

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP  
CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**MENSURAÇÃO DA CARGA COMPRESSIVA GERADA POR NOVO  
SISTEMA DE COMPRESSÃO INTERFRAGMENTAR COM HASTE  
INTRAMEDULAR BLOQUEADA DE ÂNGULO ESTÁVEL (PATENTE  
BR 10 2018 016021 4) COMPARADA A PLACA DE COMPRESSÃO  
DINÂMICA E A PLACA DE COMPRESSÃO BLOQUEADA**

**Caio Afonso dos Santos Malta  
Médico Veterinário**

**2024**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP**  
**CÂMPUS DE JABOTICABAL**

**MENSURAÇÃO DA CARGA COMPRESSIVA GERADA POR NOVO  
SISTEMA DE COMPRESSÃO INTERFRAGMENTAR COM HASTE  
INTRAMEDULAR BLOQUEADA DE ÂNGULO ESTÁVEL (PATENTE  
BR 10 2018 016021 4) COMPARADA A PLACA DE COMPRESSÃO  
DINÂMICA E A PLACA DE COMPRESSÃO BLOQUEADA**

**Discente: Caio Afonso dos Santos Malta**

**Orientador: Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias**

**Tese apresentada à Faculdade de  
Ciências Agrárias e Veterinárias –  
Unesp, Câmpus de Jaboticabal, como  
parte das exigências para obtenção do  
título de Doutor em Cirurgia Veterinária**

M261m	<p>Malta, Caio Afonso dos Santos</p> <p>Mensuração da carga compressiva gerada por novo sistema de compressão interfragmentar com haste intramedular bloqueada de ângulo estável (patente br 10 2018 016021 4) comparada a placa de compressão dinâmica e a placa de compressão bloqueada / Caio Afonso dos Santos Malta. -- Jaboticabal, 2024</p> <p>48 p. : il., tabs., fotos</p> <p>Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal</p> <p>Orientador: Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias</p> <p>1. Biomecânica. 2. implantes ortopédicos. 3. Fixação de fraturas. 4. Fraturas Fixação intramedular. I. Título.</p>
-------	--

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal. Dados fornecidos pelo autor(a).

## CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA TESE: MENSURAÇÃO DA CARGA COMPRESSIVA GERADA POR NOVO SISTEMA DE COMPRESSÃO INTERFRAGMENTAR COM HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA DE ÂNGULO ESTÁVEL (PATENTE BR 10 2018 016021 4) COMPARADA A PLACA DE COMPRESSÃO DINÂMICA E A PLACA DE COMPRESSÃO BLOQUEADA

**AUTOR: CAIO AFONSO DOS SANTOS MALTA**

**ORIENTADOR: LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS**

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Doutor em Cirurgia Veterinária, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS (Participação Virtual)  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV UNESP Jaboticabal



Documento assinado digitalmente  
LUIS GUSTAVO GOSUEN GONCALVES DIAS  
Data: 31/01/2024 08:08:32-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. RAFAEL PARANHOS DE MENDONÇA (Participação Virtual)  
Universidade de Franca (FAFRAM) / Ituverava/SP



Documento assinado digitalmente  
RAFAEL PARANHOS DE MENDONCA  
Data: 29/01/2024 16:10:59-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. BRUNO MARTINS ARAÚJO (Participação Virtual)  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / Universidade Federal do Piauí (UFPI) - Teresina/PI

Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO (Participação Virtual)  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV UNESP Jaboticabal



Documento assinado digitalmente  
BRUNO WATANABE MINTO  
Data: 30/01/2024 20:20:16-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Profa. Dra. PAOLA CASTRO MORAES (Participação Virtual)  
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV UNESP Jaboticabal



Documento assinado digitalmente  
PAOLA CASTRO MORAES  
Data: 31/01/2024 08:36:12-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Jaboticabal, 22 de janeiro de 2024



Documento assinado digitalmente  
BRUNO MARTINS ARAUJO  
Data: 24/01/2024 14:05:48-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

## **DADOS CURRICULARES DO AUTOR**

Caio Afonso dos Santos Malta, nascido em 5 de maio de 1993, no município de Franca, estado de São Paulo. Ingressou no curso de Medicina Veterinária na Universidade de Franca (UNIFRAN), em fevereiro de 2011. Durante o curso foi monitor da Disciplina de Clínica Cirúrgica de Pequenos Animais durante 2 anos (2013 e 2014). Neste mesmo período foi bolsista FAPESP (Projeto de Iniciação Científica) relacionado à Anestesiologia Veterinária. Fez parte da comissão organizadora dos cursos acadêmicos de medicina veterinária no ano de 2015. Em fevereiro de 2016 obteve o título de Médico Veterinário, recebendo o prêmio de Melhor Aluno do Curso de Medicina Veterinária (XIV Turma - UNIFRAN). No mês de março de 2016 iniciou o Programa de Residência em Cirurgia e Anestesiologia de Animais de Companhia na Universidade Federal de Lavras (UFLA), sob orientação do Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi, concluindo-o em fevereiro de 2018. Iniciou o mestrado junto ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária em março de 2018 na Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen G. Dias, finalizando-o em fevereiro de 2020. No mês de março de 2020, iniciou o junto ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen G. Dias, etapa que ainda está em curso.

## **EPÍGRAFE**

“O segredo do sucesso é a constância do propósito.”

Benjamin Disraeli

## **DEDICATÓRIA**

Dedico esse trabalho aos meus pais, Giovani Malta e Heloísa Donadeli, aos meus irmãos Túlio e Luísa, e ao meu avô Odir (*In memoriam*).

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar quero agradecer à Deus por permitir que eu vivenciasse essa fase tão significava para minha jornada na medicina veterinária.

Mesmo com o trabalho sendo dedicado a eles não posso deixar de agradecer meus pais, Giovani Malta da Silva e Heloísa Helena Donadeli dos Santos Silva, simplesmente por serem a razão da minha existência, por serem os responsáveis por tudo isso. Sem eles eu não seria a pessoa que sou hoje e muito provavelmente não estaria aqui.

Aos meus irmãos, Luisa Affonso dos Santos Malta e Túlio “Tulim” Afonso dos Santos Malta por serem meus eternos amigos e companheiros.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen G. Dias, minha grande inspiração na ortopedia veterinária. A pessoa que mesmo sem querer foi o responsável por me direcionar nesse caminho. Obrigado pelos ensinamentos técnicos e principalmente pessoais. Constantemente me recordo de sermões, ensinamentos e conselhos que o senhor me deu ao longo de todo esse período de convivência. Admiro muito o senhor. Obrigado!

Ao Prof. Dr. Thiago André Salvitti de Sá Rocha, proprietário da empresa VetCraft 3D, por me coorientar durante a pesquisa e por possibilitar as impressões 3D usadas no projeto.

À minha amiga Danyelle Rayssa Cintra Ferreira por me ajudar durante todo o projeto em especial nos dias das implantações das hastes.

Em especial à FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processo 2020/09356-6) pelo suporte financeiro a esta pesquisa, sendo essencial para a ocorrência desta.

## SUMÁRIO

	Página
RESUMO.....	iii
ABSTRACT.....	iv
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS.....	v
LISTA DE FIGURAS.....	vi
LISTA DE TABELAS.....	vii
CAPÍTULO 1. Considerações gerais.....	1
Introdução.....	1
Revisão de literatura.....	2
Objetivos.....	7
Hipótese.....	7
Referências.....	8
CAPÍTULO 2. Comparação da carga compressiva produzida por novo modelo de haste intramedular bloqueada com placa de compressão dinâmica e placa de compressão bloqueada – análise biomecânica.....	13
Resumo.....	13
Introdução.....	14
Material e métodos.....	15
Corpos de prova protipados.....	15
Célula de carga.....	15
Grupo 1.....	16
Grupo 2.....	19
Grupo 3.....	21
Análise estatística .....	23
Resultados.....	23
Discussão.....	24
Conclusão.....	27
Referências.....	27
CAPÍTULO 3. Considerações finais.....	31
Limitações do estudo.....	32

Perspectivas.....	32
Anexo 1 - Periódico <i>Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology</i> (VCOT).....	33

## **MENSURAÇÃO DA CARGA COMPRESSIVA GERADA POR NOVO SISTEMA DE COMPRESSÃO INTERFRAGMENTAR COM HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA DE ÂNGULO ESTÁVEL (PATENTE BR 10 2018 016021 4) COMPARADA A PLACA DE COMPRESSÃO DINÂMICA E A PLACA DE COMPRESSÃO BLOQUEADA**

**RESUMO** - Objetivou-se determinar a capacidade de compressão interfragmentar de novo modelo patenteado (BR 10 2018 016021 4) de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), e comparar com a placa de compressão dinâmica (DCP) e a placa de compressão bloqueada (LCP). Para os testes foram usados corpos de provas impressos em ácido poli-láctico (PLA) e célula de carga, ligada à indicador de alta exatidão. Foram criados três grupos, cada um com 10 amostras, sendo o Grupo 1 (G1) o grupo da HIB-AE, o Grupo 2 (G2) da DCP e o Grupo 3 (G3) da LCP. No G1 a HIB-AE foi implantada simulando a técnica normógrada e a compressão foi efetuada com o auxílio do dispositivo de compressão registrado em patente. No G2 e G3 foram usadas placas de 8 orifícios disponíveis comercialmente no mercado nacional. As placas e os parafusos foram implantados seguindo a técnica de duplo carregamento descrito na literatura. Ao final da compressão e fixação dos implantes, a carga exposta no indicador foi registrada em quilograma (kg). Dentre os valores obtidos, o G2 registrou a maior carga média ( $27,28\text{kg} \pm 1,86\text{kg}$ ), seguido por G1 ( $22,56\text{kg} \pm 5,10\text{kg}$ ) e por G3 ( $11,58\text{kg} \pm 1,64\text{kg}$ ). Os valores foram submetidos ao teste estatístico de Kruskal-Wallis que mostrou que as diferenças observadas entre os grupos tinham significância estatística ( $p \leq 0,05$ ), sendo assim, foi aplicado o teste complementar de Tukey-Kramer avaliando os grupos em pares. Na comparação das médias entre os grupos G1 e G3 foi constatado que a diferença observada teve significância estatística ( $p \leq 0,05$ ). O mesmo foi comprovado na comparação entre os grupos G2 e G3 ( $p \leq 0,05$ ). No entanto, a comparação entre o grupo G1 e G2 mostrou que apesar de haver diferenças entre as médias registradas, esta não atingiu o nível de significância estabelecido. Sendo assim, é possível concluir que o modelo de HIB-AE patenteado gera cargas compressivas similares às cargas geradas pela placa DCP, sendo que esses dois implantes produzem compressão interfragmentária superior àquela alcançada pela placa LCP.

**Palavras-chave:** Biomecânica; Parafuso em ângulo estável; Estabilização rígida; Fixação intramedular.

## MEASUREMENT OF COMPRESSIVE LOAD GENERATED BY A NEW INTERFRAGMENTAL COMPRESSION SYSTEM WITH ANGLE-STABLE INTERLOCKING NAIL (PATENT BR 10 2018 016021 4) COMPARED TO THE DYNAMIC COMPRESSION PLATE AND THE LOCKING COMPRESSION PLATE

**ABSTRACT** - The objective was to determine the interfragmatory compression capacity of a new patented model (BR 10 2018 016021 4) of angle-stable locking nail (AS-ILN) and compare it with the dynamic compression plate (DCP) and the locking compression plate (LCP). For the tests, specimens printed in polylactic acid (PLA) and a load cell were used, connected to a high-accuracy indicator. Three groups were created, each with 10 samples, with Group 1 (G1) being the AS-ILN group, Group 2 (G2) the DCP and Group 3 (G3) the LCP. In G1, AS-ILN was implanted simulating the normograde technique and compression was performed with the aid of the patent-registered compression device. In G2 and G3, 8-hole plates commercially available on the national market were used. The plates and screws were implanted following the double loading technique described in the literature. At the end of compression and fixation of the implants, the load exposed on the indicator was recorded in kilograms (kg). Among the values obtained, G2 recorded the highest average load ( $27.28\text{kg} \pm 1.86\text{kg}$ ), followed by G1 ( $22.56\text{kg} \pm 5.10\text{kg}$ ) and G3 ( $11.58\text{kg} \pm 1.64\text{kg}$ ). The values were subjected to the Kruskal-Wallis statistical test, which showed that the differences observed between the groups were statistically significant ( $p \leq 0.05$ ), therefore, the complementary Tukey-Kramer test was applied, evaluating the groups in pairs. When comparing the means between groups G1 and G3, it was found that the difference observed was statistically significant ( $p \leq 0.05$ ). The same was proven when comparing groups G2 and G3 ( $p \leq 0.05$ ). However, the comparison between the G1 and G2 groups showed that although there were differences between the recorded means, this did not reach the established level of significance. Therefore, it is possible to conclude that the patented AS-ILN model generates compressive loads similar to the loads generated by the DCP with these two implants producing interfragmatory compression superior to that achieved by the LCP.

**Keywords:** Biomechanical, Bolts, Rigid stabilization, Intramedullary fixation

## LISTAS DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Ø - Diâmetro

= - Igual

< - Menor

≤ - Menor ou igual

± - Mais ou menos

% - Porcentagem

GPa - Gigapascal

kg - quilogramas

mm - Milímetro

mm<sup>4</sup> – Milímetro elevado a quarta potência (momento de inércia de área)

N - Newton

π - Pi

3D – Três dimensões

CAD – “Computer Aided Design” (desenho assistido por computador)

FCAV - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias

G1 – Grupo 1

G2 – Grupo 2

G3 – Grupo 3

HIB – Haste Intramedular Bloqueada

HIB-AE – Haste Intramedular de Ângulo Estável

ME – Módulo de Elasticidade

MIA – Momento de Inércia de Área

PLA – “Polylactic Acid” (ácido polilático)

STL – “Standard Triangle Language” (linguagem triangular padrão)

UFLA – Universidade Federal de Lavras

UNESP - Universidade Estadual Paulista

UNIFRAN – Universidade de Franca

## LISTAS DE FIGURAS

Página

## CAPÍTULO 2

- Figura 1. Desenhos gráficos do modelo de HIB-AE patenteado. A – As setas roxas identificam os quatros orifícios roscados para bloqueio em ângulo estável, sendo dois orifícios proximais e dois distais. A seta vermelha identifica o orifício oblongo onde ocorre o deslizamento do pino de Steinmann, representado pelo círculo azul. A seta verde identifica a rosca interna da porção proximal da haste por onde ocorre a atuação do parafuso central do dispositivo de compressão. B – Imagem aproximada da porção proximal do modelo de HIB-AE patenteado. As setas roxas indicam os orifícios roscados para bloqueio em ângulo estável. A seta vermelha identifica o orifício oblongo onde ocorre o deslizamento do pino de Steinmann, representado pelo círculo azul. A seta preta identifica o parafuso central do dispositivo de compressão que se conecta a parte proximal da haste. Notar que o círculo azul está na parte proximal do orifício oblongo na imagem A e na parte distal do mesmo orifício na imagem B, simulando o seu deslocamento durante a atuação do dispositivo de compressão..... 17
- Figura 2. A – HIB-AE implantada no interior dos corpos de prova passando pelo orifício central da célula de carga (seta vermelha). Primeiramente a haste era fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos (setas verdes). A seta preta indica o mecanismo de compressão conectado ao conjunto da HIB-AE. B – Com o pino de Steinmann já inserido no orifício oblongo da HIB-AE, o mecanismo de compressão era acionado por meio de chave apropriada. C – Após a execução da compressão e fixação dos parafusos proximais, eram aguardados 30 segundos, para estabilização do valor mensurado antes de ser registrado..... 18
- Figura 3. A – Placa DCP fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos corticais na função neutra (setas verdes) e ao corpo de prova proximal com o auxílio temporário da pinça de redução óssea (seta preta). Notar que a placa passa através do orifício central da célula de carga (seta vermelha). B – Com a placa fixada no corpo de prova distal a técnica de duplo carregamento era executada. C – Com todos os parafusos devidamente fixados a placa e aos corpos de prova, após estabilização do valor apresentado pelo indicador a carga final era anotada..... 20
- Figura 4. A – Placa LCP fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos bloqueados (setas verdes) e ao corpo de prova proximal com o auxílio temporário da pinça de redução óssea (seta preta). Notar que a placa passa através do orifício central da célula de carga (seta vermelha). B – Com a placa fixada no corpo de prova distal a técnica de duplo carregamento era executada, utilizando dois parafusos corticais. C – Após a realização da compressão dinâmica o primeiro orifício era fixado com parafuso bloqueado. O valor da compressão era anotado após a estabilização do indicador..... 22

**LISTAS DE TABELAS**

	Página
<b>CAPÍTULO 2</b>	
Tabela 1. Carga compressiva máxima, média e desvio padrão em quilogramas (kg) registrados nas 10 amostras de cada um dos 3 grupos experimentais.....	23

## **CAPÍTULO 1 – Considerações gerais**

### **Introdução**

Os conceitos “consolidação primária”, “reconstrução anatômica” e “estabilização absoluta” estabelecidos por Robert Danis, na década de 1940, influenciaram diretamente as diretrizes da AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o estudo da osteossíntese) e da AOVET (Hernigou e Pariat, 2017a; Augat e von Rüden, 2018; Maritato, 2019). Dessa forma, os primeiros manuais que orientavam o tratamento das fraturas de ossos longos recomendavam que a coluna óssea deveria ser reconstruída para que a consolidação ocorresse. Esses conceitos levaram a criação da placa de compressão dinâmica (DCP – Dynamic Compression Plate) e placa de compressão bloqueada (LCP - Locking Compression Plate). Tais placas são capazes de promover cargas compressivas (compressão dinâmica) suficientes para fornecer estabilização rígida e consolidação primária em fraturas de linha simples (transversa ou oblíqua curta) (Hernigou e Pariat, 2017a; Augat e von Rüden, 2018).

Diferentemente das placas ósseas a haste intramedular bloqueada (HIB) não foi projetada para promover compressão interfragmentária, sendo indicada para os casos onde é necessária estabilização relativa, ou seja, para os casos de fraturas de baixo strain (cominutivas diafisárias). Por não ser capaz de gerar compressão e estabilidade absoluta, até os dias atuais a HIB não é indicada para fraturas de linhas simples (alto strain) devido à possibilidade de ocorrência de não união e união retardada (Durrall e Diaz, 1996; Verbruggen e Starpet, 2007; Dejardin et al., 2019).

Na tentativa de proporcionar maior estabilidade às fraturas de alto strain, alguns modelos de HIB na medicina foram projetados para promover compressão interfragmentária. Segundo ensaios biomecânicos que avaliaram HIB compressivas para uso em humanos, o potencial de compressão desses modelos é maior comparativamente ao das placas que geram compressão dinâmica (Verbruggen e Starpet, 2007; Karaarslan et al., 2016; Baki et al., 2017), no entanto, não foram encontrados até o presente momento comparações entre as cargas compressivas desses dois tipos de implantes de fixação interna. Inclusive, vale ressaltar que até o

presente momento, na ortopedia veterinária, não foram encontrados trabalhos que descrevam HIB capazes de gerar compressão interfragmentária, tornando essa pesquisa em tela, aparentemente, inédita.

### **Revisão de literatura**

Os princípios sobre o tratamento de fraturas dos ossos longos foram revolucionados ao final da década de 1940, por Robert Danis. Tal cirurgião introduziu o conceito de “solda autógena” que se baseava na compressão de um fragmento ósseo contra o outro (Hernigou e Pariat, 2017a; Maritato, 2019). Segundo os conceitos de Danis, a formação de calo ósseo era indesejável pois indicava estabilização inadequada dos fragmentos e a “solda autógena” só era capaz de acontecer em ambientes com estabilização rígida ou absoluta. Atualmente a “solda autógena” é conhecida como consolidação óssea direta ou primária (Hernigou e Pariat, 2017a; Augat e von Rüden, 2018).

A partir dos conceitos de Danis, a reconstrução anatômica da coluna óssea e aplicação de estabilização rígida passaram a ser fundamentais no tratamento das fraturas de ossos longos (Augat e von Rüden, 2018; Toogood et al., 2018). Dessa forma, iniciou-se a busca por implantes e técnicas capazes de gerar compressão interfragmentária e, portanto, minimizar ou anular a movimentação relativa entre os fragmentos ósseos (strain) (Perren, 2002; Egol et al., 2004). Essas teorias influenciaram diretamente as diretrizes da AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen / Associação para o estudo da osteossíntese), criada em 1958 (Uhthoff et al., 2006; Hernigou e Pariat, 2017b).

Durante as primeiras décadas de existência, o grupo AO publicou manuais que descreviam técnicas de osteossíntese e fixação interna, dando ênfase à reconstrução anatômica e estabilização rígida (Maritato, 2019). Em 1969, foi lançada a placa de compressão dinâmica (DCP – Dynamic Compression Plate), a partir das pesquisas do grupo AO (Perren et al., 1969; Allgöwer et al., 1970; Ya'ish et al., 2011). Tal implante rapidamente se tornou referência em termos de compressão óssea interfragmentária e estabilização absoluta, permitindo alcançar a compressão dinâmica de forma eficiente e facilitada (Uhthoff et al., 2006; Augat e von Rüden, 2018).

O conceito da compressão dinâmica consiste no uso de placa onde os orifícios são ovais e apresentam diferentes níveis (na espessura da placa) para o acoplamento da cabeça do parafuso. Partindo da extremidade do orifício (extremidade oposta à linha de fratura), uma rampa se forma e proporciona o caimento em direção ao centro do orifício, levando o parafuso da posição excêntrica para a concêntrica e, desta forma, o fragmento ósseo é deslocado em direção ao outro já estabilizado na placa (Thakur, 2007; Mazzocca et al., 2008; Johnston et al., 2017). Durante muitos anos o uso da DCP associada ao método de reconstrução anatômica ORIF (Open Reduction and Internal Fixation) foram recomendados pelos manuais e cursos de atualização da AO. Consequentemente, essas diretrizes foram transferidas para a ortopedia veterinária por meio da AOVET, fundada em 1969 (Allgöwer et al., 1970; Gemmill, 2007; DeCamp et al., 2016; Maritato, 2019).

Tradicionalmente as placas que promovem compressão dinâmica podem ser usadas com um ou dois parafusos compressivos, sendo essa última técnica chamada de duplo carregamento (Mazzocca et al., 2008; Ya'ish et al., 2011). Nessa condição a carga compressiva gerada pela DCP pode superar 600 N (aproximadamente 60 kgf) (Perren, 1991; Mazzocca et al., 2008; Ya'ish et al., 2011). Essa compressão alcançada pela DCP é efetiva, segundo os trabalhos clínicos, gerando consolidação primária em 80% dos casos com boa recuperação funcional do membro no pós-operatório. No entanto, aproximadamente 20% dos casos desenvolviam complicações, como infecções, falhas dos implantes, não uniões e uniões retardadas (Fisher e Hamblen, 1979; Böstman, 1983; Kessler et al., 1992).

Ao longo da década de 90 as diretrizes para osteossínteses com placas passaram a dar menos ênfase à reconstrução anatômica com estabilização rígida. Percebeu-se que a reconstrução da coluna óssea não era necessária em todos os casos e que a preservação do ambiente biológico e da vascularização proveniente dos tecidos moles adjacentes era vantajosa para a consolidação óssea. Portanto, empregou-se o conceito da estabilização relativa, ocorrendo consolidação óssea indireta, ou seja, com formação de calo (Gerber et al., 1990; Ilizarov, 1990; Palmer, 1999; Uhthoff et al., 2006).

Com os novos conceitos, as técnicas de osteossíntese e as placas passaram a evoluir para preservar o ambiente biológico (osteossíntese biológica). Dessa forma,

as técnicas minimamente invasivas para a realização de osteossínteses com uso de placas (MIPO - Minimally Invasive Plate Osteosynthesis) foram descritas (Krettek et al., 1997; Krettek et al., 2001). Para melhorar os resultados das técnicas minimamente invasivas as placas bloqueadas foram criadas. O primeiro modelo foi chamado de LISS (Less Invasive Stabilization System) e apenas permitia uso de parafusos bloqueados em ângulo fixo (Perren, 2002; Kubiak et al., 2006; Thakur, 2013).

De modo geral, as fraturas cominutivas tratadas com osteossíntese minimamente invasiva e com placas bloqueadas resultam em consolidações mais rápidas e com menores complicações do que os casos onde se empregam as técnicas mais invasivas (ORIF) (Hudson et al., 2009; Hudson et al., 2012; Esmailiejah et al., 2015; Kim et al., 2015; Hohmann et al., 2016). No entanto, as fraturas de linha simples, de baixa obliquidade (até 45°) e que são passíveis de reconstrução anatômica, se beneficiam da compressão interfragmentária e consequentemente da consolidação primária (Smith et al., 2008; Stevens e ten Duis, 2008; Hudson et al., 2012). Por esse motivo, a LCP (Locking Compression Plate) foi projetada com a combinação dos sistemas de bloqueio e de compressão dinâmica no mesmo orifício (Smith et al., 2008; Stevens e ten Duis, 2008; Hudson et al., 2012; Kim et al., 2015; Pettitt, 2016). Essa placa apresenta orifícios combinados, que permitem a implantação de parafusos corticais tanto na função neutra quanto de compressão dinâmica e de parafusos bloqueados, que se travam à placa por meio de roscas (Egol et al., 2004; Smith et al., 2008; Cronier et al., 2010).

Apesar da placa LCP melhorar de maneira geral o tratamento de fraturas dos ossos longos, o orifício combinado prejudicou a capacidade de compressão, pois a força compressiva interfragmentária gerada pela LCP é inferior àquela produzida pela DCP, gerando em média 400 N (aproximadamente 40 kgf) (Ya'ish et al., 2011).

Ao contrário das placas, as hastes intramedulares já empregavam o conceito de estabilização relativa e preservação biológica desde sua criação, em 1940, por Gerhard Küntscher (Küntscher, 1940; Vécsei et al., 2011). Küntscher, ao divulgar sua haste e técnica, instituiu três conceitos importantes para o tratamento de fraturas, tanto na medicina humana quanto na veterinária, e que são seguidos até os dias atuais: inserção do implante a partir de ponto distante do local da fratura e sem exposição do foco fraturário; uso de haste com diâmetro suficiente para permitir a

função mecânica do membro no pós-cirúrgico imediato; e eleição de haste com comprimento suficiente para ocupar o canal medular de metáfise a metáfise. Devido a essas características, a haste é considerada o primeiro implante interno a seguir os conceitos de osteossíntese minimamente invasiva (MIO – Minimally Invasive Osteosynthesis) (Bong et al., 2006; Vécsei et al., 2011; Seligson, 2015).

Vale ressaltar que, neste mesmo período, o conceito de estabilização absoluta de Robert Danis era referência para a execução das osteossínteses. Entretanto, tal conceito destoava dos princípios de implantação de haste intramedular e, por isso, na época, a invenção de Küntscher não teve boa repercussão (Hernigou e Pariat, 2017a; Augat e von Rüden, 2018). No ano de 1970, Klaus Klemm e Dieter Schellmann desenvolveram uma haste com perfurações nas extremidades destinadas à inserção de parafusos ósseos, sendo esse modelo denominado de interlocking nail (Bong et al., 2006; Seligson, 2015). A interlocking nail proposta por Klemm, assim como os demais modelos de haste da época, dependiam da fluoroscopia para serem implantados por abordagem minimamente invasiva (MINO - Minimally Invasive Nail Osteosynthesis) (Brumback et al., 1988). Essa condição limitava o uso do implante nos centros veterinários onde a presença do equipamento de fluoroscopia ainda não era comum (Durrall e Diaz, 1996).

Em 1986, Ronald Huckstep descreveu um novo modelo, a Huckstep nail. Essa nova haste permitia o acoplamento de guia externo à haste, que servia como gabarito das perfurações. Essa característica tornava desnecessário o uso de imagens transoperatórias (Huckstep, 1986; Huckstep e Scougall, 1999). Esse modelo foi o primeiro a ser usado em cães, sendo descrito em 1986 por Ken Johnson e Ronald Huckstep (Johnson e Huckstep, 1986). Além disso, se tornou referência para os modelos veterinários subsequentes (Muir et al., 1993; Durrall e Diaz, 1996; Dueland et al., 1999).

Os problemas referentes aos bloqueios dos primeiros modelos foram corrigidos na geração mais recente, denominada de haste intramedular de ângulo estável (HIB-AE) (Angle-Stable Interlocking Nail). Nesse tipo de HIB, usa-se bolts, que são travados ao orifício da haste por meio de roscas e/ou sistema cone morse, mantendo-o em ângulo estável, ampliando ainda mais as vantagens da HIB (Kaspar et al., 2005; Déjardin et al., 2006; Déjardin et al., 2009).

Déjardin et al. (2014) compararam a HIB-AE com a haste convencional (HIB com bolts) em fraturas de tíbia de cães. O estudo revelou que 100% das fraturas do grupo da HIB-AE alcançaram a consolidação óssea em até 10 semanas de pós-operatório, ao passo que apenas 60% das fraturas do grupo da HIB convencional alcançaram a consolidação em até 18 semanas. No entanto, as HIB ainda são indicadas para fraturas diafisárias cominutivas em ossos longos, devido às suas vantagens biológicas (estabilização relativa) e desaconselhadas em fraturas de linha simples por não gerarem compressão interfragmentária e estabilização rígida (Thakur, 2007; Baltov et al., 2014). É sabido que a compressão interfragmentária é vantajosa em fraturas de linhas simples, pois aumenta a estabilidade dos fragmentos e permite consolidação primária (Smith et al., 2007; Stevens e Duis, 2008; Hudson et al., 2012; Kim et al., 2015; Pettitt, 2016). Sendo assim o uso de HIB no tratamento de fraturas de linha simples pode resultar em estabilização insuficiente gerando resultados insatisfatórios como união retardada ou não união (Durrall e Diaz, 1996; Verbruggen e Starpet, 2007; Verbruggen et al., 2007).

Na tentativa de alcançar a compressão no foco da fratura, algumas técnicas dinâmicas de implantação da HIB foram criadas, porém os resultados alcançados foram aquém ao esperado (Durrall e Diaz, 1996; Verbruggen e Starpet, 2007; Krettek e Baumann, 2015). Em busca de atingir a compressão interfragmentária em nível adequado com o uso de HIB, alguns modelos compressivos foram criados para uso em humanos (Verbruggen e Starpet, 2007; Karaarslan et al., 2016; Baki et al., 2017). Em testes biomecânicos esses modelos registraram cargas compressivas elevadas, atingindo mais de 1200 N no foco de fratura, bem superiores aos valores médios das placas de compressão dinâmica (Baki et al., 2017). Estudos clínicos em humanos também mostraram que uma haste capaz de gerar compressão interfragmentária é efetiva no tratamento de fraturas tibiais de linhas simples (Karaarslan et al., 2016).

Apesar da existência de alguns modelos de HIB compressiva na ortopedia humana, nenhum dos encontrados apresentam bloqueio em ângulo estável. Além disso, até o presente momento não foi encontrado na literatura especializada registros de modelos de HIB-AE capazes de promoverem a compressão interfragmentária para uso na ortopedia veterinária, nem mesmo comparações dos modelos humanos existentes com os implantes já consagrados em termos de compressão

interfragmentária, como a placa de compressão dinâmica e a placa de compressão bloqueada.

## Objetivos

Determinar a capacidade de compressão interfragmentária (em quilogramas) de novo modelo de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE) associada à dispositivo de compressão interfragmentária patenteados (BR 10 2018 016021 4), comparando-a com dois modelos de placas consagrados na ortopedia humana e veterinária (DCP - Dynamic Compression Plate e LCP - Locking Compression Plate) em corpos de prova mimetizando fratura de ossos longos com linha transversa (reduzível e de alto Strain).

## Hipótese

Especulamos que a carga compressiva registrada em quilogramas (kg) pelo dispositivo de compressão associado ao novo modelo de HIB-AE será maior que a DCP e LCP, nesta ordem.

## Referências:

Allgöwer M, Perren S, Matter P (1970) A new plate for internal fixation – the dynamic compression plate (DCP). **Injury** 2:40-47.

Augat P, von Rüden C (2018) Evolution of fracture treatment with bone plates. **Injury** 49:S2-S7. Supplement 1.

Baki ME, Aldemir, C, Duygun F, Doğan A, Kerimoğlu G (2017) Comparison of non-compression and compression interlocking intramedullary nailing in rabbit femoral shaft osteotomy model. **Joint Diseases and Related Surgery**, 28:7-12.

Baltov A, Mihail R, Dian E (2014) Complications after interlocking intramedullary nailing of humeral shaft fractures. **Injury** 45:S9-S15. Supplement 1.

Bong MR, Koval KJ, Egol KA (2006) The history of intramedullary nailing. **Bulletin of the NYU Hospital for Joint Diseases** 64:94-97.

Böstman OM (1983) Rotational refracture of the shaft of the adult tibia. **Injury** 15:93-98.

Brumback RJ, Uwagie-Ero S, Lakatos RP, Poka A, Bathon GH, Burgess AR (1988) Intramedullary nailing of femoral shaft fractures. Part II: Fracture-healing with static interlocking fixation. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 70:1453–1462.

Cronier P, Pietu G, Dujardin C, Bigorre N, Ducellier F, Gerard R (2010) The concept of locking plates. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research** 96:S17-S36. Supplement.

DeCamp CE, Johnston SA, Déjardin LM, Schaefer SL (2016) **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**. Saint Louis: Elsevier, 868p.

Déjardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut RC (2014) In vivo biomechanical evaluation of a novel angle-stable interlocking nail design in a canine tibial fracture model. **Veterinary Surgery** 43:271-281.

Déjardin LM, Guillou RP, Ting D, Sinnott MT, Meyer E, Haut RC (2009) Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. **Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology** 22:264-269.

Déjardin LM, Lansdowne JL, Sinnott MT, Sidebotham CG, Haut RC (2006) In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design. **American Journal of Veterinary Research** 67:678-685.

Dueland RT, Berglund L, Vanderby R Jr, Chao EY (1996) Structural properties of interlocking nails, canine femora, and femur-interlocking nail constructs. **Veterinary Surgery** 25:386–396.

Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS (1999) Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association** 214:59-66.

Duhautois B (2003) Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. **Veterinary Surgery** 32:8-20.

Durrall I, Diaz MC (1996) Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. **Veterinary Surgery** 25:397-406.

Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ (2004) Biomechanics of locked plates and screws. **Journal of Orthopaedic Trauma** 18:488-493.

Esmailiejah AA, Abbasian MR, Safdari F, Ashoori K (2015) Treatment of humeral shaft fractures: minimally invasive plate osteosynthesis versus open reduction and internal fixation. **Trauma Monthly** 20:1-6.

Fisher WD, Hamblen DL (1979) Problems and pitfalls of compression fixation of long bone fractures: a review of results and complications. **Injury** 10:99-107.

Gemmill T (2007) Advances in the management of diaphyseal fractures. **In Practice** 29:584-593.

Gerber C, Mast JW, Ganz R (1990) Biological internal fixation of fractures. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery** 109:295-303.

Griffin LV, Harris RM, Zubak JJ (2009) Fatigue strength of common tibial intramedullary nail distal locking screws. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research**, 4:1-7.

Hernigou P, Pariat J (2017a) History of internal fixation (part 1): early developments with wires and plates before World War II. **International Orthopaedics** 41:1273-1283.

Hernigou P, Pariat J (2017b) History of internal fixation with plates (part 2): new developments after World War II; compressing plates and locked plates. **International Orthopaedics** 41:1489-1500.

Hohmann E, Glatt V, Tetsworth K (2016) Minimally invasive plating versus either open reduction and plate fixation or intramedullary nailing of humeral shaft fractures: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery** 25:1634-1642.

Horstman CL, Beale BS, Conzemius MG, Evans RR (2004) Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001. **Veterinary Surgery** 33:232-237.

Huckstep RL (1986) The Huckstep intramedullary compression nail. Indications, technique, and results. **Clinical Orthopaedics and Related Research** 212:48-61.

Huckstep RL, Scougall P (1999) Huckstep Titanium Locking Compression nail for femoral fractures in Paget's disease. **Orthopaedics and Traumatology** 7:122-132.

Hudson CC, Lewis DD, Pozzi A (2012) Minimally invasive plate osteosynthesis in small animals: radius and ulna fractures. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice** 42:983-996.

Hudson CC, Pozzi A, Lewis DD (2009) Minimally invasive plate osteosynthesis: applications and techniques in dogs and cats. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology** 22:175-182.

Ilizarov GA (1990) Clinical application of the tension-stress effect for limb lengthening. **Clinical Orthopaedics and Related Research** 250:8-26.

Johnson KA, Huckstep RL (1986) Bone remodeling in canine femora after internal fixation with the "Huckstep nail". **Veterinary Radiology & Ultrasound** 27:20.

Johnston SA, von Pfeil DJF, Déjardin LM, Weh M, Roe S (2017) Internal fracture fixation. In.: Tobias KM, Johnston SA (Eds.) **Veterinary Surgery: Small Animal**. Saint Louis: Elsevier, p. 1892-1983.

Karaarslan AA; Acar N, Aycan H, Sesli E (2016) The functional results of tibial shaft fractures treated with intramedullary nail compressed by proximal tube. **Strategies in Trauma and Limb Reconstruction**, 11:25-19.

Kaspar K, Schell H, Seebeck P, Thompson MS, Schütz M, Haas NP, Duda GN (2005) Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 87:2028- 2037.

Kessler SB, Deiler S, Schiffli-Deiler M, Uthoff HK, Schweiberer L (1992) Refractures: a consequence of impaired local bone viability. **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery** 111:96-101.

Kim JW, Oh CW, Byun YS, Kim JJ, Park KC (2015) A prospective randomized study of operative treatment for noncomminuted humeral shaft fractures: conventional open plating versus minimal invasive plate osteosynthesis. **Journal of Orthopaedic Trauma** 29:189-194.

Krettek C, Baumann A (2015) Interlocking. In.: Rommens PM, Hessmann MH (Eds.) **Intramedullary Nailing: A Comprehensive Guide**. Londres: Springer, p. 39-52.

Krettek C, Müller M, (2001) Evolution of minimally invasive plate osteosynthesis (MIPO) in the femur. **Injury** 32:SC14-SC23. Supplement 3.

Krettek C, Schandelmaier P, Miclau T, Tscherne H (1997) Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis (MIPPO) using the DCS in proximal and distal femoral fractures. **Injury** 28:A20-A30. Supplement 1.

Kubiak EN, Fulkerson E, Strauss E, Egol KA (2006) The evolution of locked plates. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 88:189-200.

Küntsch G (1940) Die Marknagelung von Knochenbrüchen. **Klinische Wochenschrift** 19:6-10.

Lucena DFV, Malta CAS, Dias LGGG, Minto BW (2019) Description of a novel veterinary biplanar interlocking nail system. In: **46th ANNUAL VETERINARY ORTHOPEDIC SOCIETY CONFERENCE**. Proceedings... Breckenridge: Veterinary Orthopedic Society, 2019.

Maritato KC (2019) A brief history of veterinary locking plates applications. In.: Barnhart MD, Maritato KC (Eds.) **Locking Plates in Veterinary Orthopedics**. Hoboken: Wiley-Blackwell, p. 1-5.

Mazzocca AD, DeAngelis JP, Caputo AE, Browner BD, Mast JW, Mendes MW (2008) Principles of internal fixation. In.: Browner BD, Jupiter JB, Krettek C, Anderson PA **Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction**. Filadélfia: Saunders, p. 83-

Muir P, Parker B, Goldsmid SE, Johnson KA (1993) Intramedullary interlocking nail stabilization of a diaphyseal tibial fracture. **Journal of Small Animal Practice** 34:26-30.

Palmer RH (1999) Biological osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice** 29:1171–1185.

Perren SM (1991) The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. **Injury** 22:1-41. Supplement 1.

Perren SM (2002) Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. **The Journal of Bone and Joint Surgery** 84:1093-1110.

Perren SM, Huggler A, Russenberger M, Straumann F, Müller ME, Allgöwer M (1969) A method of measuring the change in compression applied to living cortical bone. **Acta Orthopaedica Scandinavica** 125:7-16.

Perren SM, Klaue K, Pohler O, Predieri M, Steinemann S, Gautier E (1990) The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery** 109:304-310.

Pettitt R (2016) Principles of fracture fixation. In.: Gemmill TJ, Clements DN (Eds.) **BSAVA Manual of Canine and Feline Fracture Repair and Management**. Gloucester: British Small Animal Veterinary Association, p. 55-64.

Seligson D (2015) History of intramedullary nailing. In.: Rommens PM, Hessmann MH (Eds.) **Intramedullary Nailing: A Comprehensive Guide**. Londres: Springer, p. 3-12.

Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF (2007) Locking plates: tips and tricks. **Instructional Course Lectures** 57:25-36.

Stevens CT, ten Duis HJ (2008) Plate osteosynthesis of simple forearm fractures: LCP versus DC plates. **Acta Orthopaedica Belgica** 74:180-183.

Thakur AJ (2013) Evolution of bone plate. In.: Thakur AJ **Locking Plates: Concepts and Applications**. Nova Delhi: Wolters Kluwer Health, p. 265-281.

Thakur AJ (2007) **The elements of fracture fixation**. Nova Deli: Elsevier India, 420p.

Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Déjardin LM (2009) In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties

of standard and novel interlocking nail systems in bending. **Veterinary Surgery** 38:881-887.

Uthhoff HK, Poitras P, Backman DS (2006) Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. **Journal of Orthopaedic Science** 11:118-126.

Vécsei V, Hajdu S, Negrin LL (2011) Intramedullary nailing in fracture treatment: history, science and Küntscher's revolutionary influence in Vienna, Austria. **Injury** 42:S1-S5. Supplement 4.

Verbruggen JPAM, Stapert JWJL (2007) Humeral fractures in the elderly: treatment with a reamed intramedullary locking nail. **Injury** 38:945-953.

Verbruggen JPAM, Sternstein W, Blum J, Rommens PM, Stapert JW (2007) Compression-locked nailing of the humerus: a mechanical analysis. **Acta Orthopaedica** 78:143-150.

Von Pfeil DJ, Déjardin LM, DeCamp CE, Meyer EG, Lansdowne JL, Weerts RJ, Haut RC (2005) In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. **American Journal of Veterinary Research** 66:1536-1543.

Ya'ish FM, Nanu AM, Cross AT (2011) Can DCP and LCP plates generate more compression? The effect of multiple eccentrically placed screws and their drill positioning guides. **Injury** 42:1095-1100.

## **CAPÍTULO 2 – Comparação da carga compressiva produzida por novo modelo de haste intramedular bloqueada com placa de compressão dinâmica e placa de compressão bloqueada – análise biomecânica.**

Normas do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* (disponível em: [https://www.thieme.com/media/ita/VCOT\\_Author\\_Instructions.pdf](https://www.thieme.com/media/ita/VCOT_Author_Instructions.pdf) - acesso: 21/08/2023)

### **RESUMO**

**Objetivos:** Determinar a capacidade de compressão interfragmentária de novo modelo de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE) que permite compressão, (patente BR 10 2018 016021 4), comparando-a com dois modelos de placas consagrados na ortopedia humana e veterinária (DCP - Dynamic Compression Plate e LCP - Locking Compression Plate)

**Design do estudo:** Foram criados três grupos, cada um com 10 amostras, sendo o Grupo 1 (G1) o grupo da HIB-AE, o Grupo 2 (G2) da DCP e o Grupo 3 (G3) da LCP. No G1 a HIB-AE foi implantada simulando a técnica normógrada e a compressão foi efetuada com o auxílio do dispositivo de compressão registrado em patente. No G2 e G3 foram usadas placas de 8 orifícios disponíveis comercialmente no mercado nacional. As placas e os parafusos foram implantados seguindo a técnica de duplo carregamento descrito na literatura. Ao final da compressão e fixação dos implantes, a carga exposta no indicador foi registrada em quilograma (kg).

**Resultados:** o G2 registrou a maior carga média (27,28 kg  $\pm$  1,86 kg), seguido por G1 (22,56 kg  $\pm$  5,10 kg) e por G3 (11,58 kg  $\pm$  1,64 kg). Nas comparações das médias entre os grupos G1 e G3, e, G2 e G3, foi constatado que as diferenças observadas tiveram significância estatística ( $p \leq 0,05$ ). No entanto, a comparação entre o grupo G1 e G2 não atingiu o nível de significância estabelecido.

**Conclusão:** O novo modelo de haste intramedular bloqueada de ângulo estável foi capaz de promover compressão interfragmentária, ademais, mostrou gerar cargas compressivas, comparáveis as cargas geradas pela placa de compressão dinâmica, tida como referência em termos de compressão interfragmentária.

**Palavras-chave:** Parafusos em ângulo estável; Estabilização rígida; Fixação intramedular.

## INTRODUÇÃO

Os primeiros modelos de HIB utilizados na medicina veterinária apresentavam grande folga entre o parafuso e o orifício da haste, o que gerava resultados insatisfatórios (1, 2). Os modelos mais recentes, chamados de HIB-AE apresentam orifícios com roscas e/ou sistema cone morse, que permite que o parafuso ou o bolt fique travado junto a haste em ângulo fixo ou estável, eliminando assim a folga (3, 4, 5, 6). Essa mudança no sistema de bloqueio melhorou significativamente os resultados clínicos das fraturas tratadas com haste intramedular (7). No entanto, as HIB ainda continuam sendo indicadas para fraturas diafisárias irreduzíveis em ossos longos, devido às suas vantagens biológicas e a capacidade de promover estabilização relativa, sendo desaconselhadas em fraturas de linha simples por não gerarem compressão interfragmentária e estabilização rígida (8,9).

É sabido que fraturas redutíveis de linha simples se beneficiam da compressão interfragmentária, por esse motivo as placas DCP e LCP recebem destaque pois permitem a execução da compressão dinâmica, promovem a estabilização absoluta e geram consolidação primária (10, 11, 12, 13, 14).

Na tentativa de promover compressão interfragmentária com o uso de haste intramedular, alguns modelos foram criados para uso em pacientes humanos (15, 16, 17). Tais modelos já foram testados em ensaios biomecânicos, mostrando que alguns são capazes de gerar altas cargas de compressão interfragmentária (17, 18), cargas superiores aos valores encontrados em estudos biomecânicos que avaliam a compressão das placas DCP e LCP (19). Há também ensaios clínicos, mostrando que as hastes intramedulares compressivas podem gerar consolidação primária em humanos (16). No entanto, os modelos estudados na ortopedia humana se diferem do apresentado nesse estudo por não possuírem bloqueio em ângulo estável.

Além disso, até o presente momento não foi encontrado na literatura especializada registros de modelos de HIB-AE capazes de promoverem a compressão interfragmentária para uso na ortopedia veterinária, também não foi encontrado pesquisa que comparasse biomecanicamente a compressão gerada por um modelo de haste compressiva com os modelos de placas que geram compressão dinâmica.

## MATERIAL E MÉTODOS

### *Corpos de prova prototipados*

Os corpos de provas foram desenvolvidos em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016). Tais corpos de prova foram projetados seguindo os conceitos de corpo de prova sintético apresentado por Dejardin et al. (4). Os corpos de prova possuíam total de 90 mm de comprimento, 18 mm de largura com cada parede tendo 5 mm de espessura e com orifício central de 8,5 mm, simulando o canal medular. Além disso, é importante ressaltar, que para cada amostra utilizou dois corpos de prova para mimetizar dois fragmentos ósseos, totalizando 60 corpos de prova utilizados no experimento.

Após a finalização dos desenhos no SolidWorks o arquivo foi convertido em formato STL (Standard Triangulation Language) compatível com impressora 3D. Os corpos de prova foram processados e impressos a partir da extrusão de filamentos de ácido poliláctico (PLA) pela empresa VetCraft (VetCraft impressões 3D, Jatai – GO, Brasil).

### *Célula de carga*

Para mensurar a carga compressiva foi utilizado célula de carga extensométrica compressiva, em alumínio, modelo LCHD-500 (Omega Engineering, Norwalk, CT - EUA), capaz de mensurar até 227 kg (2270 N). Tal célula de carga é cilíndrica, com 75 mm de diâmetro e apresenta orifício central de 9,5 mm. A célula de carga era posicionada entre dois corpos de prova (proximal e distal), como se estivesse no foco da fratura, e era ligada a display específico que indicava a mensuração da carga compressiva em quilogramas. A célula de carga foi adaptada e estabilizada em um aparato desenvolvido e publicado por essa equipe (20), projetado para auxiliar a fixação, como gabarito, durante a fixação dos implantes junto aos corpos de provas.

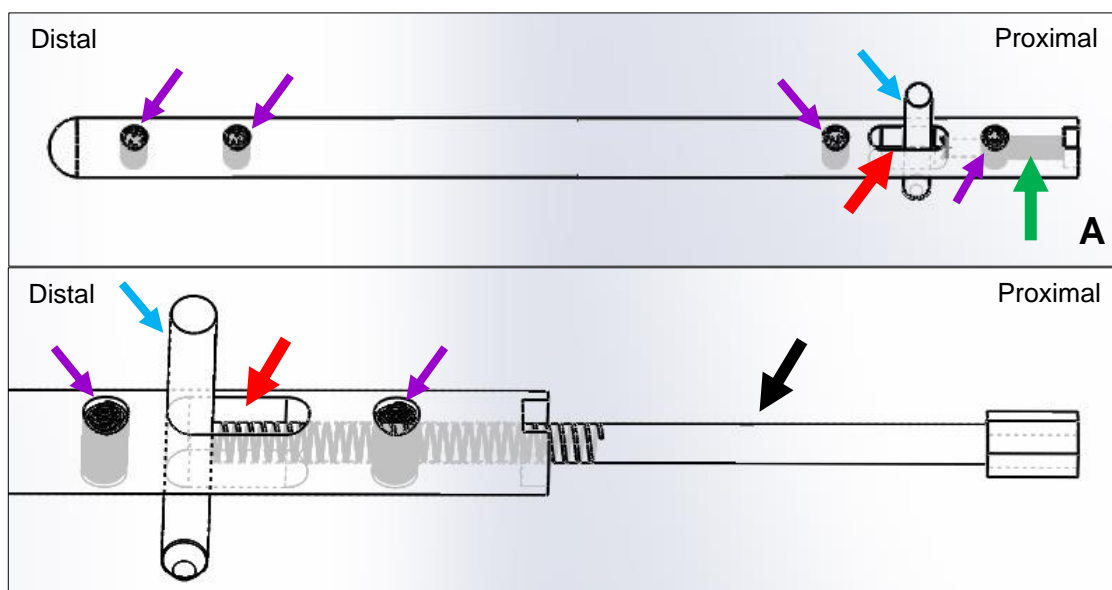
### *Grupo 1. Haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE)*

O modelo de HIB-AE utilizado no estudo foi desenvolvido e patenteado por essa equipe de pesquisa (Patente BR 10 2018 016021 4). Este implante foi manufaturado em aço inoxidável 316L, com dimensões de 145 mm de comprimento, 8 mm de diâmetro, sendo maciça e com 5 orifícios alinhados, sendo quatro orifícios roscados internamente para bloqueio em ângulo estável dos parafusos e um oblongo. O orifício

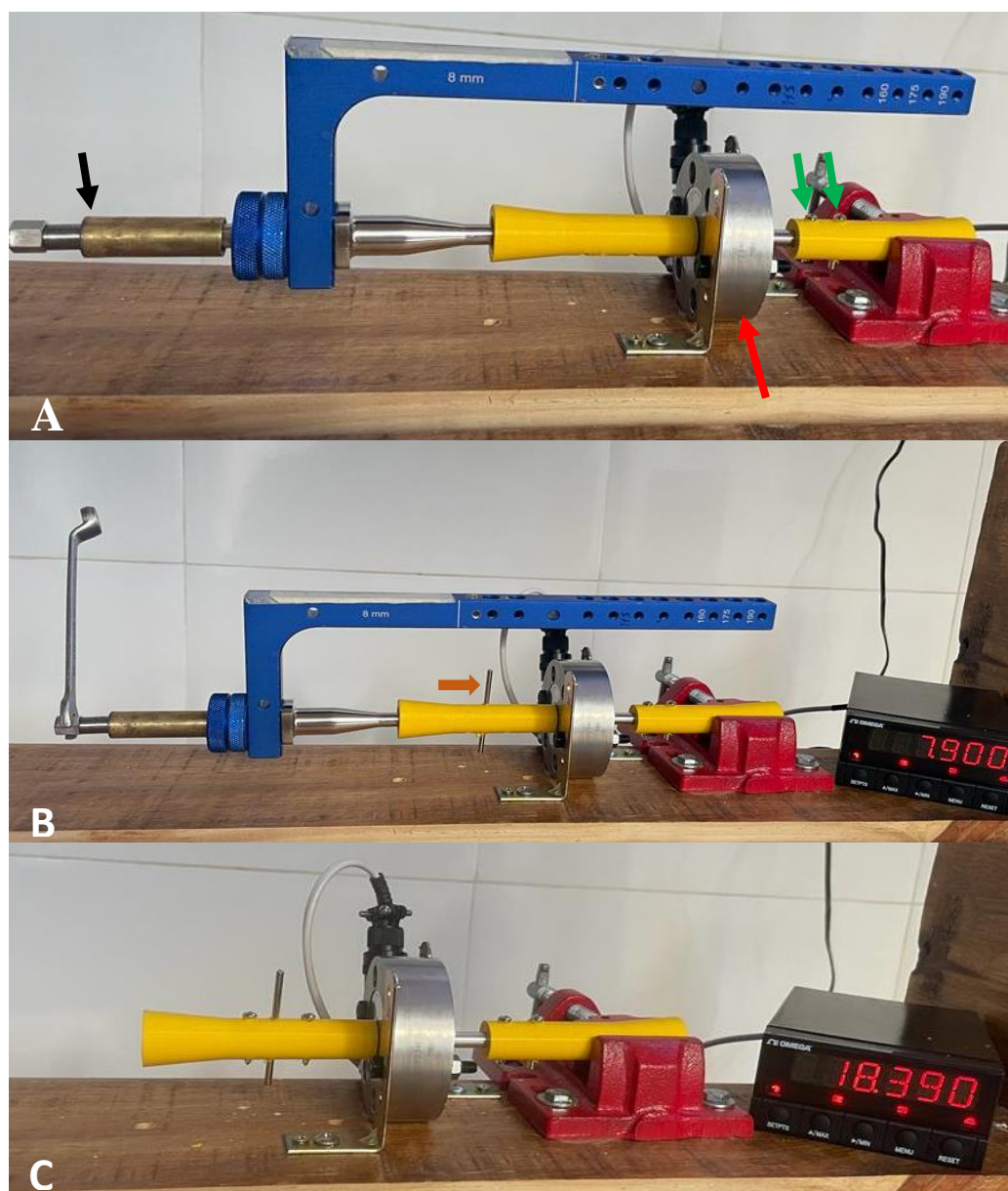
oblongo foi projetado para acomodar um pino de Steinmann de diâmetro compatível e permitir que esse deslize ao longo de seu comprimento mediante atuação do parafuso central do dispositivo de compressão (Figura 1).

Inicialmente os corpos de prova foram posicionados na morsa da bancada gabarito, com a célula de carga posicionada entre ambos. A haste foi introduzida no orifício dos corpos de prova, passando pelo orifício central da célula de carga e fixada com dois parafusos ao corpo de prova preso pela morsa (corpo de prova que mimetizou o fragmento distal da fratura) (Figura 2A).

Com a HIB-AE fixada ao corpo de prova distal, um pino liso (pino de Steinmann) de 3,5 mm de diâmetro foi inserido no segundo orifício proximal da haste. Por ser oblongo, esse orifício permitia o deslizamento do pino. Após o excedente do pino ser seccionado, o mecanismo de compressão patenteado era acionado, desta forma, o pino deslizava pelo comprimento do orifício oblongo comprimindo o corpo de prova contra a célula de carga (Figura 2B). Após a compressão, o terceiro e o primeiro orifício proximal da haste eram perfurados e bloqueados respectivamente. O valor da compressão era registrado após 30 segundos para aguardar a estabilização da carga indicada pelo display (Figura 2C). Todo o processo foi repetido 10 vezes, dando ao G1 o total de 10 amostras.



**Figura 1.** Desenhos gráficos do modelo de HIB-AE patenteado. **A** – As setas roxas identificam os quatros orifícios roscados para bloqueio em ângulo estável, sendo dois orifícios proximais e dois distais. A seta vermelha identifica o orifício oblongo onde ocorre o deslizamento do pino de Steinmann, identificado pela seta azul. A seta verde identifica a rosca interna da porção proximal da haste por onde ocorre a atuação do parafuso central do dispositivo de compressão. **B** – Imagem aproximada da porção proximal do modelo de HIB-AE patenteado. As setas roxas indicam os orifícios roscados para bloqueio em ângulo estável. A seta vermelha identifica o orifício oblongo onde ocorre o deslizamento do pino de Steinmann, identificado pela seta azul. A seta preta identifica o parafuso central do dispositivo de compressão que se conecta a parte proximal da haste. Notar que o pino de Steinmann está na parte proximal do orifício oblongo na imagem A e na parte distal do mesmo orifício na imagem B, simulando o seu deslocamento durante a atuação do dispositivo de compressão.

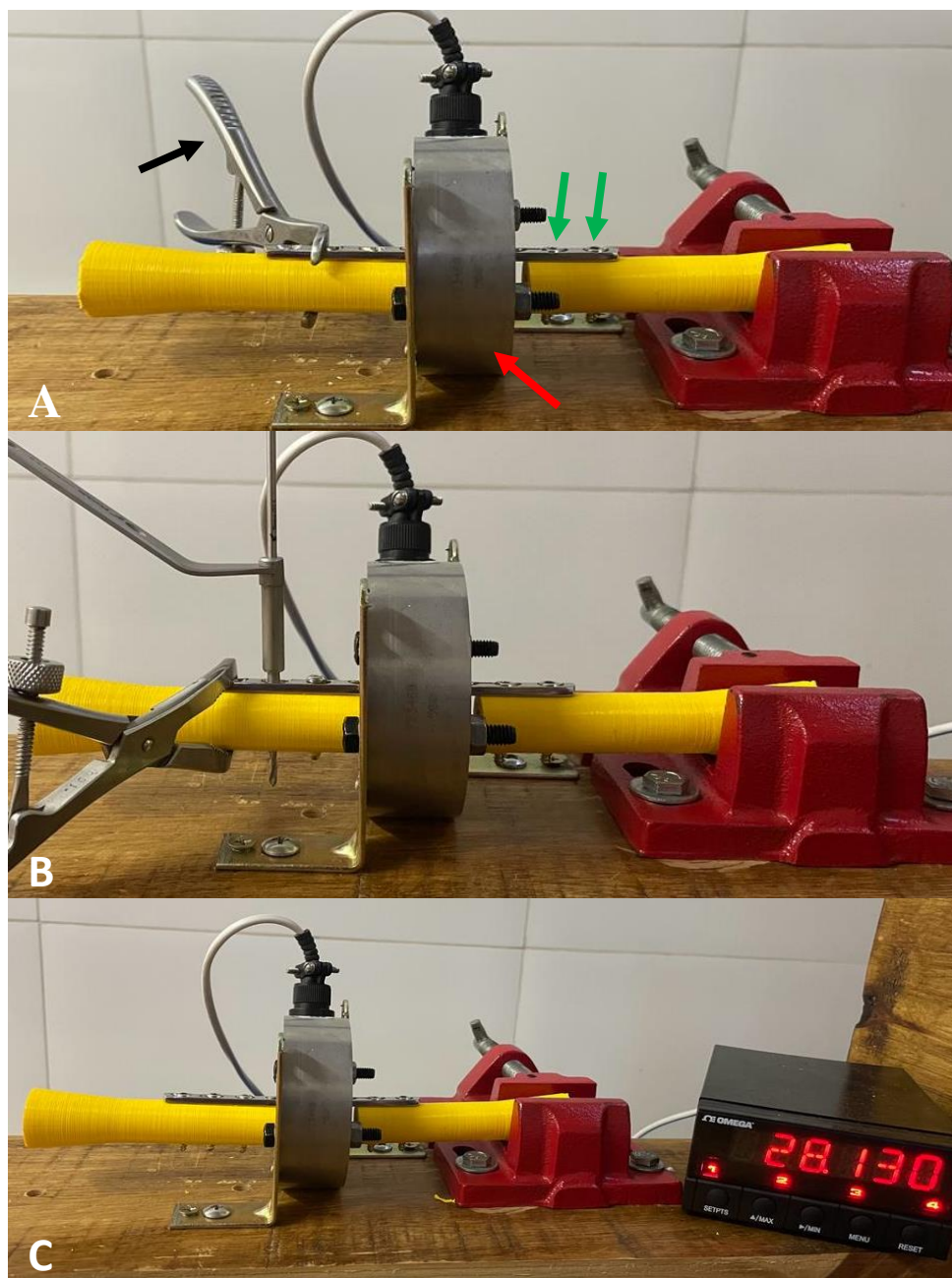


**Figura 2.** **A** – HIB-AE implantada no interior dos corpos de prova passando pelo orifício central da célula de carga (seta vermelha). Primeiramente a haste era fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos (setas verdes). A seta preta indica o mecanismo de compressão conectado ao conjunto da HIB-AE. **B** – Com o pino de Steinmann (seta laranja) já inserido no orifício oblongo da HIB-AE, o mecanismo de compressão era acionado por meio de chave apropriada. **C** – Após a execução da compressão e fixação dos parafusos proximais, eram aguardados 30 segundos, para estabilização do valor mensurado antes de ser registrado.

*Grupo 2 – Placa de compressão dinâmica (“Dynamic Compression Plate – DCP”)*

No Grupo 2 foram utilizadas placas de compressão dinâmica com 8 orifícios, do sistema 3,5 mm, disponível comercialmente no mercado nacional (Focus Ortopedia Veterinária, Campinas – SP), bem como parafusos corticais de 3,5 mm de diâmetro externo e 2,4 mm de diâmetro interno. Assim como os demais grupos, o Grupo 2 foi composto por 10 amostras que foram implantadas com metodologia padronizada, seguindo a técnica de duplo carregamento descrito na literatura (19, 21)

A placa DCP era implantada nos corpos de prova, passando pelo orifício central da célula de carga e sendo posicionada sobre a cortical dos corpos de prova. Primeiro era fixada ao corpo de prova distal com dois parafusos corticais em posição neutra, enquanto uma pinça de redução óssea mantinha a estabilização temporária da DCP junto ao corpo de prova (Figura 3A). Com a placa estabilizada, o terceiro orifício proximal era perfurado, com auxílio de guia de perfuração de compressão dinâmica, para exercer a função compressiva. Um parafuso cortical era então colocado até ocorrer a compressão. Nesse momento a técnica de duplo carregamento descrita por Ya'ish et al. (19) e Mazzoca et al. (21) era executada (Figura 3B). Por fim, o primeiro orifício proximal da placa DCP era perfurado na função neutra (guia de perfuração neutro) e um parafuso cortical era colocado sem exercer compressão. Após esse procedimento era aguardado 30 segundos para estabilização da carga mensurada, antes desta ser anotada (Figura 3C).

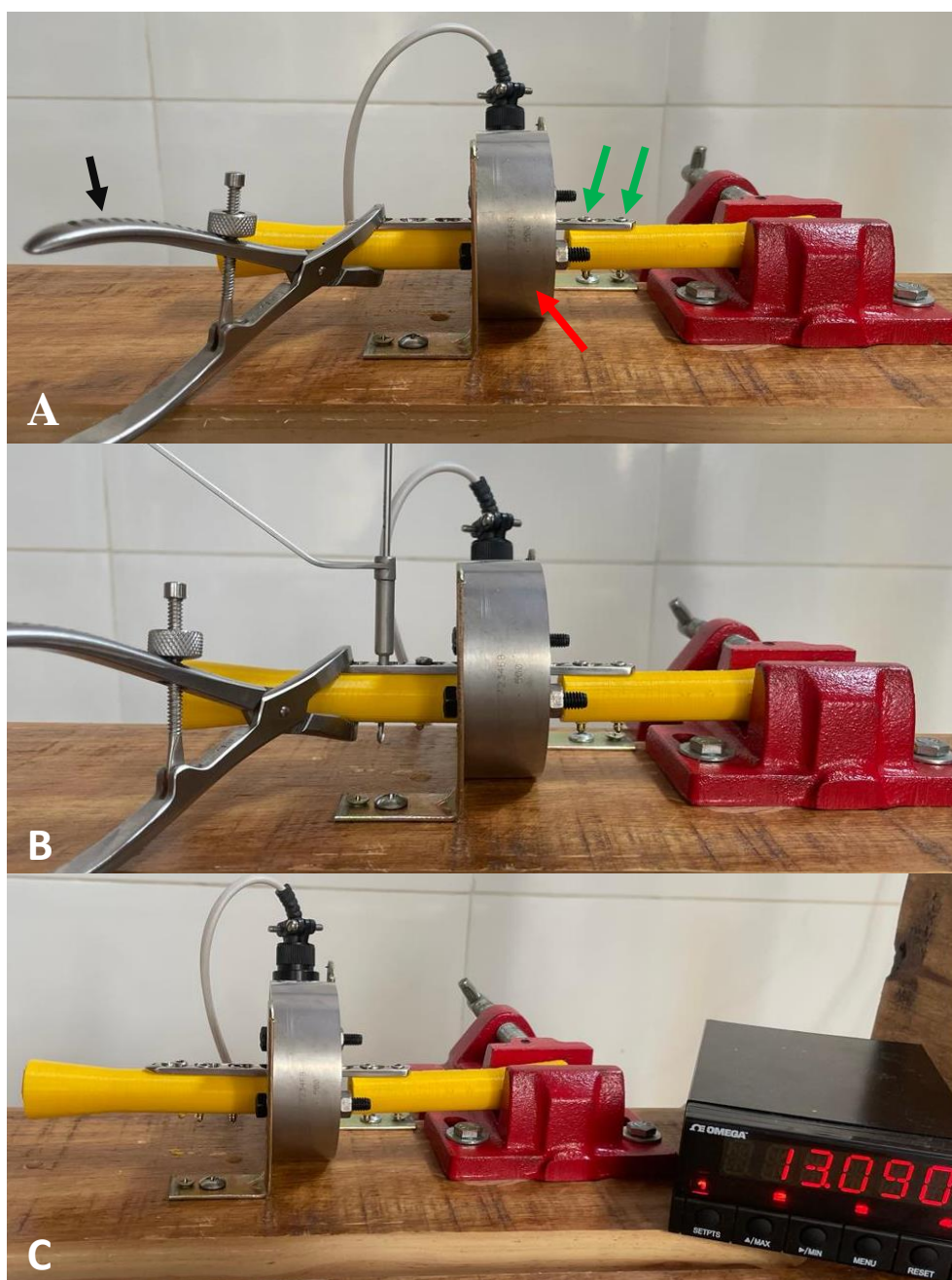


**Figura 3. A** – Placa DCP fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos corticais na função neutra (setas verdes) e ao corpo de prova proximal com o auxílio temporário da pinça de redução óssea (seta preta). Notar que a placa passa através do orifício central da célula de carga (seta vermelha). **B** – Com a placa fixada no corpo de prova distal a técnica de duplo carregamento era executada. **C** – Com todos os parafusos devidamente fixados a placa e aos corpos de prova, após estabilização do valor apresentado pelo indicador a carga final era anotada.

*Grupo 3. Placa de compressão bloqueada (“Locking Compression Plate - LCP”)*

No Grupo 3 foram usadas placas bloqueadas com 8 orifícios combinados do sistema 3,5 mm que permitem o uso de parafusos bloqueados com 3,5 mm de diâmetro externo e 2,9 mm de diâmetro interno (alma) ou parafusos corticais idênticos aos descritos no Grupo 2, que possibilitam a compressão dinâmica. As 10 amostras do Grupo 3 foram implantadas seguindo a metodologia de duplo carregamento descrita para o Grupo 2, conforme publicado na literatura (19, 21).

Primeiramente o corpo de prova distal foi preso a morsa horizontal da bancada, de modo que foi possível aplicar a placa LCP sobre a superfície superior do corpo de prova distal com dois parafusos bloqueados. A placa LCP, passava pelo orifício central da célula de carga e era estabilizada temporariamente junto ao corpo de prova proximal com o auxílio de pinça de redução óssea (Figura 4A). Com a placa devidamente estabilizada ao corpo de prova distal era executada a técnica de duplo carregamento era executada da mesma forma como já descrita para o Grupo 2 (Figura 4B). Após a realização da compressão dinâmica, o primeiro orifício proximal da LCP era perfurado e fixado por meio de parafuso bloqueado (Figura 4C). A carga era registrada após 30 segundos, como nos demais grupos.



**Figura 4. A** – Placa LCP fixada ao corpo de prova distal por meio de dois parafusos bloqueados (setas verdes) e ao corpo de prova proximal com o auxílio temporário da pinça de redução óssea (seta preta). Notar que a placa passa através do orifício central da célula de carga (seta vermelha). **B** – Com a placa fixada no corpo de prova distal a técnica de duplo carregamento era executada. **C** – Após a realização da compressão dinâmica o primeiro orifício era fixado com parafuso bloqueado. O valor da compressão era anotado após a estabilização do indicador.

### Análise estatística

Os testes estatísticos foram realizados com o auxílio do programa SigmaPlot versão 12.0 (Systat Software Inc, San Jose, EUA). Os valores foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk, onde foi constatado que seguiam distribuição normal ( $p=0,117$ ). No entanto, os dados não passaram no teste de Levene, indicando assim que não havia homogeneidade de variância das amostras. Sendo assim, foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis seguido pelo teste complementar de Tukey-Kramer. O nível de significância estabelecido em todos os testes foi de 5% ( $p\leq 0,05$ ).

## RESULTADOS

Os valores registrados nas 10 repetições de cada grupo, bem como a média e o desvio padrão, estão expostas na Tabela 1.

**Tabela 1.** Carga compressiva máxima, média e desvio padrão em Quilogramas (kg) registrados nas 10 amostras de cada um dos 3 grupos experimentais.

AMOSTRAS	GRUPO 1 (kg)	GRUPO 2 (kg)	GRUPO 3 (kg)
CP-1	27,46	26,68	9,39
CP-2	28,32	26,40	11,15
CP-3	30,85	25,23	11,23
CP-4	26,73	28,13	11,06
CP-5	18,34	23,66	9,45
CP-6	18,39	29,63	15,17
CP-7	18,8	28,67	13,09
CP-8	18,4	29,39	11,88
CP-9	19,82	27,75	11,69
CP-10	18,48	27,27	12,37
<b>Média</b>	<b>22,56</b>	<b>27,28</b>	<b>11,65</b>
<b>Desv. Padrão</b>	<b>±5,10</b>	<b>±1,86</b>	<b>±1,69</b>

CP: corpo de prova

O Grupo 1 (grupo da HIB-AE) demonstrou a maior força compressiva aplicada sobre a célula de carga, com a amostra CP-3 registrando o valor de 30,85kg. No

entanto, não foi o grupo com o maior valor médio, registrando  $22,56 \text{ kg} \pm 5,10\text{Kg}$ . É possível notar alta variabilidade entre os valores amostrais do Grupo 1, visto que este tem o maior desvio padrão entre os 3 grupos.

O Grupo 2 (grupo da placa DCP), de maneira geral, apresentou altas cargas compressivas e homogeneidade das amostras, resultando na maior carga compressiva média, com o valor de  $27,28\text{kg} \pm 1,86\text{kg}$ .

O Grupo 3 (grupo da placa LCP) registrou o menor valor médio de carga compressiva, sendo de  $11,65\text{kg} \pm 1,69\text{kg}$ . Foi também o grupo que registrou a menor carga de todo o experimento, já que o CP-1 gerou  $9,39\text{kg}$  de compressão sobre a célula de carga.

Ao aplicar o teste Kruskal-Wallis sobre os valores registrados por cada grupo, foi detectado que a diferenças entre eles tem significância estatística ( $p \leq 0,05$ ). Desta forma, a avaliação múltipla em pares pelo teste de Turkey-Kramer, foi aplicada.

A comparação entre o Grupo 2 e o Grupo 3 revelou que os valores de carga compressiva apresentam diferença com significância estatística ( $p \leq 0,05$ ). O mesmo foi observado na comparação entre o Grupo 1 e Grupo 3 ( $p \leq 0,05$ ). No entanto, na comparação entre as médias do Grupo 1 e do Grupo 2 o nível de significância não foi alcançado.

## **DISCUSSÃO**

Desde sua criação pela AO (“Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen” / “Association for Osteosynthesis”) em 1969 a placa DCP é conhecida por gerar compressão interfragmentária (22, 23, 24). Sua eficiência quanto a capacidade de gerar compressão no foco da fratura já foi demonstrada em diversos estudos clínicos (25, 26) e biomecânicos (21, 22, 27). Dessa forma, estudos comparativos entre implantes que geram compressão interfragmentária usam como referência modelos DCP.

As cargas compressivas da LCP, de modo geral, são em média 50% menores que as cargas geradas pela placa DCP segundo Ya'ish e colaboradores (19), que propuseram que essa diferença ocorre devido ao orifício combinado (combi-hole) presente na LCP que diminui a área útil que a cabeça do parafuso cortical tem para realizar a compressão. Os resultados obtidos em nossos testes corroboram com o

apresentado na literatura especializada, pois a carga compressiva média registrada no Grupo 3 foi de 11,65kg e a média registrada no Grupo 2 foi de 27,28kg, ou seja, a média do grupo LCP é 57,3% menor em comparação ao grupo DCP. Tal diferença se mostrou relevante estatisticamente.

Os valores do Grupo 1 (HIB-AE) comparado ao Grupo 3 (LCP) também se mostraram superiores, cerca de duas vezes maiores. Já na comparação entre a carga compressiva do novo modelo de HIB-AE com a carga da placa DCP, apesar da diferença numérica, não houve significância estatística. Portanto, os valores alcançados pelo novo modelo de HIB-AE são comparáveis as cargas geradas pela placa DCP.

Vale ressaltar que a carga compressiva ideal para promover consolidação óssea primária não está bem definida, no entanto, alguns trabalhos descrevem que cargas superiores a 3000N (300kg) podem prejudicar a consolidação da fratura (17, 29). Apesar da carga compressiva ideal não estar definida podemos considerar que a compressão gerada pela placa DCP é adequada, pois inúmeras avaliações clínicas mostram bons resultados com o uso da placa DCP, evidenciando consolidação óssea primária que é alcançada quando há compressão interfragmentária (25, 26, 27).

O modelo de HIB-AE juntamente com o dispositivo de compressão propostos nessa pesquisa são inovadores e foram patenteados. Por esse motivo a literatura é escassa em relação a esse tipo de implante, principalmente na medicina veterinária. No entanto, na ortopedia humana, alguns modelos semelhantes já foram testados.

Baki e colaboradores (17) por meio de testes biomecânicos verificaram que um modelo de haste compressiva direcionada para uso em humanos é capaz de gerar até 120kg de carga compressiva. Apesar do estudo citado não comparar a compressão gerada pela haste com a placa DCP, o valor de 120kg é muito superior ao valor máximo registrado pela DCP em nossa pesquisa, que foi de 29,63kg. Também é muito maior que o valor máximo descrito para a placa DCP, que pode gerar até 60kg quando são utilizados até três parafusos na função compressiva (21, 27).

Karaarslan e Acar (18) testaram diferentes modelos de haste compressiva disponíveis na medicina e verificaram que a compressão interfragmentária pode variar de 70 a 140 kg. Os autores notaram que a compressão é diretamente proporcional ao torque aplicado no parafuso central de compressão, ou seja, quando maior o torque

sobre o mecanismo de compressão da haste, maior é a carga compressiva entre os corpos de prova. Em nossos testes o dispositivo de compressão não foi levado ao máximo, o torque foi aplicado até ser observada resistência do pino de Steinmann dentro do orifício oblongo da haste. Houve preocupação em aplicar forças maiores e gerar falha do dispositivo de compressão, pois este foi produzido de forma artesanal devido às questões patentárias. Outro fator, é que não houve padronização do torque aplicado sobre o parafuso de compressão central do mecanismo de compressão patenteado, pois o teste era finalizado assim que o pino de Steinmann encontrava resistência dentro do orifício oblongo. Por esse motivo as cargas compressivas entre as amostras do Grupo 1 foram as menos homogêneas apresentando o maior desvio padrão dentre os três grupos. Acreditamos que quando o dispositivo for produzido de forma industrial, a variação entre as amostras será menor e que será possível também pesquisar e determinar qual o torque mais adequado para esse modelo de haste compressiva.

O uso de material sintético em análises biomecânicas é aceitável e preferível devido a menor variabilidade do material quando comparado aos ossos cadavéricos uma vez que a variabilidade dos ossos cadavéricos é alta, mesmo quando obtida de um mesmo animal (28, 29). A variabilidade do material sintético é cerca de 200 vezes menor, sendo assim, mesmo com pequenas amostras os resultados são estatisticamente confiáveis (29, 30). Segundo Zanetti (28) e Pruitt e Chakravartula (29) o material sintético usado deve ter resistência mecânica semelhante ao osso cortical. Por esse motivo o ácido poli-láctico (PLA) foi o escolhido para a confecção dos corpos de prova, pois seu módulo de elasticidade é semelhante ao osso cortical adulto (31).

No entanto, durante as avaliações percebemos que o comportamento do PLA, associado as dimensões escolhidas para o corpo de prova, afetou a homogeneidade das amostras do Grupo 1. Optamos por imprimir corpos de prova com parede de 5mm para que houvesse maior superfície de contato com a célula de carga, porém durante as perfurações com a broca, percebemos que muitas aparas foram geradas e estas se acumulavam em quantidade variável e não previsível, dentro do orifício oblongo. Isso foi percebido após a remoção dos implantes dos corpos de prova, e constatamos que alguns orifícios oblongos das hastes estavam preenchidos com esses detritos gerados pelas perfurações. Acreditamos que essas aparas prejudicaram o movimento

axial do pino de Steinmann ao longo do comprimento do orifício oblongo, além de prejudicarem as revoluções do parafuso central do dispositivo de compressão nas roscas presente na haste. Esses fatores promoveram resistência durante a realização dos testes finalizando-os precocemente em algumas amostras, tornando o Grupo 1 menos homogêneo em comparação aos demais grupos estudados. Esse fato é comprovado ao avaliarmos o desvio padrão de cada grupo, o Grupo 1 apresentou o maior desvio padrão dentre os três grupos estudados.

Outro fator que interferiu na homogeneidade do grupo da haste foi a sensibilidade da programação realizada entre a célula de carga com o microcontrolador de alta exatidão. A programação foi feita para mensurar alterações de miligramas e se mostrou muito sensível durante a execução dos testes. Fatores como, clima, alinhamento dos corpos de prova e até mesmo a gravidade influenciavam nos valores, principalmente do grupo da haste compressiva que não tinha um processo de compressão interfragmentária uniforme devido aos fatores anteriormente descritos como, por exemplo, mecanismo de compressão artesanal e aparas geradas pela perfuração do corpo de prova. Porém, é importante ressaltar que o modelo utilizado foi baseado em avaliações de hastes compressivas de uso humano (18).

Com base nos dados obtidos na presente pesquisa concluímos que o novo modelo de HIB-AE associada à dispositivo de compressão patenteados (BR 10 2018 016021 4) é capaz de gerar carga de compressão interfragmentária superior a alcançada pela placa LCP e semelhante a gerada pela placa DCP.

### **Financiamento**

FAPESP (Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo).

### **Conflito de interesse**

Nada a declarar.

## REFERÊNCIAS

- [1] Durrall I, Diaz MC. Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. *Vet Surg* 1996; 25:397-406
- [2] Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1999; 214:59-66.
- [3] Kaspar K, Schell H, Seebeck P, Thompson MS, Schütz M, Haas NP, Duda GN. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87:2028- 2037.
- [4] Déjardin LM, Lansdowne JL, Sinnott MT, Sidebotham CG, Haut RC. In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design. *Am J Vet Res* 2006; 67:678-685.
- [5] Déjardin LM, Guillou RP, Ting D, Sinnott MT, Meyer E, Haut RC. Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009; 22:264-269.
- [6] Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Déjardin LM. In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties of standard and novel interlocking nail systems in bending. *Vet Surg* 2009; 38: 881-887.
- [7] Déjardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Vet Clin Small Anim Pract* 2019; 1-34.
- [8] Thakur AJ. Evolution of bone plate. In.: Thakur AJ *Locking Plates: Concepts and Applications*. Nova Delhi: Wolters Kluwer Health 2007: 265-281.
- [9] Baltov A, Mihail R, Dian E (2014) Complications after interlocking intramedullary nailing of humeral shaft fractures. *Injury* 2014; 45:9-15.
- [10] Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF. Locking plates: tips and tricks. *Instructional Course Lectures* 2007; 57:25-36.
- [11] Stevens CT, ten Duis HJ. Plate osteosynthesis of simple forearm fractures: LCP versus DC plates. *Acta Orthopaedica Belgica* 2008; 74:180-183.
- [12] Hudson CC, Lewis DD, Pozzi A (2012) Minimally invasive plate osteosynthesis in small animals: radius and ulna fractures. *Vet Clin Small Anim Pract* 2012; 42:983–996.
- [13] Kim JW, Oh CW, Byun YS, Kim JJ, Park KC (2015) A prospective randomized study of operative treatment for noncomminuted humeral shaft fractures: conventional

open plating versus minimal invasive plate osteosynthesis. *J Orthop Trauma* 2015; 29:189-194.

[14] Pettitt R. Principles of fracture fixation. In.: Gemmill TJ, Clements DN (Eds.) *BSAVA Manual of Canine and Feline Fracture Repair and Management*. Gloucester: British Small Animal Veterinary Association; 2016: 55-64.

[15] Verbruggen JPAM, Sternstein W, Blum J, Rommens PM, Stapert JW. Compression-locked nailing of the humerus: a mechanical analysis. *Acta Orthop* 2007; 78:143-150.

[16] Karaarslan AA; Acar N, Aycan H, Sesli E. The functional results of tibial shaft fractures treated with intramedullary nail compressed by proximal tube. *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction* 2016; 11:25-19.

[17] Baki ME, Aldemir C, Duygun F, Doğan A, Kerimoğlu G. Comparison of non-compression and compression interlocking intramedullary nailing in rabbit femoral shaft osteotomy model. *Joint Diseases and Related Surgery* 2017, 28:7-12.

[18] Karaarslan AA, Aycan H The effect of different torque wrenches on rotational stiffness in compressive femoral nails: a biomechanical study. *Eur J Trauma Emerg Surg* 2018; 44:97-103.

[19] Ya'ish FM, Nanu AM, Cross AT. Can DCP and LCP plates generate more compression? The effect of multiple eccentrically placed screws and their drill positioning guides. *Injury* 2011; 42:1095-1100.

[20] Lucena DFV, Malta CAS, Dias LGGG, Minto BW (2019) Description of a novel veterinary biplanar interlocking nail system. Presented at: 46th Annual Veterinary Orthopedic Society Conference; February 10, 2019; Breckenridge: USA.

[21] Mazzocca AD, DeAngelis JP, Caputo AE, Browner BD, Mast JW, Mendes MW. Principles of internal fixation. In.: Browner BD, Jupiter JB, Krettek C, Anderson PA *Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction*. Filadélfia: Saunders; 2008:83-141.

[22] Perren SM, Huggler A, Russenberger M, Straumann F, Müller ME, Allgöwer M. A method of measuring the change in compression applied to living cortical bone. *Acta Orthop Scand* 1969; 125:7-16.

[23] Augat P, von Rüden C. Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury* 2018; 49:2-7.

[24] Maritato KC. A brief history of veterinary locking plates applications. In.: Barnhart MD, Maritato KC (Eds.) *Locking Plates in Veterinary Orthopedics*. Hoboken: Wiley-Blackwell, 2019:1-5.

- [25] Kessler SB, Deiler S, Schiffli-Deiler M, Uthoff HK, Schweiberer L. Refractures: a consequence of impaired local bone viability. *Arch Orthop Trauma Surg* 1992; 111:96-101.
- [26] Perren SM. The concept of biological plating using the limited contact-dynamic compression plate (LC-DCP). Scientific background, design and application. *Injury* 1991; 22:1-41.
- [27] Anderson RT, Pacaccio DJ, Yakacki CM, Carpenter RD. Finite element analysis of a pseudoelastic compression generating intramedullary ankle arthrodesis nail. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016; 62:83-92.
- [28] Zanetti EM, Bignardi C. Structural analysis of skeletal body elements: numerical and experimental methods. In: Leondes CT. *Biomechanical Systems Technology: Muscular Skeletal Systems*. London: World Scientific Publishing; 2009:185-225.
- [29] Pruitt LA, Chakravartula AM. *Mechanics of Biomaterials: Fundamental Principles for Implant Design*. New York: Cambridge University Press; 2011: 463-470.
- [30] Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996; 2:525-435.
- [31] Rosa N, Marta M, Vaz M, et al. Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. *Ann N Y Acad Sci* 2017; 1408:20-31

### **CAPÍTULO 3 – Considerações finais**

O desenvolvimento do bloqueio em ângulo estável melhorou significativamente os resultados clínicos das fraturas tratadas com uso de haste intramedular bloqueada. Apesar de ser possível usar uma HIB-AE em fraturas de linha simples, seu uso não permite a reconstrução anatômica com compressão interfragmentária, sendo assim, ainda é recomendada para casos em que se opta por abordagem biológica com estabilização elástica, visando a consolidação secundária.

O modelo patenteado e testado nesse trabalho foi idealizado com a intenção de tornar a HIB-AE capaz de ser usada em fraturas que se beneficiam da compressão interfragmentária. Ademais, o dispositivo de compressão foi desenvolvido para ser manuseado de forma distante do foco de fratura, podendo promover a compressão dinâmica com mínimos danos ao foco de fratura. Durante os testes no estudo em tela, verificamos que o novo modelo é capaz de gerar cargas compressivas similares àquelas produzidas pela placa de compressão dinâmica, implante tido como referência em termos de compressão interfragmentária.

Apesar de não ser o foco desse estudo, vale ressaltar que placas, quando aplicadas de modo a promover compressão interfragmentária, são capazes de gerar consolidação primária, porém causam sérios danos ao perióstio e a biologia óssea, podendo gerar complicações como, por exemplo, não uniões e uniões retardadas. Esse novo modelo de HIB-AE foi idealizado para gerar cargas compressivas, mas com mínimos danos biológicos, algo que ainda precisa ser testado e comprovado clinicamente. Outro fator percebido durante a execução do teste foi que durante o movimento de compressão, devido ao posicionamento no centro do corpo de prova, houve mínimos movimento de cisalhamento, sendo assim é possível que a haste compressiva seja capaz de promover compressão até mesmo em fraturas com linhas oblíquas.

Devemos considerar que o presente estudo testou os implantes de maneira biomecânica e, portanto, é necessário a associação com resultados clínicos para melhor compreensão da aplicabilidade, do funcionamento e do comportamento desse novo modelo de HIB-AE em espécimes vivos.

## **Limitações do estudo**

Esse é um dos primeiros estudos a usar corpos de prova prototipados em PLA nas dimensões descritas, portanto são necessárias mais pesquisas usando esse modelo de corpo de prova para obtenção de maior padronização. O comportamento do PLA durante a fixação dos implantes foi uma das principais limitações desse estudo, afetando principalmente as amostras do Grupo 1. Ao ser perfurado, o corpo de prova gerava muitos aparas que se acumulavam no interior do orifício oblongo da haste, limitando a progressão do pino de Steinmann e consequentemente afetando o funcionamento do mecanismo de compressão interfragmentário. O próprio mecanismo de compressão também foi uma limitação devido a sua produção artesanal. Alguns dos componentes internos do mecanismo, demonstraram falhas e funcionamento inconstante durante as 10 repetições do Grupo 1.

## **Perspectivas**

Novos estudos, com diferentes corpos de provas e com o mecanismo de compressão aprimorado, poderão tornar os resultados da carga compressiva interfragmentar do novo modelo de HIB-AE mais homogêneo e numericamente superiores às placas já consagradas na literatura. Esperamos que, além disso, estudos clínicos possam verificar a aplicabilidade, o comportamento e os resultados do uso desse modelo tipo de implante (HIB-AE associado ao componente de compressão) em pacientes veterinários. Essas avaliações clínicas serão importantes para comprovar se as cargas registradas nessa pesquisa são efetivas *in situ*.

1 **ANEXO 1 – Normas para elaboração do “Capítulo 2”**

2

3 O capítulo 2 foi elaborado em formato de artigo científico seguindo as normas  
4 do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*,  
5 cujo ISSN 0932-0814 e o eISSN é 2567-6911. Tal periódico é de grande relevância  
6 em ortopedia e traumatologia veterinária com o fator de impacto (JCR) sendo  
7 classificado em 1,3.