUMO**

O objetivo do estudo foi avaliar a influência da técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis nas propriedades mecânicas da montagem composta de placa bloqueada, com sistema de bloqueio cônico, em modelo de fratura transversa femoral de coelhos. Foram utilizados sete pares de fêmures de coelhos, com idade estimada em seis meses. Após descongelação dos ossos, estes foram divididos em dois grupos: Grupo 1 – controle (n=7); Grupo 2 – sobreperfuração (n=7). Foram utilizadas placas bloqueadas de aço inoxidável compostas de cinco orifícios com buchas rosqueáveis de titânio e com sistema de bloqueio cônico. No Grupo 1 parafusos bicorticais foram aplicados nos orifícios 1, 2, 4 e 5. No Grupo 2 as placas foram aplicadas de forma semelhante ao Grupo 1, porém aplicou-se os parafusos com sobreperfuração da cortical óssea cis. Após a colocação da placa e parafusos foi criada uma fratura transversa de 2 mm de comprimento. Foram realizados ensaios de compressão com carga axial distribuída excêntrica, com velocidade de 5 mm/minuto e célula de carga de 500 kg/F. A média da força máxima foi estatisticamente maior no Grupo 2

comparada ao Grupo, porém a inclinação foi similar entre os grupos. As falhas das montagens do Grupo 1 ocorreram em sua maioria por fissura, principalmente entre os parafusos proximais, ao passo que no Grupo 2 não ocorreu um padrão definido. Foi possível concluir, que pelo ensaio mecânico destrutivo com carregamento estático a sobreperfuração da cortical cis promoveu aumento da força máxima suportada pela montagem, porém sem alteração na rigidez.

**Palavras-chave:** Osso; Imobilização; Fixação interna; Carga axial.

## INTRODUÇÃO

Os coelhos são frequentemente utilizados em pesquisas para teste de materiais ou procedimentos ortopédicos (González e Carrasco, 2019; Schafrum Macedo et al., 2019), porém também são considerados animais de companhia, sendo nesta última situação sujeitos à diversos processos traumáticos ou mesmo manejo inadequado, que podem favorecer a ocorrência de fraturas (Sasai et al., 2015; Miwa e Carrasco, 2019; Garcia-Pertierra, 2020). Entre os ossos longos mais fraturados em coelhos, incluem-se principalmente a tíbia e o fêmur (Sasai et al., 2015; Sasai et al., 2018; Garcia-Pertierra, 2020).

A imobilização das fraturas em ossos longos dos coelhos, apresenta uma série de peculiaridades, que precisam ser observadas no momento da escolha do implante (Harcourt-Brown, 2002; Rich, 2002). O emprego da coaptação externa torna-se mais difícil pelo formato dos membros, a fixação interna muitas vezes se torna limitada pelo tamanho dos ossos, que são frágeis, quebradiço e com cortical fina (Miwa e Carrasco, 2019; Grosso, 2019; Harcourt-Brown, 2002), além de relativamente delicados quando comparado com a massa muscular (Donnelly e Vella, 2021). Por ser uma espécie originalmente caçada, o coelho emprega seus membros pélvicos para fuga (Rich, 2002), fato que também precisa ser considerado nas fraturas do membro pélvico. Desta forma, podem ocorrer complicações decorrentes dos procedimentos cirúrgicos, tais como afrouxamento do pino, quebra do implante, infecção, não-união, entre outros (Helmer e Lightfoot, 2002; Grosso, 2019; Miwa e Carrasco, 2019).

As fraturas da diáfise femoral de coelhos de estimação têm sido imobilizadas por métodos tais como pino intramedular, associação de pino intramedular com fixador esquelético externo com ou sem “tie in” e, menos frequentemente, com placas e parafusos (Sasai et al., 2015; Sasai et al., 2018; Garcia Partierra et al., 2019; Miwa e Carrasco, 2019). Um estudo biomecânico de fraturas transversas da diáfise femoral média (1 mm) imobilizadas com fixador esquelético externo (2 pinos acima e 1 abaixo da osteotomia) e pino intramedular ou placa de compressão dinâmica de aço inoxidável (seis furos) com quatro parafusos bicorticais e dois monocorticais mostrou uma maior resistência às forças compressivas e dobramento com o primeiro método (Barron et al., 2010). Por outro lado, estudos experimentais têm utilizado placas de aço inoxidável ou de titânio tradicionais, para estabilizar fraturas ou defeitos segmentais induzidos no fêmur de coelhos para diferentes propósitos, sem complicações reportadas relativas aos implantes (Baltzer et al., 1999; Ren et al., 2019; Sabouni et al., 2020). Contudo, foi referido que um estudo experimental, que promovia defeito segmentar no fêmur, necessitou incluir fio de aço ao redor da placa óssea tradicional para evitar a fissura óssea (Miwa e Carrasco, 2019).

Por sua vez, as placas bloqueadas têm sido bastante difundidas como uma melhor opção em relação às placas tradicionais, considerando a maior flexibilidade do sistema, menor probabilidade do afrouxamento e arrancamento dos parafusos, já que são fixos por mecanismo de bloqueio, a preservação da vascularização periosteal e a não necessidade de modelamento perfeito da placa ao formato do osso, entre outros (Cronier et al., 2010; Arthurs, 2015; Augat e Ruden, 2018). Apesar destas vantagens, têm sido descritas falhas na consolidação em algumas fraturas, o que tem sido atribuído ao movimento interfragmentar inadequado ou insuficiente (Augat e Ruden, 2018). Desta forma, várias estratégias têm sido desenvolvidas para promover uma placa bloqueada dinâmica, entre as quais pode ser citada a sobreperfuração da cortical óssea cis (Scolaro e Ahn, 2011; Sellei et al., 2011; Nanavati e Walker, 2014; Linn et al., 2015; Galal et al., 2017). A técnica consiste em promover um orifício na primeira cortical óssea maior do que o padrão, com isto aumenta-se o grau de mobilidade na interface de contato placa/parafuso, já que o parafuso ficará fixo apenas à cortical trans e a placa pelo sistema de bloqueio (Seilei et al., 2011; Nanavati e Walker, 2014; Galal et al., 2017).

Pelo nosso conhecimento, o método ainda não foi analisado em lagomorfos. Sendo assim, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência da técnica de sobreperfuração da cortical óssea nas propriedades mecânicas da montagem composta de placa bloqueada, com sistema de bloqueio cônico, em modelo de fratura transversa femoral de coelhos.

## **MATERIAL E MÉTODOS**

### *Coleta dos espécimes*

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), campus de Botucatu-SP (CEUA - nº 0033/2021).

Foram utilizados 14 fêmures de coelhos (*Oryctolagus cuniculus*) fêmeas, da raça Nova Zelândia, com idade estimada em seis meses e peso médio de 4,38 kg (desvio padrão 0,412), que foram submetidos à eutanásia em virtude de outro projeto de pesquisa, não relacionado e sem influências sobre o objetivo deste estudo.

A coleta dos espécimes foi realizada imediatamente ao óbito e os mesmos foram limpos dos músculos e tecidos adjacentes. Na sequência, os ossos foram envoltos em gaze com solução fisiológica 0,9%, embalados de forma individualizada em sacos plásticos, identificados numericamente e congelados em freezer horizontal a -20°C até a realização dos ensaios biomecânicos. A descongelação das amostras foi realizada em temperatura ambiente entre 24°C e 25°C.

### *Divisão dos grupos e preparo dos espécimes*

Após descongelação dos espécimes, os mesmos foram divididos em dois grupos mediante sorteio: Grupo controle (n=7); Grupo sobreperfuração (n=7).

Foram utilizadas 14 placas bloqueadas de aço inoxidável Fixin AISI 316 LVM – ISO 5832-1 com buchas de titânio Ti6Al4V – ISO 5832-3 de 1.9 mm, com 49,3 mm de comprimento, 9 mm de largura e 1,5 mm de espessura, compostas

de 5 orifícios com buchas rosqueáveis (Figura 1) e 4 parafusos bloqueados por placa, com diâmetro de 1.9 mm e comprimento variando de 14 a 20 mm.



**FIGURA 1.** Distribuição dos orifícios dos parafusos em placa bloqueada. Orifícios 1 e 2 proximais e orifícios 4 e 5 distais ao foco de fratura. O orifício número 3 não foi preenchido.

As placas foram aplicadas por um único cirurgião sobre a superfície lateral do fêmur, cerca de 1 cm do epicôndilo, posicionando-se dois orifícios na porção proximal do osso e dois na distal (Figura 2). Após a colocação da placa e parafusos foi criada uma fratura transversa (aproximadamente 2 mm), com auxílio de serra oscilatória, na região da placa sem orifício, localizada entre os orifícios 2 e 3.



**FIGURA 2.** Foto da montagem no fêmur direito de coelho. Nota-se a posição da placa na superfície lateral do osso, com dois parafusos proximais ao foco de fratura e três distais, sendo a fratura transversa criada entre os orifícios de parafuso 2 e 3. A) Vista craniocaudal, B) Vista caudocranial.

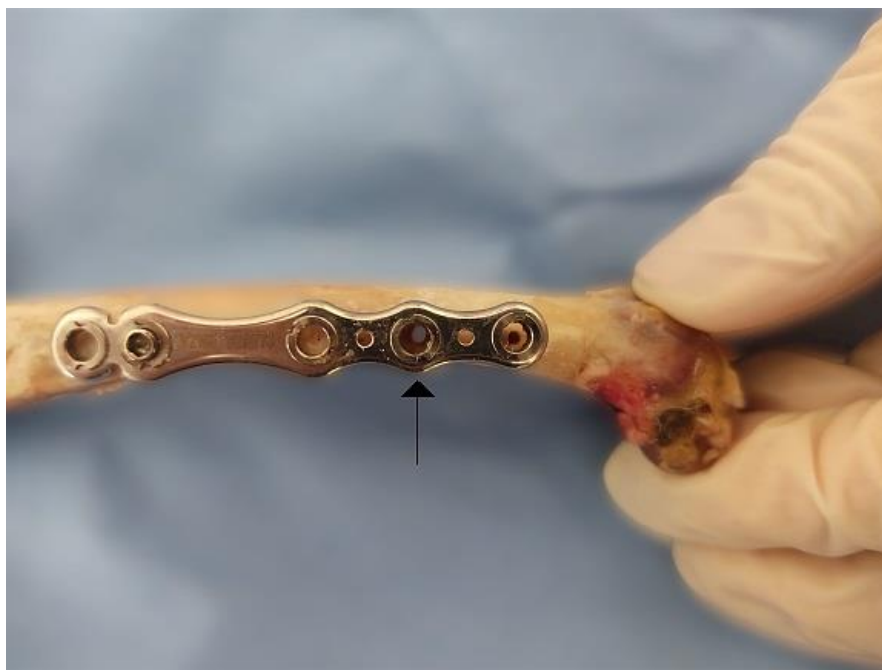
No Grupo controle os parafusos foram aplicados nos orifícios 1, 2, 4 e 5, sempre bicorticais. Para a aplicação foi utilizada uma broca de 1,5 mm de diâmetro com um guia de perfuração do mesmo diâmetro, o qual foi posicionado em um ângulo de 90° para realizar a perfuração das corticais ósseas cis e trans. Com auxílio de um medidor de profundidade, determinou-se o comprimento dos parafusos e os mesmos foram aplicados até que houvesse o bloqueio das cabeças dos parafusos às buchas das placas. Foi utilizado um torquímetro de estalo (MFL ®) para mensurar o torque final médio de aperto dos parafusos de 2,4 Nm. Para mensuração, a extremidade de uma chave de aperto dos parafusos foi fixada a ponta do torquímetro de estalo.

No Grupo sobreperfuração as placas foram aplicadas de forma semelhante ao Grupo 1, porém aplicou-se a técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis (Figura 3). Para tanto, utilizou-se inicialmente uma broca de 1,5 mm de diâmetro com guia específico de 1,5 mm para perfurar ambas corticais, em um ângulo de 90°. Em seguida, com o auxílio de uma broca de 2,8

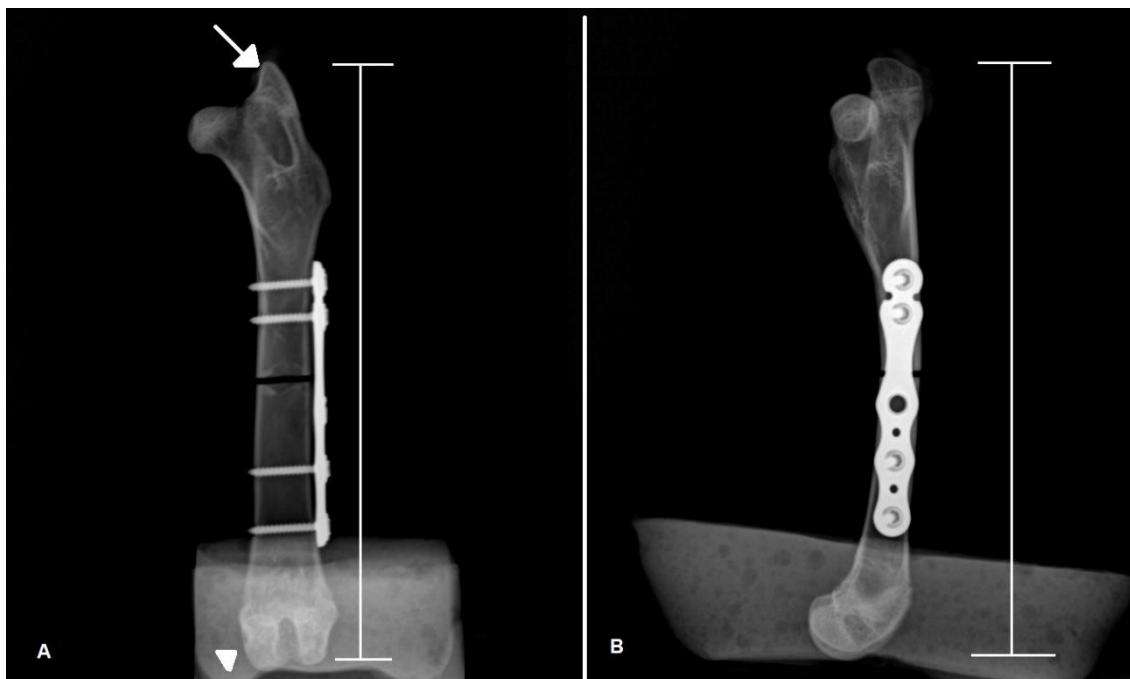
mm perfurou-se somente a cortical óssea cis e os parafusos foram aplicados normalmente, com mensuração do torque final médio de 2,4 Nm.

#### *Avaliação radiográfica*

Em ambos os grupos todas as montagens foram radiografadas nas posições craniocaudal e mediolateral, antes e após os ensaios mecânicos, com o aparelho de Raio X portátil SIUI SR-8100 (SIUI ®). Os comprimentos dos fêmures foram mensurados nas projeções craniocaudal e mediolateral do aspecto mais proximal do trocanter maior até o ponto mais distal do côndilo femoral lateral, antes e após os ensaios. Foram avaliadas as posições das placas e parafuso, além de sinais de lesão óssea ou demais estruturas após o ensaio mecânico (Figura 4).



**FIGURA 3.** Imagem de fêmur de coelho mostrando a placa óssea posicionada na superfície lateral. Note o orifício do parafuso 4 (seta preta) perfurado com broca de 2,8 mm na técnica de sobreperfuração da cortical cis, em comparação ao orifício adjacente número 5, perfurado com uma broca de 1,5 mm.



**FIGURA 4.** Imagens radiográficas do fêmur de coelho fixado em base de polimetilmetacrilato, nas projeções craniocaudal (A) e mediolateral (B), mostrando a placa óssea posicionada na superfície lateral do osso e os pontos anatômicos usados como referência para a mensuração do comprimento dos ossos [aspecto proximal do trocanter maior (seta) e ponto mais distal do côndilo femoral (ponta da seta)].

### *Ensaio mecânico*

Todos os ensaios de compressão foram realizados em uma Máquina Universal de Ensaios EMIC® modelo DL 3000. Após a aplicação das placas e parafusos e criação da fratura transversa, os fêmures foram fixados em uma base retangular de polimetilmetacrilato (marca JET ®), até a altura dos epicôndilos. Para a fixação utilizou-se um molde padrão, medindo 10 cm de comprimento, 5 cm de altura e 7 cm de largura, de forma que ficassem com um alinhamento adequado vertical e horizontalmente. Com o auxílio de uma morsa de bancada, as bases de resina com os fêmures foram fixadas individualmente na máquina de ensaios (Figura 5). Todos os ensaios foram realizados em um ambiente climatizado, com temperatura em torno de 21°C.

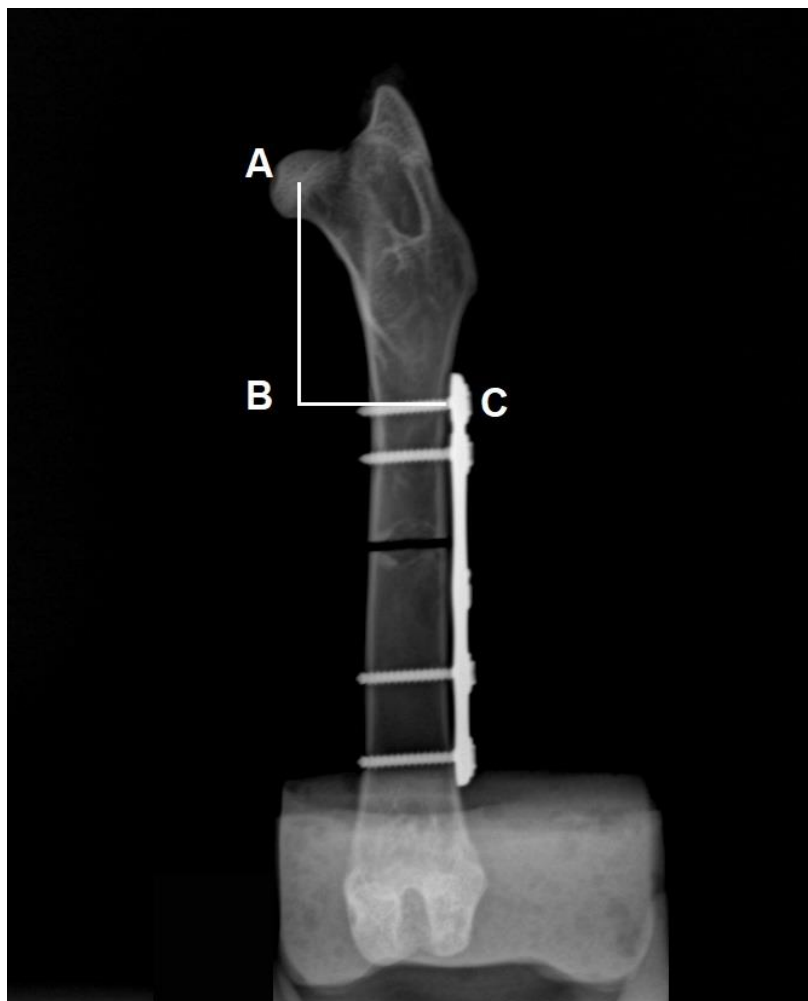
Foram realizados ensaios de compressão com carga axial distribuída excentricamente, com velocidade de 5 mm/minuto e célula de carga de 500 kg/F. Para aplicação da carga, a qual foi realizada diretamente sobre a cabeça

femoral, foi utilizado um atuador circular, com 10 cm de raio, com superfície de contato lisa. Foram realizados ensaios de compressão até a falha, que foi definida como momento da quebra do osso ou deformidade do implante. Foram determinadas a Força Máxima (N) necessária para causar a falha e a inclinação (N/mm), a qual é uma das variáveis responsáveis pela rigidez do sistema.

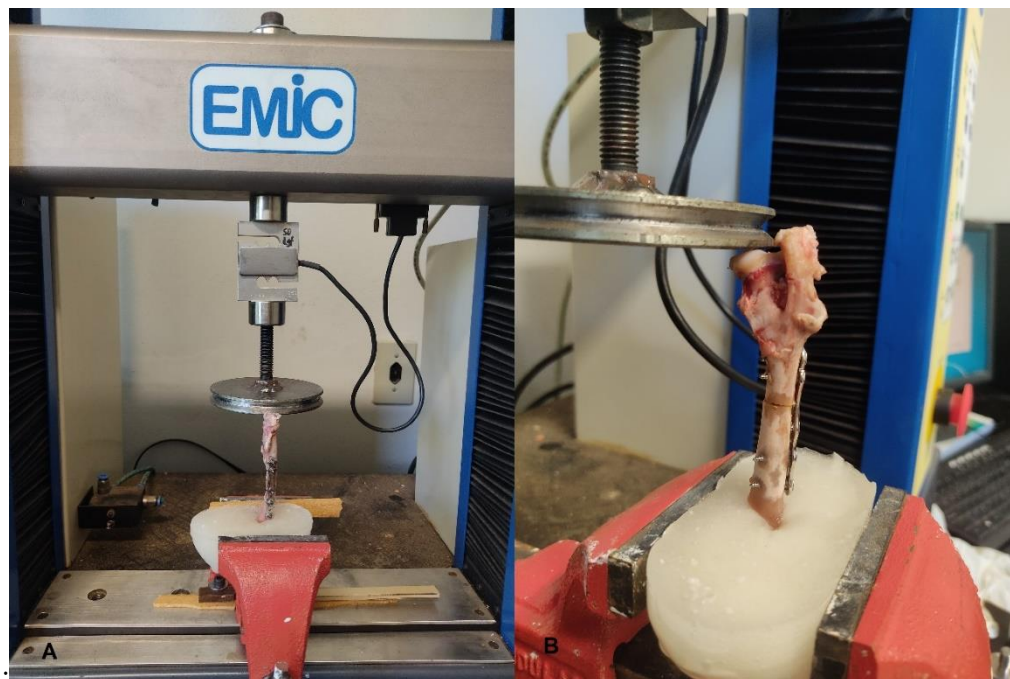
Adicionalmente realizou-se a mensuração do momento fletor por meio da seguinte fórmula:

$$\text{Momento fletor (N.m)} = \text{força (N)} \times \text{distância (m)}$$

Em que a força (N) representa a carga máxima suportada por cada amostra até a falha e a distância (m) corresponde a distância horizontal entre o ponto de aplicação da força e o ponto de engaste (determinado pelo ponto em que o parafuso é preso à placa) (figura 5).



**FIGURA 5.** Imagem radiográfica de fêmur de coelho fixado em base de polimetilmetacrilato na projeção craniocaudal mostrando os pontos de referência utilizados para o cálculo do momento fleter. A) Ponto de aplicação de carga. C) Ponto de engaste. Medida entre B e C, distância horizontal em metros entre o ponto de aplicação da carga e o ponto de engaste.



**FIGURA 6.** A) Montagem do fêmur e placa, fixada em base de polimetilmetacrilato, a qual foi presa por morsa de bancada em máquina de ensaios universal EMIC® modelo DL 3000. B) Vista caudal da montagem, na qual nota-se atuador circular posicionado sobre a cabeça do fêmur, onde foi aplicada a carga.

### *Análise estatística*

Foi empregado inicialmente o teste de Kolmogorov-Smirnov para verificação da normalidade dos dados. Na sequência os dados dos grupos foram comparados pelo teste t de Student, adotando-se um nível de significância de  $P \leq 0,05$ . Para a análise estatística foi utilizado o programa Sigmastat 3.5.

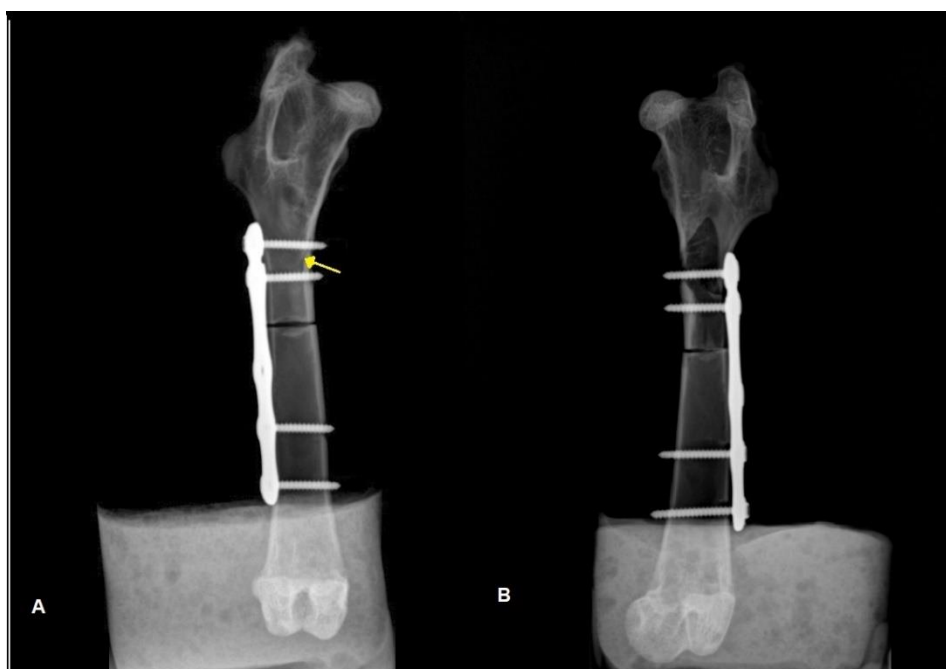
## **RESULTADOS**

### *Exame radiográfico*

Pelo exame radiográfico o comprimento médio dos ossos pré-ensaio mecânico foi de 110 mm (108-111 mm) para o grupo controle e 109,57 mm (106-112 mm) para o grupo com a sobreperfuração. Após os ensaios, os valores médios dos comprimentos dos ossos foram 109,42mm (108-110 mm) e 108 mm (105-112 mm) nos grupos controle e sobreperfuração, respectivamente. Em

ambos grupos as placas e parafusos foram adequadamente posicionadas no osso.

Pelo ensaio destrutivo, as montagens do grupo controle falharam por fissura entre os parafusos 1 e 2 (n=4) (Figura 6), fissura entre o parafuso 2 e a falha óssea (n=2) e fratura da cabeça femoral (n=1). No grupo com a sobreperfuração, as montagens falharam por fratura completa entre os parafusos 1 e 2 (n=1) (Figura 6), fratura da cabeça femoral (n=2), fissura entre os parafusos 4 e 5 (n=1), deslocamento caudal do fragmento proximal em relação ao distal no foco de fratura (n=1), fissura entre o parafuso 2 e o foco de fratura (n=1) e arrancamento em monobloco dos parafusos 3 e 4 (n=1).



**FIGURA 7.** Imagens radiográficas de fêmures de coelhos após ensaio biomecânico até a falha do sistema. A) Fêmur do grupo controle. Note discreta linha de fissura óssea entre os parafusos 1 e 2 (seta amarela). B) Fêmur em que foi aplicada a técnica de sobreperfuração da cortical óssea cis. Note ponto de fratura óssea completa, com perda de fragmento ósseo em região entre os parafusos 1 e 2.

### Ensaio mecânico

Os valores de força máxima (N) e inclinação (N/mm) das montagens estão disponíveis nas Tabelas 1 e 2. Foram calculados média e desvio padrão de ambos grupos. Diferença estatística significativa foi observada na força máxima (N) entre os grupos avaliados ( $P = 0,01$ ). Com relação a inclinação (N/mm) não foi observada diferença estatística entre os tratamentos ( $P = 0,12$ ) (Tabela 3), embora o valor médio de inclinação tenha sido 21,8% menor no grupo sobreperfuração em relação ao grupo controle, sugerindo que as amostras deste grupo apresentaram uma menor rigidez.

**TABELA 1.** Valores de força máxima (N) e inclinação (N/mm) obtidos nas montagens do grupo controle, referentes ao ensaio mecânico destrutivo.

| Amostra              | Força máxima (N) | Inclinação (N/mm) |
|----------------------|------------------|-------------------|
| 1                    | 271,49           | 104,96            |
| 2                    | 270,64           | 134,25            |
| 3                    | 108,9            | 95,67             |
| 4                    | 210,14           | 127,97            |
| 5                    | 166,85           | 127,67            |
| 6                    | 168,04           | 106,59            |
| 7                    | 266,89           | 69,543            |
| <b>Média</b>         | 208,99           | 109,52            |
| <b>Desvio padrão</b> | 63,94            | 22,73             |

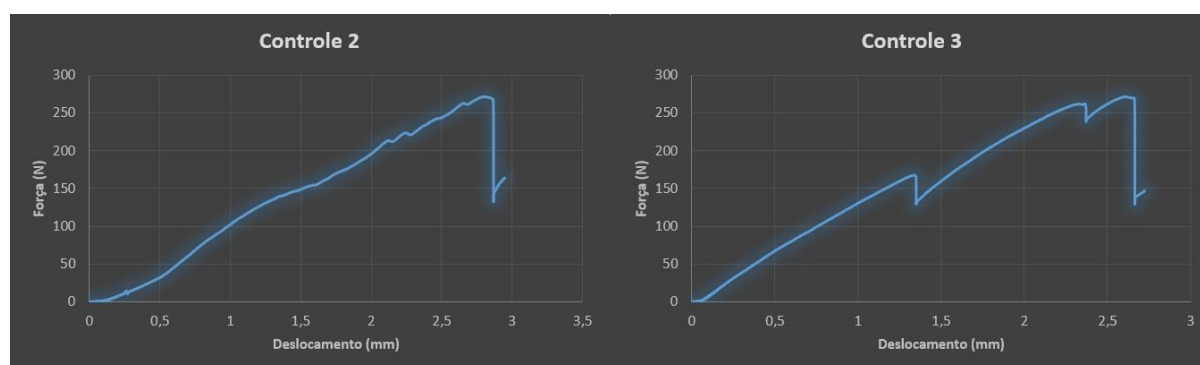
**TABELA 2.** Valores de força máxima (N) e inclinação (N/mm) obtidos nas montagens do grupo sobreperfuração, referentes ao ensaio mecânico destrutivo.

| Amostra              | Força máxima (N) | Inclinação (N/mm) |
|----------------------|------------------|-------------------|
| 1                    | 536,85           | 143,95            |
| 2                    | 435,45           | 74,80             |
| 3                    | 500,21           | 84,064            |
| 4                    | 190,37           | 83,029            |
| 5                    | 335,23           | 83,114            |
| 6                    | 318,19           | 40,62             |
| 7                    | 278,14           | 90,072            |
| <b>Média</b>         | 386,05           | 85,66             |
| <b>Desvio padrão</b> | 129,37           | 30,49             |

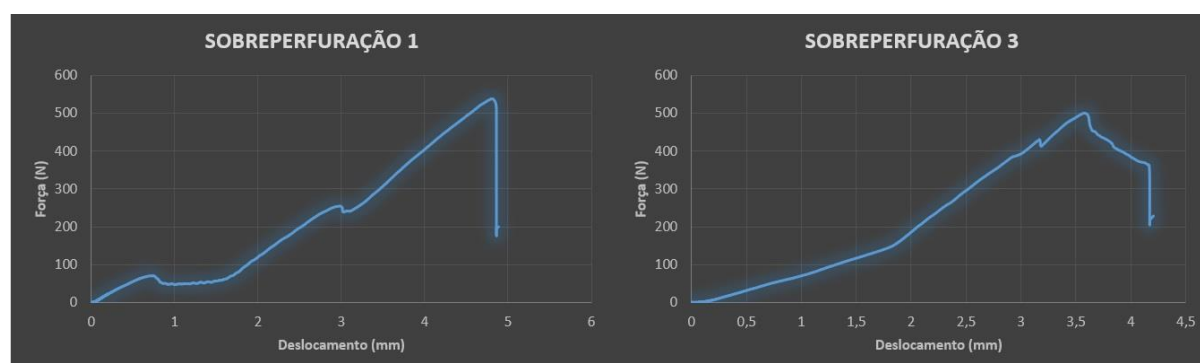
**TABELA 3.** Valores de  $P$  referentes à força máxima (N) e à inclinação (N/mm) dos grupos controle e sobreperfuração, obtidos pelo ensaio mecânico destrutivo e avaliados estatisticamente pelo teste  $t$  de Student.

|                              | Força máxima (N) | Inclinação (N/mm) |
|------------------------------|------------------|-------------------|
| <b>Grupo controle</b>        | 208,99 ± 63,94   | 109,52 ± 22,73    |
| <b>Grupo sobreperfuração</b> | 370,63 ± 124,95  | 85,66 ± 30,49     |
| <b>Valor P</b>               | 0,01             | 0,12              |

Gráficos representativos de força x inclinação dos grupos controle e sobreperfuração estão representados nas Figuras 7 e 8, respectivamente. Diferenças foram verificadas entre grupos.



**FIGURA 8.** Gráficos de força (N) x deslocamento (mm) das amostras 2 e 3 do grupo controle. Note que as montagens atingem força máxima de aproximadamente 270 N e deslocamento por volta de 2,9 e 2,7 mm.



**FIGURA 9.** Gráficos de força (N) x deslocamento (mm) das amostras 1 e 3 do grupo sobreperfuração. Note que a força máxima suportada pelas montagens foi próxima de 500 N e deslocamento aproximado de 4,8 e 4,2 mm.

Os resultados do momento fletor estão dispostos na Tabela 4.

**TABELA 4.** Valores de momento fletor expresso em N.m das montagens do grupo controle e grupo sobreperfuração.

| Montagens | Grupo controle | Grupo sobreperfuração |
|-----------|----------------|-----------------------|
| 1         | 5,70 N.m       | 11,27 N.m             |
| 2         | 4,87 N.m       | 7,83 N.m              |
| 3         | 1,74 N.m       | 10,0 N.m              |
| 4         | 4,20 N.m       | 6,36 N.m              |
| 5         | 3,50 N.m       | 3,42 N.m              |
| 6         | 3,60 N.m       | 5,84 N.m              |
| 7         | 5,33 N.m       | 6,70 N.m              |

## DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou a técnica de sobreperfuração da cortical óssea em modelo de fratura transversa femoral de coelhos, mostrando que ocorreu interferência nas propriedades mecânicas da montagem pelo ensaio destrutivo.

Ao se escolher o implante em coelhos, é importante considerar que o osso se quebra com facilidade, podendo ocorrer fissuras muitas vezes invisíveis macroscopicamente (Miwa e Carrasco, 2019). Como uma das indicações do emprego da placa bloqueada são os ossos osteoporóticos, já que o sistema permite melhor estabilidade em osso de pobre qualidade por evitar o afrouxamento, além de não ocorrer perda de redução se a placa não for adequadamente contornada (Wagner, 2003; Miller e Goswami, 2007), teoricamente o uso deste sistema seria mais adequado ao osso do coelho do que o sistema tradicional.

A placa empregada no atual estudo foi derivada de um sistema humano e adaptada para aplicação principalmente em pequenos animais (Arthurs, 2015; Nicetto et al., 2013; Ferrero et al., 2020). Existem vários modelos de placas bloqueadas, com diferenças na composição do material, sendo geralmente de aço ou liga de titânio devido à biocompatibilidade; mecanismo de bloqueio do

parafuso; capacidade de variação no ângulo de inserção, entre outros (Miller e Goswami, 2007; Cronier et al., 2010; Merino et al., 2013; Arthurs, 2015; Benjamino e Petazzoni, 2019). A placa bloqueada da Fixin é de aço inoxidável (AISI 316LVM), sendo o sistema de bucha cônica pré-montada na placa e parafusos compostos de titânio (Ti-6Al-4 V) (Petazzoni et al., 2010; Benjamino e Petazzoni, 2019). Um dos desafios associados às placas de titânio bloqueadas é a soldagem fria do parafuso à placa, sendo importante o uso de chaves de fenda limitadoras de torque para minimizar o problema (Haidukewych, 2004; Arthurs, 2015). Visto o sistema da placa Fixin se caracterizar por bloqueio entre cabeça do parafuso e bucha por meio de travamento de acoplamento cônico, isto evita a soldagem fria, além de permitir remover o complexo parafuso/bucha no caso de a chave não encaixar adequadamente na cabeça do parafuso (Arthurs, 2015; Benjamino e Petazzoni, 2019). Apesar disso, no atual estudo foi padronizado o torque dos parafusos, para se obter um padrão entre os grupos.

Não foi empregada compressão interfragmentária, já que o modelo de fratura empregado com uma lacuna de 2 mm, visou criar instabilidade do foco de fratura. Contudo, é importante salientar que o sistema Fixin não permite a compressão axial (Arthurs, 2015). Além disso, ao se empregar a placa bloqueada é importante evitar concentração de estresse no local da fratura, sendo uma das estratégias manter 2 ou 3 orifícios da placa na local da fratura sem parafusos (Wagner, 2003; Cronier et al., 2010). Isto se aplica as fraturas simples com falha interfragmentar menor que 2 mm (Stoffel et al., 2003), como a do atual estudo. Devido ao comprimento do osso do coelho e o tipo de placa, foi mantido um orifício sem parafuso e centrou-se o local da fratura na área sem orifício da placa, evitando assim a deformação do implante nesta área, o que foi confirmado no teste biomecânico.

No presente estudo optou-se pelo emprego de parafusos bicorticais, considerando a possibilidade de apenas dois parafusos por segmento da fratura, em virtude do comprimento do osso e modelo de placa bloqueada; as características do osso do coelho; bem como a sua locomoção baseada em pulos (Grosso, 2019; Miwa e Carrasco, 2019). A seleção de parafuso monocortical ou bicortical requer considerações a respeito do tipo de fratura,

sistema de placa bloqueada, número de parafusos, qualidade óssea, entre outros (Gautier e Sommer, 2003; Miller e Goswami, 2007; Cronier et al., 2010; Santos et al., 2016). O parafuso monocortical é contraindicado no osso osteoporótico, porque a fina cortical óssea reduz o comprimento de trabalho do parafuso, ou seja, o comprimento de parafuso em contato com o osso, diminuindo a ancoragem ao osso (Gautier e Sommer, 2003; Miller e Goswami, 2007).

A amplitude de alcance da placa, determinado pelo quociente de comprimento da placa pelo comprimento da fratura, foi de 9.8 no atual estudo. Em pacientes humanos tem sido recomendada uma amplitude de alcance de 8-10 para fraturas simples (Miller e Goswami, 2007), como o traço da lesão transversa empregado nos coelhos. (acrescentar no material e métodos).

O aumento do orifício cis no grupo sobreperfuração foi efetuado com broca, como previamente relatado (Linn et al., 2015; Galal et al., 2017), o que permitiu confecção de orifício 86,67% maior que no grupo controle. Outros estudos têm promovido orifícios ovais da cortical cis (Gardner et al., 2009; Gardner et al., 2010; Sellei et al., 2011), o que requer instrumentação específica.

A força máxima suportada pelo grupo sobreperfuração foi maior e com diferença estatística significativa em relação ao grupo controle, sugerindo que o aumento do orifício da cortical cis permitiu que a montagem placa/osso suportasse uma maior carga. Isto diferiu de um estudo com osso diafisal osteoporótico sintético humano e falha segmentar de 10 mm, em que a carga máxima não variou entre o grupo com orifícios perfurados de forma padrão e aquele com orifícios cis ovais (Gardner et al., 2010). Por outro lado, ao se observar as curvas de carga-deslocamento notou-se que, no grupo sobreperfuração, na maioria das amostras, o início da curva teve uma menor inclinação até que houvesse um contato entre os fragmentos ósseos, e então o padrão de crescimento da curva foi mais inclinado, diferente do observado no grupo controle, no qual o início de cada curva o crescimento foi menos inclinado, até que houvesse falha nas amostras. Tais achados podem sugerir que uma fixação menos rígida no grupo sobreperfuração permitiu que houvesse contato entre os fragmentos ósseos com a aplicação da carga e assim, maior suporte de carga, diferente do grupo controle, no qual o padrão de curva da maior parte das amostras sugere que a maior rigidez de fixação das amostras dificultou o contato

entre as interfaces ósseas e levou a falha com menor carga aplicada. Este padrão de curva foi também verificado no estudo com osso diafiseal osteoporótico e orifício cis oval, tendo sido concluído que a rigidez não começou a aumentar até ocorrer um maior deslocamento do local da fratura (Gardner et al., 2010).

Com relação aos valores de inclinação, não houve diferença estatística significativa entre os grupos. Tais achados diferiram de um estudo simulando uma fratura com falha segmentar promovida em osso diafiseal sintético humano, em que descreveram decréscimo proporcional da rigidez axial à medida em que se aumentava o número de orifícios ovais nas corticais cis (Gardner et al., 2009), bem como em outro com osso osteoporótico, em que a rigidez axial em carga cíclica foi menor no grupo com orifícios ovais nas corticais cis (Gardner et al., 2010). Embora os achados não tenham representado diferença estatística, os padrões de curvas da maior parte das amostras bem como o valor médio de inclinação 21,8% menor no grupo sobreperfuração sugerem que algumas montagens podem ter apresentado menor rigidez.

As diferenças entre os estudos podem estar relacionadas ao tipo de fratura simulado, já que com falha segmentar há uma maior demanda sobre os implantes; ao tipo de análise, visto o atual estudo ter sido efetuado em ensaio estático e não dinâmico; bem como o tamanho e o tipo de orifício promovido na cortical cis. Visto as particularidades do osso do coelho, optou-se por uma sobreperfuração que não fosse excessiva. Contudo, mais estudos seriam necessários para determinar o máximo tamanho que seria tolerado pelo osso do coelho, sem a indução de fissuras.

As falhas das montagens do grupo controle ocorreram em sua maioria por fissura, principalmente entre os parafusos proximais, o que pode indicar que estes estão mais sujeitos à carga aplicada no eixo axial, tanto pela proximidade do recebimento da carga como pela distância mais próxima destes parafusos comparados aos distais. Por sua vez, as falhas do grupo sobreperfuração não apresentaram um padrão definido, embora em mais de 25% tenha ocorrido na cabeça femoral. Contudo, comparativamente ao grupo controle, as falhas foram mais destrutivas, o que pode ser justificado pela maior força máxima suportada pelas amostras desse grupo.

Um fato a ser considerado é que por ser a placa da Fixin de aço inoxidável (Benjamino e Petazzoni, 2019), o seu módulo de elasticidade é maior do que a liga de titânio e, conseqüentemente, mais rígida (Miller e Goswami, 2007). Desta forma, outros estudos empregando placas de titânio seriam importantes para estabelecer um dado comparativo em relação ao osso do coelho. Outras limitações do estudo foram a não realização de ensaio cíclico e o uso apenas *in vitro* dos implantes. Estudos futuros com a aplicação *in vivo*, seja em casos clínicos ou experimentais, poderão comprovar a influência da técnica na consolidação da fratura.

## CONCLUSÃO

Pelo ensaio mecânico destrutivo com carregamento estático a sobreperfuração da cortical cis promoveu um aumento da força máxima suportada pela montagem, porém sem alteração na rigidez.

## REFERÊNCIAS

- Arthurs G. Advances in internal fixation locking plates. *In Pract.* 2015;37(1):13-20.
- Baltzer AW, Lattermann C, Whalen JD, Braunstein S, Robbins PD, Evans CH. A gene therapy approach to accelerating bone healing. Evaluation of gene expression in a New Zealand white rabbit model. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1999;7(3):197-202.
- Barron HW, McBride M, Martinez-Jimenez D, Foutz T, Divers S, Budsberg S. Comparison of two methods of long bone fracture repair in rabbits. *J Exotic Pet Med.* 2010;19(2):183-188.
- Benjamino KP, Petazzoni M. The Fixin implant system. In: Barnhart MD, Maritato KC (eds). *Locking plates in veterinary orthopedics*. John Wiley & Sons, 2019, p.77-81.
- Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R. The concept of locking plates. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010;96S:S17—S36.

- Donnelly TM, Vella D. Basic Anatomy, Physiology, and Husbandry of Rabbits. In: Quesenberry KE, Orcutt CJ, Mans C, Carpenter JW (eds). *Ferrets, rabbits, and rodents: clinical medicine and surgery*. Elsevier, St. Louis, 2021, p.131-149.
- Ferrero FC, Baroncelli AB, Hudson CC, Peirone B, Reif U, Piras LA. Fracture Repair in Cats Using a Conical Coupling Mini 1.9 to 2.5 mm Locking Plate System. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2020;33(6):443-450.
- Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*. 2003;34 Suppl 2:B63-B76.
- Galal S. Dynamic locked plating for fixation of distal femur fractures using near-cortical over-drilling: Preliminary results of a prospective observational study. *J Clin Orthop Trauma*. 2017;8(3):215-219.
- Gardner MJ, Nork SE, Huber P, Krieg JC. Stiffness modulation of locking plate constructs using near cortical slotted holes: a preliminary study. *J Orthop Trauma*. 2009;23(4):281-287.
- Gardner MJ, Nork SE, Huber P, Krieg JC. Less rigid stable fracture fixation in osteoporotic bone using locked plates with near cortical slots. *Injury*. 2010;41(6):652-656.
- González MS, Carrasco DC. Advances in exotic animal osteosynthesis. *Vet Clin North Am Exot Anim Pract*. 2019;22(3):441-450.
- Grosso FV. Orthopedic diagnostic imaging in exotic pets. *Vet Clin North Am Exot Anim Pract*. 2019;22(2):149-173.
- Haidukewych GJ. Innovations in locking plate technology. *J Am Acad Orthop Surg*. 2004;12(4):205-212.
- Harcourt-Brown, F. *Textbook of rabbit medicine*. Butterworth–Heinemann: Oxford; 2002. 410p.
- Helmer PJ, Lightfoot TL. Small exotic mammal orthopedics. *Vet Clin North Am Exot Anim Pract*. 2002;5(1):169-viii.
- Linn MS, McAndrew CM, Prusaczyk B, Brimmo O, Ricci WM, Gardner MJ. Dynamic locked plating of distal femur fractures. *J Orthop Trauma*. 2015;29(10):447-450.
- Merino MK, Rahal SC, Ribeiro CR, Padovani CR. The effect of locked screw angulation on the biomechanical properties of the S.P.S. Free-Block plate. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2013;26(2):117-122.

- Miwa Y, Calvo Carrasco D. Exotic mammal orthopedics. *Vet Clin North Am Exot Anim Pract*. 2019;22(2):175-210.
- Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2007;22(10):1049-1062.
- Nicetto T, Petazzoni M, Urizzi A, Isola M. Experiences using the Fixin locking plate system for the stabilization of appendicular fractures in dogs: a clinical and radiographic retrospective assessment. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2013;26(1):61-68.
- Petazzoni M, Urizzi A, Verdonck B, Jaeger G. Fixin internal fixator: concept and technique. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2010;23(4):250-253.
- Ren Y, Zhao H, Yang K, Zhang Y. Biomechanical compatibility of high strength nickel free stainless steel bone plate under lightweight design. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2019;101:415-422.
- Sabouni K, Ozturk Y, Kacar E, Mutlu HS, Solakoglu S, Kose GT, Kok FN, Kazmanli MK, Urgan KM, Onder S. Assessment of bone healing using (Ti,Mg)N thin film coated plates and screws: Rabbit femur model. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2021;109(2):227-237.
- Santos RR, Rahal SC, Mesquita Neto C, Ribeiro CR, Sousa EAC, Foschini CR, Agostinho FS, Mesquita LR. Biomechanical analysis of locking reconstruction plate using mono-or bicortical screws. *Mater Res*. 2016;19(3):588-593.
- Scolaro J, Ahn J. Locked plating in practice: indications and current concepts. *UPOJ*. 2011;21:18-22.
- Sellei RM, Garrison RL, Kobbe P, Lichte P, Knobe M, Pape HC. Effects of near cortical slotted holes in locking plate constructs. *J Orthop Trauma*. 2011;25 Suppl 1:S35-S40.
- Schafrum Macedo, Aline et al. Animal modeling in bone research—Should we follow the White Rabbit?. *Animal models and experimental medicine*, v. 2, n. 3, p. 162-168, 2019.
- 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;34 Suppl 2:B11-B19.
- Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*. 2003;34 Suppl 2:B31-B42.

**ANEXOS**

## ANEXO 1

## ATESTADO

**Atesto** que o Projeto "Avaliação in vivo e ex vivo de placas bloqueadas associadas ao pino intramedular na técnica de sobreperfuração da cortical cis aplicadas em fêmur de coelhos" **Protocolo CEUA 0033/2021**, a ser conduzido por Geovane José Pereira, responsável/orientador Sheila Canevese Rahal, para fins de pesquisa científica/ensino - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal - CONCEA.

|                                              |                                                |
|----------------------------------------------|------------------------------------------------|
| <b>Finalidade</b>                            | PESQUISA CIENTÍFICA                            |
| <b>Vigência do projeto</b>                   | 05/04/2021 a 05/07/2021                        |
| <b>Nome Comum / Espécie / Linhagem</b>       | COELHO / ORYCTOLAGUS CUNICULUS / Nova Zelândia |
| <b>Raça</b>                                  | Nova Zelândia                                  |
| <b>Nº de animais machos</b>                  | 0                                              |
| <b>Nº de animais fêmeas</b>                  | 20                                             |
| <b>Nº de animais sexo indefinido</b>         | 0                                              |
| <b>Peso médio de animais machos</b>          | 0                                              |
| <b>Peso médio de animais fêmeas</b>          | 5kg                                            |
| <b>Peso médio de animais sexo indefinido</b> | 0                                              |
| <b>Idade</b>                                 | 0 ano(s) e 12 mes(es) e 0 dia(s).              |
| <b>Procedência</b>                           | Criadouro autorizado                           |

**Projeto de Pesquisa aprovado em reunião da CEUA em 17/03/2021**



**JULIANY GOMES QUITZAN**

Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu