

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)
autor(a), o texto completo desta tese
será disponibilizado somente a partir
de 22/01/2025.

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

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 Malta, Caio Afonso dos Santos

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

48 p. : il., tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal

Orientador: Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

1. Biomecânica. 2. implantes ortopédicos. 3. Fixação de fraturas. 4. Fraturas

Fixação intramedular. I. Título.

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

Essa ficha não pode ser modificada.

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
gov.br **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
gov.br **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
gov.br **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
gov.br **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
gov.br **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</i> <i>Traumatology (VCOT)</i>	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 interfragmentary 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 interfragmentary 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

mm⁴ – 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
CAPÍTULO 2	
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 necessário 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.

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, Uhthoff 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