UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

ANÁLISE MECÂNICA COMPARATIVA DE DIFERENTES MÉTODOS DE ESTABILIZAÇÃO DE OSTEOTOMIA DO OLÉCRANO DE CÃO UTILIZANDO CORPOS DE PROVA IMPRESSOS 3D

Fernando Bezerra da Silva Sobrinho

Médico Veterinário

2021

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

ANÁLISE MECÂNICA COMPARATIVA DE DIFERENTES MÉTODOS DE ESTABILIZAÇÃO DE OSTEOTOMIA DO OLÉCRANO DE CÃO UTILIZANDO CORPOS DE PROVA IMPRESSOS 3D

Discente: Fernando Bezerra da Silva Sobrinho

Orientador: Prof. Associado Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

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

2021

S586a

Silva Sobrinho, Fernando Bezerra da

Análise mecânica comparativa de diferentes métodos de estabilização de osteotomia do olécrano de cão utilizando corpos de prova impressos 3D / Fernando Bezerra da Silva Sobrinho. -- Jaboticabal, 2021

71 f. : il., tabs., fotos

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal

Orientador: Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

1. Ensaio mecânico. 2. Implantes ortopédicos. 3. Impressão 3D. 4. Olécrano. 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).

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Jaboticabal

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ANÁLISE MECÂNICA COMPARATIVA DE DIFERENTES MÉTODOS DE ESTABILIZAÇÃO DE OSTEOTOMIA DO OLÉCRANO DE CÃO UTILIZANDO CORPOS DE PROVA IMPRESSOS 3D

AUTOR: FERNANDO BEZERRA DA SILVA SOBRINHO

ORIENTADOR: LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de Mestre em CIRURGIA VETERINÁRIA, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS (Participaçao Virtual)

Departamento de Cliníca e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Luis gustavo gosuen

Prof. Dr. FABRICIO SINGARETTI DE OLIVEIRA (Participaçao Virtual)
Departamento de Morfologia e Fisiologia Animal / FCAV - UNESP - Jaboticabal

Luis gustavo gosuen

Prof. Dr. IVAN FELISMINO CHARAS DOS SANTOS (Participaçao Virtual) FMVZ/UNESP / Botucatu/SP

Luis gustavo gosuen

Jaboticabal, 26 de fevereiro de 2021

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Jaboticabal

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DE FERNANDO BEZERRA DA SILVA SOBRINHO, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA VETERINÁRIA, DA FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS - CÂMPUS DE JABOTICABAL.

Aos 26 dias do mês de fevereiro do ano de 2021, às 07:30 horas, por meio de Videoconferência, realizou-se a defesa de DISSERTAÇÃO DE MESTRADO de FERNANDO BEZERRA DA SILVA SOBRINHO, intitulada **ANÁLISE MECÂNICA COMPARATIVA DE DIFERENTES MÉTODOS DE ESTABILIZAÇÃO DE OSTEOTOMIA DO OLÉCRANO DE CÃO UTILIZANDO CORPOS DE PROVA**

IMPRESSOS 3D. A Comissão Examinadora foi constituida pelos seguintes membros: Prof. Dr. LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS (Orientador(a) - Participação Virtual) do(a) Departamento de Cliníca e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal, Prof. Dr. FABRICIO SINGARETTI DE OLIVEIRA (Participação Virtual) do(a) Departamento de Morfologia e Fisiologia Animal / FCAV - UNESP - Jaboticabal, Prof. Dr. IVAN FELISMINO CHARAS DOS SANTOS (Participação Virtual) do(a) FMVZ/UNESP / Botucatu/SP. Após a exposição pelo mestrando e arguição pelos membros da Comissão Examinadora que participaram do ato, de forma presencial e/ou virtual, o discente recebeu

Aprovado

o conceito final:_ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ _ . Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelo(a) Presidente(a) da Comissão Examinadora.

Luis gustavo gosuen

Prof. Dr. LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

Fernando Bezerra da Silva Sobrinho, nascido em 12 de dezembro de 1988, na cidade de Juazeiro, estado da Bahia. Ingressou no curso de Medicina Veterinária na Universidade de Federal do Vale do São Francisco (UNIVASF), em julho de 2011. Foi monitor da disciplina de Anatomia Veterinária e Bioquímica I. Neste mesmo período foi bolsista do PET-Saúde. Realizou estágio remunerado no Hospital Veterinário Universitário da mesma instituição, participando ativamente da rotina hospitalar. Fez parte da comissão organizadora dos cursos acadêmicos de Medicina Veterinária no ano de 2015. Em janeiro de 2017 obteve o título de Bacharel em Medicina Veterinária. No mês de março de 2017 iniciou o Programa de Residência em Cirurgia de Pequenos Animais na Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia (Unesp – Botucatu, SP), sob orientação da Profª. Titular Sheila Canevese Rahal, concluindo-o em fevereiro de 2019. Iniciou o mestrado acadêmico (bolsista FAPESP Processo 2019/01222-3) junto ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária em março de 2019 na Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – Unesp, Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Associado Luís Gustavo Gosuen G. Dias, etapa que está em curso.

EPÍGRAFE

Não se amoldem ao padrão deste mundo, mas transformem-se pela renovação da sua mente, para que sejam capazes de experimentar e comprovar a boa, agradável e perfeita vontade de Deus.

Romanos 12:2

DEDICATÓRIA

Dedico o presente trabalho aos meus pais,
Josimar e Veralucia, ao meu irmão Italo Rodrigo,
e a minha avó Dirce Ribeiro (*In memoriam*).

AGRADECIMENTOS

Primeiramente à Deus, que me ilumina a cada dia de estudo e que me dá forças para acreditar e continuar.

Aos meus pais, e toda minha família pelo apoio incondicional, em especial minha tia Sandra Ribeiro, por acreditar em meus sonhos.

À Kelle Mayane, pelo amor, paciência, apoio e força ao longo desses anos. Muito obrigado por tudo. Eu te amo!!

Ao meu irmão, Ítalo Rodrigo por ser meu eterno amigo e companheiro.

Ao meu orientador, Prof. Associado Luís Gustavo Gosuen G. Dias, muito obrigado pelo conhecimento transmitido e pelo direcionamento na elaboração desse trabalho. É uma satisfação ser seu orientado. 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.

Ao professor Bruno Watanabe Minto por aceitar o convite para ser membro da banca avaliadora da qualificação.

Ao Professor Fabricio Singaretti de Oliveira, por nos conceder acesso ao Laboratório de Anatomia Cirúrgica e auxiliar nos ensaios mecânicos.

À Unesp de Jaboticabal por permitir que eu vivenciasse essa fase tão importante para minha jornada na Medicina Veterinária, assim como a todos os funcionários, professores, enfermeiros e residentes da FCAV, Unesp - Jaboticabal.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pelo auxílio financeiro para desenvolvimento desta pesquisa – Número do processo 2019/01222-3.

A todos o meu MUITO OBRIGADO e Parabéns, essa vitória é nossa!

SUMÁRIO

Página

CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS..... iii
RESUMO..... iv
ABSTRACT..... v
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS..... vi
LISTA DE FIGURAS..... viii
LISTA DE TABELAS..... x
CAPÍTULO 1. Considerações gerais..... 1
Introdução..... 1
Revisão de literatura..... 1
Objetivos..... 6
Justificativa..... 6
Referências..... 8
CAPÍTULO 2. Análise biomêcanica comparativa da estabilização de osteotomia do olécrano de cão com banda de tensão, laca bloqueada (LCP) e haste intramedular compressiva (Patente BR 10 2018 016021 4) utilizando corpos de prova prototipados..... 11
Resumo..... 11
Introdução..... 13
Material e métodos..... 14
Descrições dos corpos de provas..... 14
Descrição dos grupos e aplicação dos implantes..... 17
Grupo haste intramedular compressiva (patente BR 10 2018 016021 4) 19
Descrições da haste intramedular bloqueada..... 19
Descrições dos componentes para aplicação da haste intramedular bloqueada..... 21
Grupo banda de tensão (GBT)..... 25
Grupo placa compressiva (GP)..... 26
Ensaios biomecânicos..... 29

Análise estatística 31
Resultados..... 31
Discussão..... 34
Conclusão..... 38
Limitações do Estudo..... 38
Referências..... 39
APÊNDICE..... 43
Apêndice A – Metodologia completa..... 44
ANEXO 1 - Normas do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and* Traumatology (VCOT)..... 52

CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Câmpus de Jaboticabal

CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado **"Análise biomecânica comparativa da estabilização de osteotomia do olécrano de cão com banda de tensão, placa bloqueada (LCP) e haste intramedular compressiva (patente BR 10 2018 016021 4) utilizando corpos de prova prototipados"**, protocolo nº 005640/19, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 16 de maio de 2019.

Vigência do Projeto	01/08/2019 a 01/08/2021
Espécie / Linhagem	Corpos de prova sintéticos prototipados
Nº de animais	21 corpos de prova
Peso / Idade	Não se aplica
Sexo	Não se aplica
Origem	Materiais sintéticos e implantes metálicos

Jaboticabal, 16 de maio de 2019.

Fabiana Pilarski

Prof.ª Dr.ª Fabiana Pilarski
Coordenadora – CEUA

Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias
Via de Acesso Prof. Paulo Donato Castellane, s/n CEP 14884-900 - Jaboticabal/ SP - Brasil
tel 16 3209 7100 www.fcav.unesp.br

ANÁLISE MECÂNICA COMPARATIVA DE DIFERENTES MÉTODOS DE ESTABILIZAÇÃO DE OSTEOTOMIA DO OLÉCRANO DE CÃO UTILIZANDO CORPOS DE PROVA IMPRESSOS 3D

RESUMO – Objetivou-se avaliar mecanicamente três técnicas de estabilização de osteotomia do olécrano (transversa) (haste intramedular bloqueada compressiva, banda de tensão e placa (LCP), utilizando corpos de prova prototipados padronizados (ulnas). Para tal foi utilizado corpos de prova (ulna de cão) (n=21) impressos em 3D (padronizados), manufaturados em PLA (ácido poliláctico). Após alocação dos implantes em cada um dos três grupos (n=7), grupo utilizando haste compressiva (GH), grupo com banda de tensão (GBT) e grupo placa (GP), testes mecânicos (teste de tração) foram realizados no intuito de averiguar qual das três técnicas forneceu maior resistência à força de tração. Os referidos testes foram realizados por máquina de ensaio universal para aquisição de dados a velocidade de 5 mm/minuto. Os dados foram avaliados entre os três Grupos (GH, GBT e GP), resultando em sete repetições a cada combinação. A análises de variância foram realizadas utilizando o Software R (versão 3.6.3) após comprovação dos supostos matemáticos (Teste de Shapiro-Wilk e Teste de Bartlett), considerando o delineamento inteiramente casualizado com três tratamentos (grupos) e sete repetições para os dados de força máxima e força de ruptura. O pós-teste Tukey foi aplicado quando a ANOVA indicou diferença significativa para a comparação das médias, e a significância foi declarada a $p \leq 0,05$. O GH apresentou maior força máxima (N) do que os demais grupos ($p<0,001$). Adicionalmente, o GBT apresentou maior força máxima quando comparado ao GP. A força de ruptura exercida no ensaio mecânico não resultou na ruptura dos implantes no GP. Por outro lado, o GH apresentou maior força de ruptura quando comparado ao GBT ($p<0,001$).

Palavra-chave: Ensaio mecânico; Implantes ortopédicos; Impressão 3D; Olécrano.

COMPARATIVE MECHANICAL ANALYSIS OF DIFFERENT METHODS OF DOG OLECRANON OSTEOTOMY STABILIZATION USING 3D PRINTED BODIES OF PROOF

ABSTRACT - The objective of this study was to evaluate mechanically three techniques for olecranon osteotomy stabilization (transverse) (compressed blocked intramedullary nail, tension band, and plate (PCL), using standardized prototyped specimens (ulnas). It was used specimens (dog's ulna) (n = 21) printed in 3D (standardized), manufactured in PLA (polylactic acid). After allocation of the implants in each of the three groups (n = 7), group using compressive nail (GH), group with tension band (GBT), and plate group (GP), mechanical tests (tensile test) were carried out in order to investigate which of the three techniques provided greater resistance to the tensile force. The mechanical tests were performed using the universal testing machine in a 5 mm/minute speed. The data were evaluated between the three groups (GH, GBT, and GP), considering the completely randomized design with three treatments (groups) and seven repetitions for maximum strength and breaking strength. The Shapiro-Wilk Test and Bartlett's Test were performed to verify the data distribution and the homogeneity of variances. After that, analysis of variance was performed using the Software R (version 3.6.3). When ANOVA indicated a statistically significant difference for the comparison between means considering $p \leq 0.05$ the Tukey's Test was performed. The GH showed the greatest maximum strength (N) when compared with the other groups ($p < 0.001$). Additionally, the GBT showed greater maximum strength when compared to GP. The rupture force exerted in the mechanical test did not result in the rupture of the implants in the GP. On the other hand, GH presented greater breaking strength when compared to GBT ($p < 0.001$).
Keywords: Mechanical testing, Orthopedic implants, 3D printing, Olecranon.

LISTAS DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

CAD - Computer Aided Design

CB - Cachimbo

CEUA - Comissão de Ética de Uso de Animais

CP - Corpos de Prova

DICOM - Digital Imaging Communications in Medicine

FAPESP - Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo

FCAV – Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias

FDM - *Fusion Deposition Modeling*

G-code - Código Geométrico

GBT - Grupo banda de tensão

GH - Grupo Haste Intramedular Compressiva

GPD - Guia de Perfuração Distal

GP - Grupo placa compressiva

GPP - Guia de Perfuração Proximal

HIB - Haste Intramedular Bloqueada

KN - Quilonewtons

LCP - *Locking Compresssion Plate*

mm - Milímetro

min - Minuto

N – Newton

PC - Parafuso Compressivo

PLA - Ácido poliláctico

RG - Régua Guia

STL - *Standard Tessellation Language*

TCB - Trava do Cachimbo

Unesp - Universidade Estadual Paulista

UNIVASF - Universidade de Federal do Vale do São Francisco

LISTAS DE FIGURAS

Página

CAPÍTULO 2

Figura 1. Vista lateral de imagem virtual do corpo de prova (ulna canina). CP – cor dourado (GH). Cor ilustrativas a título de facilitar o entendimento entre os grupos. Notar a linha de osteotomia (seta amarela) e o bloco de fixação (seta vermelha) para facilitar o encaixe na máquina de ensaios mecânicos e bloco de apoio da célula de carga (seta azul) 15

Figura 2. Imagem computacional e fotográfica do corpo de prova (A e C) e após impressão 3D (B). A seta vermelha demonstra o bloco de fixação, as setas amarelas as linhas de osteotomia. As setas brancas ilustram o orifício já manufaturado durante a impressão 3D para acomodar a haste intramedular compressiva e bloco de apoio da célula de carga (seta azul). 16

Figura 3. Imagens computacionais dos corpos de prova. As setas vermelhas demonstram os gabaritos de aplicação de implantes (orifícios guia no CP), a seta amarela demonstra o gabarito de aplicação de implantes (suporte linear de apoio - GP). As setas brancas ilustram as alças de suporte alocadas na face medial do CP. A numeração 1, 2 e 3, representam os CP de prova dos grupos GP, GH e GBT, respectivamente. 18

Figura 4. **A** - Desenho esquemático da haste com efeito compressivo evidenciando as dimensões dos orifícios e as distâncias entre eles e as extremidades do implante. O detalhe “A” expõe a região proximal da haste em escala 4:1 para demonstrar o orifício oblongo, característico desse implante. **B-** Vista lateral da haste com efeito compressivo expondo o comprimento do implante e as dimensões do entalhe no topo da haste para encaixe do cachimbo. A vista superior apresenta o diâmetro do implante e do orifício por onde o parafuso para compressão atravessará. O detalhe “B” (escala 4:1) apresenta as dimensões da área roscada por onde passará o parafuso para efeito compressivo. 20

Figura 5. Imagem de desenho bidimensional de modelo de (HIB) **A**- Desenho 2D do cachimbo (CB) evidenciando o orifício no eixo axial para movimentação do parafuso que exercerá compressão (PC). **B-** Vista explodida 3D do sistema completo, HIB - haste intramedular bloqueada; CB – Cachimbo; RG – Régua guia; TCB – Trava do cachimbo; PC – parafuso para compressão; GPP – Guia de perfuração proximal; GPD – Guia de perfuração distal. **C-** Vista 3D simulando o encaixe de todas as peças que compõe o sistema de HIB com efeito compressivo..... 22

Figura 6. Representação gráfica da bancada utilizada como gabarito para inserção das hastes, bandas de tensão e placas nos corpos de prova. Notar as duas morsas horizontais (principais componentes de interesse)..... 23

Figura 7. Imagem fotográfica do ato de implantação de haste intramedular compressiva em corpo de prova impresso em 3D fixado em bancada projetada. Seta de cor amarela indica régua e seus componentes acoplados. Seta de cor preta indica dispositivo de compressão patenteado..... 23

Figura 8. Imagem fotográfica demonstrando os corpos de prova impressos em 3D do grupo (GH). Corpos de prova (olecrano e ulna proximal) com osteotomia tratada com haste intramedular compressiva (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP, Jaboticabal – SP)..... 24

Figura 9. Imagem fotográfica de corpo de prova (olécrano e ulna proximal de cão impressos 3D) com (osteotomia – seta de cor amarela) tratada com a técnica de fio em banda de tensão. (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP)..... 26

Figura 10. Imagem esquemática demonstrando desenho de placa bloqueada LCP (*Locking Compresssion Plate*). Placa com superfície de baixo contato, medindo 50 mm de comprimento, 2 mm de espessura. Detalhe A - distância entre a extremidade da placa e segundo orifício bloqueado medindo 9,50 mm. (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP)..... 27

Figura 11. Imagem fotográfica dos corpos de prova de olecrano e ulna proximal de cão impressos em 3D com (osteotomia) tratada com placa bloqueada LCP (*Locking Compresssion Plate*). Observa-se a sequência de inserção dos parafusos por ordem numérica. (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP)..... 28

Figura 12. Imagem fotográfica realizada durante ensaio mecânico (Grupo GH) com corpo de prova na horizontal em relação ao eixo axial da célula de carga (seta amarela). Seta vermelha indica a morsa posicionada no eixo vertical da máquina utilizada para a fixação do CP no eixo horizontal da máquina, seta rosa indica suporte para fixação de morsa em L (aparato confeccionado em aço inoxidável), seta azul indica suporte do CP e vão livre padrão de 4 cm..... 30

Figura 13. Gráfico com média ± desvio padrão da Força máxima durante o ensaio monotônico de compressão em três pontos (19613.3 N) dos grupos (GH, GBT e GP) utilizando corpos de prova impressos 3D (olecrano ulna proximal de cão). Letras diferentes indicam diferença significativa entre medias obtida pelo teste de Tukey (p≤0,05). (a/●) grupo haste intramedular, (b/■) grupo banda de tensão e (c/▲) grupo placa bloqueada..... 32

LISTAS DE TABELA

CAPÍTULO 2

Tabela 1. Média ± desvio padrão da Força máxima e força de ruptura durante o ensaio monotônico de tensão (19613,3 N) em corpos de prova impressos em 3D mimetizando osteotomia (transversa) de olécrano de cão..... 33

APÊNDICE A

Figura 1. Imagem fotográfica do ato de impressão 3D. Processo de impressão dos corpos de prova pelo equipamento de extrusão de PLA, em impressora Prusa I3 customizada..... 44

Figura 2. A- Imagem fotográfica de corpos de prova sintéticos de filamentos de ácido poliláctico (PLA) impressos pelo equipamento de extrusão de polímero fundido Prusa I3. B- Corpo de prova preparados e marcados previamente para o processo de implantação de bandas de tensão..... 45

Figura 3. Bancada gabarito desenhada e montada em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016), construída em madeira com duas morsas que possibilitam a fixação dos instrumentos..... 46

Figura 4. A- Imagens fotográficas de demonstração do uso da bancada para aplicação de banda de tensão em corpos de prova impressos 3D (olecrano e ulna proximal). B- Demonstração de banda de tensão aplicada sobre a bancada própria do experimento. As morsas dispostas na base horizontal estabilizam o corpo de prova para parametrizar a implantação, ossos ou corpos de prova impressos 3D..... 47

Figura 5. Imagem fotográfica de demonstração de implantação de placa bloqueada em corpo de prova (GP) sobre a bancada própria do experimento. A morsa disposta na base horizontal estabiliza a estrutura que receberá o implante, ossos ou corpos de provas impressos 3D. As setas de cor preta indicam pinça de redução ósseas para estabilização inicial no processo de fixação do implante..... 48

Figura 6. Imagem fotográfica de demonstração do uso da bancada para aplicação de haste intramedular compressiva em osso impresso 3D (olecrano e ulna proximal). Seta de cor amarela indica régua e seus componentes acoplados. Seta de cor preta indica dispositivo de compressão patenteado e as setas de cor vermelha indicam as morsas..... 49

Figura 7. Imagem fotográfica realizada durante os ensaios mecânicos (Grupo Haste) com corpo de prova (seta vermelha) na horizontal em relação ao eixo axial da célula de carga (seta amarela). Máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000®), com célula de carga de 20 KN, e suporte de acionamento eletromecânico com velocidade configurável de 0,05 a 500 mm/min, conectada ao computador com sistema de aquisição de dados com deslocamento padronizado em 5 mm por minuto..... 50

ANEXO 1 - Normas do periódico Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)..... 52

CAPÍTULO 1 – Considerações gerais

Introdução

Fratura e a interrupção completa ou incompleta da continuidade de um osso ou cartilagem (Fournet et al., 2018). As fraturas são causadas por forças diretas aplicadas ao osso, afecções ósseas, esforço mecânico repetitivo e por forças indiretas na qual excedem a capacidade de deformação elástica, acometendo áreas vulneráveis com perda da função, como por exemplo as fraturas do olécrano (Newman, 2009; Fournet et al., 2018). Métodos de estabilização por banda de tensão e placas são relatados em literatura em casos de fraturas e osteotomias do olécrano (Newman, 2009; Fournet et al., 2018). Entretanto, são escassos os estudos que avaliam comparativamente diferentes métodos de estabilização de fraturas e osteotomias do olécrano, bem como a utilização de haste bloqueada com efeito compressivo para consolidação absoluta. Nesse contexto, o objetivo do estudo é avaliar mecanicamente três técnicas de estabilização de fratura/osteotomia do olécrano (transversa) (haste intramedular bloqueada compressiva, banda de tensão e placa - LCP), utilizando corpos de prova prototipados padronizados (ulnas de cão).

Revisão de literatura

O olécrano é a proeminência óssea da ulna proximal, estendendo-se desde o processo coronóide até o tubérculo do olécrano, articulando com o úmero por meio da incisura troclear e o processo ancôneo (Fournet et al., 2018). Serve como importante braço de alavanca, atuando como ponto de fixação do músculo tríceps braquial, musculatura responsável pela extensão da articulação do cotovelo (Evans et al., 2013).

Fraturas do olécrano estão frequentemente associadas com trauma torácico e musculoesquelético (Fournet et al., 2018). As fraturas do olécrano representam cerca de 1,5% das fraturas dos ossos apendiculares, 7,5% das fraturas do membro torácico em cães (Muir, 1996). Tais fraturas geralmente resultam de traumas (Fournet et al., 2018).

As fraturas do olécrano podem ocorrer como resultado de trauma direto ou indireto. No trauma indireto, ocorre devido à força de contração do músculo tríceps braquial no seu ponto de inserção. Isso muitas vezes produz fratura transversal ou oblíqua (Newman, 2009).

Uma vez que as fraturas mais comuns do olécrano são articulares, a redução anatômica, bem como a fixação interna, é necessária para neutralizar as forças de tração exercidas pelo músculo tríceps braquial (Piermattei et al., 2009; Evans et al., 2013). Por outro lado, osteotomia do olécrano é realizada como parte da abordagem cirúrgica do úmero distal, necessitando de métodos de fixação interna rígida (Johnson, 2014).

Estudos demonstraram que as tensões mecânicas no foco de fratura influenciam a formação de calo ósseo durante o processo de cicatrização do tecido (teoria do *Strain*) (Jagodzinski, 2007). Estímulos biomecânicos modulam o período de consolidação óssea, alteram proporções de tipos de tecidos gerados na área da fratura e regulam padrões de expressão gênica de células reparadoras de tecido ósseo (Palomares et al., 2009). O conceito de tensão ou *strain* no foco de fratura e sua influência na consolidação óssea foi introduzida no final da década de 1970 (Perren, 1979). A tensão é a deformação relativa no intervalo de fratura dividido pelo comprimento do intervalo original. O tecido não pode existir (e ser reparado) sob tensão ou condições que excedam sua tolerância ao movimento e alongamento (Hak et al., 2010). Os tecidos são formados apenas em ambientes com condições biomecânicas ideais. O osso cortical tolera apenas 2% de deformação antes da ruptura celular, sendo essas fraturas consideradas de alto *strain*, requer fixação forte e rígida com compressão interfragmentar para consolidação direta sem formação de calo ósseo (Rahn, 2002). O osso trabecular, por outro lado, tolera até 10% de deformação. Se mais de 2% de deformação ainda estiver presente, pode ocorrer não união óssea (Hak et al., 2010).

A consolidação óssea direta só ocorre mediante cirurgia e estabilização rígida dos fragmentos ósseos fraturados com até 2% de deformação. A estabilização rígida e a coaptação perfeita dos fragmentos ósseos envolvidos, permitem que o sistema harvesiano cruze o foco de fratura e repare por meio de solução de continuidade sem a necessidade de ossificação endocondral (Johnson, 2014).

Diferentes implantes podem ser utilizados para estabilizar fraturas de alto Strain. Placas de compressão e parafusos, fios de cerclagens e bandas de tensão, são algumas opções recomendadas (Schatzker, 2002).

Técnicas de osteossíntese como a banda de tensão e placa e parafusos são atualmente recomendadas para reparo de fraturas do olécrano de cães e gatos, pois ambas estão associadas a excelentes resultados funcionais em longo prazo (Fournet et al., 2018). Complicações e resultados em longo prazo associados a essas técnicas têm sido bastante descritas na medicina humana, mas não na literatura veterinária (Ren et al., 2016). Poucos estudos avaliaram as complicações da banda de tensão e/ou placa para reparo de fraturas de olécrano em pequenos animais (Fournet et al., 2018). O fio de cerclagem em banda de tensão é de longe a técnica mais comum de fixação interna utilizada para o tratamento de fraturas do olécrano não cominutivas. A técnica de banda de tensão envolve a conversão da força de tração (tensão) do músculo tríceps braquial em força dinâmica compressiva no foco de fratura, promovendo estabilidade interfragmentária, resultando em condições que favorecem a consolidação óssea primária (Grafinger et al., 2017).

Segundo Fournet e colaboradores (2018), altas taxas de complicações foram observadas após utilização de fio de cerclagem em banda de tensão em estudo em 41 cães. Citam que as complicações foram provavelmente influenciadas pela má seleção de casos e dificuldade no estabelecimento das diretrizes de posicionamento dos implantes. Desta forma, se for tecnicamente possível, recomenda-se osteossíntese com placa e parafusos para o reparo de fraturas do olécrano.

A banda de tensão tem como vantagem converter a força de tração aplicada pelos músculos, ligamentos, e tendões ao fragmento de fratura, convertendo-a em forças compressivas. Compressão de fragmentos de fratura minimiza o gap da fratura e promove a estabilidade interfragmentária, resultando em condições que favorecem a consolidação óssea primária (Spencer et al., 2012). Desvantagens associadas a esta técnica incluem migração dos fios de Kirschner, osteomielite, fadiga do implante, desalinhamento ósseo, não consolidação óssea, união óssea retardada, dor associada a implantes soltos ou colocados de forma inapropriada, soltura do implante e neuropraxia (Halling et al., 2002).

A estabilização de fraturas com placa e parafusos ósseos é método popular de fixação de fraturas em pequenos animais (Johnson, 2014). A fixação de placa óssea tem sido utilizada principalmente para a estabilização de fraturas cominutivas de olécrano em que a fixação do fio de banda de tensão não é apropriada (Newman, 2009).

Segundo Fournet e colaboradores (2018), a placa (LCP - *Locking Compresssion Plate*) posicionada e fixada na superfície caudal da ulna (a superfície de tensão), não houve diferença quando posicionada e fixada na superfície lateral da ulna em estudo em 19 animais, sugerindo que a superfície lateral da ulna é adequada para fixação de placas em casos de fraturas do olécrano. Esta observação é apoiada por estudo biomecânico anterior que não encontrou diferenças significativas na estabilidade entre fixação lateral e caudal na ulna (King et al., 1996).

As placas ósseas bloqueadas (LCP), têm como vantagens adaptação a praticamente todos os tipos de fraturas; uma vez que com os furos combinados, pode-se utilizar o parafuso em função neutra, bloqueada ou compressiva. Esta modalidade de placa pode promover compressão interfragmentária, e com o pré-tensionamento a placa ajuda a aumentar a conversão de força e obter mais compressão entre os fragmentos de fratura (Piermattei et al., 2009). Entretanto, sua utilização exige ampla exposição óssea e infecções ósseas. Além disso, tal técnica requer instrumental específico e custos onerosos para a sua aplicação (Piermattei et al., 2009).

A utilização de haste intramedular bloqueada vem ganhando espaço na medicina veterinária, por apresentar vantagens e superioridade biomecânica quando comparadas aos métodos anteriormente citados (Piórek et al., 2012). As hastes bloqueadas resistem a todas as forças atuantes nas fraturas. A haste proporciona apoio contra força de flexão, enquanto os parafusos ou bolts (implantes de bloqueio) de travamento protegem contra a carga axial e torcional (Johnson, 2014). Como vantagem mecânica da HIB podemos citar, o formato que favorece o momento de inércia de área, possibilitando resistir às cargas flexivas com uniformidade independente da direção que esta é aplicada (Pettitt et al., 2016) e o posicionamento no eixo neutro das forças (canal medular) tornando a haste menos sobrecarregada quando comparada a implantes posicionados de forma excêntrica (Mazzocca et al., 2008).

Segundo Dejardin e colaboradores (2020) as hastes somente eram utilizadas em fraturas diafisárias de ossos longos que apresentavam segmentos ósseos de tamanho suficientes para acomodar pelo menos dois parafusos. Porém, o uso de dispositivos de bloqueio do tipo “bolts” permitiu utilização em menor quantidade por fragmentos ósseos com excelentes resultados clínicos.

As desvantagens biomecânicas da haste foram descobertas nos primeiros sistemas de haste bloqueada, tendo como exemplo a quebra ou flexão da haste, folga existente entre o parafuso e a haste que permite a força rotacional (*slack*), e consequente retardo na consolidação da fratura (Spencer et al., 2012; Johnston et al., 2017), além do fato da alma dos parafusos corticais rosqueado apresentarem diâmetro inferior em relação ao sistema, na qual torna o implante frágil e com riscos de quebras na área de interface entre a haste e o parafuso (Johnston et al., 2017). Quanto às vantagens, o bloqueio da haste intramedular junto ao osso confere resistência às forças de torção e compressão axial, tornando esse tipo de implante mais resistente à fadiga e menos suscetível a falhas (Spencer et al., 2012). Na avaliação biomecânica em simulação de fraturas irredutíveis, a haste foi superior às placas, pois nessas fraturas a sobrecarga sobre o implante é aumentada e por apresentarem posicionamento excêntrico as placas tendem a falhar com mais facilidade (Lansdowne et al., 2007).

Apesar das vantagens da haste intramedular bloqueada em diversos tipos de fraturas, falta na literatura médica veterinária estudos avaliando a estabilização de fraturas e osteotomias do olécrano com uso desta técnica, bem como estudos biomecânicos comparando os métodos tradicionais quanto à resistência a força de tensão, assim como modelo de haste de tamanho adequado, e que promova compressão interfragmentária.

Estudos demonstraram que o conhecimento das forças atuantes sobre o osso, assim como a compreensão das propriedades estruturais do implante, permitem ao cirurgião determinar o método mais adequado para a fixação de determinadas fraturas (Lansdowne et al., 2007). Por essa razão, testes biomecânicos são amplamente utilizados e aceitos para avaliar a eficiência de dispositivos de fixação ortopédica e devem ser realizados antes dos testes in vivo (Sod et al., 2006). Vários fatores interferem os resultados dos testes biomecânicos em ossos cadavéricos e devem ser

considerados durante as análises. Os efeitos de variação existente entre os ossos quanto à idade, porosidade, tamanho, mineralização e geometria devem ser minimizados, não obstante quando se compara três técnicas de forma simultânea o prejuízo é ainda maior pela ausência do terceiro espécime ósseo do mesmo indivíduo (Sod et al., 2006). Corpos de prova sintéticos propiciam a padronização na manutenção da mecânica do paciente bem como a manutenção anatômica, o que desperta o interesse de cirurgiões no mundo, e tornando a impressão 3D uma ferramenta flexível e de destaque com diversas aplicações (Batista, 2012). Os biomodelos produzidos por meio da impressão 3D são economicamente viáveis em relação à obtenção, ao preparo e à conservação de peças anatômicas de cadáveres (Chen et al., 2017). Não obstante, o uso de corpos de prova impressos 3D no formato do osso para cada estudo vai ao encontro da nova ordem ética no uso de animais, uma vez que além da total padronização, não utilizará animais vivos ou cadáveres, seguindo a premissa dos 3 R's (Reduction, Refinement e Replaciment), traduzido do inglês como redução, refinamento e substituição, que visa o zelo pelo bem estar animal (Baeder et al., 2012).

Objetivos

O objetivo do presente estudo foi avaliar mecanicamente três técnicas de estabilização de fratura/osteotomia do olécrano (transversa) (haste intramedular bloqueada compressiva, banda de tensão e placa - LCP), utilizando corpos de prova prototipados padronizados (ulnas de cão).

Justificativa

Segundo Newman e colaboradores (2009), vários sistemas de classificação de fraturas ou osteotomias do olécrano têm sido descritas em humanos como guia para o tratamento, mas até então, nenhum destes foi universalmente aceito, assim como nenhum sistema de estabilização convencional demonstrou ser mais confiável que os demais (Newman et al., 2009). Por esse motivo, a literatura carece de estudos mecânicos que avaliem o uso de diferentes métodos de estabilização em fraturas

de traço único (transversal) em terço médio do olécrano em cães. Contudo, as opções de modelos de hastes bloqueadas no Brasil para utilização no olécrano, bem como para o tipo de fratura são inexistentes por não ser precisos, possuírem folga (*slack*) mesmo que os bloqueios tenham sido alcançados e por último não possuem características que permita a compressão interfragmentária. Desta forma, pretende-se por meio de ensaios mecânicos, avaliar, em corpos de prova impressos 3D, modelo de haste intramedular bloqueada, com efeito compressivo (interfragmentar) comparativamente aos métodos convencionais (banda de tensão e placa e parafusos) em osteotomia de traço simples (transversa) do olécrano.

Referências:

Baeder FM, Padovani MCRL, Moreno DCA, Delfino CS (2012) Percepção histórica de Bioética na pesquisa com animais: possibilidades. **Revista Bioethiks** 6:313-320.

Batista LCA (2012) **Prototipagem rápida como ferramenta auxiliar no desenvolvimento de produtos, um estudo de caso envolvendo implantes ortopédicos.** Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Escola de Engenharia de Piracicaba, Piracicaba.

Chen S, Pan Z, Wu Y, Gu Z, Li M, Liang Z, Zhu H, Yao Y, Shui W, Shen Z, Zhao J, Pan H (2017) The Role of Three-Dimensional Printed Models of Skull in Anatomy Education: a Randomized Controlled Trail. **Scientific Reports** 7:1-11.

Dejardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2020) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice** 50:67-100.

Evans HE, De Lahunta A, The Skeleton (2013) In: Evans HE, De Lahunta A (Eds.) **Miller's Anatomy of the Dog.** St Louis, MO: Elsevier Saunders, p. 134–136.

Fournet A, Boursier JF, Corbeau S, Decambron A, Viateau V, Fayolle P, Bedu A, Leperlier D, Manassero M (2018) Stabilization of Olecranon Fractures by Tension Band Wiring or Plate Osteosynthesis: A Retrospective Study of 41 Cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**. 31:53–61.

Grafinger MS, Roe SC, Spodnick G, Smith ES (2007) Biomechanical Comparison of Dual Interlocking Single Loop and Double Loop Tension Band Techniques to the Classic AO Tension Band Technique for Repair of Olecranon Osteotomies in Dogs. **Veterinary Surgery** 36:141–148.

Hak DJ, Toker S, YI C, Toreson J (2010) The influence of fracture fixation biomechanics on fracture healing. **Orthopedics** 33:752-755.

Halling KB, Lewis DD, Cross AR, Kerwin SC, Smith BA, Kubilisl PS (2002) Complication rate and factors affecting outcome of olecranon osteotomies repaired with pin and tension-band fixation in dogs. **Canadian Veterinary Journal** 43:528–534.

Jagodzinski M, Krettek C (2007) Effect of mechanical stability on fracture healing--an update. **Injury** 38:3-10.

Johnson AL (2014) Fundamentos de cirurgia ortopédica e tratamento de fraturas. In: Fossum TW. **Cirurgia de pequenos animais**. Rio de Janeiro: Elsevier, p. 1033-1224.

Johnston SA, Von Pefeil DJF, Dejardin LM, Roe S, Weh M (2017) Internal Fracture Fixation. In: Johnston SP, Tobias KM. **Veterinary Surgery: Small Animal.** St. Louis, MO: Elsevier, p. 1892-1983.

King GJ, Lammens PN, Milne AD, Roth JH, Johnson JA (1996) Plate fixation of comminuted olecranon fractures: an in vitro biomechanical study. **Journal of Shoulder and Elbow Surgery** 5:437–441.

Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, Ting D, Haut RC (2007) In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and medio lateral bending. **Veterinary Surgery** 36:754-763.

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.

Muir P, Johnson KA (1996) Fractures of the proximal ulna in dogs. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology** 9:51–57.

Newman SD, Mauffrey C, Krikler S (2009) Olecranon fractures. **Injury** 40:575–581.

Palomares KTS, Gleason RE, Mason ZD, Cullinane DM, Einhorn TA, Gerstenfeld LC, Morgan EF (2009) Mechanical stimulation alters tissue differentiation and molecular expression during boné healing. **Journal of Orthopaedic Research** 27:1123-1132.

Perren SM (1979) Physical and biological aspects of fractures healing with special reference to internal fixation. **Clinical Orthopaedics and Related Research** 138:175-196.

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.

Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE (2009) Fratura do rádio e da ulna. In: Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE. **Ortopedia e Tratamento de Fraturas em Pequenos Animais.** Barueri, SP: Manole, p. 407-432.

Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE (2009) Fraturas: Classificação, diagnóstico e tratamento. In: Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE. Ortopedia e Tratamento de Fraturas em Pequenos Animais. Barueri, SP: Manole, p. 140-160.

Piórek A, Adamiak Z, Matyjasik H, Zhalniarovich Y (2012) Stabilization of fractures with the use of veterinary interlocking nails. **Pakistan Veterinary Journal** 32:10-14.

Rahn BA (2002) Bone healing: histological and physiological concepts. In: Sumner-Smith G, Fackelman GE (Eds.) **Bone in clinical orthopedics.** Stuttgart: Thieme, p. 287-300.

Ren YM, Qiao HY, Wei ZJ, Lin W, Fan B, Liu L, Li A, Kang Y, Liu S, Hao Y, Zhou X, Feng S (2016). Efficacy and safety of tension band wiring versus plate fixation in olecranon fractures: a systematic review and meta-analysis. **Journal of Orthopaedic Surgery and Research** 11:137.

Schatzker J (2002) Concepts of fracture stabilization. In: Sumner-Smith G, Fackelman GE (Eds.) **Bone in clinical orthopedics.** Stuttgart: Thieme, p. 327-248.

Sod GA, Hubert JD, Martin GS, Gill MS (2006) An in vitro biomechanical comparison between prototype tapered shaft cortical bone screw and AO cortical bone screws for an equine metacarpal dynamic compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. **Veterinary Surgery** 35:634-642.

Spencer AJ (2012) Internal Fracture Fixation. In Tobias KM, Johnston SA (Eds.) **Veterinary Surgery: Small Animal.** St. Louis, MO: Elsevier, p. 556-607.

CAPÍTULO 2 - Análise mecânica comparativa de diferentes métodos de estabilização de osteotomia do olécrano de cão utilizando corpos de prova impressos 3D

Normas do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* (VCOT) (Anexo 1)

Resumo

Objetivos: Objetivou-se avaliar mecanicamente três técnicas de estabilização de osteotomia do olécrano (transversa) por meio do uso de (haste intramedular bloqueada compressiva (PATENTE BR 10 2018 016021 4), banda de tensão e placa bloqueada, utilizando corpos de prova impressos 3D padronizados (ulnas).

Métodos: Foram utilizados corpos de prova (ulna de cão) (n=21) impressos 3D (padronizados), oriundos de exame tomográfico, manufaturados em PLA (ácido poliláctico). Após alocação dos implantes em cada um dos três grupos (n=7), grupo utilizando haste compressiva (GH), grupo com banda de tensão (GBT) e grupo placa (GP) (placa específica), testes mecânicos (teste de tensão) foram realizados no intuito de averiguar qual das três técnicas forneceu maior resistência à força de tensão de cisalhamento em três pontos. Os referidos testes foram realizados por máquina de ensaios universal com célula de carga de 20 KN para aquisição de dados a uma velocidade de 5 mm/minuto. Os dados foram avaliados entre os três grupos, resultando em sete repetições a cada combinação. Análises de variância foram realizadas após comprovação dos testes (Shapiro-Wilk e de Bartlett), considerando o delineamento casual para os dados de força máxima e força de ruptura. O pós-teste Tukey foi aplicado quando a ANOVA indicou diferença significativa para a comparação das médias, e a significância foi declarada a $p \leq 0,05$.

Resultados: O GH apresentou maior força máxima/resistência (N) em relação aos demais grupos (p<0,001). Adicionalmente, o grupo (GBT) apresentou maior força máxima quando comparado ao grupo (GP). A força de ruptura exercida no ensaio mecânico não resultou na ruptura dos implantes no GP. Por outro lado, o grupo (GH) apresentou maior força de ruptura quando comparado ao grupo (GBT) (p<0,001).

Significância Clínica: O implante haste intramedular bloqueada apresentou maior resistência mecânica em osteotomias do olécrano em corpos de prova de ulna de cães impressos em 3D, conferindo um suporte viável na força de tração.

Palavra-chave: Ensaio mecânico; Implantes ortopédicos; Impressão 3D; Olécrano.

Introdução

Fraturas e osteotomias do olécrano em cães podem ser estabilizadas com técnicas de banda de tensão e placa e parafusos (2).

A banda de tensão tem como vantagens a neutralização das forças de tração aplicadas pelos músculos, ligamentos, e tendões ao fragmento de fratura, convertendo-a em forças compressivas. Compressão de fragmentos de fratura minimiza o gap da fratura e promove a estabilidade interfragmentária, resultando em condições que favorecem a consolidação óssea primária (3). Desvantagens associadas há esta técnica incluem migração dos fios de Kirschner, osteomielite, desalinhamento ósseo, não consolidação, união retardada, dor associada a implantes soltos ou colocados de forma inapropriada, soltura do implante e neuropraxia (4).

A fixação de placa óssea tem sido utilizada principalmente para a estabilização de fraturas cominutivas de olécrano em que a fixação do fio de banda de tensão não é apropriada (1). As placas ósseas bloqueadas LCP (*Locking Compresssion Plate*), têm como vantagens adaptação a praticamente todos os tipos de fraturas; uma vez que com os furos combinados, pode-se utilizar o parafuso em função neutra, bloqueada ou compressiva. Entretanto, sua utilização exige ampla exposição óssea, pode acarretar quebra e perda funcional dos implantes, irritação e infecções ósseas (7). A utilização de haste intramedular bloqueada vem ganhando espaço na medicina veterinária, por apresentar vantagens e superioridade mecânica quando comparadas aos demais métodos por conferir resistência às forças de torção e compressão axial, tornando esse tipo de implante mais resistente à fadiga e menos suscetível a falhas. Já suas principais desvantagens são quanto a quebra ou flexão da haste, folga existente entre o parafuso e a haste que permite a força rotacional (slack), e consequente retardo na consolidação da fratura (3,8).

Entretanto, são escassos os estudos mecânicos que avaliam comparativamente diferentes métodos de estabilização de fraturas e osteotomias do olécrano para o acesso caudal ao cotovelo, bem como a utilização de haste bloqueada com efeito compressivo para consolidação primária.

Material e Métodos

Mesmo não utilizando espécimes vivos ou cadavéricos o projeto foi submetido à comissão de ética (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista, UNESP, Câmpus de Jaboticabal, (protocolo nº 5640/2019).

Descrições dos corpos de provas

Um cão hígido de porte médio (30 kg), sem raça definida, foi submetido ao exame de tomografia computadorizada, para aquisição de imagens da região do antebraço (rádio e ulna) em fatias (*slices*) de 2 mm, no formato de arquivo denominado DICOM (*Digital Imaging Communications in Medicine*). Após esse processo a reconstrução tridimensional computacional do antebraço foi sequencialmente realizada e o isolamento da ulna convertida em formato de arquivo apropriado para impressão 3D denominado STL (*standard tessellation language*) para a confecção virtual dos corpos de prova (CP) (Figura 1). Os biomodelos da ulna foram impressos utilizando filamentos de ácido polilático (PLA – cor dourado), para que houvesse uniformidade e repetibilidade na produção dos corpos de prova (CP) (Figura 2).

Em uma das extremidades dos CP (extremidade distal) foi projetado bloco de fixação e suporte por meio do software Blender® (https://www.blender.org/), possuindo 15 mm de comprimento, 15 mm de largura e 24 mm de altura (Figuras 1 e 2), no intuito de melhorar a padronização dos ensaios já que as medidas foram condizentes com a máquina de ensaio universal que realizou os testes mecânicos, permitindo encaixes precisos, sem a necessidade de componentes de adaptação. É importante ressaltar que tanto a parte diafisária ulnar dos CP quanto o bloco de fixação da extremidade distal foram produzidos de forma única (peça única), sólidos e compostos pelo mesmo material, sem nenhum sistema de encaixe, para minimizar as variações dos resultados.

O preparo pré-impressão do biomodelo em estudo foi realizado pelo software Repetier Host (https://www.repetier.com/) que gerou o fatiamento da imagem e a sequência de dados denominados de Código Geométrico (*G-code*), linguagem de programação responsável pela movimentação dos 3 eixos (X, Y e Z) da impressora e consequentemente, construção de camadas por meio da fusão e deposição de polímero, processo denominado de *fusion deposition modeling* (FDM). A impressora utilizada no estudo foi do modelo Prusa I3 customizada.

Osteotomias no terço médio do olécrano foram realizadas virtualmente nos corpos de prova já na impressão 3D (prototipagem) (Figuras 1; 2B e 2C), proporcionando falha transversal padronizada. Após impressão, foram reparadas usando duas técnicas cirúrgicas descritas na literatura e, uma terceira, utilizando método de estabilização como base em modelo de haste intramedular bloqueada compressiva patenteada por esta equipe (depósito no INPI, Patente de Invenção número BR 10 2018 016021 4).

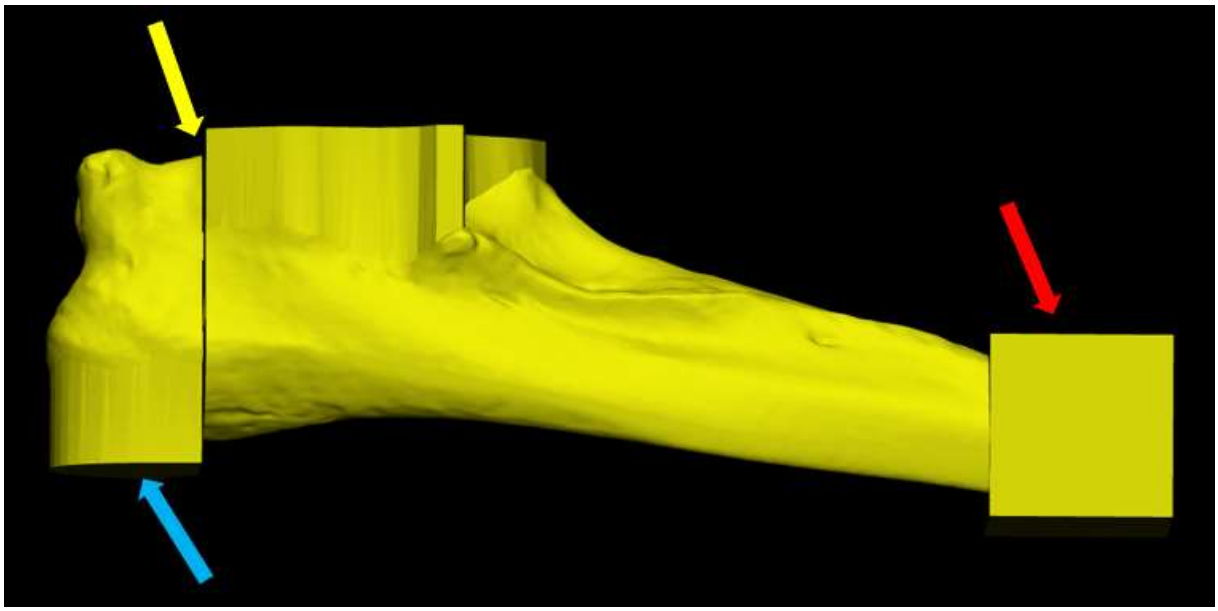


Figura 1. Vista lateral de imagem virtual do corpo de prova (ulna canina). CP – cor dourado (GH). Cor ilustrativas a título de facilitar o entendimento entre os grupos. Notar a linha de osteotomia (seta amarela) e o bloco de fixação (seta vermelha) para facilitar o encaixe na máquina de ensaios mecânicos e bloco de apoio da célula de carga (seta azul).

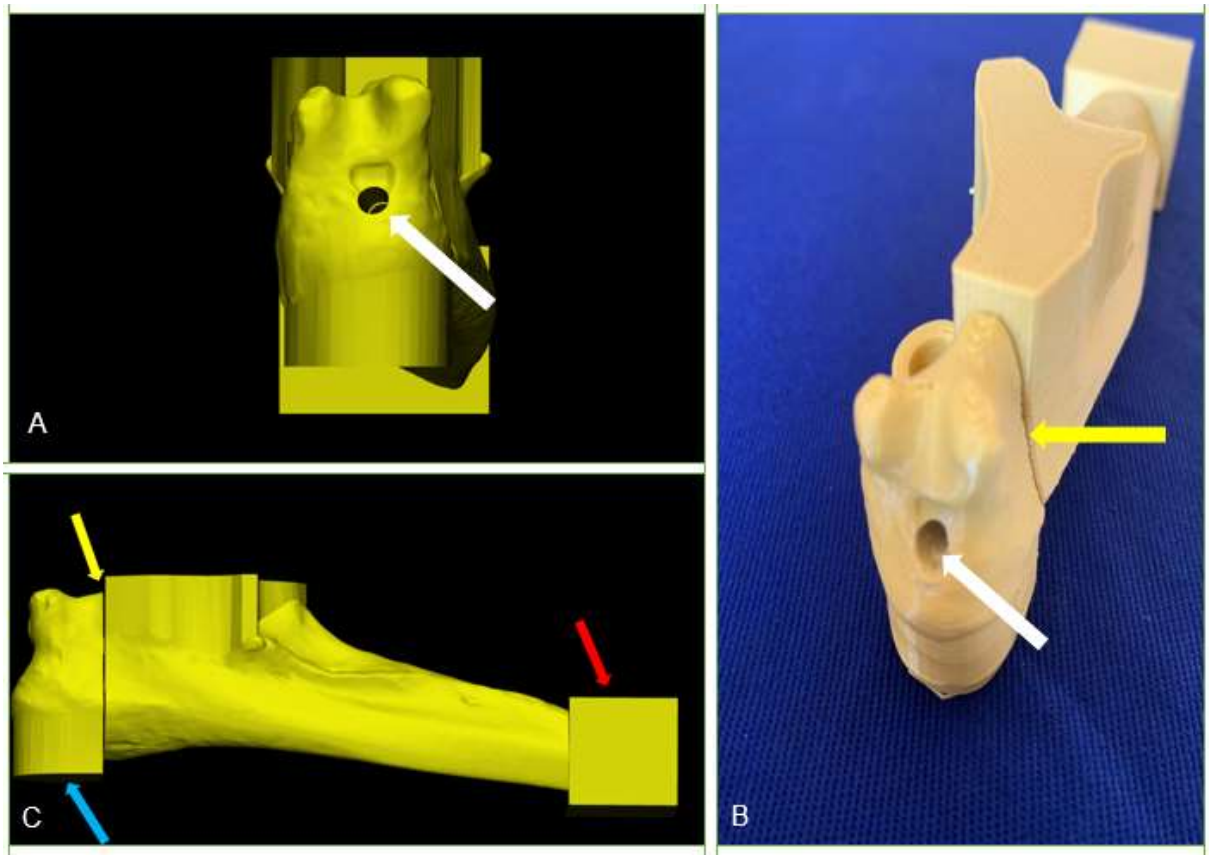


Figura 2. Imagem computacional e fotográfica do corpo de prova (A e C) e após impressão 3D (B). A seta vermelha demonstra o bloco de fixação, as setas amarelas as linhas de osteotomia. As setas brancas ilustram o orifício já manufaturado durante a impressão 3D para acomodar a haste intramedular compressiva e bloco de apoio da célula de carga (seta azul).

Descrição dos grupos e aplicação de implantes

Para a aplicação dos implantes de forma padronizada (localização) nos três grupos estudados (GH, GBT E GP) foram previamente projetados computacionalmente gabaritos e impressos juntamente com os corpos de prova (CP), visando padronização dos grupos (Figura 3).

No grupo GH o orifício de introdução da haste intramedular foi manufaturado durante a impressão 3D, no intuito de padronizar o local de inserção e direção do implante (Figura 3D). No grupo GBT o orifício para passagem do fio de cerclagem foi manufaturado assim como os locais de inserção dos fios de Kirschner (Figuras 3A e 3D), assim como com os orifícios dos parafusos bloqueados e suporte linear para alocação padronizada da placa no grupo GP (Figura 3A e 3D).

Alças de suporte foram confeccionadas na face medial dos CP no intuito de manter o alinhamento e a estabilização entre o fragmento ulnar e o submetido à osteotomia, facilitando e padronizando a alocação dos implantes metálicos (Figura 3D). O fragmento que mimetizou a tuberosidade do olécrano após a osteotomia foi impresso com estruturas de conexão, denominadas de alça de suporte, estabilizando-o com corpo da ulna, no intuito de manter o alinhamento entre fragmentos, facilitando e padronizando a aplicação dos implantes de cada grupo experimental. Por serem flexíveis e permitirem a mobilização entre as partes (fragmentos da ulna), estes foram removidos após o término da inserção dos implantes de cada grupo estudado.

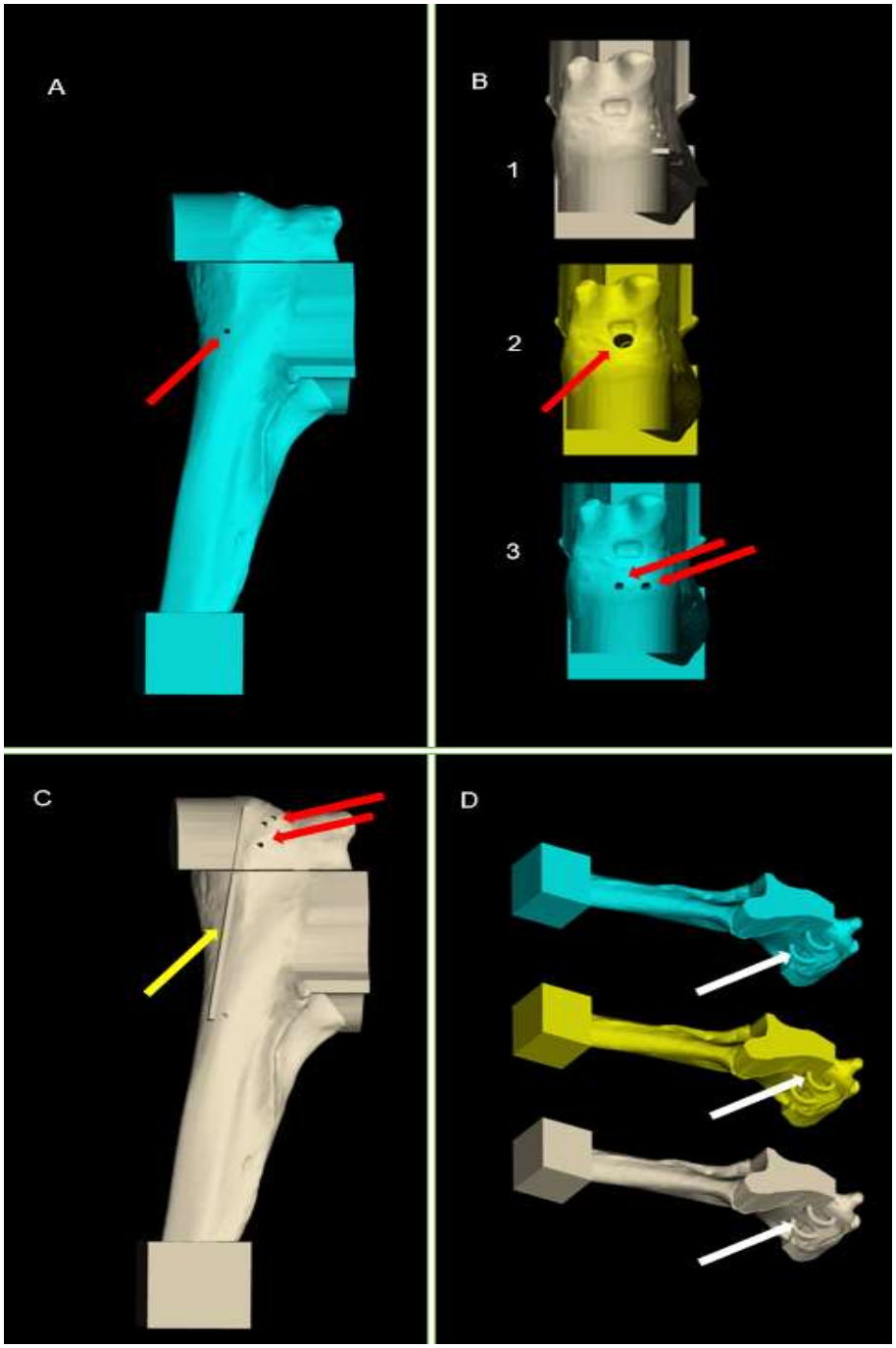


Figura 3. Imagens computacionais dos corpos de prova. As setas vermelhas demonstram os gabaritos de aplicação de implantes (orifícios guia no CP), a seta amarela demonstra o gabarito de aplicação de implantes (suporte linear de apoio - GP). As setas brancas ilustram as alças de suporte alocadas na face medial do CP. A numeração 1, 2 e 3, representam os CP dos grupos GP, GH e GBT, respectivamente.

Grupo haste intramedular compressiva (patente BR 10 2018 016021 4) (GH)

Descrições da haste intramedular bloqueada

A haste intramedular bloqueada (HIB) utilizada foi fabricada em liga de aço inoxidável (316L), com 64 mm de comprimento e 3,5 mm de diâmetro), com quatro orifícios para albergar os bolts de bloqueio de 2 mm de diâmetro (Figura 4). Para que houvesse o efeito compressivo o primeiro orifício proximal tinha formato oblongo com o comprimento de 4 mm e diâmetro de 2 mm (Figura 4A-detalhe A), já os demais orifícios foram uniformes, com diâmetro de 2 mm. A distância entre os orifícios, assim como o posicionamento destes em relação às extremidades da haste, são demonstrados na Figura 4A. É importante ressaltar que a distância do topo da haste até o fim do segundo orifício era de apenas 9,5 mm (Figura 4A-Vista Frontal), tornando o implante ideal para osteotomias e fraturas com estoque ósseo limitado (fragmentos menores que 10 mm), como é o caso das osteotomias do olécrano. Na região proximal da haste foi confeccionada área roscada de 1,5 mm, com passo de 0,5 mm para a introdução do parafuso (PC) para promover o efeito compressivo (Figura 4B-Detalhe B).

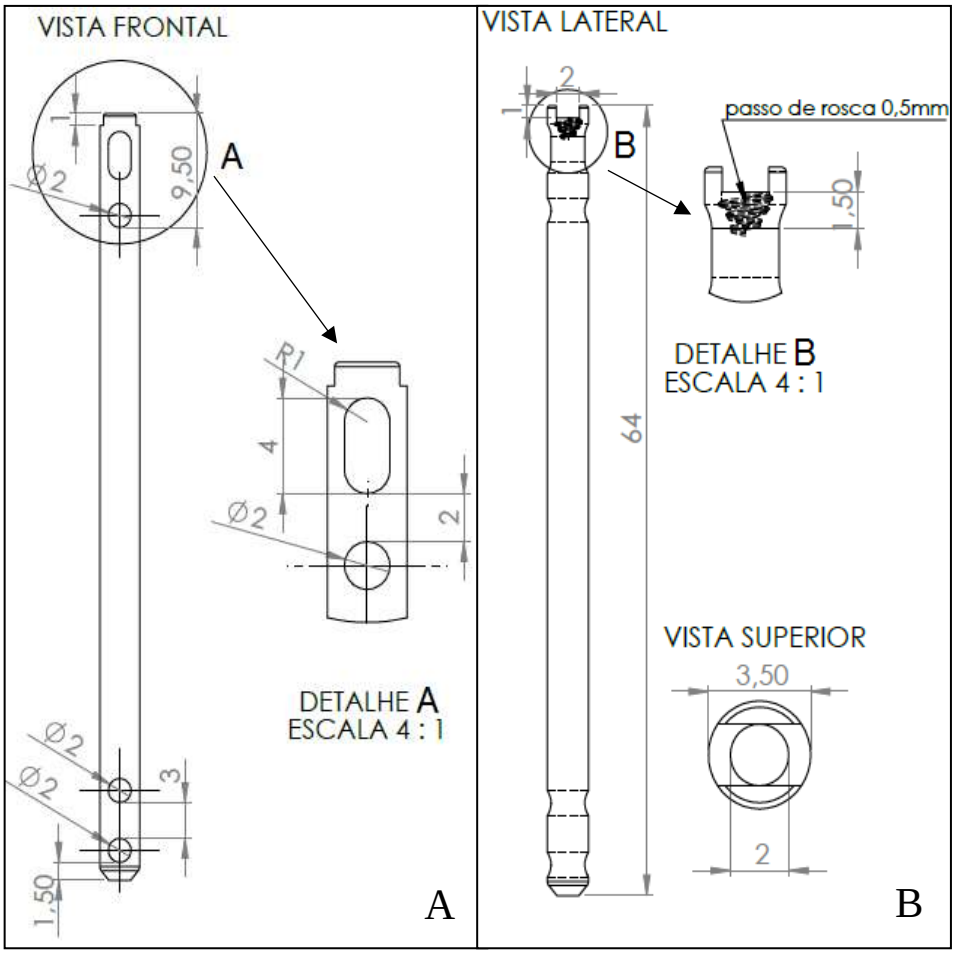


Figura 4. A- Desenho esquemático da haste com efeito compressivo evidenciando as dimensões dos orifícios e as distâncias entre eles e as extremidades do implante. O detalhe "A" expõe a região proximal da haste em escala 4:1 para demonstrar o orifício oblongo, característico desse implante. **B-** Vista lateral da haste com efeito compressivo expondo o comprimento do implante e as dimensões do entalhe no topo da haste para encaixe do cachimbo. A vista superior apresenta o diâmetro do implante e do orifício por onde o parafuso para compressão atravessará. O detalhe "B" (escala 4:1) apresenta as dimensões da área roscada por onde passará o parafuso para efeito compressivo.

Descrições dos componentes para implantação da haste intramedular bloqueada

Os componentes envolvidos nesse sistema de haste diferem do sistema convencional (sem compressão) devido ao efeito compressivo. Um componente diferente dos sistemas convencionais é o cachimbo (CB), peça que promove a conexão da haste à régua guia, que é perfurado ao longo de seu eixo axial (Figura 5A) para permitir a livre movimentação do parafuso em relação ao eixo axial da haste, sentido ao foco da osteotomia para efeito compressivo (PC). O cachimbo (CB) é conectado a régua guia (RG) por meio de perfurações no corpo da régua e é estabilizado pelo rosqueamento da trava do cachimbo (TCB) (Figura 5B). A trava também tem uma perfuração total no centro para permitir a movimentação do parafuso para compressão (Figura 5B). Com o cachimbo travado à régua, a haste (HIB) pode ser encaixada para a implantação. Assim como todos os componentes citados, a régua foi desenvolvida para esse sistema de haste intramedular bloqueada, no entanto, ela foi confeccionada com tamanho que permitiu a aplicação de diferentes comprimentos de haste. Nesse sistema dois guias específicos foram utilizados, guia de perfuração proximal (GPP) e guia de perfuração distal (GPD), com dimensões compatíveis com os orifícios proximais e distais desse modelo de haste (Figura 5B). O sistema completamente montado é retratado na Figura 5C.

Para aumentar a precisão dos bloqueios, foi utilizada bancada específica (Figura 6) citado por Lucena et al., 2019, no intuito de minimizar e parametrizar erros de bloqueio. Esse aparato, composto por pranchas de madeira, sendo uma no sentido horizontal e duas verticais (que podem ser mobilizadas para adequar às dimensões dos corpos de prova) e morsas fixadas por meio de parafusos e arruelas dispostas na prancha horizontal, utilizadas para estabilizar o corpo de prova, bem como o guia conectado à haste (Figura 7).

Observa-se corpos de prova (olécrano) com fratura (ou osteotomia) tratada com haste intramedular compressiva (GH) (Figura 8).

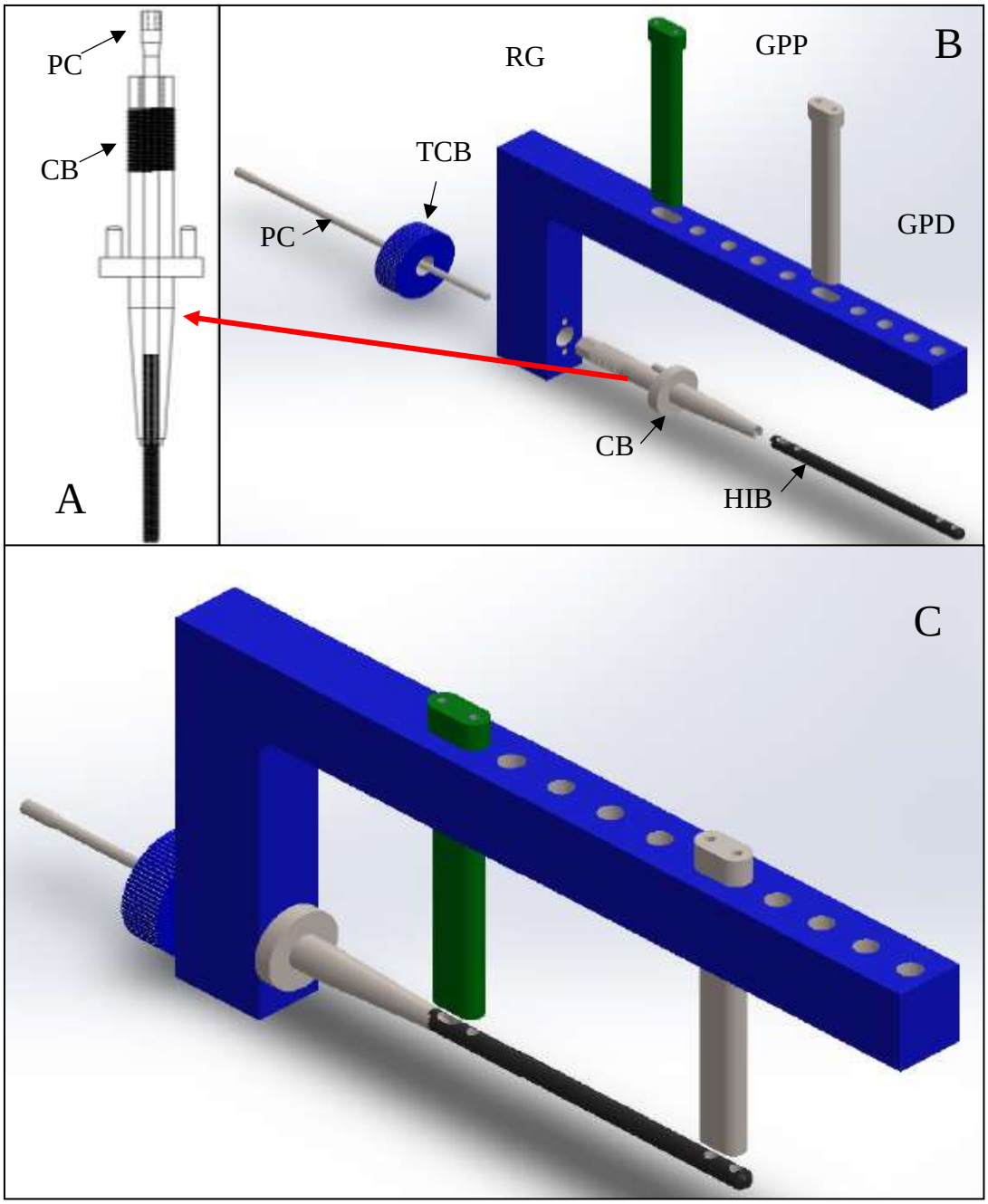


Figura 5. Imagem de desenho bidimensional de modelo de (HIB) **A**- Desenho 2D do cachimbo (CB) evidenciando o orifício no eixo axial para movimentação do parafuso que exercerá compressão (PC). **B-** Vista explodida 3D do sistema completo, HIB - haste intramedular bloqueada; CB – Cachimbo; RG – Régua guia; TCB – Trava do cachimbo; PC – parafuso para compressão; GPP – Guia de perfuração proximal; GPD – Guia de perfuração distal. **C-** Vista 3D simulando o encaixe de todas as peças que compõe o sistema de HIB com efeito compressivo.

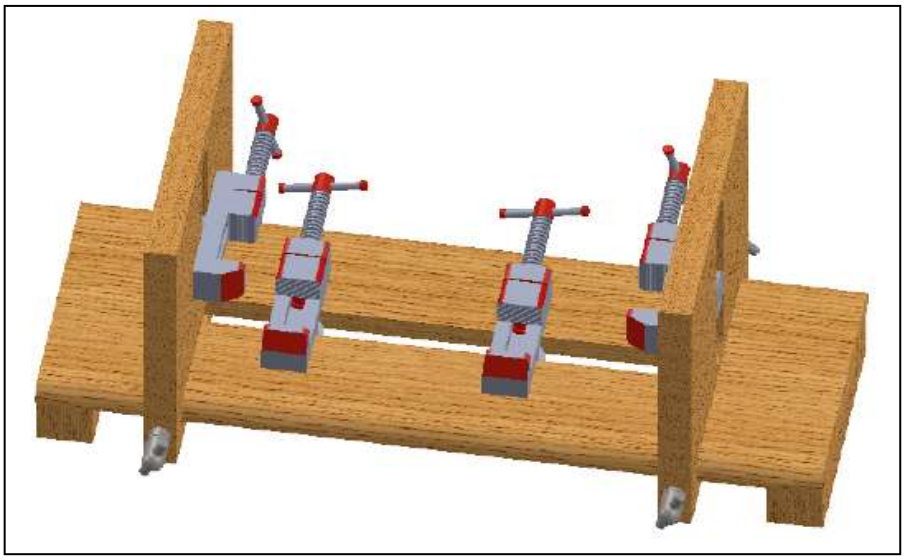


Figura 6. Representação gráfica da bancada utilizada como gabarito para inserção das hastes, bandas de tensão e placas nos corpos de prova. Notar as duas morsas horizontais (principais componentes de interesse).

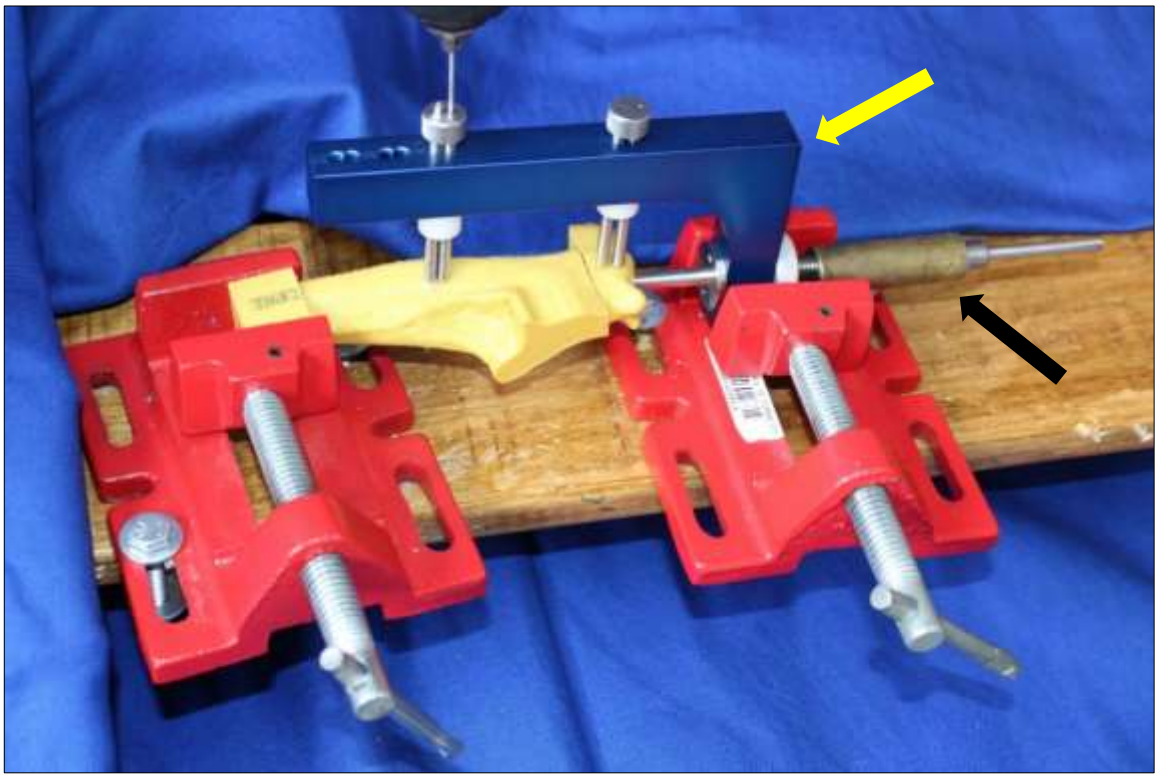


Figura 7. Imagem fotográfica do ato de implantação de haste intramedular compressiva em corpo de prova impresso em 3D fixado em bancada projetada. Seta de cor amarela indica régua e seus componentes acoplados. Seta de cor preta indica dispositivo de compressão patenteado.

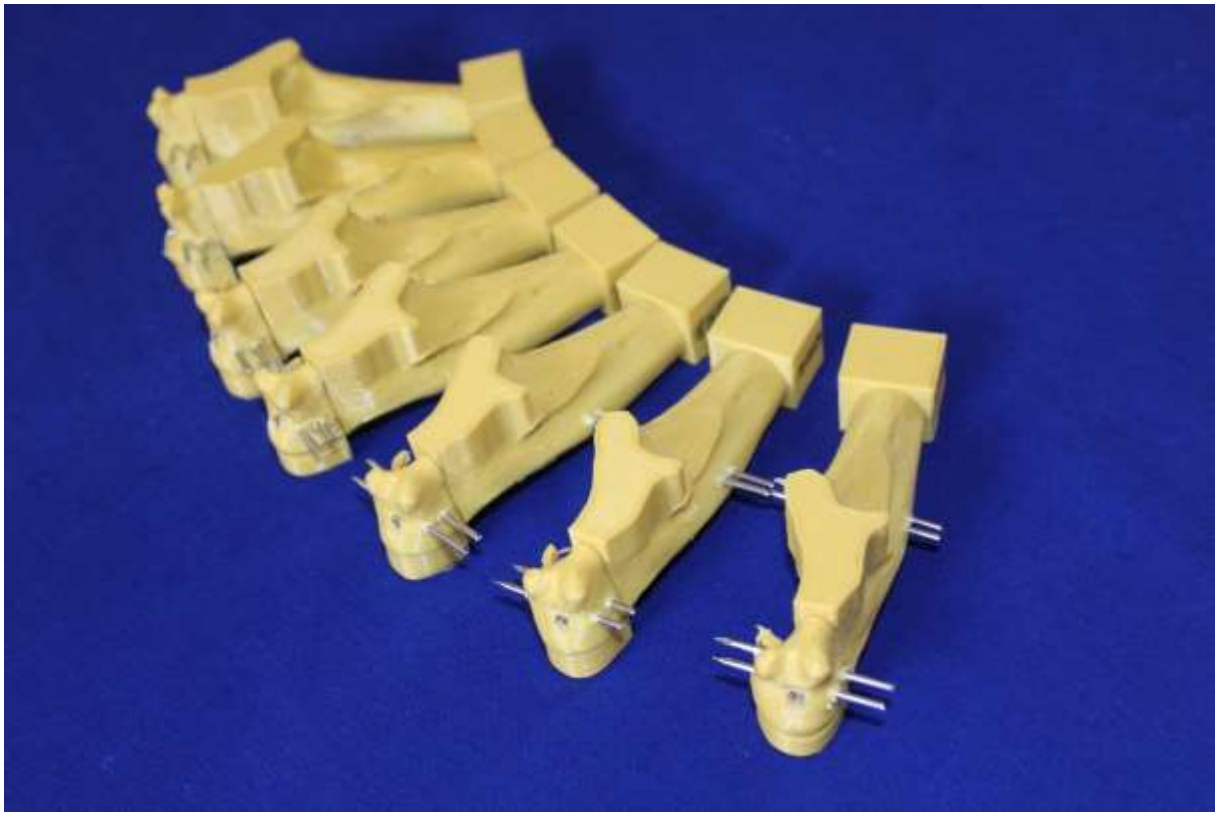


Figura 8. Imagem fotográfica demonstrando os corpos de prova impressos em 3D do grupo (GH). Corpos de prova (olecrano e ulna proximal) com osteotomia tratada com haste intramedular compressiva (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP, Jaboticabal – SP).

Grupo banda de tensão (GBT)

Foram utilizados dois fios de Kirschner de 1,5 mm de diâmetro, e cerclagem ortopédica de 1,2 mm de diâmetro, para confecção da banda de tensão representada na Figura 9. Nesse grupo, os CP foram impressos com orifícios guias para inserção dos implantes. Os fios de Kirschner foram alocados de forma normógrada utilizando gabarito no fragmento proximal (orifícios guia no CP) no intuito de padronização da técnica. Utilizando segundo gabarito, localizado transversalmente ao eixo ulnar, foi confeccionado orifício (pela face lateral) para a colocação do arame cirúrgico (cerclagem). Vale ressaltar que este orifício estava localizado equidistante entre a linha de osteotomia e a porção mais proximal do olécrano. O fio de cerclagem foi inserido através do orifício e, em formato de “8”, foi passado pelos fios de Kirschner e adequadamente apertados (*twist* lateral). Os excessos externos dos fios de Kirschner foram dobrados e seccionados seguindo a recomendação da técnica, uma vez que em pacientes vivos, devem se acomodar de forma que não lesione o tendão do músculo tríceps braquial.

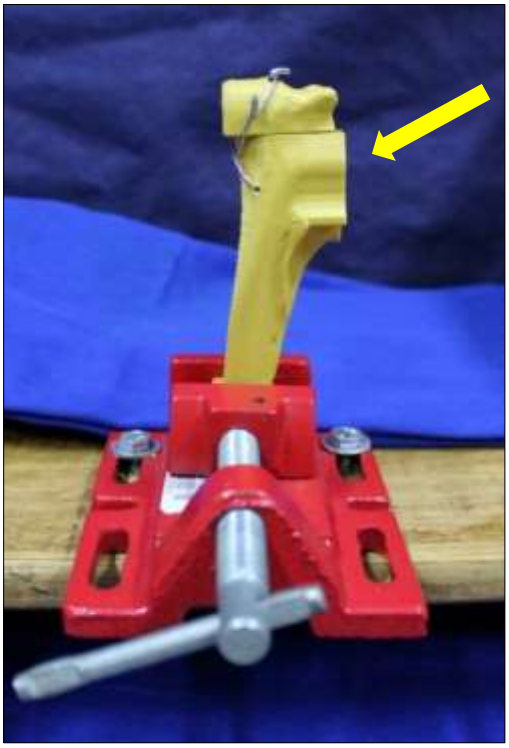


Figura 9. Imagem fotográfica de corpo de prova (olécrano e ulna proximal de cão impressos 3D) com (osteotomia – seta de cor amarela) tratada com a técnica de fio em banda de tensão (Grupo GBT). (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).

Grupo placa compressiva (GP)

Para esse grupo foram utilizadas placas bloqueadas LCP (*Locking Compresssion Plate*) projetada pelo Laboratório de Ortopedia e Neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal. A referida placa possuía orifícios bloqueados possibilitando a inserção de parafusos bloqueados e um orifício compressivo possibilitando a inserção de parafuso cortical para promover a compressão dos fragmentos, representado na Figura 10. Nesse grupo, os CP foram impressos com orifícios guias e suporte linear de apoio para inserção dos implantes. Nesse caso a placa foi customizada com 6 orifícios e foi posicionada na face lateral do corpo de prova com a osteotomia (olécrano).

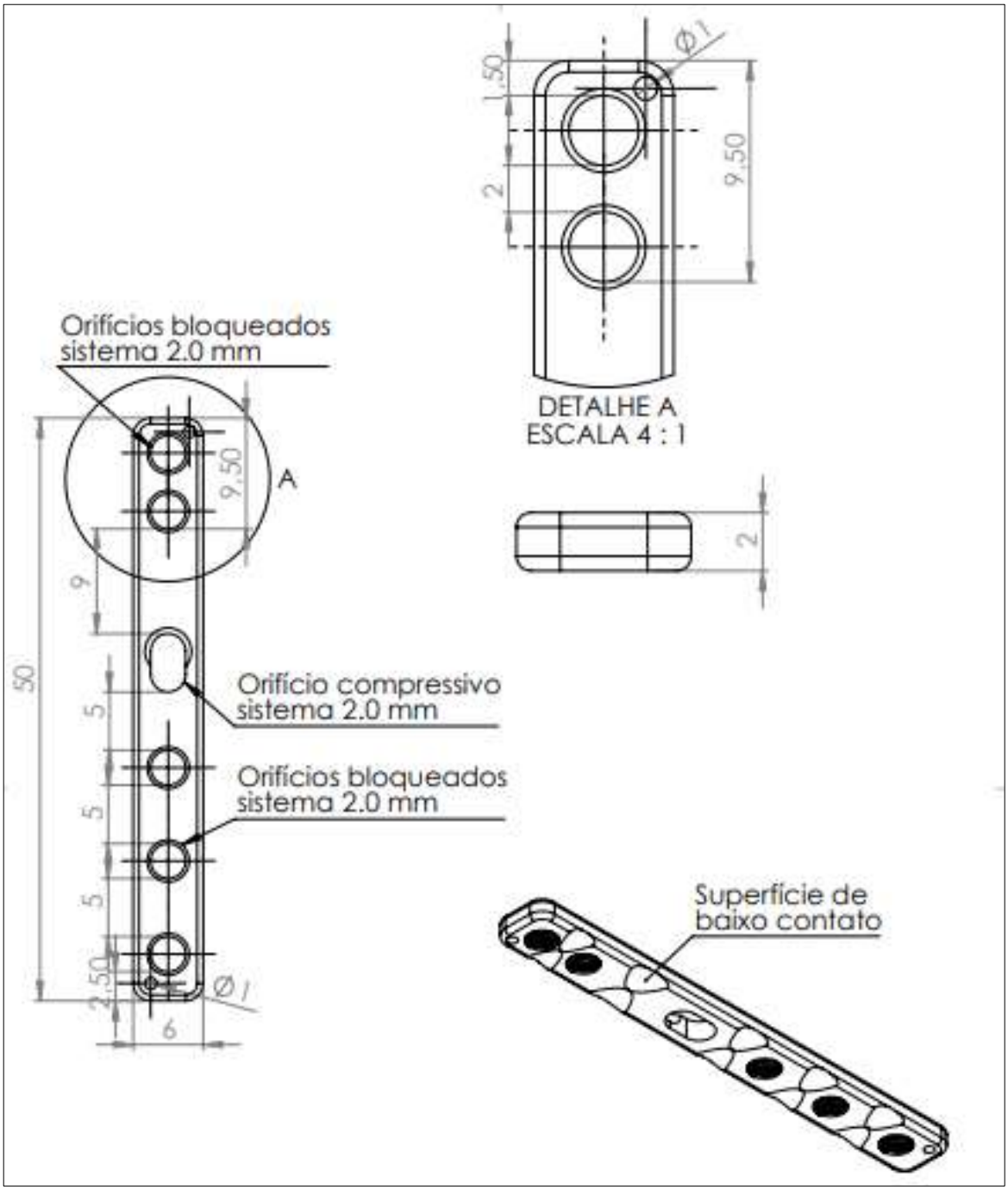


Figura 10. Imagem esquemática demonstrando desenho de placa bloqueada LCP (*Locking Compresssion Plate*). Placa com superfície de baixo contato, medindo 50 mm de comprimento, 2 mm de espessura. Detalhe A - distância entre a extremidade da placa e segundo orifício bloqueado medindo 9,50 mm. (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).

A ordem de inserção dos parafusos (Figura 11) foi parametrizada, iniciando pelo bloqueio do primeiro orifício bloqueado da placa posicionado no fragmento proximal (olécrano osteotomizado), visando sua fixação à placa para garantir a fixação desse fragmento. O segundo parafuso (convencional - cortical) foi colocado no terceiro orifício da placa, posicionado ao nível do fragmento distal à fratura, sendo o mais próximo a ela. Esse parafuso cortical foi inserido para promover compressão dinâmica, promovendo a compressão entre os fragmentos. O terceiro parafuso (bloqueado) foi colocado no orifício distal seguinte ao parafuso cortical (quarto orifício da placa). Em ato contínuo, o segundo orifício da placa (fragmento ósseo proximal) foi preenchido seguido pelo 5° e 6° (ao nível do fragmento distal) ambos com parafusos bloqueados.



Figura 11. Imagem fotográfica dos corpos de prova de olecrano e ulna proximal de cão impressos em 3D com (osteotomia) tratada com placa bloqueada LCP (*Locking Compresssion Plate*). Observa-se a sequência de inserção dos parafusos por ordem numérica. (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).

Ensaios mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Anatomia Cirúrgica da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – UNESP, Jaboticabal. Para os testes foi utilizada máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000®), com célula de carga com capacidade aproximada de 20 KN, e suporte de acionamento eletromecânico com velocidade configurável de 0,05 a 500 mm/min, conectada ao computador com sistema de aquisição de dados com deslocamento padronizado em 5 mm por minuto, como descrito por Otto et al. (12). A estabilidade do conjunto (corpo de prova e implante) foi avaliada mecanicamente por meio da força de compressão (ensaio de compressão em três pontos), com vão livre padronizado em 4 cm (Figura 12). Os espécimes foram posicionados na horizontal para que a força axial fosse aplicada no sentido caudocranial ao olécrano, simulando a força de tração do músculo tríceps braquial, bem como, o ambiente biomecânico encontrado quando os implantes são alocados no olécrano, com falha simples (fratura transversa ou osteotomia). O ensaio foi de ciclo único destrutivo e, desta forma, as amostras foram carregadas até a falha do corpo de prova ou dos implantes, sendo registrada nesse momento a carga máxima.

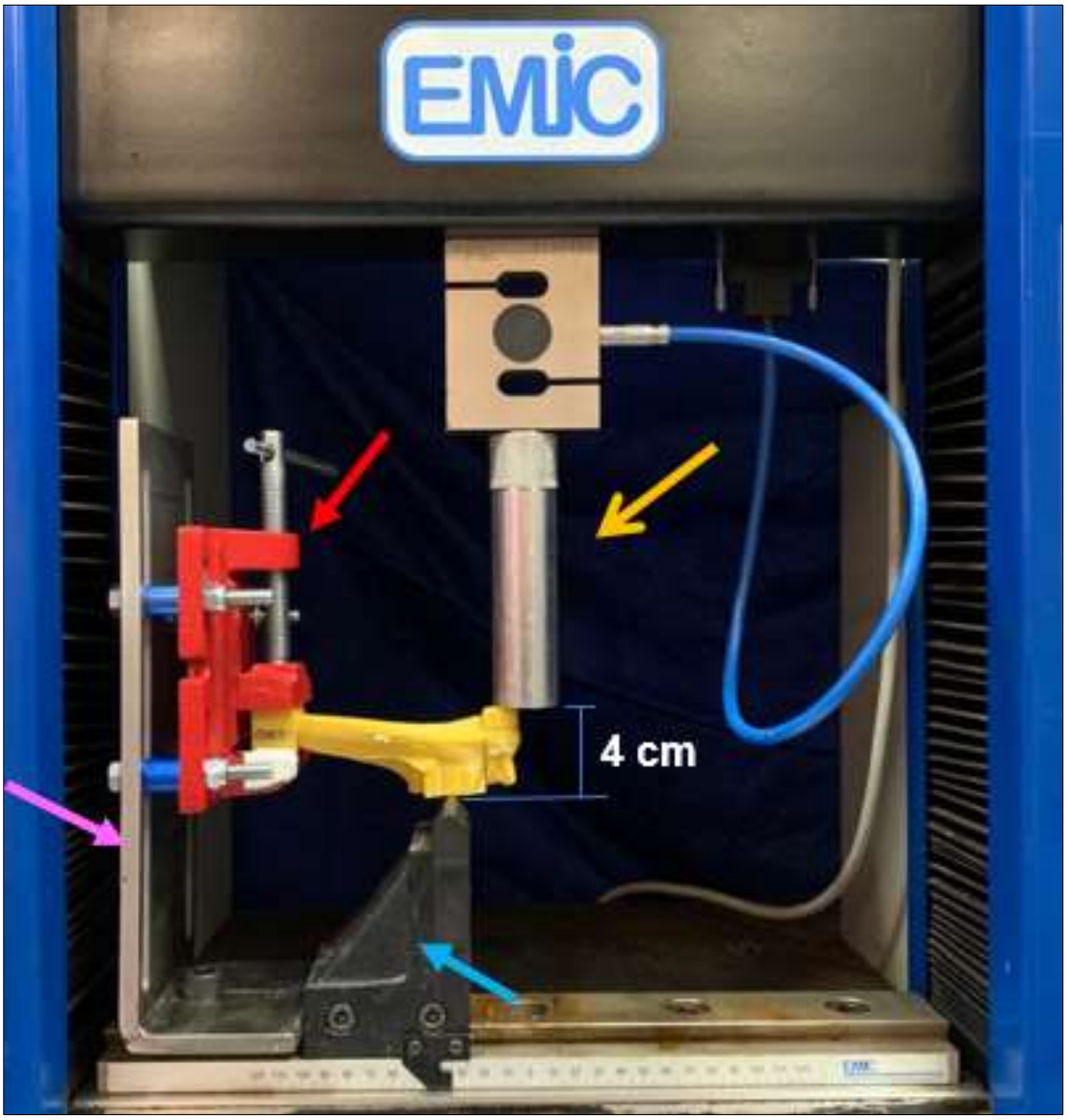


Figura 12. Imagem fotográfica realizada durante ensaio mecânico (Grupo GH) com corpo de prova na horizontal em relação ao eixo axial da célula de carga (seta amarela). Seta vermelha indica a morsa posicionada no eixo vertical da máquina utilizada para a fixação do CP no eixo horizontal da máquina, seta rosa indica suporte para fixação de morsa em L (aparato confeccionado em aço inoxidável de 0,952 cm de espessura), seta azul indica suporte do CP e vão livre padrão de 4 cm.

Análise estatística

Os testes estatísticos foram realizados com o auxílio Software R (versão 3.6.3). Os valores foram submetidos ao teste de normalidade Shapiro-Wilk e Teste de Bartlett. Posteriormente foi aplicado a análise de variância (ANOVA) seguida pelo teste complementar de Tukey. O nível de significância estabelecido em todos os testes foi de 5% ($p \leq 0,05$).

Resultados

A análise estatística dos dados de força máxima de ruptura (FMR) em newtons (N) de todos os espécimes evidenciou que o grupo Haste intramedular (GH) apresentou maior força máxima (N) do que os grupos Banda de tensão (GBT) e Placa bloqueada (GP) ($P<0,001$; Tabela 1). Adicionalmente, o grupo GBT apresentou maior força máxima quando comparado ao grupo GP (Figura 13).

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

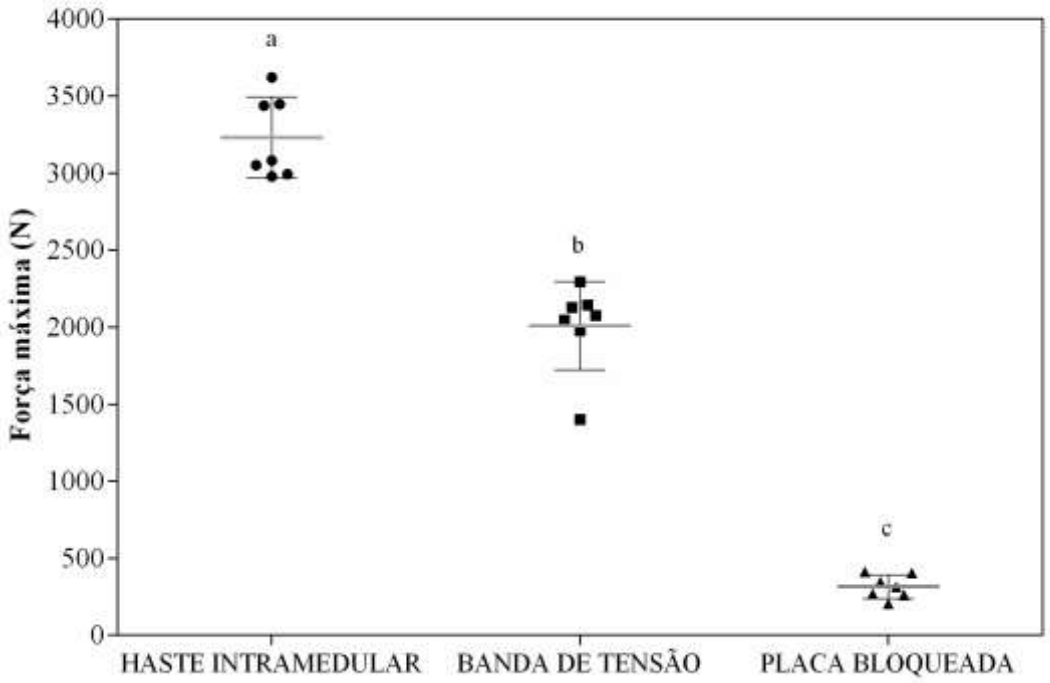


Figura 13. Gráfico com média ± desvio padrão da Força máxima durante o ensaio monotônico de compressão em três pontos (19613.3 N) dos grupos (GH, GBT e GP) utilizando corpos de prova impressos 3D (olecrano ulna proximal de cão). Letras diferentes indicam diferença significativa entre medias obtida pelo teste de Tukey (p≤0,05). (a/●) grupo haste intramedular, (b/■) grupo banda de tensão e (c/▲) grupo placa bloqueada.

A força de ruptura (FR) exercida no ensaio mecânico não resultou na ruptura dos implantes no GP, força essa que representa o momento de falha do implante. Por outro lado, o grupo GH apresentou maior (FR) quando comparado ao grupo GBT ($p<0,001$). A força máxima (FM) em newtons (N) obtida nos grupos (GH, GBT e GP) foram 3620,49 N, 2295,04 N e 412,16 N respectivamente. Essa força representa a força máxima de resistência a falha obtida durante ensaio mecânico.

Tabela 1. Média ± desvio padrão da Força máxima e força de ruptura durante o ensaio monotônico de tensão (19613,3 N) em corpos de prova impressos em 3D mimetizando osteotomia (transversa) de olécrano de cão.

	Grupos (GH), (GBT) e (GP)			
	HASTE INTRAMEDULAR	**BANDA DE TENSÃO**	**PLACA BLOQUEADA**	**P-valor**
Força máxima (N)				
Média ± desvio padrão	3.229,58 ± 263,38[a]	2.009,57 ± 286,45[b]	315,84 ± 77,04[c]	<0,001
CP1	3.437,00	1.978,10	404,52	
CP2	3.446,73	2.144,91	262,03	
CP3	2.978,27[min]	2.128,92	412,16[max]	
CP4	3.620,49 [max]	1.399,82[min]	268,29	
CP5	3.051,25	2.295,04[max]	314,16	
CP6	3.080,44	2.046,21	345,44	
CP7	2.992,87	2.074,02	204,34[min]	
Força de Ruptura (N)				
Média ± desvio padrão	2.776,21 ± 463,75[b]	1.429,21 ± 180,27[c]	NR[a]	<0,001
CP1	2.725,32	1.632,66	NR	
CP2	2.668,28	1.517,98	NR	
CP3	2.517,45	1.242,05[min]	NR	
CP4	3.614,24[max]	1.397,04	NR	
CP5	2.820,49	1.671,58[max]	NR	
CP6	2.989,39	1.296,26	NR	
CP7	2.098,34[min]	1.246,91	NR	

NR = não houve ruptura. Max = valor máximo de força. Min = valor mínimo de força. Letras sobrescritas diferentes na mesma linha indicam diferença significativa entre medias (p≤0,05) obtida pelo teste de Tukey.

Discussão

A ortopedia veterinária de pequenos animais dispõe de diversos tipos de implantes em liga de aço e titânio. Karaarslan e colaboradores demonstraram por meio de ensaio mecânico que o titânio resiste menos à flexão que de o aço (15). Por esse motivo os implantes fabricados para o projeto em tela foram produzidos em aço inoxidável 316L, conferindo alta resistência à carga aplicadas durante os ensaios mecânicos.

Estudos em humanos e cães revelaram que a haste intramedular fornece estabilidade adequada em forças de flexão, força axial e torcional (16,17, 26). As hastes intramedulares são atualmente usadas em ortopedia de pequenos animais para reparo de fratura transversal, oblíqua ou cominutiva em região diafisária envolvendo a tíbia, fêmur e úmero (16,17, 26); no entanto, não existe relatos, do uso de haste intramedular com efeito compressivo em olécrano de cão, bem como análise mecânica comparativa com outros diferentes métodos de estabilização do olécrano de cães.

Segundo Michael e colaboradores (2007), um cão de peso médio de 30 kg, porte que o torna candidato a receber uma haste desenvolvida no projeto de pesquisa, deposita em um de seus membros torácico cerca de 380 N (19). Nesse estudo, a menor força máxima registrada no grupo (GH) foi de 2978,27 N. Sendo assim, é possível afirmar que os espécimes apresentados na pesquisa, utilizando esse sistema proposto (grupo GH), seriam capazes de suportar as forças de tensão de cisalhamento em três pontos encontradas no ambiente in vivo.

Quatro (parafusos ou *bolts*) foram utilizados para a fixação da haste (dois proximais e dois distais a linha de osteotomia) no presente projeto. O número ideal de (parafusos ou *bolts*) usados para fixação da haste intramedular é controverso, no entanto, vários estudos experimentais e mecânicos têm sugerido que quatro parafusos ou “*bolts*” são a melhor configuração para uso em cães (20, 21).

Os erros de inserção do dispositivo de bloqueio (parafuso ou *bolts*) são complicações comuns, principalmente no orifício distal na técnica de implantação de haste intramedular bloqueada, ocasionados pelo inadequado alinhamento da haste com o guia de perfuração externo (22, 23, 24, 25), desta forma, optou-se por utilizar instrumental (Bancada gabarito), proposta por Lucena e colaboradores (14), que permitiu a estabilização dos corpos de prova/haste/demais instrumentais de implantação para minimizar tal problemática, resultando em perfeito bloqueio de todos os corpos de prova deste estudo em tela. Ainda assim, para minimizar tais erros de bloqueio seguiu-se o preconizado por Déjardin et al. (2020) iniciando o bloqueio pelos orifícios proximais e, em seguida, os distais, de modo a diminuir o braço de alavanca e oscilação do guia externo de perfuração (26). Vale lembrar que não foi escopo desse trabalho avaliar a resistência dos *bolts* e sim de diferentes métodos de estabilização de osteotomia do olécrano, uma vez que para testar o implante de bloqueio seria preciso usar corpos de prova manufaturados com material de resistência igual ou superior ao do implante (15, 27).

As osteotomias do olécrano são semelhantes as fraturas de linha simples, de baixa obliquidade (até 45°) e que são passíveis de reconstrução anatômica, se beneficiam da compressão interfragmentária e subsequente consolidação primária (28, 29, 30). Por esse motivo, foi desenvolvido para o projeto em tela, modelo de placa LCP projetada com orifícios bloqueados e um orifício de compressão dinâmica.

Uso de placas está relatado em literatura para fixação de fraturas e/ou osteotomias do olécrano de cães (1, 31). Embora bons resultados clínicos tenham sido demonstrados com o uso dessas placas (31, 32), atualmente não há evidências suficientes para sugerir que as placas são mecanicamente melhores a outras formas de estabilização de fraturas e/ou osteotomias do olécrano de cães (33). Desta forma, o presente trabalho parece ser pioneiro na avaliação mecânica comparativa de placa LCP com dois outros métodos de estabilização, a qual o grupo placa apresentou resistência mecânica significativamente inferior, quando comparada aos demais grupos (GH) e (GBT).

Estudo realizado por Tobias e colaboradores (2013) relata micromovimentação da haste intramedular significativamente menor quando comparada a placa (LCP) no tratamento de fraturas oblíqua do olécrano após ensaios mecânicos de 300 ciclos dinâmico (34). Segundo os mesmos autores, ambos os implantes podem ser técnicas cirúrgicas adequadas para a fixação de osteotomias do olécrano em casos selecionados. Porém, testes clínicos são necessários para comparar o desempenho clínico destes dois métodos de fixação. Os resultados obtidos no presente estudo confirmaram nossa hipótese inicial sobre a estabilidade mecânica do novo modelo de haste intramedular bloqueado, resultando em desempenho significativamente melhor quando comparada a placa LCP em ensaio mecânico de ciclo único destrutivo. Essa tendência está relacionada com a vantagem mecânica da HIB, com o formato que favorece o momento de inércia de área, possibilitando resistir às cargas flexivas com uniformidade independente da direção que esta é aplicada (6, 9, 10) e o posicionamento no eixo neutro das forças (canal medular) tornando a haste menos sobrecarregada quando comparada a implantes posicionados de forma excêntrica (11, 13).

Segundo Matar e colaboradores (2014), os principais métodos para a fixação de osteotomias e fraturas do olécrano são os fios em banda de tensão e placa ósseas, porém atualmente, não há evidências suficientes para determinar com segurança o melhor método de fixação de fraturas e osteotomias do olécrano (35). Segundo Tobias e colaboradores (2013), estudo mecânico de 300 ciclos dinâmicos comparando fio em banda de banda de tensão e placa (LCP) em fraturas oblíquas do olécrano, a placa (LCP) mostrou menor deslocamento do fragmento e consequente instabilidade quando comparada ao fio em banda de tensão (34). Porém, em nosso estudo, o fio em banda de banda de tensão (GBT) apresentou resistência mecânica significativamente superior quando comparada ao grupo placa. Segundo Edwards e colaboradores, o uso de pinos intramedulares aumentam significativamente a resistência mecânica do implante (placa) a falha, sendo assim uma opção para o presente estudo em tela. O objetivo deste método é converter as forças extensoras do músculo tríceps braquial em forças compressivas na linha de fratura e/ou osteotomia (36).

Os testes mecânicos de dispositivos de fixação de osteotomias, desempenham um papel importante na avaliação e desenvolvimento de novas de implante. O uso de cadáveres para a avaliação de dispositivos de fixação ortopédica simula condições biomecânicas com padrão aceito para análise de dispositivos de fixação (37, 38). Porém, no presente estudo foram utilizados corpos de prova impressos 3D em PLA que se mostraram adequados para o objetivo da pesquisa, corroborando com Critofollini et al. 1996 e Pruitt e Chakravartula (2011) e que citam que a variabilidade de tensão do material sintético é de 20 a 200 vezes menor que o osso cadavérico, gerando resultados mais consistentes na avaliação mecânica de dispositivos de fixação ortopédico (39, 40).

Mesmo com as grandes variações de força máxima (FM) e força de ruptura (FR) registradas entre os grupos, a distribuição dos resultados foi normal. Possivelmente, caso fossem usados ossos cadavéricos a distribuição dos dados seria anormal devido a maior variabilidade. Outra vantagem do material sintético relatada na literatura e constatada no presente estudo foi a facilidade de obtenção e de armazenamento das amostras (41).

A escolha do ácido polilático (PLA) para confecção de corpos de prova impressos 3D, foi baseado nos estudos de Pruitt e Chakravartula e Zanetti e Bignardi, que relatam que ao optar por um material sintético para confecção de corpos de prova deve-se buscar aqueles que apresentam resistência mecânicas semelhantes ou superiores ao osso cortical (39, 41).

A hipótese previamente realizada ao estudo foi confirmada, ou seja, o grupo (GH) apresentou resistência superior a força de cisalhamento em três pontos, quando comparada aos demais grupos (GBT e GP).

Conclusão

A haste intramedular bloqueada é o implante ortopédico que demonstra maior resistência mecânica a falha em corpos de prova (ulna canina) impressos em 3D quando comparado com a banda de tensão e placa bloqueada.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo foi realizado in vitro e requer continuidade para avaliar se a resistência mecânica é condizente na avaliação *in vivo*.

A estabilização de osteotomias do olécrano só pode ser usado quando este apresenta dimensão suficiente para permitir a alocação da haste intramedular.

Outro fator importante a ser discutido com esses resultados preliminares é a execução de apenas o teste de compressão em três pontos, destrutivo. Força de torção, deverá ser, posteriormente, aplicada com o intuito de embasar as cargas suportadas pelo implante durante o processo de consolidação óssea.

Para finalizar, testes cíclicos são necessários para mensurar resistência à fadiga dos implantes e complementarão a interpretação do teste destrutivo realizado nesse caso.

Referências

1. Newman SD, Mauffrey C, Krikler S. Olecranon fractures. Injury 2009; 40:575–581.

2. Fournet A, Boursier JF, Corbeau S, Decambron A, Viateau V, Fayolle P, Bedu A, Leperlier D, Manassero M. Stabilization of Olecranon Fractures by Tension Band Wiring or Plate Osteosynthesis: A Retrospective Study of 41 Cases. Vet Comp Orthop Traumatol 2018; 31:53–61.

3. Spencer AJ. Internal Fracture Fixation. In.: Tobias KM, Johnston SA (Eds.) Veterinary Surgery: Small Animal. St. Louis, MO: Elsevier; 2012:556-607.

4. Halling KB, Lewis DD, Cross AR, Kerwin SC, Smith BA, Kubilisl PS. Complication rate and factors affecting outcome of olecranon osteotomies repaired with pin and tension-band fixation in dogs. Can Vet J 2002; 43:528–534.

5. Johnson AL. Fundamentos de cirurgia ortopédica e tratamento de fraturas. In.: Fossum TW. Cirurgia de pequenos animais. Rio de Janeiro: Elsevier; 2014:1033-1224.

6. 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.

7. Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE. Fraturas: Classificação, diagnóstico e tratamento. In.: Piermattei DL, Flo GL, Decamp CE. Ortopedia e Tratamento de Fraturas em Pequenos Animais. Barueri, SP: Manole; 2009:140-160.

8. Piórek A, Adamiak Z, Matyjasik H, Zhalniarovich Y. Stabilization of fractures with the use of veterinary interlocking nails. Pak Vet J 2012; 32:10-14.

9. Patil DB, Adamiak Z, Piórek A. Veterinary interlocking nailing and its augmentation for fracture repair. Pol J Vet Sci 2008; 11:187-191.

10. Muir P, Johnson KA, Markel MD. Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. Vet Comp Orthop Traumatol 1995; 8:146-152.

11. 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.

12. Otto RJ, Moed BR, Bledsoe JG. Biomechanical Comparison of Polyaxial-Type Locking Plates and a Fixed-Angle Locking Plate for Internal Fixation of Distal Femur Fractures. J Orthop Trauma 2009; 23:645-652.

13. Lansdowne JL, Sinnott MT, Déjardin LM, Ting D, Haut RC. In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. Vet Surg 2007; 36:368-377.

14. 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.

15. 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.

16. Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, et al: Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. J Am Vet Med Assoc 1999;214:59 – 66.

17. Durall I, Diaz MC: Early experience with the use of na interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. Vet Surg 1996;25:397 – 406.

18. Michael SG, Simon CR, Gary S, Eric SS. Biomechanical Comparison of Dual Interlocking Single Loop and Double Loop Tension Band Techniques to the Classic AO Tension Band Technique for Repair of Olecranon Osteotomies in Dogs. Veterinary Surgery 2007, 36:141–148.

19. 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.

20. Bernarde A, Diop A, Maurel N, et al: An in vitro biomechanical comparison between bone plate and interlocking nail. 3-D interfragmentary motion and bone strain analysis in ostectomized canine femurs. Vet Comp Orthop Traumatol 2002;15:57 - 66.

21. Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL: Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8mm model 11 interlocking nails used to stabilize canine distal femoral fractures. Vet Surg 2006;35:161 - 167.

22. Arican M, Alkan F, Altan S, Parlak K, Yavru N (2017) Clinical experience of interlocking nail stabilization of long bone fractures in dogs – a retrospective study of 26 Cases. Israel Journal of Veterinary Medicine 72:45 - 50

23. Brückner M, Unger M, Spies M (2016) Early Clinical Experience with a Newly Designed Interlocking Nail System - Targon® Vet. Veterinary Surgery 45:754 - 763.

24. Burns CG, Allen MJ, Johnson KA (2011) Influence of Locking Bolt Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. Veterinary Surgery 40:522 - 530.

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

26. Dejardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2020) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice 50:67-100.

27. Aper RL, Litsky AS, Roe SC, Johnson KA. Effect of bone diameter and eccentric loading on fatigue life of cortical screws used with interlocking nails. Am J Vet Res 2003; 64:569-573.

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

29. 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.

30. 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.

31. Fournet A, Boursier JF, Corbeau S, Decambron A, Viateau V, Fayolle P, Bedu AS, Leperlier D, Manassero D. Stabilization of Olecranon Fractures by Tension Band Wiring or Plate Osteosynthesis: A Retrospective Study of 41 Cases. Vet Comp Orthop Traumatol 2018;31:53 – 61.

32. Anderson ML, Larson AL, Merton SM, Steinmann SP. Congruent elbow plate fixation of olecranon fractures. J Orthop Trauma 2007 July;21(6):386 - 93.

33. Hak DJ, Golladay GJ. Olecranon fractures: treatment options. J Am Acad Orthop Surg 2000;8:266 – 75.

34. Tobias E, Nowak, Klaus J, Burkhart, Torsten A, Sven O, Dietz, Daniela K, Lars PM, Pol MR. Locking-plate osteosynthesis versus intramedullary mailing for fixation of olecranon fractures: a biomechanical study. International Orthopaedics (SICOT) (2013) 37:899 - 903.

35. Matar HE, Ali AA, Buckley S, Garlick NI, Atkinson HD. Surgical interventions for treating fractures of the olecranon in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2014, Issue 11.

36. Grafinger MS, Roe SC, Spodnick G, Smith ES (2007) Biomechanical Comparison of Dual Interlocking Single Loop and Double Loop Tension Band Techniques to the Classic AO Tension Band Technique for Repair of Olecranon Osteotomies in Dogs. Veterinary Surgery 36:141 - 148.

37. Davenport SR, Lindsey RW, Leggon R, Miclau T, Panjabi M (1988) Dynamic compression plate fixation: a biomechanical comparison of unicortical vs bicortical distal screw fixation. J Orthop Trauma 2:146 - 150.

38. Koval KJ, Hoehl JJ, Kummer FJ, Simon JA (1997) Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate. J Orthop Trauma 11:521 - 524.

39. Pruitt LA, Chakravartula AM. Mechanics of Biomaterials*:* Fundamental Principles for Implant Design. New York: Cambridge University Press; 2011: 463 - 470.

40. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. J Biomech 1996; 2:525 - 435.

41. 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.

42. Edwards SG, Martin BD, Fu RH, Gill JM, Nezhad MK, Orr JA, Ferrucci AM, Love JM, Booth R, Singer A, Hsieh AH (2011) Comparison of olecranon plate fixation in osteoporotic bone: do current technologies and designs make a difference? J Orthop Trauma 25:306 - 311.

APÊNDICE

Apêndice A – Metodologia completa

Neste tópico são apresentadas todas as etapas e atividades realizadas durante a execução da pesquisa.

Impressão 3D dos corpos de prova

Após aprovação do projeto pelo CEUA, foi realizado o desenvolvimento computacional e impressão 3D dos corpos de prova sintéticos a partir de filamentos de ácido poliláctico (PLA). Inicialmente estes foram projetados no programa CAM (*computer aided manufacture*) (SOLIDWORKS® 2018). Posteriormente foram salvos no formato de arquivo compatível (STL) com a impressora. A impressão foi realizada pelo equipamento de extrusão de material fundido Prusa I3. A impressora em questão permite a impressão dos corpos de prova em posições diferentes que alteram a disposição das camadas adicionadas com o PLA, essa deposição de camadas pode ser feita em disposição horizontal (deitados) ou vertical (eretos). Como não há trabalhos relacionando o sentido da impressão com a resistência do material optou-se por imprimir os corpos de prova em ambos os sentidos para realização dos testes pilotos (Figura 1).

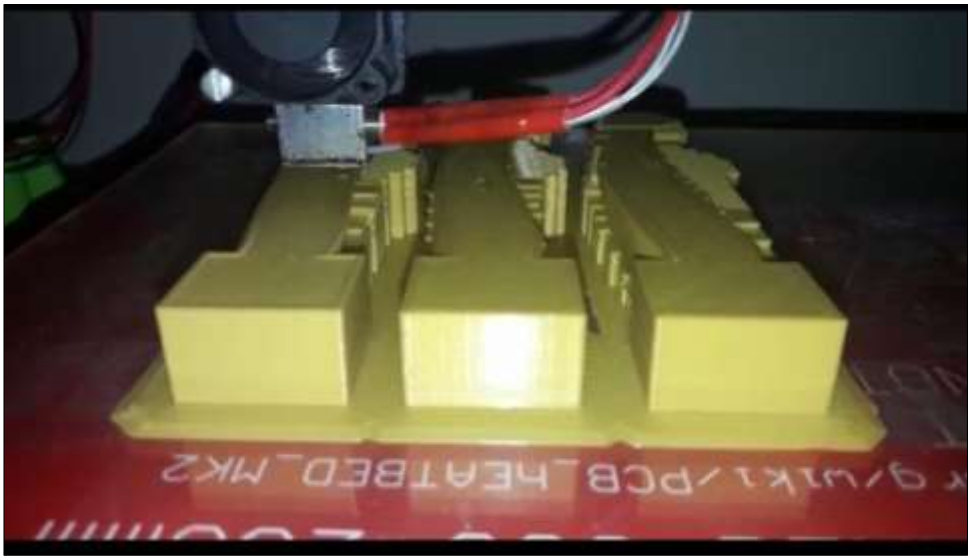


Figura 1. Imagem fotográfica do ato de impressão 3D. Processo de impressão dos corpos de prova pelo equipamento de extrusão de PLA, em impressora Prusa I3 customizada.

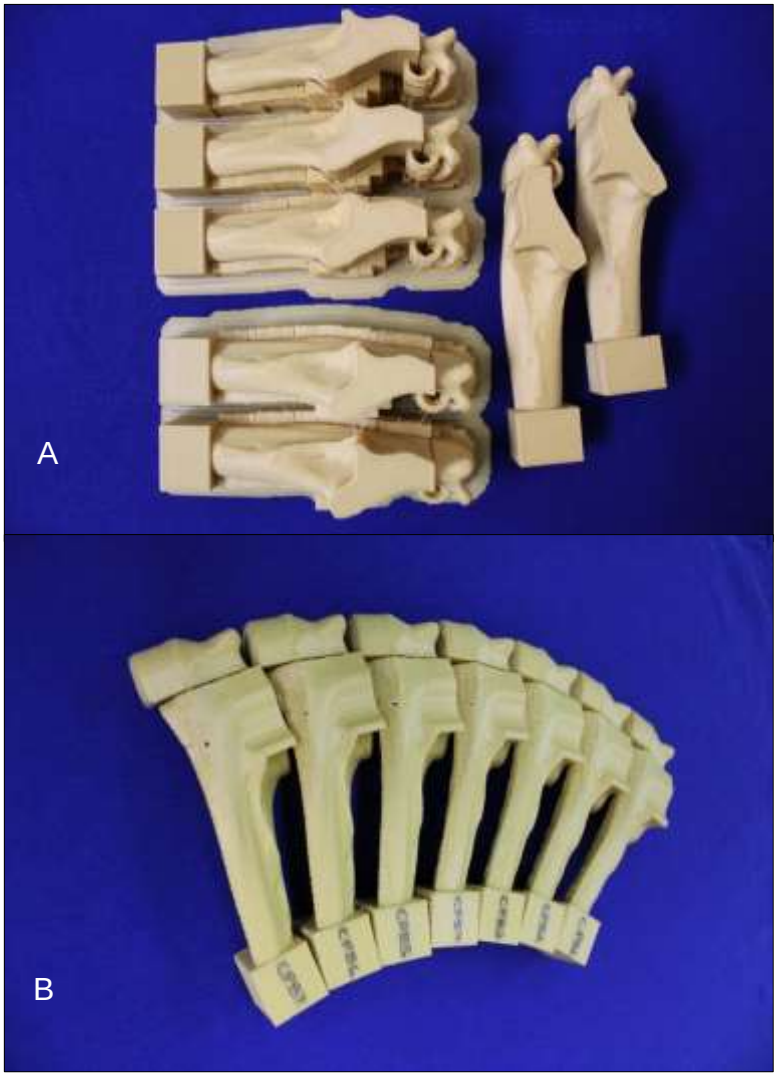


Figura 2. A- Imagem fotográfica de corpos de prova sintéticos de filamentos de ácido poliláctico (PLA) impressos pelo equipamento de extrusão de polímero fundido Prusa I3. **B-** Corpo de prova preparados e marcados previamente para o processo de implantação de bandas de tensão.

Montagem da bancada gabarito

A primeira atividade realizada foi a montagem do aparato para padronização da implantação das hastes intramedulares compressivas, bandas de tensão e placas compressivas nos corpos de prova. No projeto, tal aparato foi descrito como bancada para uso como gabarito no processo de implantação das hastes, bandas e placas. Essa bancada foi montada seguindo as dimensões determinadas em programa CAD ("*computer aided manufacture*") SOLIDWORKS® 2018 (Figura 3).

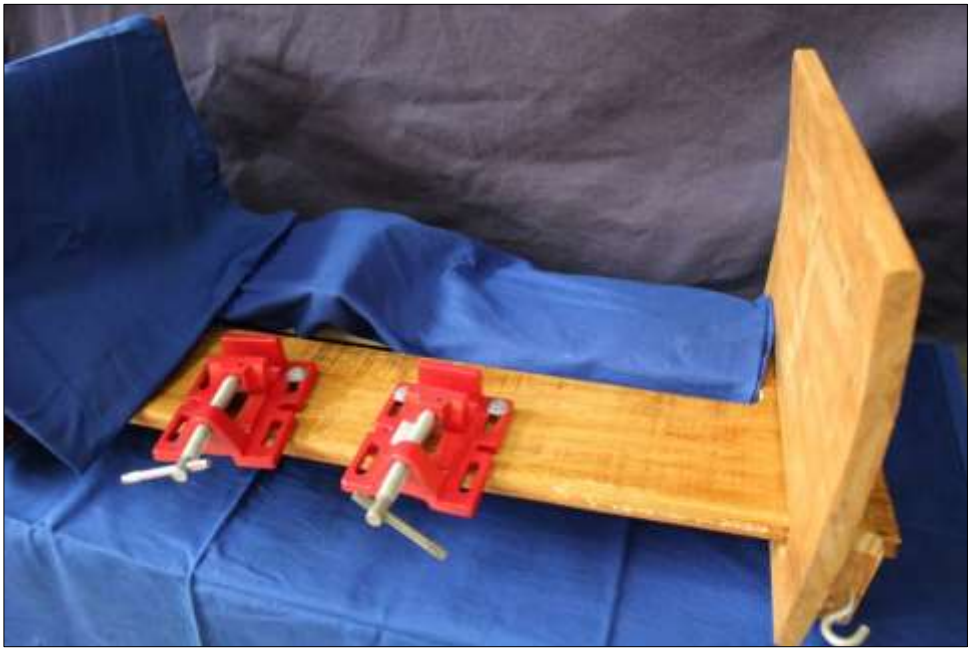


Figura 3. Bancada gabarito desenhada e montada em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016), construída em madeira com duas morsas que possibilitam a fixação dos instrumentos.

Esse aparato foi descrito no 46th Annual Conference Veterinary Orthopedic Society como método de padronização de aplicação de implantes em corpos de provas e ossos sintéticos (LUCENA et al., 2019) (Figuras 4.A e 4.B).

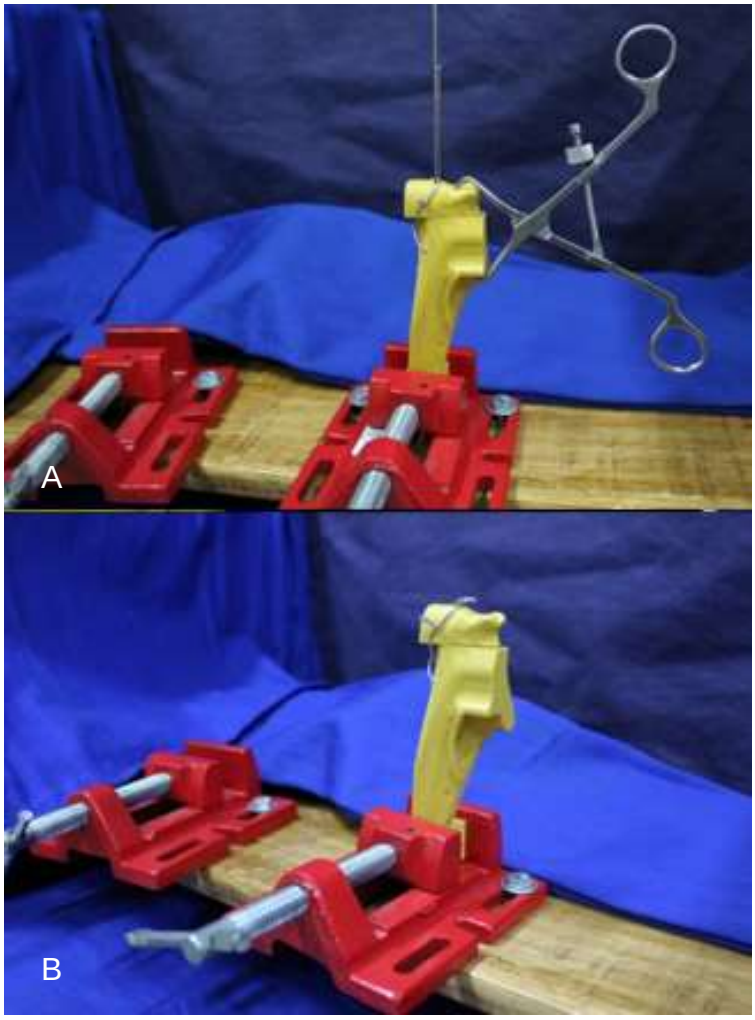


Figura 4. A- Imagens fotográficas de demonstração do uso da bancada para aplicação de banda de tensão em corpos de prova impressos 3D (olecrano e ulna proximal). **B-** Demonstração de banda de tensão aplicada sobre a bancada própria do experimento. As morsas dispostas na base horizontal estabilizam o corpo de prova para parametrizar a implantação, ossos ou corpos de prova impressos 3D.

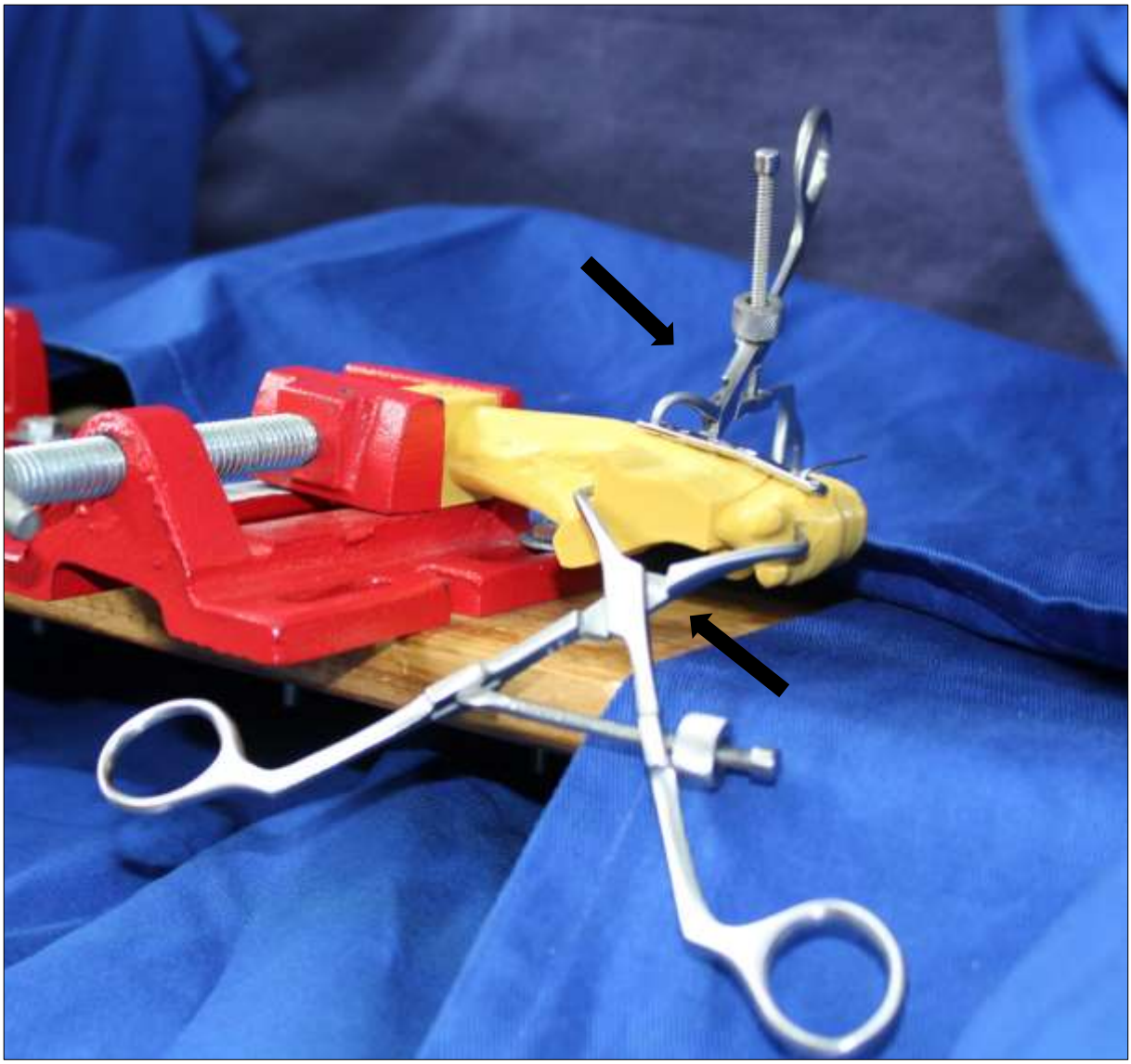


Figura 5. Imagem fotográfica de demonstração de implantação de placa bloqueada em corpo de prova (GP) sobre a bancada própria do experimento. A morsa disposta na base horizontal estabiliza a estrutura que receberá o implante, ossos ou corpos de provas impressos 3D. As setas de cor preta indicam pinça de redução ósseas para estabilização inicial no processo de fixação do implante.

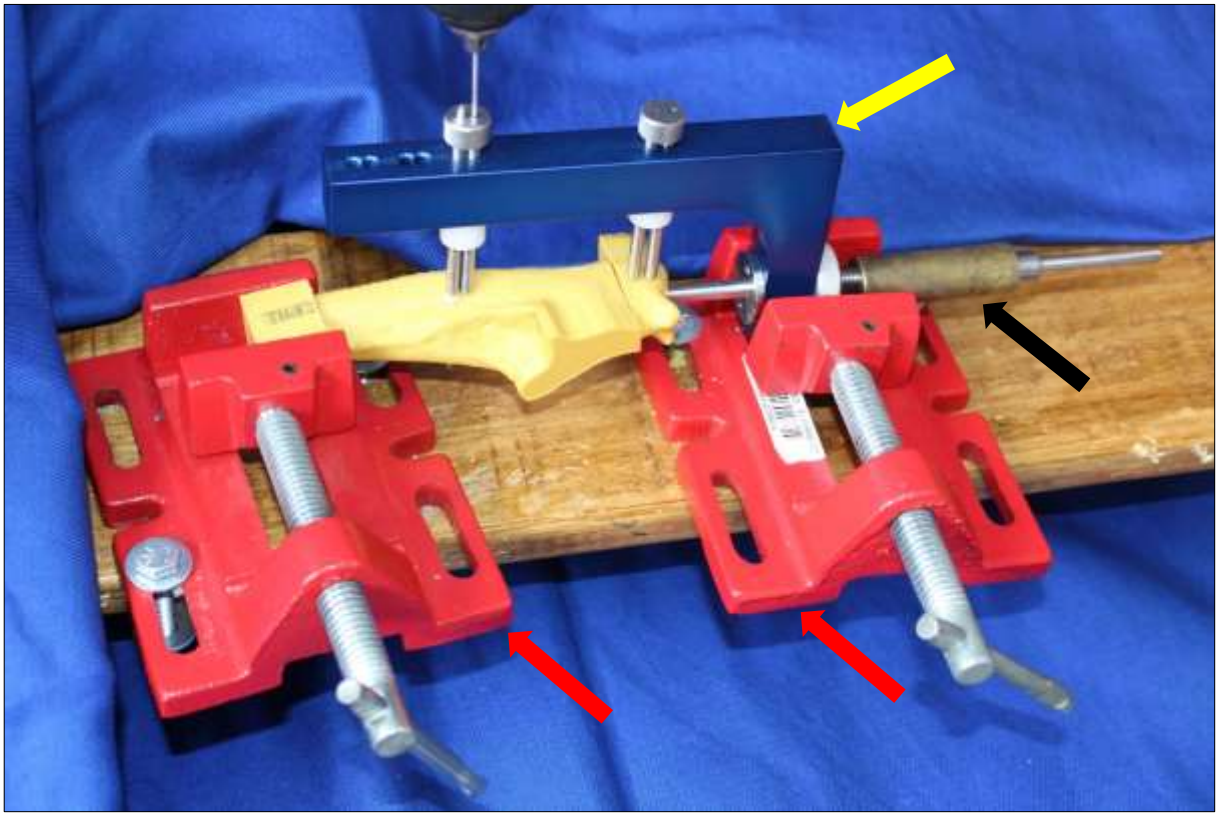


Figura 6. Imagem fotográfica de demonstração do uso da bancada para aplicação de haste intramedular compressiva em osso impresso 3D (olecrano e ulna proximal). Seta de cor amarela indica régua e seus componentes acoplados. Seta de cor preta indica dispositivo de compressão patenteado e as setas de cor vermelha indicam as morsas.



Figura 7. Imagem fotográfica realizada durante os ensaios mecânicos (Grupo Haste) com corpo de prova (seta vermelha) na horizontal em relação ao eixo axial da célula de carga (seta amarela). Máquina de ensaio universal (EMIC DL 2000®), com célula de carga de 20 KN, e suporte de acionamento eletromecânico com velocidade configurável de 0,05 a 500 mm/min, conectada ao computador com sistema de aquisição de dados com deslocamento padronizado em 5 mm por minuto.

ANEXO

ANEXO 1 - Normas do periódico Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)

VCOT – Open
Author Instructions

Thank you for contributing to *VCOT- Open*. Please read the instructions carefully and observe all the directions given. Failure to do so may result in unnecessary delays in publishing your article.

VCOT- Open is an open access international peer-reviewed companion journal to the renowned *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*, published online.

MANUSCRIPT FORMAT

Article Types

The following graph shows what types of articles are accepted for publication, and what requirement they may have.

Article Type	Abstract Limit	Keywords Limit	Title Limit	References	Figures/Tables
Review Articles (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Original Research (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Clinical Communications (20,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 40 references	n/a
Case Reports (15,000 characters with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 30 references.	5 essential figures or tables (figures can have sub-parts)
Brief Communications (10,000 with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 10 references.	2 essential figures or tables
Letters to the Editor (6,000 with spaces)	NA	5	50 words	2 essential figures or tables	
What is your Diagnosis (2,500 with spaces)	1,500 characters (with spaces)	5	50 words	Up to 6 references.	

Please note that the total character counts apply only to the main body of the text;

starting with first word of the Introduction and ending with the last word of the Conclusion. Manuscripts exceeding these character counts will be returned to the authors for shortening before peer review.

□ **Original Research**: papers documenting the finding of clinical or experimental investigations should contain a testable hypothesis or clear statement of purpose.

□ **Clinical Communications**: Papers reporting the diagnosis, treatment or outcome in clinical patients that lack a testable hypothesis.

□ **Brief Communications**: are short papers reporting on a clinical or research material of special interest.

□ **Letters to the Editor**: can be a response to a previous article or a comment or observation which the author would like to address to the readership.

□ **What is your Diagnosis**: are shorter articles presented in a Question-Answer format (submit as “Clinical Communication”).

□ **Case Reports**: documenting one or several clinical cases will be considered for publication only if the disease, disorder, injury, or procedure is exceptionally unique and has not been reported previously. The report must provide new and clinically important information about the disorder, which must be well characterized by appropriate documentation of clinical findings, diagnostic pathology, diagnostic imaging, or preferably a combination of these. Similarly, longterm follow-up data must be included, as appropriate to the case(s). The reason(s) why the case is important, and the impact of this new knowledge on furthering our understanding of the particular subject must be discussed. Reports that are primarily describing additional cases of a previously reported disorder, albeit rare or unusual, will not be considered for publication. Moreover, variations in the manifestation of a disorder are not considered sufficiently unique to warrant publication – for example the occurrence of a fracture, tumor, infection or foreign body in an atypical species of animal or anatomical location.

General Guidelines

□ You must submit a digital copy of your manuscript. Hard copy submissions are not accepted.

□ Keep the format of your manuscript simple and clear. We will set your manuscript according to our style—do not try to “design” the document.

□ The manuscript, including the title page, abstract and keywords, text, references, figure captions, and tables should be typewritten, double-spaced in 12-point font with 1-inch margins all around and saved as one file.
□ Each figure should be saved as its own separate file. Do not embed figures within the manuscript file. This requires special handling by Thieme's Production Department.
□ Keep abbreviations to a minimum and be sure to explain all of them the first time they are used in the text.
□ The manuscripts should be written in American English.
□ The authors should use Système International (SI) measurements. For clarity, nonmetric equivalents may be included in parentheses following the SI measurements.
□ Use generic names for drugs. You may cite proprietary names in parentheses along with the name and location of the manufacturer.
□ Credit suppliers and manufacturers of equipment, drugs, and other brand-name material mentioned in the manuscript within parentheses, giving the company name and primary location.

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

The following is a list of formatting requirements for submitted manuscripts. Papers that deviate from this will be returned with a request for changes and will not undergo review until these changes have been made. Each of the following sections should be submitted as a separate document: Title Page, Summary + Main Text + References, Legends, Tables, Figures. Word or Rich Text Format files should be used for the manuscript files; gif, jpeg, tif, or eps should be used for all image files; and word or excel for all Tables. Do not embed Figures or Tables in the text of the manuscript.

Title Page

Should include all author names and affiliations, correspondence author and contact information, Acknowledgments, Funding, Author Contributions and Conflict of interest statements.

Formatting

Continuous line numbering should be used throughout the text along with double line spacing.

Blinding

All identification information should be removed from the paper for double blind peer review. This includes author names, initials, institutions countries and cities, as well as information which may appear in radiographs or other images. Either “Blinded” or “XX” can be used in the text for any places where this information was.

Animal Care

A section detailing the perioperative care which was given should be included, if relevant, as well as whether institutional approval was gained and what guidelines were followed. Please see the “Animal Care Guidelines”.

Character Count

Total character count for your main text should not exceed the allowed limits. Please see the “Article Types” section for this.

Author Contributions Form

Following the first online submission of your manuscript, the Corresponding Author should fill out the Author Contributions form on behalf of all.

Abstract and Keywords

See the section Article Types for word limits.

The abstract should briefly outline the content of the article and any conclusions it may reach. It should be structured as follows: Objective, Study Design, Results, Conclusion.

The keywords should be words a reader would be likely to use in searching for the content of the article.

Main Document

□ Please clearly distinguish the hierarchy of headings within the manuscript by using capital letters, underline, italic, and bold styles as necessary.

□ As needed, use italic, superscripts, subscripts, and boldface, but otherwise do not use multiple fonts and font sizes.

□ Do not insert page or section breaks except where noted in the Author Instructions.

□ Use hard returns (the Enter key) only at the end of a paragraph, not at the end of a line. Allow lines of text to break automatically in your word-processing software. Do not justify your text.

□ Use only one space, not two, after periods.

□ Create tables using the Table function in Microsoft Word.

□ For Original Research, Clinical Communications, & Brief Communications, the manuscript should divided into sections, including an Introduction, Materials and Methods, Results, and Discussion. The most important sections within each main section should be stressed by subheadings.

□ Review Articles should have an Introduction, and then the appropriate section headings in bold.

□ For Case Reports, please include an Introduction followed by a Discussion. Additional section headings can be included.

□ What is your Diagnosis should be divided into a Question & an Answer and the 2 main sections should be Case History & Discussion/Diagnosis.

Formulas

Special care should be taken with the presentation of formulas, especially complex ones. In order to save formulas into your document in a manner that will ensure their accurate appearance in the proof generated by the system, create the formulas as text or use the “Formula” toolbar. Alternatively, upload as a separate document and refer to the formula as you would a Figure or Table.

Acknowledgments

Scientific advice, technical assistance, and credit for financial support and materials may be grouped in a section headed ’Acknowledgements’.

Those who do not qualify for authorship should also be included here. This section will be placed at the very end of the text. For submission however, please place this information with the Title page.

Funding

Authors should provide all relevant information regarding the funding which was received, including any provision of experimental materials, equipment, writing assistance, or related. It should also be stated what role the research funder had, for instance, whether they were also involved in other aspects of the study such as the design. This information will be published with the paper, should it be accepted. If no funding was received, please state this.

Conflict of Interest

Please click http://www.icmje.org/conflicts-of-interest to download a Conflict of Interest form.

Upon Submission, it is required to indicate on the Title page for each author if there is, or has been a situation where a conflict of interest could be construed. This includes both financial and personal relationships that might bias or be seen to bias their work. Each author should also acknowledge the source of any extra-institutional funds or support. Any financial interests in companies that market material that are, or have been, the subject of research reported in the manuscript should be acknowledged. Such information may or may not be held in confidence while the paper is under review, and should the article be accepted for publication, this information will be published with the paper.

Style Specifics

□ Contributions should be submitted in UK English; this however is not a requirement, and if the paper is accepted, the Editorial Office will make all necessary changes. For non-English speaking authors, it may be of benefit to use a English editing firm to help in improving the English usage.

□ Abbreviations should be spelled out for the first use followed by the abbreviation in parentheses; thereafter the abbreviation can be used. The use of abbreviations however should be kept to a minimum.

□ Nomenclature should be done according to internationally approved rules. All anatomical nomenclature should be written in full and Anglicized.

□ Units of measurement should be given in the metric system or in SI units and temperatures should be in °C.

□ For instruments, specific equipment, or drugs which are referred to in your paper, please cite the specific information (model number if relevant, generic and trade name, manufacturer and their location) as a footnote using roman letters at the end of the paper or as footnotes in the text.

□ Figures and Tables should be cited in sequential order, in parentheses, in the text. The actual file for each figure and table should be named according to its number in the text (i.e. Figure 1, Table 2).

□ Greek letters, special characters, & mathematical symbols should be insert using the “Symbol” or “Formula” toolbar menu in your word processing program. Before submitting your manuscript, please verify in the system-created pdf that all have converted correctly.

References

References should be the most recent and pertinent literature available. It is essential that they are complete and thoroughly checked. If the reference information is incomplete, good online sites to search for full details are the National Library of Medicine: www.nlm.nih.gov; Books in Print: www.booksinprint.com; PubMed: www.ncbi.nlm.nih.gov/PubMed/; or individual publisher Web sites.

□ References must be listed in AMA style, using Index Medicus journal title abbreviations.

□ References follow the article text. Insert a page break between the end of text and the start of references.

□ The Vancouver style should be used - references are numbered consecutively in order of appearance in the text, and identified by Arabic numerals in parentheses at the end of the sentence.By way of exception to AMA style, do not italicize book titles or journal title abbreviations and do not put a period at the end of a reference.
□ List all author names, up to and including six names. For more than six authors, list the first three followed by et al.
□ References should be styled per the following examples:

1. Citing a journal article:
Newburger JW, Takahashi M, Burns JC, et al. The treatment of Kawasaki syndrome with intravenous gamma-globulin. N Engl J Med 1986;315:341–347

2. Citing a chapter in a book:
Toma H. Takayasu's arteritis. In: Novick A, Scoble J, Hamilton G, eds. Renal Vascular Disease. Philadelphia: WB Saunders; 1995:47–62

3. Citing a book:
Stryer L. Biochemistry. 2nd ed. San Francisco: WH Freeman; 1981:559–596

4. Citing a thesis:
Stern I. Hemorrhagic Complications of Anticoagulant Therapy [Ph.D. dissertation]. Evanston, IL: Northwestern University; 1994

5. Citing a government publication:
Food and Drug Administration. Jin Bu Huan Herbal Tablets. Rockville, MD: National Press Office; April 15, 1994. Talk Paper T94-22

6. Citing an online article:
Rosenthal S, Chen R, Hadler S. The safety of acelluler pertussis vaccine vs whole-cell pertussis vaccine [abstract]. Arch Pediatr Adolesc Med [serial online]. 1996; 150:457–460.Availableat:http://www.amaassn.org/scipubs/journals/archive/ajdc/vol_150/no_5/abstract/htm. Accessed November 10, 1996

7. Citing a symposium article:

Eisenberg J. Market forces and physician workforce reform: why they may not work. Paper presented at: Annual Meeting of the Association of American Medical Colleges; October 28, 1995; Washington, DC

Figure Captions

□ Figures include photographs or radiographs, drawings, graphs, bar charts, flow charts, and pathways, but NOT lists or tables.

□ Figures must be cited sequentially in the text. Number all figures (and corresponding figure captions) sequentially in the order they are cited in the text.

□ Figure captions should be written after the reference list. Insert a page break between the end of references and the start of figure captions.

□ Figure captions should include a description of the figure and/or each lettered part (A, B, etc.) and of any portions of the figure highlighted by arrows, arrowheads, asterisks, etc.

□ For a figure borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line in parentheses at the end of each figure legend. This credit line should be a complete bibliographic listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example (Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. Semin Neurol 2000; 20:357.)

Tables

□ Data given in tables should be commented on but not repeated in the text. Be sure that lists or columns of related data are composed in a word-processing program like the rest of the text.

□ Do not intersperse tables in the text. Tables should appear after the figure captions. Insert a page break between the end of the figure captions and the start of the tables.

□ Tables must be double-spaced and numbered in the same sequence they are cited in the text. A short descriptive title should be provided for each table.

□ If a table contains artwork, supply the artwork separately as a digital file.

□ For tables borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line as the first footnote beneath each table.

This credit line should be a complete bibliographical listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example, “Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. Semin Neurol 2000;20:357.” (“Data from . . .” or “Adapted from . . .” may also be used, as appropriate.)

□ Other footnotes for tables should be indicated in the table using superscript letters in alphabetical order.

□ Any abbreviations used in the table should be explained at the end of the table in a footnote.

Videos

□ The following formats are acceptable: *.avi, *.mov and *.mpg.

□ For supplementary videos, the length should not exceed 4 minutes, and a legend of no more than 40 words per video or per sequence is required (it should also be included in the main document).

□ All videos should include a clear, English language voice over explaining the demonstration or operation being presented. Be precise, informative, and clear in your speech. Re-record audio in post-production for sound quality.

□ Be slow and deliberate in all movements. Be cautious of bad lighting, and white balance the camera each time you turn it on. Place the camera on a tripod and obscure the faces of any patients, or obtain a signed Statement of Consent.

General Guidelines

□ It is best to use Adobe Photoshop to create and save images, and Adobe Illustrator for line art and labels.

□ Do not submit art created in Microsoft Excel, Word, or PowerPoint. These files cannot be used by the typesetter.

□ Save each figure in a separate file.

□ Do not compress files.

□ All black-and-white and color artwork should be at a resolution of 300 dpi (dots per inch) in TIFF format. Line art should be 1,200 dpi in EPS or TIFF format. Contact the Production Editor at Thieme if you are unsure of the final size.

□ It is preferable for figures to be cropped to their final size (approximately 3½ inches for a single column and up to 7 inches for a double column), or larger, and in the correct orientation. If art is submitted smaller and then has to be enlarged, its resolution (dpi) and clarity will decrease.

Note: Lower resolutions (less than 300 dpi) and JPEG format (.jpg extension) for grayscale and color artwork are strongly discouraged due to the poor quality they yield in printing, which requires 300 dpi resolution for sharp, clear, detailed images. JPEG format, by definition, is a lower resolution (compressed) format designed for quick upload on computer screens.

Black-and-White Art

□ Black-and-white artwork can be halftone (or grayscale) photographs, radiographs, drawings, line art, graphs, and flowcharts. Thieme will only accept digital artwork.

□ If possible, do not send color art for conversion to black-and-white. Do the conversion yourself so that you can check the results and confirm in advance that no critical details are lost or obscured by the change to black-and-white.

□ For best results, line art should be black on a white background. Lines and type should be clean and evenly dark. Avoid screens or cross-hatching, as they can darken or be uneven in printing and lead to unacceptable printing quality.

Convention for Radiographic Orientation

For radiographic images, please follow the guidelines below. When preparing illustrations from native DICOM format, please note that most clinical DICOM viewers export images with the low resolution, typically 90–100 dpi, used by most operating systems. Use a program that maintains the original matrix to prepare illustrations, for example Image J, and thus meet or exceed the requirement of a minimum resolution of 300 dpi. Knowing the original acquisition matrix size allows a simple calculation to determine the number of dpi based on a width or height of the finished illustration of 12–15 cm.

Radiographs: Lateral views of any part should be orientated with the cranial or rostral part to the viewers left. Ventrodorsal or dorso-ventral images should be viewed with the left side on the reader's right. Images of extremities should have the proximal portion of the limb at the top of the image. There is not a convention as to whether the lateral or medial aspect of the limb should be to the right or the left, but the orientation should be consistent within the manuscript.

Ultrasound: For abdominal imaging with the patient in dorsal recumbency, sagittal images should be orientated with the ventral surface at the top of the image, and the cranial aspect to the left. In the transverse plane, the patient's right side should be on the left of the image. If the transducer has been placed on the right side of the abdomen in a transverse plane, ventral should be on the right of the image and dorsal on the left. For images obtained from the left side of the abdomen, ventral should be on the left side of the image and dorsal on the right.

Echocardiographic images: Computed tomography and magnetic resonance images should be orientated in the following manner:

Head and spine

□ Sagittal plane: cranial (rostral) to the left, dorsal at the top.

□ Transverse plane: dorsal at the top, left to the reader's right.

□ Dorsal plane: cranial (rostral) at the top, left to the reader's right.

Thorax and Abdomen

□ Images should be displayed as they were acquired.

References

1. Thrall DE. Textbook of Veterinary Diagnostic Imaging (3rd Ed). Philadelphia, WB Saunders 1998; 26.

2. Nyland TG, Mattoon JS. Veterinary Diagnostic Ultrasound. Philadelphia, WB Saunders 1995; 11–12.

3. Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, et al. Recommendations for standards in transthoracic two dimensional echocardiography in dogs and cats. J Vet Intern Med 1993; 7: 247–252.
4. Anon. Instructions to authors. Vet Radiol Ultrasound 2000; 41: 584.

Art Labels

□ Arrows, asterisks, and arrowheads (or other markers) should be white in dark or black areas and black in light or white areas, and large in size. If not, these highlighting marks may become difficult to see when figures are reduced in size during the typesetting process.

□ Use 1-point (or thicker) rules and leader lines.

Capitalize the first word of each label and all proper nouns. Consider using all capitals if you need a higher level of labels.

□ Where there are alternate terms or spellings for a named structure, use the most common one and make sure it is consistent with what is used in the text.

Avoid using multiple fonts and font sizes for the labels; use only one or two sizes of a serif font.

SUBMISSION PROCEDURE

Submission Procedure

□ Consult the checklist on the first page of this document to ensure that you are ready to submit your manuscript.

□ Manuscripts must be submitted electronically at the following link: https://mc.manuscriptcentral.com/vcotopen

□ Always review your manuscript before submitting it. You may stop a submission at any phase and save it to submit later. After submission, you will receive a confirmation email. You can also check the status of your manuscript by logging in to the submission system. The Editor in Chief will inform you via email once a decision has been made.

Revision Procedure

Please submit your revised manuscript before the deadline stated in your decision letter has been reached.

Please also note that the deadline has actually expired by the end of the day (midnight), German time, on the day just before the deadline. For example, for a deadline of May 21, when the clock turns midnight and the date officially changes from May 20 to the 21, the deadline has expired. If more time is needed, please contact the Editorial Office. Revisions should be submitted as a revision under the original manuscript number - if the deadline has passed, inform the Editorial Office rather than submitting as a new manuscript. Do not forget to activate **Track Changes** when making revisions, or to highlighting the areas where text was changed, and to submit a **point by point** response to the reviewers comments along with your revision.

Peer Review Process

All articles submitted to the Journal will first be checked by the Managing Editor to ensure they conform to the guidelines listed in this document. Manuscripts that fail to meet these requirements will not be sent for review and you will be asked to resubmit in an appropriate format. VCOT-Open reserves the right to reject any manuscript. Manuscripts that enter the peer review process will be examined by a minimum of two expert reviewers. They will be asked to comment on the scientific quality of the work, and its contribution to the field. The entire process is blinded: the authors do not know who is reviewing the paper, and the reviewers do not know who the authors are or where they come from. Based on the reviews, the Editor-in-Chief will then issue a decision concerning acceptance, major or minor revision, or rejection. Those which are accepted for publication are subject to the authors addressing all editorial and production concerns.

PRODUCTION PROCEDURE

Page Proofs

All accepted manuscripts are subject to editing by the Editor-in-Chief and the Managing Editor. The designated Correspondence Author will receive the final proofs for approval and corrections. All corrections must be returned within the stated time period; if this is not possible please inform the Managing Editor.

POLICY STATEMENTS

Reporting Guidelines

□ The following reporting guidelines may be of use when conducting and reporting your research:

□ Standards for the reporting of diagnostic accuracy studies (STARD): http://www.stard-statement.org

□ Consolidated standards for reporting randomized clinical trials (CONSORT): http://www.consortstatement.org

□ Systematic reviews and meta-analyses (PRISMA): http://www.prisma-statement.org Animal Research: Reporting In Vivo Experiments (ARRIVE Guidelines): https://www.nc3rs.org.uk/ arrive-guidelines

□ MOOSE (for reporting of meta-analyses of observational studies)

□ COREQ (for reporting qualitative research)

□ Recommendations for the Conduct, Reporting, Editing, and Publication of Scholarly Work in Medical Journals by the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE): www.icmje.org

Authorship

VCOT-Open follows the guidelines of the International Committee of Medical Journal Editors (http://www.icmje.org/) in regards to authorship. The editorial office is not responsible for resolving disputes between authors or potential authors of manuscripts submitted or accepted for publication, and it is the duty of the authors to decide upon the author order.

Authors must meet all of the following requirements:

1) Substantial contributions to the conception, study design, or acquisition of data, as well as participation in the analysis and interpretation of data; **2)** Drafting of the article or revising it critically for important intellectual content; **3)** Approval of the submitted version of the manuscript, all revised versions, and the final version to be published; and **4)** Agreement to be publicly accountable for the appropriate portions of the content. The number of authors of any full length paper is limited to 10, case reports are limited to 5.

Requests to exceed these limits must be accompanied by detailed justification. Any person who contributed materially to the paper, but does not meet these qualifications for authorship may be recognized for their function or contribution in the “Acknowledgements”.

Authorship Contribution form: Starting in 2017, authors will be required to fill out this form – noting the contributions of each author - and submit with their manuscript.

Change in Authorship: Any requests for the addition or deletion of author names, as well as re-ordering of the names following acceptance of the manuscript must be sent to the Managing Editor from the corresponding author of the manuscript. **This request must include**: The reason for the change and written confirmation from all authors that they agree with this change. In the case of the addition or removal of authors, this includes a confirmation from the author(s) being added or removed. The Editor-in-Chief will be informed of such requests and publishing of the manuscript online and in print will be postponed until the authorship has been agreed upon. Should such changes occur following online or print publication of the manuscript, publishing of a corrigendum may be required.

Statement on Liability

The legislation on product liability makes increased demands on the duty of care to be exercised by authors of scientific research and medical publications. This applies in particular to papers and publications containing therapeutic directions or instructions and doses or dosage schedules. We therefore request you to examine with particular care, also in your own interest, the factual correctness of the contents of your manuscript once it has been copyedited and returned to you in the form of galley proofs. The responsibility for the correctness of data and statements made in the manuscript rests entirely with the author.

Animal Care Guidelines

All material published in VCOT-Open must adhere to high ethical standards concerning animal welfare. In order to be considered for publishing, the following requirements must be met and noted in the manuscript:

1. Follows international, national and/or institutional guidelines for humane animal treatment and complies with relevant legislation (i.e. EU Convention on the protection of animals revised directive 86/609/EEC, USA Animal Welfare Acts, American Veterinary Medical Association Guidelines for the Euthanasia of Animals, ARRIVE Guidelines – Animal Research: Reporting of In Vivo Experiments).
2. Has been approved by the ethics review committee at the institution or practice at which the study/studies were conducted where such a committee exists. If there is no existing committee, it is expected that the research have been conducted in a manner likely to be approved by an ethics committee in most countries.
3. For studies using client-owned animals, client consent must be obtained and the study needs to demonstrate best practice of veterinary care.
4. Include the detailed care which was given, and the drug dosages and regimes which were instituted for analgesia and euthanasia, if applicable.

Details regarding the above requirements are to be included in your manuscript at the time of submission, either as a separate heading or as part of the “Materials and Methods” section; the specifics should be blinded (institutional names and locations should be removed) so as to preserve the doubleblind review process. The Editor-in-Chief reserves the right to reject manuscripts on the basis of ethical or welfare concerns.

Copyright Statement

Submitted manuscripts must represent original research not previously published nor being considered for publication elsewhere. The editors and Thieme combat plagiarism, double publication, and scientific misconduct with the software CrossCheck powered by iThenticate. Your manuscript may be subject to an investigation and retraction if plagiarism is suspected.

If you plan to reproduce text, tables, or figures from a published source, you must first obtain written permission from the copyright holder (usually the publisher). This is required even if the material is from your own published work. For material never before published and given to you by another person, you must obtain permission from that person. Serious delays to publication can be incurred if permissions are not obtained.

As the author, it is your responsibility to obtain all permissions, pay any permission fees, furnish copies of permissions to Thieme with your manuscript, and include a credit line at the end of the figure caption, beneath the table, or in a text footnote.

Upon publication of an article, all rights are held by the publishers, including the rights to reproduce all or part of any publication. The reproduction of articles or illustrations without prior consent from the publisher is prohibited.

Statement of Ethics

This journal adheres to the ethical standards described by the Committee on Publication Ethics and the International Committee of Medical Journal Editors. Authors are expected to adhere to these standards.

For all manuscripts reporting data from studies involving human or animal participants, formal review and approval, or formal review and waiver (exemption), by an appropriate institutional review board (IRB) or ethics committee is required, as well as any necessary HIPAA consent, and should be described in the Methods section with the full name of the reviewing entity. All clinical trials must be registered in a public trials registry. Denote the registry and registry number.

EDITORIAL CONTACTS

Please contact the Editors or Thieme Publishers with any questions.

Thieme Publishers – Project Manager Journals

Dr. Elinor Switzer Thieme Publishers

Rüdigerstr. 14

70469 Stuttgart, Germany

Tel: +49 711 8931 230 / Fax: +49 711 8931 323

elinor.switzer@thieme.de