

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP
CÂMPUS DE JABOTICABAL

**ANÁLISE BIOMÊCANICA DE DIFERENTES LOCAIS DE BLOQUEIO
EM HASTE INTRAMEDULAR UTILIZANDO CORPOS DE PROVA
COM FALHA CRÍTICA**

Caio Afonso dos Santos Malta
Médico Veterinário

2020

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA - UNESP

CÂMPUS DE JABOTICABAL

**ANÁLISE BIOMÊCANICA DE DIFERENTES LOCAIS DE BLOQUEIO
EM HASTE INTRAMEDULAR UTILIZANDO CORPOS DE PROVA
COM FALHA CRÍTICA**

Discente: Caio Afonso dos Santos Malta

Orientador: Prof. Dr. 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**

2020

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

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

M261a Malta, Caio Afonso dos Santos
Análise biomecânica de diferentes locais de bloqueio em haste intramedular utilizando corpos de prova com falha crítica / Caio Afonso dos Santos Malta. -- Jaboticabal, 2020
68 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal
Orientador: Luís Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

1. Biomecânica. 2. Impressão 3D. 3. Implantes ortopédicos. I.
Título.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES LOCAIS DE BLOQUEIO EM HASTE INTRAMEDULAR UTILIZANDO CORPOS DE PROVA COM FALHA CRÍTICA

AUTOR: CAIO AFONSO DOS SANTOS MALTA

ORIENTADOR: LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

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

Prof. Dr. LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Prof. Dr. PAULO VINÍCIUS TERTULIANO MARINHO
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sul de Minas Gerais - Campus Muzambinho

Jaboticabal, 20 de fevereiro de 2020

EPÍGRAFE

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

Benjamin Disraeli

DEDICATÓRIA

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

AGRADECIMENTOS

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

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

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

Ao meu amor, Vanessa Matos Pires, que além de namorada foi uma grande amiga, me motivando e apoiando em mais essa etapa. Obrigado por ser meu alicerce durante cada momento de dificuldade. Eu te amo!!

Ao meu orientador, Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen G. Dias, minha grande inspiração na área. A pessoa que mesmo sem querer foi o responsável por me direcionar nesse caminho acadêmico. Obrigado pelos ensinamentos técnicos e pessoais. As orientações do senhor estão me lapidando como cirurgião e como pessoa. Admiro muito o senhor. Obrigado!

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

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

Ao Prof. Dr. Cleudmar de Araújo Amaral e à técnica do laboratório de Engenharia Civil da Universidade Federal Uberlândia, Cristiane Pires, por auxiliar com os ensaios mecânicos.

Aos professores Doutores Paulo Vinícius Tertuliano Marinho e Bruno Watanabe Minto por aceitar o convite para serem membros da banca avaliadora da qualificação.

Em especial à FAPESP, Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Processo 2018/03382-5) e a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES – código de financiamento 001) pelo suporte financeiro a esta pesquisa, sendo essenciais para a ocorrência desta.

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

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.....	vii
LISTA DE TABELAS.....	x
CAPÍTULO 1. Considerações gerais.....	1
Introdução.....	1
Revisão de literatura.....	2
Objetivos.....	7
Justificativa.....	7
Referências.....	8
CAPÍTULO 2. Análise biomecânica de diferentes locais de bloqueio em haste intramedular bloqueada de ângulo estável utilizando corpos de prova com falha crítica.....	13
Resumo.....	13
Introdução.....	14
Material e métodos.....	15
Corpos de prova.....	16
Implantes ortopédicos.....	16
Técnica de implantação.....	18
Configuração dos grupos.....	19
Ensaio biomecânico.....	20
Análise estatística	20
Resultados.....	20
Discussão.....	23
Conclusão.....	26
Referências.....	27
CAPÍTULO 3. Considerações finais.....	31

Limitações do estudo.....	31
Perspectivas.....	32
APÊNDICE.....	33
Apêndice A – Metodologia completa.....	34
Anexo 1 - Normas do periódico <i>Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology</i> (VCOT).....	50

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



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



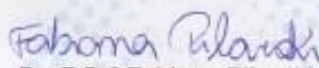
CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "**Análise biomecânica de diferentes locais de bloqueio em haste intramedular utilizando corpos de prova com falha crítica**", protocolo nº 007879/18, 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 14 de junho de 2018.

Vigência do Projeto	18/06/2018 a 31/10/2019
Espécie / Linhagem	Corpos de prova sintéticos prototipados
Nº de animais	28 corpos de prova
Peso / Idade	-
Sexo	-
Origem	Filamentos sintéticos e implantes metálicos

Jaboticabal, 14 de junho de 2018.


Prof. Dr. Fabiana Pilarski
 Coordenadora – CEUA

ANÁLISE BIOMECÂNICA DE DIFERENTES LOCAIS DE BLOQUEIO EM HASTE INTRAMEDULAR UTILIZANDO CORPOS DE PROVA COM FALHA CRÍTICA

RESUMO - O presente trabalho teve como objetivo avaliar biomecanicamente por meio de teste de compressão axial, diferentes posicionamentos e quantidade de *bolts* em haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), em simulação de fratura diafisária irreduzível em corpos de prova (CP). Os CPs, produzidos a partir do ácido polilático por impressora 3D, foram projetados e manufaturados com bloco de apoio na extremidade para a preensão na máquina de ensaios. A haste utilizada no experimento apresentava 6 orifícios (denominados de 1 a 6, de proximal para distal), com rosca interna, sendo 3 em cada extremidade (proximal e distal). Um aparato específico (bancada gabarito) foi desenvolvido para total padronização e precisa inserção da haste intramedular e bloqueios nos corpos de prova. Foram usadas 28 amostras divididas em 4 Grupos. No Grupo 1 (G1) a haste foi bloqueada nos orifícios 1 e 6. No Grupo 2 (G2) o bloqueio aconteceu nos orifícios proximais 1 e 2, e nos orifícios distais 5 e 6. Para o Grupo 3 (G3) foram fixados os orifícios 2 e 3 (segmento proximal) e 4 e 5 (segmento distal). Já no Grupo 4 (G4) todos os 6 orifícios foram bloqueados. Os referidos orifícios foram bloqueados utilizando-se *bolts* especialmente desenvolvidos para esse modelo de HIB-AE. Os testes de compressão axial foram realizados por máquina de ensaios universal a uma velocidade de 5 mm/minuto. Os dados foram avaliados entre os quatro Grupos (G1, G2, G3 e G4), resultando em sete repetições a cada combinação. O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado e concluiu-se que os dados apresentavam distribuição normal ($p = 0,070$). Dentre as cargas médias o maior valor foi registrado no G4 ($9420,34N \pm 4081,37N$) seguido pelos grupos G3 ($9180,20N \pm 1751,38N$), G2 ($8101,31N \pm 2372,58N$) e G1 ($5933,59N \pm 1300,79N$). Apesar das diferenças observadas entre os valores numéricos médios, nenhuma delas se mostrou estatisticamente significativa na análise de variância (ANOVA) ($p = 0,074$). Sendo assim é possível concluir que no suporte de carga axial compressiva não há diferença significativa quanto ao número de *bolts* por fragmento ou em relação à distância da falha crítica que esses são posicionados. Entretanto esses resultados devem ser associados a testes biomecânicos que avaliem cargas flexivas e torcionais, além da correlação com trabalhos clínicos.

Palavra-chave: Biomecânica; Bolts; Bloqueio de ângulo estável; Impressão 3D;

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF DIFFERENT LOCKING LOCATIONS IN ANGLE-STABLE INTRAMEDULLARY INTERLOCKING NAIL USING A SYNTHETIC BONE MODEL WITH CRITICAL FAILURE

ABSTRACT - The present study aims to evaluate biomechanically (axial compression test) different positions and number of bolts locked to a new model of stable-angle intramedullary interlocking nail (ILN) in a simulation of complex diaphyseal fracture in synthetic bone models. The specimens were designed with end support for gripping on testing machines and were manufactured from polylactic acid (PLA) by 3D printer. The interlocking nail used in the experiment was developed with 6 holes (called 1 to 6 from proximal to distal) with internal threads, 3 at each end (proximal and distal). A specific apparatus (template stand) has been developed for full standardization and precise insertion of the interlocking nail and locking in the specimens. Twenty-eight samples were used, divided into four groups. In Group 1 (G1) the ILN was blocked in holes 1 and 6. In Group 2 (G2) the locking occurred in proximal holes 1 and 2, and distal holes 5 and 6. Group 3 (G3) fixed holes 2 and 3 (proximal segment) and 4 and 5 (distal segment). In Group 4 (G4), all 6 holes were locked by specific bolts. Axial compression tests were performed by a universal testing machine at a speed of 5 mm / minute. Data were evaluated between the four groups (G1, G2, G3 and G4), resulting in seven repetitions for each combination. The Shapiro-Wilk test was applied and concluded that the data presented normal distribution ($p = 0.070$). Among the average loads the highest value was recorded in G4 ($9420.34\text{N} \pm 4081.37\text{N}$) followed by the groups G3 ($9180.20\text{N} \pm 1751.38\text{N}$), G2 ($8101.31\text{N} \pm 2372.58\text{N}$) and G1 ($593.59\text{N} \pm 1300.79\text{N}$). Despite the differences observed between the mean values none of them were statistically significant in the analysis of variance (ANOVA) ($P = 0.074$). Thus, it can be concluded that in the compressive axial load support there is no difference as to the number of bolts per fragment or in relation to the fracture distance that they are positioned. However, these results should be associated with biomechanical tests that evaluate flexural and torsional loads.

Keywords: Biomechanical, Bolts, Angle-Stable Interlocking Nail, 3D Printer

LISTAS DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

Ø - Diâmetro

= - Igual

< - Menor

± - Mais ou menos

% - Porcentagem

GPa - Gigapascal

Kg – Kilogramas

mm - Milímetro

mm⁴ – Milímetro elevado a quarta potência (momento de inércia de área)

Mpa - Megapascal

N - Newton

N/mm² – Newton por milímetro quadrado

π - Pi

3D – Três dimensões

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

CEUA - Comissão de Ética no Uso de Animais

FCAV - Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias

G1 – Grupo 1

G2 – Grupo 2

G3 – Grupo 3

G4 – Grupo 4

HIB – Haste Intramedular Bloqueada

HIB-AE – Haste Intramedular de Ângulo Estável

ME – Módulo de Elasticidade

MIA – Momento de Inércia de Área

PLA – “Polylactic Acid” (ácido polilático)

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

UFLA – Universidade Federal de Lavras

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

UNESP - Universidade Estadual Paulista

UNIFRAN – Universidade de Franca

LISTAS DE FIGURAS

Página

CAPÍTULO 2

Figura 1. Desenhos dos implantes e dos corpos de prova (Programa CAD SOLIDWORKS® 2016). **A** – Exemplar completo após implantação e bloqueio da haste no interior dos corpos de prova. Notar as dimensões dos corpos de prova e a distância de 20 mm mantida entre eles para mimetizar fratura cominutiva. O corpo de prova proximal era totalmente perfurado para permitir a implantação normógrada da haste (seta vermelha), já o distal apenas o canal medular era perfurado e o bloco de apoio era maciço. **B** – Dimensões do modelo de haste usado no estudo. **C** – *Bolt* criado especialmente para esse modelo de HIB-AE. Notar vista superior do *bolt* (seta preta) demonstrando encaixe para chave hexagonal. Todas as dimensões estão em milímetros (mm)..... 17

Figura 2. Desenhos computacionais e fotografias das configurações usada nos 4 grupos experimentais. **A e A'** – Configuração usada no G1 com um *bolt* por corpo de prova (fragmento). **B e B'** – No G2 foram utilizados dois *bolts* por fragmento sendo esses posicionados mais distante da falha de 20 mm. **C e C'** – Representação do G3 mostrando o posicionamento de dois *bolts* por fragmento colocados mais próximos da falha de 20 mm. **D e D'** – Para o G4 foram bloqueado todos os 6 orifícios da HIB-AE..... 19

Figura 3. Imagens demonstrando o comportamento e falhas mais comuns ocorridas durante os testes de compressão axial. **A** – Deformação dos *bolts* observada durante um dos testes do Grupo 1. **B** – Falha abrupta do corpo de prova em uma das amostras do Grupo 2. **C** – Deformação plástica progressiva do corpo de prova durante o teste de uma amostra do Grupo 3. **D** – Quebra do corpo de prova ao nível do primeiro *bolt* em uma amostra do grupo 4..... 22

APÊNDICE A

Figura 1A. **A**- Bancada gabarito desenhada e montada em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016). Notar as duas paredes verticais e as 4 morsas que possibilitam a fixação dos instrumentos que compõe o sistema de haste. **B**- Bancada construída em madeira com morsas metálicas a partir dos desenhos CAD..... 33

Figura 2A. Demonstração do uso da bancada gabarito para aplicação de haste intramedular bloqueada em osso sintético. As paredes verticais juntamente com as morsas estabilizam todo o sistema (haste conectada no gabarito de perfuração e guias de perfuração) durante o processo de aplicação do implante. As morsas dispostas na base horizontal estabilizam a estrutura que receberá o implante, ossos ou corpos de provas sintéticos..... 34

Figura 3A. Desenhos 3D do primeiro modelo de corpo de prova realizado em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) A) Vista bidimensional do plano frontal do corpo de prova completo com apresentação do intervalo de 20 mm. Notar os blocos de apoio nas extremidades (setas vermelhas), e as partes cilíndricas que compõe o corpo (setas azuis). B) Vista trimétrica do plano frontal do corpo de prova. Notar a perfuração de 8 mm de diâmetro para a inserção da haste e a espessura da cortical da parte cilíndrica, estabelecida em 3 mm. C) Vista tridimensional do corpo de prova evidenciando a superfície inferior do bloco distal desprovida de perfuração (seta verde).....	36
Figura 4A. A- Processo de impressão dos corpos de prova no sentido horizontal (deitados). B- Processo de impressão dos corpos de prova no sentido vertical (eretos).....	37
Figura 5A. A- Corpos de provas após impressão no sentido horizontal (deitados). B- Corpos de prova impressos em disposição vertical (eretos). Notar os corpos de prova com corticais em diferentes espessuras e a diferença no sentido das camadas entre o grupo A e B.....	37
Figura 6A. A- Corpos de provas com cortical de 7 mm de espessura de cortical com a haste intramedular implantada e bloqueada com um parafuso em cada extremidade. O corpo de prova da esquerda foi impresso no padrão vertical e o da direita foi impresso no padrão horizontal. B- Corpos de provas com 3 mm de cortical com a haste implantada e bloqueada por um parafuso em cada extremidade. Sendo o corpo de prova da esquerda impresso no padrão vertical e o da direita impresso na horizontal. Notar que no padrão horizontal (corpos de provas da direita, tanto em A quanto em B) as camadas não ficam bem compactadas, formando padrão estriado.....	40
Figura 7A. Identificação dos corpos de provas para realização dos ensaios pilotos. CP1 e CP2 com cortical de 7 mm de espessura. CP3 e CP4 com cortical de 3 mm de espessura. Os corpos de provas identificados com caneta preta foram impressos eretos e aqueles com marcação vermelha forma impressos deitados.....	41
Figura 8A. Imagens realizadas durante os testes com os corpos de provas de 7 mm (esquerda) e 3 mm (direita), na máquina de ensaio universal Instron modelo 5982 com deslocamento padronizado em 5 mm/min.....	41
Figura 9A. Gráfico ilustrando a relação entre a carga aplicada em Newtons e o deslocamento gerado em milímetros nos corpos de prova no teste piloto (CP1 – 7mm impressão vertical; CP2 – 7mm impressão horizontal; CP3 – 3mm impressão vertical; CP4 – 3mm horizontal).....	42
Figura 10A. A- Os corpos de provas impressos deitados (horizontal) falharam devido a rachaduras que se formaram entre as camadas da impressão. Isso foi mais evidente no CP4. B- Os corpos de provas impressos no padrão vertical (eretos) não apresentavam essas estriações e não tiveram esse tipo de falha, indicando que esse padrão de impressão é mais resistente para esse tipo de teste.....	42

Figura 11A. Representação esquemática de como a carga axial de compressão (seta vermelha) atua sobre o <i>bolt</i> posicionado perpendicularmente ao sentido da força. Devido a esse posicionamento é necessário que o implante de bloqueio seja resistente à flexão (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).....	43
Figura 12A. Fórmulas para cálculo do momento de inércia de área (MIA) para estruturas cilíndricas maciças (imagem superior) e estruturas retangulares (imagem inferior); (I_a = Momento de inércia de área; r = raio do implante cilíndrico; b = base do implante retangular; h = altura do implante retangular) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP, 2019).....	44
Figura 13A. Dimensões e milímetros (mm) da porção final do primeiro <i>bolt</i> descrito (usado nos testes pilotos) (A) e do <i>bolt</i> que está sendo proposto (B) (SOLIDWORKS 2016) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).....	45
Figura 14A. Tensões de Von Mises (N/mm^2 - MPa) resultante da análise estática por elementos finitos simulando flexão com carga de 120 N no <i>bolt</i> roscado (A) e no novo <i>bolt</i> com porção final lisa (B) (A seta vermelha apresenta o limite de escoamento do aço inoxidável 316L) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP - 2019).....	46
Figura 15A. Representação gráfica da bancada e das morsas (estruturas cinza e amarelo) que auxiliaram na montagem dos Grupos. A) Bancada com as morsas, porém sem os corpos de prova. B) Vista isométrica da bancada e das morsas mantendo os corpos de provas (estruturas azuis) estáveis a uma distância de 20mm. C) Vista tridimensional da bancada com as morsas horizontais prendendo os corpos de provas (estruturas azuis) durante a inserção da haste (estrutura vermelha) no eixo axial através do corpo de prova proximal. Notar a morsa vertical fixando o guia de perfuração (estrutura preta) já conectado à haste (seta preta indicando o movimento da parede lateral esquerda). D) Vista lateral da bancada com as morsas horizontais prendendo os corpos de provas (estruturas azuis), já com a haste em seu interior (estrutura vermelha). Notar as morsas verticais mantendo todo o sistema (guia de perfuração – estrutura preta; e corpos de prova – estruturas azuis) estável para o bloqueio dos parafusos (chave ortopédica de aperto representada em verde).....	47
Figura 16A. Desenho 3D realizado em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) da HIB-AE de 180 mm com a identificação das porções e dos orifícios...	48

LISTAS DE TABELAS

Página

CAPÍTULO 2

Tabela 1. Carga máxima, média e desvio padrão em Newtons (N) registrados nas 7 repetições de cada um dos 4 grupos experimentais.....	21
--	----

CAPÍTULO 1 – Considerações gerais

Introdução

A haste intramedular bloqueada é atualmente o implante padrão ouro na medicina humana para correção de fraturas em ossos longos. Boa parte desse destaque advém da possibilidade de aplicação desse implante seguindo os conceitos de osteossíntese biológica, mantendo o coágulo primordial da fratura e o alinhamento funcional do membro (Karaarslan et al., 2016; Yu et al., 2016; Murkerjee et al., 2017).

Além das vantagens biológicas a haste apresenta características mecânicas que favorecem a estabilização de fraturas. O bloqueio promovido pelos parafusos ou *bolts* torna a haste capaz de resistir as forças torcionais, seu formato cilíndrico favorece a resistência à flexão em todas as direções e, além disso, sua localização no eixo neutro das forças minimiza a atuação das cargas sobre o implante (Muir et al., 1993; Patil et al., 2008; Déjardin et al., 2012; Pettitt, 2016).

Os primeiros modelos de haste intramedular disponíveis para uso veterinário eram bloqueados por parafusos corticais convencionais, semelhantes aos usados em placas de compressão dinâmica. O uso desses modelos culminava em construções com instabilidade excessiva devido à grande folga no bloqueio, ou seja, entre o parafuso e o orifício das hastes (na língua inglesa essa folga é referida como “slack”) (Von Pfiel et al., 2005; Déjardin et al., 2006; Déjardin et al., 2009; Ting et al., 2009). Para minimizar a folga e melhorar a estabilidade, os modelos seguintes de hastes foram projetados para serem bloqueados com *bolts*, sendo que os mais recentes são chamados de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), por apresentarem sistema de conexão internamente ao orifício para travar os *bolts* de forma a anular a folga no bloqueio (Kaspar et al., 2005; Déjardin et al., 2006; Ting et al., 2009, Déjardin et al., 2012).

As melhorias obtidas com a introdução dos modelos de HIB-AE permitiram que as hastes fossem aplicadas com configurações de bloqueio, possibilitando inclusive o uso de apenas um *bolt* por segmento ósseo (Brückner et al., 2016; Karaarslan et al., 2016a; Déjardin et al., 2019). Entretanto, na literatura, há escassez de estudos biomecânicos que avaliem o uso de diferentes números e localizações de implantes

de bloqueio por fragmento ósseo em fraturas de traços múltiplos (cominutiva) em terço médio de ossos longos. Sendo assim, a literatura científica carece de recomendações quanto ao número mínimo de bloqueio por fragmento para tratamento de fraturas irreduzíveis com uso de HIB-AE.

Revisão de literatura

Os ossos longos são nomeados assim devido à nítida definição que apresentam entre corpo (diáfise) e extremidades (epífises) (Dyce et al., 2010; Berendsen; Olsen, 2015). Tais ossos compõem o esqueleto apendicular e constantemente são submetidos à traumas de alto impacto que acabam gerando fraturas diafisárias complexas (Harasen, 2003; Haaland et al., 2009).

A haste intramedular foi desenvolvida com o objetivo de tratar fraturas diafisárias de ossos longos, em especial fêmur, tíbia e úmero. Desde a criação do primeiro modelo, proposto por Küntscher, os conceitos de aplicação da haste já se embasavam na preservação do foco da fratura (Bong et al., 2006; Vécsei et al., 2011; Seligson, 2015). No entanto, esses princípios destoavam dos conceitos gerais recomendados na época, que consistiam na reconstrução anatômica e fixação rígida, pois acreditava-se que a reconstrução da coluna óssea era fator essencial para a consolidação (Hernigou e Pariat, 2017; Augat e von Rüden, 2018). A osteossíntese anatômica, quando realizada, apresenta vantagens mecânicas por permitir o compartilhamento de carga entre a coluna óssea e o implante ortopédico, porém, gera desvantagens biológicas, pois além de manipulação exagerada exige incisões maiores com grande exposição de fragmentos ósseos e tecidos moles circunvizinhos (Xue et al., 2016; Johnston et al., 2017).

Com o avanço das pesquisas referentes à vascularização óssea e consolidação secundária foi percebido que a mínima lesão dos tecidos adjacentes e a manutenção do hematoma primordial no foco da fratura são mais importantes para a consolidação óssea do que a reconstrução anatômica, principalmente em fraturas cominutivas que não são passíveis de reconstrução (irreduzíveis) (Gerber et al., 1990; Palmer, 1999; Perren, 2002; Xue et al., 2016; Yu et al., 2016; Oxley, 2018). Tais descobertas alteraram as recomendações para realização de osteossíntese e a abordagem

biológica passou a ser preconizada (Déjardin et al., 2012; Hulse, 2012; Xue et al., 2016). Desta forma, as prioridades no tratamento de fraturas de ossos longos (irredutíveis) passaram a ser, redução indireta, alinhamento funcional do membro e fixação dos principais fragmentos ósseos com manipulação mínima dos tecidos moles, gerando menores danos vasculares que resultam em menor tempo de consolidação óssea e uso precoce do membro (Hulse, 2012; Pozzi et al., 2013; Xue et al., 2016; Yu et al., 2016; Oxley, 2018).

Por permitir o tratamento de fraturas seguindo os conceitos de osteossíntese biológica a haste intramedular bloqueada (HIB) ganhou destaque na medicina humana, se tornando o padrão ouro entre os implantes ortopédicos para correção de fraturas diafisárias de úmero, tíbia e fêmur (Karaarslan et al., 2016; Yu et al., 2016; Murkerjee et al., 2017). Além das vantagens biológicas, a haste sobressai quanto às características biomecânicas, pois seu posicionamento no eixo ósseo axial incrementa o suporte das cargas atuantes em ossos fraturados, além disso, seu formato cilíndrico favorece seu momento de inércia de área, tornando-a um implante resistente à força de flexão em todas as direções (Muir et al., 1995; Patil et al., 2008; Pettitt, 2016). Acredita-se que o eixo neutro das forças está localizado no canal medular, sendo assim as cargas que atuam sobre a haste são menores que aquelas suportadas por implantes posicionados fora do eixo ósseo axial (Lansdowne et al., 2007; Déjardin et al., 2012).

O bloqueio da haste intramedular junto ao osso confere resistência às forças de torção e compressão axial, forças estas não suportadas pelo pino intramedular isolado (haste sem bloqueio), tornando esse tipo de implante mais resistente à fadiga e menos suscetível a falhas (Burns et al., 2011). Quando avaliada biomecanicamente em simulação de fraturas irredutíveis, a haste se mostra 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).

A haste intramedular bloqueada foi criada para ser implantada com o auxílio de fluoroscopia, característica que limitou o uso desse implante em pacientes veterinários. Na década de 1980, Ronald Huckstep, propôs novo modelo de haste para uso em humanos que disponha de guia externo que quando acoplado a haste

permitia a perfuração das corticais ósseas e bloqueio do implante sem auxílio de imagens intraoperatórias (Huckstep, 1986; Huckstep e Scougall, 1999). A “Huckstep nail” foi usada no primeiro relato de tratamento de fraturas em cão com haste intramedular bloqueada, publicado no ano de 1986 por Johnson e Huckstep (Johnson e Huckstep, 1986; Patil et al., 2008).

A partir desse relato, modelos específicos para a veterinária foram desenvolvidos, nos primeiros modelos a fixação da haste junto ao osso era promovida por parafusos corticais semelhantes aos usados em placas ósseas de compressão dinâmica, porém isso se mostrou pouco eficaz devido à folga do bloqueio, ou seja, folga existente entre o parafuso e o orifício da haste, algo que gerava instabilidade excessiva, principalmente sobre cargas de torção e flexão, retardando a consolidação da fratura (Von Pfiel et al., 2005; Déjardin et al., 2006; Déjardin et al., 2009; Ting et al., 2009; Johnston et al., 2017). Outro problema do parafuso convencional rosqueado é a alma menor que torna o implante frágil, com riscos de quebras principalmente na área de conexão entre haste e parafuso. Essa particularidade do parafuso cortical convencional tornava impróprio o uso de apenas um parafuso por fragmento ósseo para bloqueio da haste intramedular (Reems et al., 2006; Johnston et al., 2017).

Com o intuito de reduzir a folga e aumentar a estabilidade da construção, novos modelos de hastes foram produzidos e os parafusos corticais convencionais foram substituídos por parafusos *bolts* desprovidos de roscas. A ausência de rosca permite íntimo contato com a haste e aumenta o momento de inércia (MIA) do parafuso diminuindo a folga do bloqueio e aumentando a rigidez do implante (Déjardin et al., 2012; Déjardin et al., 2014; DeCamp et al., 2016). Durante o apoio do membro, a carga compressiva é quase que totalmente transferida para o implante de bloqueio (parafuso ou *bolt*), que por estar posicionado de forma perpendicular à carga, passa a ser carregado em flexão (Aper et al., 2003; Karaarslan et al., 2015; Karaarslan et al., 2016b).

Sendo assim, o MIA é uma característica muito importante para esses implantes de bloqueio, pois é a propriedade mecânica que confere resistência à flexão (Muir et al., 1995; Mazzoca et al., 2008; Karaarslan et al., 2015; Karaarslan et al., 2016b). Além da folga do bloqueio, a falha do implante de bloqueio era uma das

complicações relatadas nos primeiros modelos de haste intramedular bloqueada (Dueland et al., 1999; Duhautois, 2003; Wheeler et al., 2004).

Apesar das melhorias mecânicas dos implantes de bloqueio, a folga na conexão implante de bloqueio/haste não foi anulada e se mantinha presente mesmo nos modelos que usavam *bolts*. Sendo assim, foram propostos modelos de haste que apresentavam sistema de conexão entre o orifício da haste e o *bolt*, promovendo o bloqueio em ângulo estável e anulando por completo a folga no bloqueio. O sistema de conexão entre a haste e o parafuso pode ser por bloqueio do tipo cônico (cone-morse) ou roscado (Kaspar et al., 2005; Déjardin et al., 2006; Ting et al., 2009, Déjardin et al., 2012). Modelos de haste intramedular bloqueada em ângulo estável (HIB-AE) que utilizam os dispositivos de bloqueio do tipo *bolt* diminuem o tempo de consolidação da fratura e possibilitam o uso mais precoce do membro operado quando comparado aos modelos que apresentam folga no bloqueio (Déjardin et al., 2014).

As hastes somente eram utilizadas em fraturas diafisárias de ossos longos que apresentavam segmentos ósseos de tamanho suficientes para acomodar pelo menos dois parafusos (Patil et al., 2008; Déjardin et al., 2012). Porém, o uso de dispositivos de bloqueio do tipo *bolts* permitiu que menos desses implantes por fragmentos ósseos fossem utilizados com excelentes resultados clínicos (Brückner et al., 2016; Karaarslan et al., 2016a; Déjardin et al., 2019). Apesar das melhorias realizadas no implante possibilitarem o uso de menos *bolts* para bloqueio da haste, falta na literatura estudos biomecânicos que determinam a quantidade ideal de parafusos *bolts* que devem ser colocados em fraturas de traços múltiplos que envolvem o terço médio dos ossos longos.

A biomecânica contempla os conceitos e princípios mecânicos aplicados aos sistemas biológicos (Moreno et al., 2017). Na ortopedia, o conhecimento das forças atuantes sobre o osso assim como a compreensão das propriedades estruturais do implante permite ao cirurgião determinar o método mais adequado para a fixação de fraturas (Hammel et al., 2006; Lansdowne et al., 2007). Por essa razão, análises biomecânicas de forças e deformações são desejáveis e amplamente realizadas na área, sendo recomendada antes da avaliação “in vivo” (Dallabrida, 2005; Hammel et al., 2006; Moreno et al., 2017).

Ao se realizar um teste mecânico em um material ou estrutura, seja ele biológico ou não, três elementos são importantes, (1) as forças envolvidas no teste; (2) as deformidades presentes e (3) as propriedades constitutivas do material ou estrutura (Moreno et al., 2017). O terceiro elemento é particularmente importante para os estudos experimentais, pois é necessária a padronização das amostras de forma que as constituições de ambas sejam similares para evitar erros ou perda de confiabilidades dos resultados (An et al., 2000; Alves et al., 2010).

A utilização de ossos cadavéricos nas análises biomecânicas deve ser muito bem avaliada, pois diversos fatores podem influenciar tal tipo amostral. Fatores inerentes da espécie, raça e idade em que o animal morreu afetam a densidade óssea e seu conteúdo mineral, alterando a resistência do osso (Dallabrida, 2005; Melo filho, 2012). Mesmo nos casos onde se colhe amostra de um único cadáver é difícil manter a padronização, uma vez que a estocagem e a descongelação desses ossos afetam a resistência (Linde; Sorensen, 1993; AN et al., 2000; Zanetti, 2009). A variabilidade dos ossos cadavéricos implica que para obter-se margem de confiança de 95%, é necessária amostragem com várias centenas de fêmures (Cristofolini et al., 1996).

Como solução a essas variáveis é proposto o uso de materiais sintéticos que simulem a coluna óssea em experimentos biomecânicos (Déjardin et al., 2006; Ting et al., 2009; Zanetti; Bignardi, 2009;). Tais materiais devem ter a resistência mecânica semelhante ou superior ao osso cortical (Zanetti; Bignardi, 2009; Alves et al., 2010; Pruitt; Chakravartula, 2011).

Os corpos de prova sintéticos possuem padronização, não necessitam armazenagem especial e preparação, e são facilmente obtidos (Zanetti; Bignardi, 2009). Além disso, possuem variabilidade na tensão de 20 a 200 vezes menor que ossos obtidos de cadáveres (Cristofolini et al., 1996; Pruitt; chakravartula, 2011). O ácido polilático é um polímero sintético de características mecânicas variáveis dependentes da temperatura que é trabalhado (Pruitt; Chakravartula, 2011). Essa característica permite que esse polímero seja utilizado em impressoras 3D para confecção de diversos materiais (Ahmed; Susmel, 2017). Devido à sua resistência, na ortopedia humana esse composto sintético é empregado na manufatura de implantes, como parafusos de interferência e parafusos de osso esponjoso (Patkowski et al., 2016; Lee et al., 2017). As propriedades mecânicas do ácido polilático como, por

exemplo, o módulo de elasticidade, são superiores ao osso cortical de um humano adulto (Rosa et al., 2017).

Os testes realizados nos corpos de provas são chamados de ensaios mecânicos e são importantes para a avaliação das propriedades mecânicas dos materiais. Eles podem ser ensaios não destrutivos, onde os corpos de provas são testados, porém não são destruídos, ou ensaios destrutivos, quando os corpos de prova são destruídos. Dentro do grupo dos ensaios destrutivos estão os ensaios de tração, flexão, compressão, fadiga, impacto, torção e outros (Pruitt; Chakravartula, 2011). Outra classificação para os ensaios mecânicos leva em consideração a velocidade na qual as cargas são aplicadas ao corpo de prova. Quando a velocidade da carga é baixa o teste é chamado de estático e quando as cargas são aplicadas em altas velocidades o teste é denominado de dinâmico. Os ensaios destrutivos que envolvem tração, compressão, flexão e torção são considerados estáticos devido à baixa velocidade (Davim; Magalhães, 2010).

Objetivos

Avaliar, por meio de ensaio biomecânico estático destrutivo, empregando compressão axial, quatro diferentes quantidades e posicionamentos de *bolts* para bloqueio de haste intramedular bloqueada de ângulo estável, utilizando corpos de prova prototipados para mimetizar fratura cominutiva em terço médio da diáfise.

Metodologia completa da pesquisa (Apêndice A)

Referências:

Ahmed AA, Susmel L (2017) Additively manufactured PLA under static loading: strength/cracking behaviour versus deposition angle. **Procedia Structural Integrity**, 3:498-507.

An YH., William R, Barfield R, Draughn RA (2000) Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanics. In: An YH, Draughn RA. **Mechanical testing of bone and the bone-implant interface**, New York: CRC, Cap.2, p.23-40.

Alves EGL, Rezende CMF, Oliveira HP, Borges NF, Mantovani PF, Lara JS (2010) Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em

modelos ósseos de gato. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, 62:1367-1374.

Aper RL, Litsky AS, Roe SC, Johnson KA (2003) Effect of bone diameter and eccentric loading on fatigue life of cortical screws used with interlocking nails. **American Journal of Veterinary Research** 64:569-573.

Augat P, von Rüden C (2018) Evolution of fracture treatment with bone plates. **Injury** 49:2-7.

Berendsen AD, Olsen BR (2015) Bone development. **Bone**, 80:14-18.

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

Burns GG, 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.

Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A (1996) Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics**, 2:525-435.

Dallabrida AL, Schossler JE, Aguiar ESV, Amendola GF, Silva JHS, Soares JMD (2005). Análise biomecânica Ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**, 35:116-120.

Davim JP, Magalhaes AG (2010) **Ensaaios Mecânicos e Tecnológicos**. Editora: Publindústria. 3ªEd. 285p.

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

Déjardin LM, Guiot LP, Von Pfeil DJF (2012). Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, 42:935-962.

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

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

Déjardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2019). Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, 1-34.

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

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

Dyce KM, Wensing CJG, Sack WO (2010). O Aparelho Locomotor In: Dyce KM, Wensing CJG, Sack WO. **Tratado de anatomia veterinária**. 4 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, cap.2.

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

Haaland PJ, Sjöström L, Devor M, Haug A (2009). Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, 22:309-315.

Hammel SP, Pluhar GE, Novo RE, Bourgeault CA, Wallace LJ (2006) *Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats*. **Veterinary Surgery**, 35:573-578.

Harasen G (2003) Common long bone fractures in small animal practice - part 1. **The Canadian Veterinary Journal**, 44:333-334.

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

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

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

Hulse D (2012) MIPO techniques for the humerus in small animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, 42:976-982.

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

Johnston SA, Von Pfeil DJF, Déjardin LM, Roe S, Weh M (2017). Internal fracture fixation. In: Johnston SP, Tobias, K. M.; **Veterinary Surgery: Small Animal**. St. Louis: Elsevier, cap. 41. pp 1892-1983.

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

Karaarslan AA, Karakaşlı A, Ayçan H, Çeçen B, Yıldız DV, Sesli (2016b) E. The best location for proximal locking screw for femur interlocking nailing: A biomechanical study. **Indian Journal Orthopaedics**.50:94–98.

Karaarslan AA; Karakaşlı A; Ayçan H, Ertem F, Sesli E (2015) Biomechanical comparison of three-point bending resistance of titanium and stainless steel locking screws in intramedullary nails. **Joint Diseases and Related Surgery**, 26:145-150.

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

Lansdowne JL, Sinnott MT, Déjardin 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 mediolateral bending. **Veterinary Surgery** 36:368-377.

Lee DW, Lee JW, Kim SB, Park JH, Chung KS, Ha JK, Kim JG, Kim WJ (2017) Comparison of poly-L-lactic acid and poly-L-lactic acid/hydroxyapatite bioabsorbable screws for tibial fixation in acl reconstruction: clinical and magnetic resonance imaging results. **Clinics in Orthopedic Surgery**, 9:270-279.

Linde F, Sorensen HC (1993). The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. **Journal of Biomechanics**, 26:1249-1252.

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

Melo Filho EV, Costa LAVS, Freitas PMC, Oliveira DC, Teixeira MW, Costa FS (2012). Utilização da tomografia computadorizada quantitativa como teste de resistência para avaliação de placas ósseas. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, 64:766-768.

Moreno MR, Zambrano S, Déjardin LM, Saunders WB (2017) Bone biomechanics and fracture biology. In: Johnston SP, Tobias, K. M.; **Veterinary Surgery: Small Animal**. St. Louis: Elsevier, cap. 39. pp 1798-1876.

Muir P, Johnson KA, Markel MD (1995). Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. **Veterinary Comparative Orthopaedics and Traumatology**, 8:146-152.

Murkerjee SM, Arabham MS, Whaikom S, Santosha, Masatwar PV, Maske RG (2017) Interlocking nailing versus plating in tibial shaft fractures in adults: a comparative study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research**, 11:8-13.

Oxley B (2018) A 3-dimensional-printed patient-specific guide system for minimally invasive plate osteosynthesis of a comminuted mid-diaphyseal humeral fracture in a cat. **Veterinary Surgery**, 47:445-453.

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

Patil DB, Adamiak Z, Piórek A (2008) Veterinary interlocking nailing and its augmentation for fracture repair. **Polish Journal of Veterinary Sciences** 11:187-191

Patkowski M, Królikowska A, Reichert P (2016) Comparison of bioabsorbable interference screws composed of poly-L-lactic acid and hydroxyapatite (PLLA-HA) to washerloc tibial fixation in patients after anterior cruciate ligament reconstruction of the knee joint. **Polimery w medycynie**, 46:53-58.

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

Pozzi A, Hudson CC, Gauthier CM, Lewis DD (2013) Retrospective comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures in dogs. **Veterinary Surgery**, 42:19-27.

Pruitt LA, Chakravartula AM (2011) **Mechanics of Biomaterials: Fundamental Principles for Implant Design**. New York: Cambridge University Press, 681p.

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

Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT (2017) Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. **Annals Of The New York Academy Of Sciences**, 1408:20-31.

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

Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Déjardin LM (2009) In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties of standard and novel interlocking nail systems in bending. **Veterinary Surgery** 38:881-887.

Vécsei V, Hajdu S, Negrin LL (2011) Intramedullary nailing in fracture treatment: history, science and Küntscher's revolutionary influence in Vienna, Austria. **Injury** 42:1-5.

Wheeler JL, Lewis DD, Cross AR, Stubbs WP, Parker RB (2004) Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: clinical applications. **Compendium on Continuing Education for the Practising Veterinarian**, 26:531-544.

Xue Z, Jiang C, Hu C, Qin H, Ding H, An Z (2016) Effects of different surgical techniques on mid-distal humeral shaft vascularity: open reduction and internal fixation versus minimally invasive plate osteosynthesis. **BMC Musculoskeletal Disorders** 17:370-376.

Yu BF, Liu LL, Yang GJ, Zang L, Lin XP (2016) Comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and conventional plate osteosynthesis for humeral shaft fracture. **Medicine – Baltimore**, 95:1-5.

Zanetti EM, Bignardi C (2009). Structural analysis of skeletal body elements: numerical and experimental methods. In: Leondes CT. **Biomechanical Systems Technology: Muscular Skeletal Systems**. London: World Scientific Publishing. cap. 6. pp 185-225.

CAPÍTULO 2 - Análise biomecânica de diferentes pontos de bloqueio em haste intramedular bloqueada de ângulo estável

Normas do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology* (disponível em: https://www.thieme.com/media/ita/VCOT_Author_Instructions.pdf)

Resumo

Objetivos: Avaliar, por meio de ensaio estático destrutivo de compressão axial, quatro diferentes quantidades e posicionamentos de *bolts* para bloqueio de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), utilizando corpos de prova prototipados.

Métodos: O modelo de HIB-AE usado dispunha de 6 orifícios roscados, sendo 3 proximais (1 a 3) e 3 distais (4 a 6). Foram usadas 28 amostras divididas em 4 grupos. Para padronização da implantação da haste nos corpos de prova foi criado um aparato capaz de estabilizar os corpos de prova e todo o sistema da HIB-AE. No Grupo 1 (G1) a haste foi bloqueada nos orifícios 1 e 6. No Grupo 2 (G2) o bloqueio ocorreu nos orifícios proximais 1 e 2, e nos orifícios distais 5 e 6. Para o Grupo 3 (G3) foram fixados os orifícios proximais 2 e 3 e os distais 4 e 5. Já no Grupo 4 (G4) todos os 6 orifícios foram bloqueados por *bolts*.

Resultados: A maior carga média foi registrada no G4 (9420,34N $\pm$ 4081,37N) seguido pelos grupos G3 (9180,20N $\pm$ 1751,38N), G2 (8101,31N $\pm$ 2372,58N) e G1 (5933,59N $\pm$ 1300,79N). As diferenças observadas entre os grupos não foram estatisticamente significativas ($p=0,074$).

Significância Clínica: Para o suporte de carga axial compressiva não há diferença quanto ao número de *bolts* por fragmento, ou a distância destes em relação a falha crítica. Mesmo na configuração com apenas um *bolt* por fragmento, as cargas suportadas são muito superiores aquelas encontradas *in situ*. No entanto, para resultados com maior relevância clínica, são necessários comparações e associações com estudos clínicos.

Palavras-chave: Biomecânica; Bolts; Haste intramedular bloqueada de ângulo estável; Impressão 3D

Introdução

A haste intramedular bloqueada (HIB) é considerada o implante padrão ouro na medicina humana para correção de fraturas em ossos longos. A HIB recebe destaque devido as suas vantagens biológicas e mecânicas quando comparada aos demais implantes de fixação interna (1, 2, 3). A principal vantagem biológica da HIB é a relativa facilidade de implantação seguindo os conceitos de osteossíntese biológica, preservando o coágulo primordial no foco da fratura, mantendo o alinhamento funcional do membro e promovendo estabilizações com resistência adequada para a ocorrência de consolidação secundária (1, 4, 5, 6).

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 (7, 8, 9) e o posicionamento no eixo neutro das forças (canal medular) tornando a haste menos sobrecarregada quando comparada a implantes posicionados de forma excêntrica (10, 11). Além disso, este implante tem a capacidade de resistir às forças axiais e torcionais graças ao bloqueio promovido pelos implantes de bloqueio (parafuso ou *bolt*) (7, 8, 10). Quando se trata de cargas axiais compressivas, toda carga é transferida para o implante de bloqueio que por estar posicionado de forma perpendicular à força, passa a ser testado em flexão (12, 13). Portanto, o momento de inércia de área (MIA) desses implantes de bloqueio bem como o material usado para sua manufatura, são importantes para a resistência frente às cargas axiais (14, 15).

Os primeiros modelos de haste intramedular disponíveis para uso veterinário geravam resultados insatisfatório por instabilidade excessiva no foco da fratura. Isso ocorria devido à grande folga (*slack*) que existia entre o orifício da haste e o implante de bloqueio que, nesses modelos, era composto por parafusos corticais (16, 17, 18, 19). Os parafusos corticais tinham menor MIA devido aos grandes filetes de rocas e por isso outra complicação relatada nesses modelos era a quebra do parafuso (20, 21, 22). Essas complicações limitaram a popularização da HIB no Brasil.

Nas gerações seguintes o parafuso cortical foi substituído por implantes desprovidos de roscas denominados *bolts*. Essas alterações aumentaram o MIA e limitaram o *slack*, porém não o anulou. A anulação do *slack* só foi alcançada com os

modelos humanos e veterinários mais recentes, denominados de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE) (4, 5, 16, 23).

As deficiências mecânicas dos primeiros modelos de HIB tornava inadequado o uso de apenas um implante de bloqueio por fragmentos ósseo (21, 22, 24). As melhorias adotadas nos modelos mais recentes permitiram o uso da haste com configurações de bloqueio diferentes e com menos *bolts* por fragmento ósseo (2, 4, 5, 25). Entretanto não foi encontrado na literatura estudos biomecânicos que avaliassem comparativamente diferentes números e posicionamentos de parafusos *bolts* por segmento em HIB-AE, não havendo recomendação quanto ao número mínimo de bloqueio por fragmento. Sendo assim o objetivo do presente estudo foi avaliar, por meio de ensaio biomecânico estático destrutivo, empregando compressão axial, quatro diferentes quantidades e posicionamentos de *bolts* específicos para bloqueio de novo modelo de HIB-AE recém desenvolvido no Brasil, utilizando corpos de prova prototipados para mimetizar fratura diafisária irreduzível.

Material e Métodos

A pesquisa foi submetida e aprovada pela Comissão de Ética no uso de Animais (CEUA) (protocolo: 007879/18).

Corpos de prova prototipados

Os corpos de prova foram projetados em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) com 5 mm de corticais, 19 mm de diâmetro, 9 mm de canal e 105 mm de comprimento. Para cada haste foram utilizados dois corpos de prova, um simulando o fragmento proximal e outro o distal. Ambos apresentavam em sua extremidade uma base quadrada (25 mm X 25 mm X 23 mm) para possibilitar encaixe com a máquina de ensaios universais. O fragmento proximal era totalmente perfurado no eixo axial para possibilitar a simulação da implantação da haste por técnica normógrada (Figura 1A). Após os desenhos dos corpos de prova em programa CAD, estes foram salvos no formato STL e prototipados por impressora 3D de extrusão de material a partir de

filamentos de ácido polilático (PLA) pela empresa VetCraft (VetCraft impressões 3D, Descalvado – SP, Brasil).

Implantes ortopédicos

O modelo de HIB-AE usado foi manufaturada em aço inoxidável liga 316L, em formato de cilindro maciço, com 180 mm de comprimento e 8 mm de diâmetro. Apresentava 6 orifícios roscados, alinhados ao longo de seu eixo axial, sendo 3 orifícios proximal e 3 orifícios distais. A distância entre o primeiro e o segundo orifícios proximais era de 11 mm, já a distância entre os demais orifícios era de 14 mm. Em todos os orifícios haviam filetes de roscas para permitir bloqueio em ângulo estável dos *bolts* (Figura 1B). Os *bolts* usados na pesquisa foram especialmente desenvolvidos para esse modelo de HIB-AE, sendo seu formato definido após testes em elementos finitos. Possuíam 40 mm de comprimento total, manufaturados em aço inoxidável 316L e, tinham 3 porções com diferentes características. A primeira porção era desprovida de roscas e ficava em contato com a cortical *cis* após implantação, apresentava 16 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro. A segunda porção era responsável por bloquear a haste em ângulo estável, portanto apresentava pequenos filetes de roscas e comprimento de 8 mm (diâmetro da haste), 3,9 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno. A terceira porção entrava em contato com a cortical oposta (*trans*), não apresentava roscas, tinha 16 mm de comprimento e seu diâmetro era de 3,5 mm (Figura 1C). Todos os implantes foram fabricados pela Cão Médica (Cão Médica – Materiais Cirúrgicos Veterinários, Campinas, SP, Brasil).

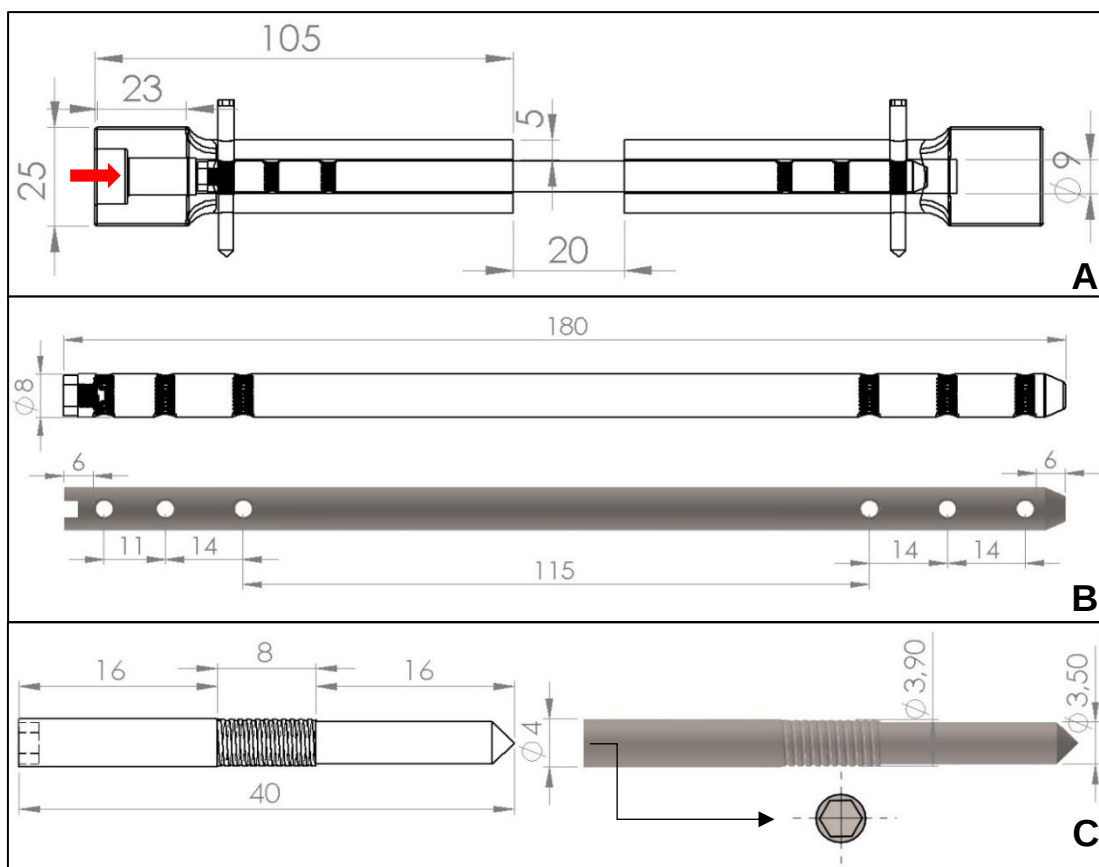


Figura 1. Desenhos dos implantes e dos corpos de prova (Programa CAD SOLIDWORKS® 2016). **A** – Exemplar completo após implantação e bloqueio da haste no interior dos corpos de prova. Notar as dimensões dos corpos de prova e a distância de 20 mm mantida entre eles para mimetizar fratura cominutiva. O corpo de prova proximal era totalmente perfurado para permitir a implantação normógrada da haste (seta vermelha), já o distal apenas o canal medular era perfurado e o bloco de apoio era maciço. **B** – Dimensões do modelo de haste usado no estudo. **C** – *Bolt* criado especialmente para esse modelo de HIB-AE. Notar vista superior do *bolt* (seta preta) demonstrando encaixe para chave hexagonal. Todas as dimensões estão em milímetros (mm).

Técnica de implantação

As hastes bloqueadas foram implantadas nos corpos de prova com auxílio de aparato especialmente desenvolvido para este estudo, denominada “bancada

gabarito”, composto por base fixa disposta horizontalmente, por duas paredes verticais com percurso horizontal ajustável através da base, e quatro morsas de posicionamento ajustável.

Inicialmente as duas morsas dispostas horizontalmente (ligadas à base), fizeram a preensão dos corpos de prova, mantendo-os fixos e afastados entre si (20 mm), simulando falha na coluna óssea (cominuição). A haste foi fixada ao aplicador e inserida no orifício axial do corpo de prova proximal. As hastes foram posicionadas de forma que toda sua extensão se mantivesse alinhada apenas com a porção cilíndrica dos corpos de prova. Após a completa inserção da haste, o aplicador era removido e o guia de perfuração externo era acoplado na haste. Nesse momento a bancada gabarito era ajustada, de forma que as duas paredes laterais móveis se aproximassem do guia externo de perfuração, mantendo-o estável de ambos os lados pela preensão com as morsas fixas nas referidas paredes laterais da bancada.

Desta forma, ambos os corpos de prova e o guia externo de perfuração ficaram estabilizados pelas quatro morsas possibilitando o bloqueio dos implantes de acordo com cada grupo estudado.

O bloqueio da haste se iniciava com a perfuração da primeira cortical com broca de 4 mm de diâmetro, posteriormente um guia de broca modificado era bloqueado à haste por meio de roscas, mantendo-os estabilizados, no interior do canal medular, permitindo a perfuração linear da segunda cortical com broca de 3,5 mm. Esse procedimento era repetido em cada um dos orifícios da haste a depender de cada grupo estudado, sempre seguindo a orientação de proximal para distal, ou seja, primeiramente bloqueava-se os orifícios proximais e posteriormente os distais em ordem crescente.

Configuração dos grupos

Os orifícios das hastes foram identificados sequencialmente como 1, 2 e 3 na porção proximal do implante e 4, 5 e 6 na porção distal. As hastes do Grupo 1 (G1) foram bloqueadas nos orifícios 1 e 6 (Figura 2A-A'). Os espécimes do Grupo 2 foram bloqueados nos orifícios proximais 1 e 2, e nos orifícios distais 5 e 6 em uma configuração de dois *bolts* por fragmento posicionados mais distantes da falha de 20

mm (Figura 2B-B'). No Grupo 3 (G3) o bloqueio ocorreu nos orifícios proximais 2 e 3, e nos distais 4 e 5 estabelecendo a configuração de dois *bolts* por fragmento, porém mais próximos da falha de 20 mm (Figura 2C-C'). Nas hastes do Grupo 4 (G4) todos os 6 orifícios foram bloqueados (Figura 2D-D'). Foram implantadas 7 hastes em cada grupo totalizando 28 amostras.

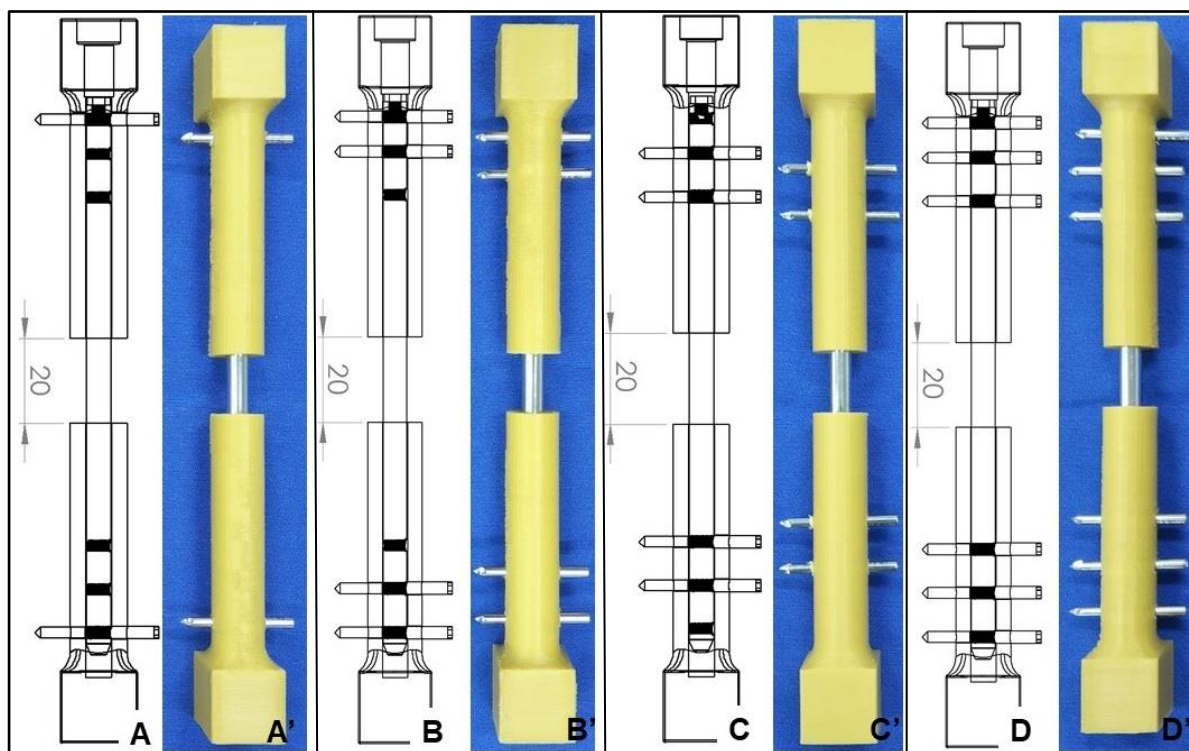


Figura 2. Desenhos computacionais e fotografias das configurações usada nos 4 grupos experimentais. **A e A'** – Configuração usada no G1 com um *bolt* por corpo de prova (fragmento). **B e B'** – No G2 foram utilizados dois *bolts* por fragmento sendo esses posicionados mais distante da falha de 20 mm. **C e C'** – Representação do G3 mostrando o posicionamento de dois *bolts* por fragmento colocados mais próximos da falha de 20 mm. **D e D'** – Para o G4 foram bloqueado todos os 6 orifícios da HIB-AE.

Ensaio biomecânico

Os testes foram executados no Laboratório de Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (Uberlândia, MG, Brasil). Para os testes utilizou-se máquina de ensaio universal Instron, modelo 5982, com deslocamento padronizado em 5 mm por

minuto, como descrito por Otto et al. para esse tipo de teste (26). Os espécimes foram posicionados na vertical para que a força de compressão fosse aplicada em sentido axial nos implantes, simulando o ambiente biomecânico encontrado quando esse implante é alocado em um osso longo, com falha crítica (fratura cominutiva). 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.

Análise estatística

Os testes estatísticos foram realizados com o auxílio do programa SigmaPlot versão 12.0 (Systat Software Inc, San Jose, EUA). Os valores foram submetidos ao teste de normalidade de Shapiro-Wilk. 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% ($p < 0,05$).

Resultados

Os valores registrados nas 7 repetições de cada grupo, bem como a média e o desvio padrão, estão expostas na Tabela 1.

Tabela 1. Carga máxima, média e desvio padrão em Newtons (N) registrados nas 7 repetições de cada um dos 4 grupos experimentais

Amostras	Grupo 1 (N)	Grupo 2 (N)	Grupo 3 (N)	Grupo 4 (N)
CP-1	4213,86	5819,74	10172,00	6202,27
CP-2	8227,65	6925,01	6564,74	8778,19
CP-3	6092,00	7185,07	10490,21	15071,92
CP-4	6130,22	7027,43	9866,80	8129,73
CP-5	4695,78	6790,74	9697,28	5977,27
CP-6	5708,33	10916,53	6769,40	15329,27
CP-7	6467,97	12044,64	10700,96	6453,71
Média	5933,68	8101,30	9180,19	9420,33
Desvio padrão	±1300,79	±2372,58	±1751,37	±4081,36

CP: Corpo de prova.

O G1 registrou as menores cargas e as maiores deformações no implante, que se apresentaram como flexão do *bolt* (Figura 3A). Em duas amostras do G2 (28,6%) foi detectado deformação plástica leve dos *bolts* mais extremos (1 e 6). Também foi detectada deformação leve dos *bolts* 2 e 5 (mais extremos) em 5 amostras (71,4%) do G3. No G4 nenhum *bolt* sofreu deformação plástica macroscópica. Em todos os testes o corpo de prova falhou antes dos implantes, as falhas registradas foram, a quebra abrupta do corpo de prova (Figuras 3B e C) que impediu a progressão dos testes ou a deformação plástica progressiva dos orifícios do corpo de prova (Figura 3C).

O comportamento do G2 e G3 foi muito semelhante, no entanto no G2 houve falha precoce dos corpos de prova em 3 das 7 repetições (42,8%) (Figura 3B). No G3 esse tipo de falha ocorreu apenas em duas amostras (28,6%), sendo que nas demais repetições (71,4%) os testes ocorreram sem quebras precoces (Figura 3C). No G4 foram registradas as maiores cargas, porém, houve grande variação dos valores devido as falhas abruptas do corpo de prova ao nível dos dois primeiros *bolts* proximais (Figura 3D). Em 4 das 7 repetições do G4 (57,1%) houve esse tipo de falha, encerrando o teste precocemente em comparação as amostras que não apresentaram

quebras. Em nenhum dos testes foi detectado comportamento durante o suporte de carga que pudesse indicar folga (slack) entre o *bolt* e o orifício da haste.

O teste de Shapiro-Wilk mostrou que apesar da variação dos dados, os valores médios seguiam uma distribuição normal ($p=0,07$). Sendo assim o teste de ANOVA foi aplicado revelando que apesar das diferenças registradas, nenhuma delas apresenta significância estatística dentro do intervalo de confiança estipulado ($p=0,074$).

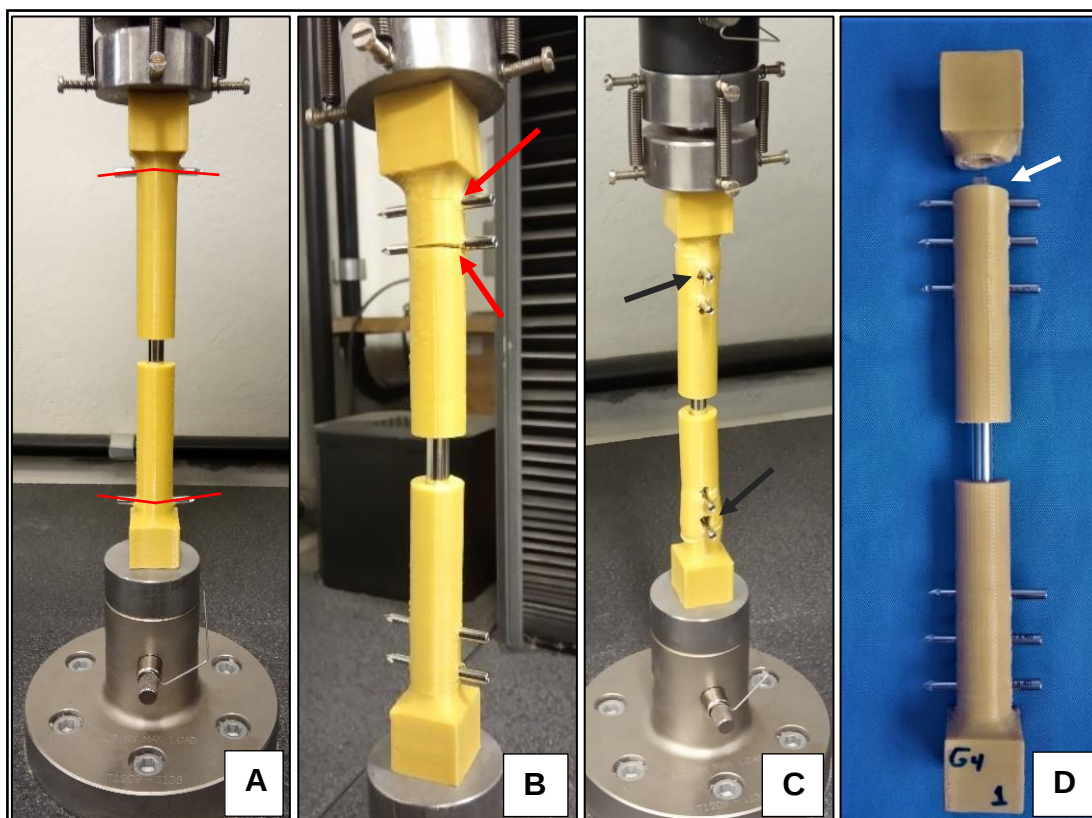


Figura 3. Imagens demonstrando o comportamento e falhas mais comuns ocorridas durante os testes de compressão axial. **A** – Deformação plástica dos *bolts* observada durante um dos testes do Grupo 1 (linhas vermelhas). **B** – Falha do corpo de prova ao nível dos dois primeiros orifícios em uma das amostras do Grupo 2 (setas vermelhas). **C** – Deformação plástica progressiva dos 4 orifícios do corpo de prova durante o teste de uma amostra do Grupo 3 (setas pretas). **D** – Quebra do corpo de prova ao nível do primeiro *bolt* em uma amostra do grupo 4 (seta branca).

Discussão

O modelo de *bolt* utilizado nesse estudo possuía pequenos filetes de roscas localizadas apenas na porção central para promover o bloqueio em ângulo estável com a haste. A presença de filetes de roscas está diretamente relacionada com a resistência à flexão, pois o desenho da rosca diminui o diâmetro interno do *bolt* e consequentemente diminui o momento de inércia de área (MIA) do implante de bloqueio (14, 15). Devido ao posicionamento perpendicular à força compressiva, os *bolts* são carregados em flexão no momento dos testes, sendo que o mesmo ocorre quando a HIB-AE é usada para correção de fraturas em ossos longos (12, 13, 15, 27). Por esse motivo o MIA dos implantes é muito importante, sendo a propriedade mecânica que contribui com a resistência à flexão, juntamente com o módulo de elasticidade do material utilizado para a fabricação do implante (9, 10, 28).

Karaarslan e colaboradores demonstraram por meio de ensaio de compressão que quanto mais profundo os filetes de roscas no *bolts* das HIB, menos resistente é o sistema de fixação (14). Os autores demonstraram também que *bolts* de titânio resistem menos à flexão que *bolts* de aço. Isso ocorre pois o módulo de elasticidade (ME) do titânio (110GPa) é menor que o do aço (200GPa) (10, 28). Por esse motivo os implantes de bloqueio criados para o modelo de HIB-AE usado no trabalho foram fabricados em aço inoxidável 316L, conferindo alta resistência às cargas compressivas mesmo no G1 onde havia apenas um *bolt* por fragmento. Apesar deste grupo apresentar as maiores deformações macroscópicas é importante frisar que as cargas suportadas no presente estudo são muito superiores aquelas encontradas in situ.

Segundo Von Pfiel et al. um cão de peso médio de 30 kg, porte que o torna candidato a receber uma haste de 8 mm, deposita em um de seus membros pélvicos cerca de 176 N (19). Nesse estudo, a menor carga máxima média registrada foi de 5933,68 N (média do G1). Tal carga também é superior para os padrões humanos visto que uma pessoa de 70 kg ao depositar todo o seu peso em uma das pernas, gera carga axial de 700 N no fêmur (29). Sendo assim, é possível afirmar que em todas as configurações apresentadas na pesquisa, utilizando esse sistema proposto

(HIB-AE), seriam capazes de suportar as cargas axiais encontradas no ambiente de fratura em osso longo

Apesar das deformações plásticas sobre flexão observadas no estudo, que corroboram com outros vários testes mecânicos com carga axial que afirmam que esse é o principal tipo de deformação plástica detectada nos *bolts* (12, 13, 15, 27), é importante frisar que não foi escopo desse trabalho avaliar a resistência dos *bolts* e sim de diferentes configurações de estabilizações, 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 (12, 13).

Ademais, no presente trabalho foram utilizados corpos de prova impressos em PLA que se mostraram adequados para o objetivo da pesquisa, corroborando com Pruitt e Chakravartula e Critofollini et al. 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 (30, 31). Porém, falhas precoces durante os ensaios mecânicos ocorreram em alguns corpos de prova, no entanto, caso fosse utilizado ossos cadavéricos, as variações entre os resultados seriam ainda maiores, além de não poder ser testado quatro grupos pela existência apenas de pares de ossos longos. Mesmo com as grandes variações entre as cargas registradas, 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 (32).

A escolha do ácido polilático (PLA) 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 (30, 32). O PLA apresenta variações de suas propriedades mecânicas a depender da temperatura que é trabalhado, no entanto, seu módulo de elasticidade se assemelha ao do osso cortical humano (33). O comportamento plástico do PLA descrito na literatura (30, 32, 33) também foi observado durante os testes, principalmente nas repetições feitas no G3 onde a falha mais comum foi a deformação do corpo de prova ao nível dos orifícios.

A inserção incorreta do dispositivo de bloqueio (parafuso ou *bolt*) nos orifícios constitui uma das complicações mais corriqueiras ao se utilizar haste bloqueada, principalmente no orifício distal (20, 21, 22, 34, 35). Em HIB-AE esta complicação é ainda mais importante, pois a inserção não linear dos *bolts* torna impossível a correta combinação entre as roscas da haste e do implante de bloqueio. Por esse motivo, no presente estudo utilizou-se dispositivo de estabilização (bancada gabarito) que permitiu a estabilização dos corpos de prova/haste/demais instrumentais de implantação, em consonância ao proposto por Lucena e colaboradores (36). O uso da bancada garantiu que todos os bloqueios fossem realizados da maneira correta, sendo que nenhum erro desse tipo foi observado. Ainda assim, para minimizar tais erros de bloqueio seguiu-se o preconizado por Déjardin et al., 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 (5).

Na maioria dos testes do G4, observou a quebra do corpo de prova ao nível do primeiro parafuso proximal. Acreditamos que esse acontecimento ocorreu devido a concentração de tensão na região em que houve a falha. A estabilização com 3 *bolts* por fragmento pode ser muito resistente a ponto de causar concentração de tensão nessa área. A concentração de tensão em um ponto específico da estrutura predispõe a falhas precoces (15, 27, 37). Outro fator que pode ter contribuído com as quebras dos corpos de prova foi a proximidade do primeiro *bolt* com a transição geométrica do corpo de prova, ou seja, da base quadrada para a corpo cilíndrico, corroborando os resultados do estudo de Chao e colaboradores que citam que o acúmulo de tensão é maior em transições geométricas (15) .

Sendo assim, provavelmente por esse motivo, o comportamento do G2 foi diferente do G3, mesmo ambos apresentando configurações semelhantes (dois *bolts* por fragmento). Apesar de em todos os grupos o *bolt* ter sido colocado na porção cilíndrica do corpo de prova, nos grupos onde se utilizou mais de um *bolt* por fragmento e com bloqueio do orifício 1, pode ter ocorrido maior acúmulo de tensão devido à proximidade com a área de transição geométrica. Uma forma de confirmar essa teoria seria a execução de teste sobre carga axial compressiva em elementos finitos, utilizando os corpos de prova e os implantes com as mesmas dimensões desse

estudo, assim seria possível determinar a distribuição e os pontos de acúmulo de tensão de Von Mises (N/mm²[MPa]).

Quando se aplica força axial contra a haste gera-se resultante em sentido contrário, essas cargas são suportadas pelos implantes de bloqueio mais extremos, ou seja, o primeiro proximal e o último distal (10, 15, 27, 38). Isso explica o motivo das deformações observadas terem acontecido nos *bolts* mais extremos das configurações. Nos grupos 2 e 3, que apresentavam mais de um *bolt* por fragmento, leves deformações foram detectadas somente no primeiro proximal e no último distal, indicando que os demais *bolts* foram menos carregados pelas cargas. Esse acúmulo de carga nos *bolts* mais extremos também pode ser a causa da falta de significância estatística entre as diferenças das médias. Como os implantes de bloqueio estão todos alinhados no mesmo sentido da força (eixo axial da haste), os mais extremos são os mais importantes para o suporte de carga axial e aqueles que se encontram próximo da falha contribuem menos para o suporte da carga compressiva. Nos testes foi possível verificar que os corpos de prova falharam antes que os bolts mais próximos da fratura fossem testados.

A ausência de slack observada neste estudo, corrobora com os achados literários e pode ser explicado por dois motivos, primeiro que os trabalhos que avaliam modelos de HIB-AE mostram que esse tipo de haste anula por completo o slack e, segundo, o slack é pobremente avaliado por meio de testes destrutivos com cargas compressivas de ciclo único, sendo melhor avaliado nos testes com cargas de torção e flexão (16, 17, 18, 23).

Conclusão

De acordo com a metodologia empregada neste estudo pode-se concluir que a ausência de significância estatística quanto as diferenças observadas entre os grupos experimentais sugerem que o número de *bolts* assim como o posicionamento destes em relação a falha dos corpos de prova, não interferem no suporte de carga axial compressiva. No entanto, mesmo a configuração que empregou apenas um *bolt* por fragmento suportou cargas superiores aquelas encontradas *in situ*.

Referências

1. Murkerjee SM, Arabham MS, Whaikom S, Santosha, Masatwar PV, Maske RG. Interlocking nailing versus plating in tibial shaft fractures in adults: a comparative study. *J Clin Diagn Res* 2017; 11:8-13.
2. 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.
3. Yu BF, Liu LL, Yang GJ, Zang L, Lin XP. Comparison of minimally invasive plate osteosynthesis and conventional plate osteosynthesis for humeral shaft fracture. *Medicine – Baltimore* 2016; 95:1-5.
4. Déjardin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Vet Clin Small Anim Pract* 2019; 1-34.
5. Déjardin LM, Guiot LP, Von Pfeil DJF. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Vet Clin Small Anim Pract* 2012; 42:935-962.
6. Horstman, CL, Beale BS, Conzemius MG, Evans RR. Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001. *Vet Surg* 2004; 33:232-237.
7. 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.
8. Patil DB, Adamiak Z, Piórek A. Veterinary interlocking nailing and its augmentation for fracture repair. *Pol J Vet Sci* 2008; 11:187-191.
9. 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.
10. 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.
11. 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.
12. Karaarslan AA, Karakaşlı A, Aycan H, Çeçen B, Yildiz DV, Sesli E. The best location for proximal locking screw for femur interlocking nailing: A biomechanical study. *Indian J Orthop* 2016; 50:94–98.

13. 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.
14. Karaarslan AA, Karakaşlı A, Aycan H, Ertem F, Sesli E. Biomechanical comparison of three-point bending resistance of titanium and stainless steel locking screws in intramedullary nails. *Joint Diseases and Related Surgery* 2015; 26:145-150.
15. Chao CK, Hsu CC, Wang JL, Lin J. Increasing bending strength of tibial locking screws: Mechanical tests and finite element analyses. *Clin Biomech* 2007; 22:59–66.
16. Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Déjardin LM. In vitro evaluation of the effect of fracture configuration on the mechanical properties of standard and novel interlocking nail systems in bending. *Vet Surg* 2009; 38: 881-887.
17. Déjardin LM, Guillou RP, Ting D, Sinnott MT, Meyer E, Haut RC. Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2009; 22:264-269.
18. Déjardin LM, Lansdowne JL, Sinnott MT, Sidebotham CG, Haut RC. In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design. *Am J Vet Res* 2006; 67:678-685.
19. Von Pfeil DJ, Déjardin LM, DeCamp CE, Meyer EG, Lansdowne JL, Weerts RJ, Haut RC. In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. *Am J Vet Res* 2005; 66:1536-1543.
20. Wheeler JL, Lewis DD, Cross AR, Stubbs WP, Parker RB. Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: clinical applications. *Compendium* 2004; 26:531-544.
21. Duhautois B. Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. *Vet Surg* 2003; 32:8-20.
22. Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS. Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *J Am Vet Med Assoc* 1999; 214:59-66.
23. Kaspar K, Schell H, Seebeck P, Thompson MS, Schütz M, Haas NP, Duda GN. Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. *J Bone Joint Surg Am* 2005; 87:2028- 2037.

24. Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL. Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8 mm model 11 interlocking nails used to stabilize canine distal femoral fractures. *Vet Surg* 2006; 35:161-167.
25. Brückner M, Unger M, Spies M. Early clinical experience with a newly designed interlocking nail system – Targon® Vet. *Vet Surg* 2016; 45:754-763.
26. 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.
27. Hou SM, Wang JL, Lin J. Mechanical strength, fatigue life, and failure analysis of two prototypes and five conventional tibial locking screws. *J Orthop Trauma*. 2002; 16:701–8
28. Gautier E. Biomechanics of osteosynthesis by screwed plates. In.: Poitout DG (2ed.) *Biomechanics and Biomaterials in Orthopedics*. Londres: Springer; 2016:341-372.
29. Heiney JP, Barnett MD, Vrabec GA, Schoenfeld AJ, Baji A, Njus GO. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of trigen retrograde intramedullary (i.m.) nail, dynamic condylar screw (DCS), and locking compression plate (LCP) condylar plate. *J Trauma* 2009; 66:443-9
30. Pruitt LA, Chakravartula AM. *Mechanics of Biomaterials: Fundamental Principles for Implant Design*. New York: Cambridge University Press; 2011: 463-470.
31. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech* 1996; 2:525-435.
32. 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.
33. Rosa N, Marta M, Vaz M, et al. Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. *Ann N Y Acad Sci* 2017; 1408:20-31
34. Johnston SA, von Pfeil DJF, Déjardin LM, Weh M, Roe S. Internal fracture fixation. In.: Tobias KM, Johnston SA (2ed.) *Veterinary Surgery: Small Animal*. Saint Louis: Elsevier; 2017:1892-1983.
35. Durrall I, Diaz MC. Early experience with the use of an interlocking nail for the repair of canine femoral shaft fractures. *Vet Surg* 1996; 25:397-406
36. 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.

37. Oh JK, Sahu D, Ahn YH, Lee SJ, Tsutsumi S, Hwang JH, Jung DY, Perren SM, Oh CW. Effect of fracture gap on stability of compression plate fixation: a finite element study. *J Orthop Res* 2010; 28:462-467.
38. Griffin LV, Harris RM, Zubak JJ. Fatigue strength of common tibial intramedullary nail distal locking screws. *J Orthop Surg Res* 2009, 4:1-7.

CAPÍTULO 3 – Considerações finais

As hastes intramedulares bloqueadas de ângulo estável são capazes de promover ambiente mecânico adequado para a consolidações das fraturas, pois as deficiências encontradas nos modelos anteriores de HIB, foram supridas com a inclusão do sistema de travamento do implante de bloqueio ao orifício da haste. Além disso, a relativa facilidade de uso desse implante seguindo os conceitos de osteossíntese biológica o tornam excelente opção para o tratamento de fraturas em ossos longos na rotina cirúrgica de pequenos animais.

Todos os resultados de ensaios biomecânicos devem ser associados aos resultados clínicos para melhor avaliação do sistema de fixação. As cargas encontradas nesse estudo estão muito além das cargas encontradas *in situ*. Portanto as menores cargas máximas registradas nesse estudo não significam que os implantes seriam incapazes de suportar as cargas *in situ* ou que falhariam quando aplicados em uma fratura real. Outro ponto importante é que nesse estudo empregou-se apenas a carga axial compressiva, sendo assim os resultados apresentados são referentes ao suporte exclusivo de carga compressiva e não deve ser extrapolados para o suporte de outras cargas intrínsecas de fraturas como torção ou flexão, muito menos a combinação dessas forças.

Limitações do estudo

Esse é um dos primeiros estudo a usar corpos de prova prototipados em PLA nas dimensões descritas, portanto são necessárias mais pesquisas usando esse modelo de corpo de prova para obtenção de maior padronização. O comportamento não linear plástico do corpo de prova tornou difícil a determinação exata da carga máxima em certas amostras. Ossos cadavéricos também apresentam comportamento biomecânico não linear, no entanto, o comportamento plástico não é tão evidente nos testes, sendo mais simples determinar seu ponto de ruptura e falha.

O estudo testa uma única carga em ciclo único destrutivo, sendo assim é muito importante que os resultados registrados aqui sejam associados a outros ensaios biomecânicos que envolvem as demais forças que atuam em um osso fraturado, como as cargas de torção e flexão. Além disso, é interessante comparar também com

ensaios com cargas cíclicas, pois a falha por fadiga configura o principal tipo de falha relatada nos implantes ortopédicos.

Perspectivas

Esperamos que seja possível determinar qual a melhor posicionamento e melhor quantidade de implantes de bloqueio para tratamento de fraturas irreduzíveis, utilizando esse novo modelo de HIB-AE. Para isso é imprescindível a realização de ensaios biomecânicos estáticos e cíclicos com carregamento em torção e flexão. Além dessas análises é muito importante que sejam feitos estudos clínicos para avaliar esse novo modelo de HIB-AE que logo estará disponível no mercado brasileiro.

APÊNDICE

Apêndice A – Metodologia completa

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

Montagem da bancada gabarito

A primeira atividade realizada foi a montagem do aparato para padronização da implantação das hastes nos corpos de prova. No projeto, tal aparato foi descrito como bancada para uso como gabarito no processo de implantação das hastes. Essa bancada foi montada seguindo as dimensões determinadas em programa CAD (“Computer Aided Design”) SOLIDWORKS® 2016 (Figura 1A).

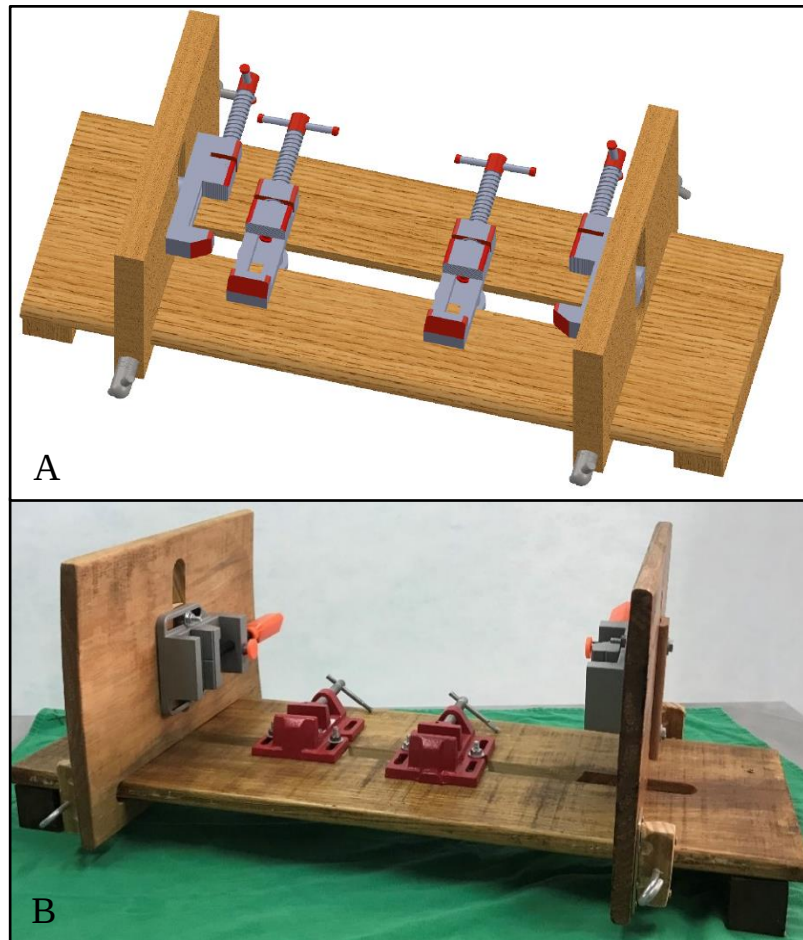


Figura 1A: **A-** Bancada gabarito desenhada e montada em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016). Notar as duas paredes verticais e as 4 morsas que possibilitam a fixação dos instrumentos que compõe o sistema de haste. **B-** Bancada construída em madeira com morsas metálicas a partir dos desenhos CAD.

Esse aparato foi descrito no 46th Annual Conference Veterinary Orthopedic Society como método de padronização de aplicação de sistemas de haste intramedular bloqueada em corpos de provas e ossos sintéticos (LUCENA et al., 2019) (Figura 2A).

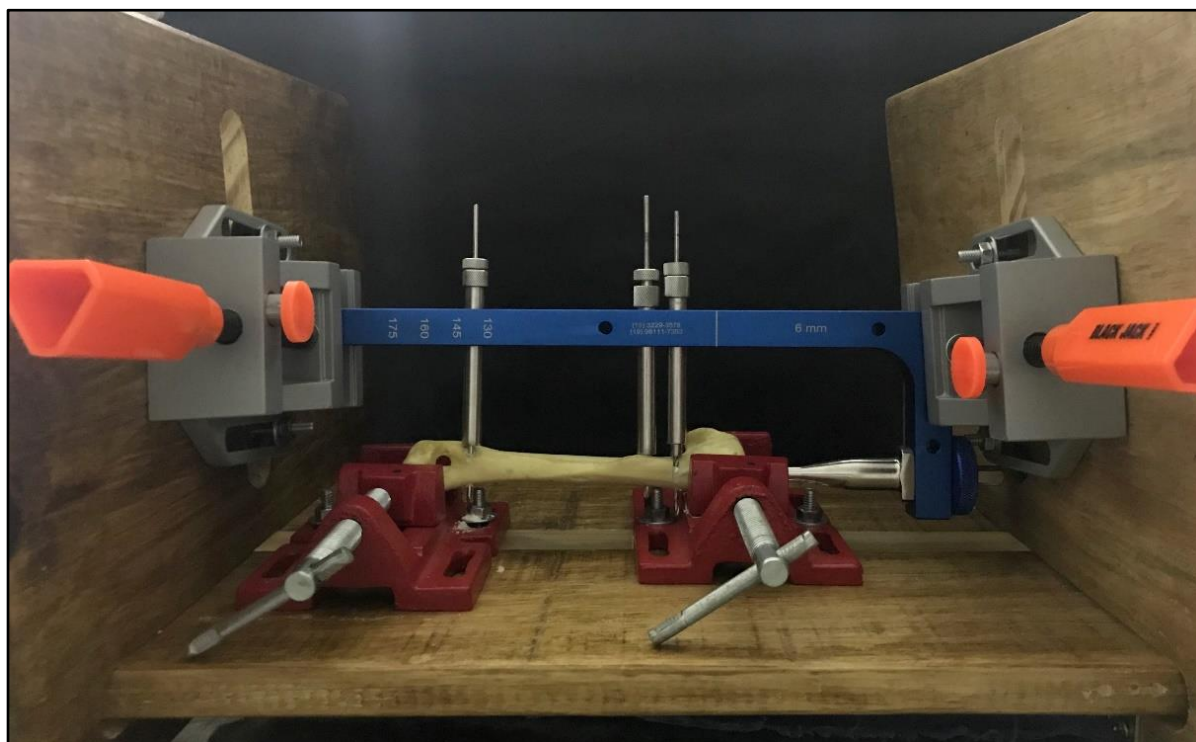


Figura 2A: Demonstração do uso da bancada gabarito para aplicação de haste intramedular bloqueada em osso sintético. As paredes verticais juntamente com as molas estabilizam todo o sistema (haste conectada no gabarito de perfuração e guias de perfuração) durante o processo de aplicação do implante. As molas dispostas na base horizontal estabilizam a estrutura que receberá o implante, ossos ou corpos de provas sintéticos.

Impressão 3D dos corpos de prova

Após aprovação do projeto pelo CEUA, iniciou-se a produção dos corpos de prova sintéticos a partir de filamentos de ácido polilático (PLA). Inicialmente estes foram projetados no programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) (Figura 3A). Posteriormente foram salvos no formato de arquivo compatível (STL) com a

1 impressora. A impressão foi realizada pelo equipamento de extrusão de material
2 fundido Prusa I3. A impressora em questão permite a impressão dos corpos de prova
3 em posições diferentes que alteram a disposição das camadas adicionadas com o
4 PLA, essa deposição de camadas pode ser feita em disposição horizontal (deitados)
5 ou vertical (erectos). Como não há trabalhos relacionando o sentido da impressão com
6 a resistência do material optou-se por imprimir os corpos de prova em ambos os
7 sentidos para realização dos testes pilotos (Figura 4A).

8 Outra questão discutida antes dos testes pilotos foi a espessura da cortical dos
9 corpos de prova. Inicialmente foi proposto o corpo de prova com cortical de 3 mm de
10 espessura e em PLA para execução dos testes. No entanto, após a impressão a
11 cortical de 3 mm aparentemente se apresentava frágil e suspeitou-se que seria
12 insuficiente para causar falha do implante (quebra ou deformação plástica), situações
13 que são importantes para os resultados desse trabalho. Sendo assim corpos de
14 provas com cortical mais espessas (7 mm) também foram impressos (Figura 5A).

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

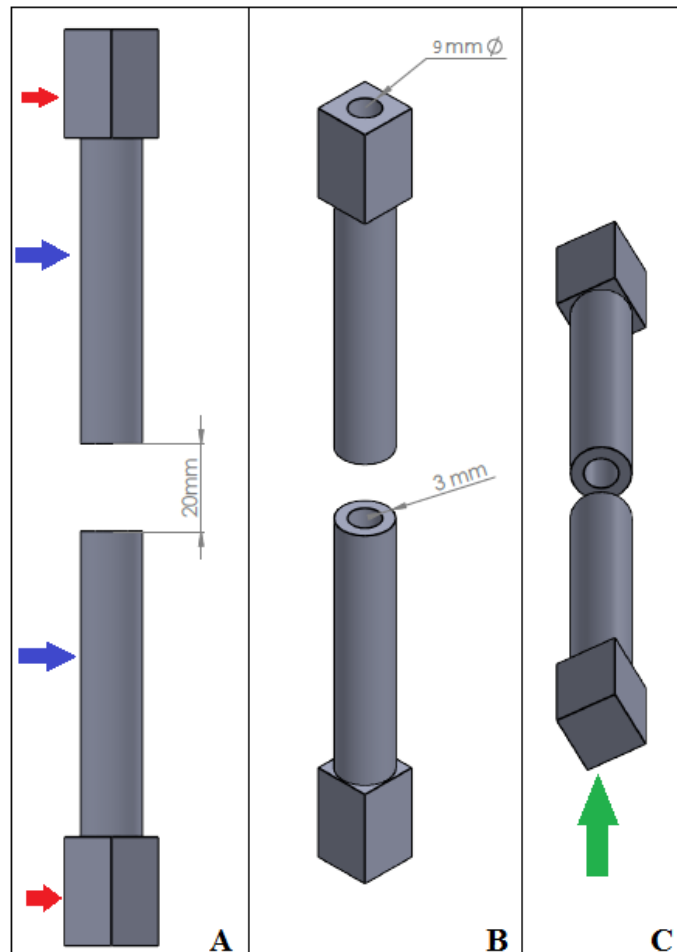


Figura 3A: Desenhos 3D do primeiro modelo de corpo de prova realizado em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) **A)** Vista bidimensional do plano frontal do corpo de prova completo com apresentação do intervalo de 20 mm. Notar os blocos de apoio nas extremidades (setas vermelhas), e as partes cilíndricas que compõe o corpo (setas azuis). **B)** Vista trimétrica do plano frontal do corpo de prova. Notar a perfuração de 8 mm de diâmetro para a inserção da haste e a espessura da cortical da parte cilíndrica, estabelecida em 3 mm. **C)** Vista tridimensional do corpo de prova evidenciando a superfície inferior do bloco distal desprovida de perfuração (seta verde).

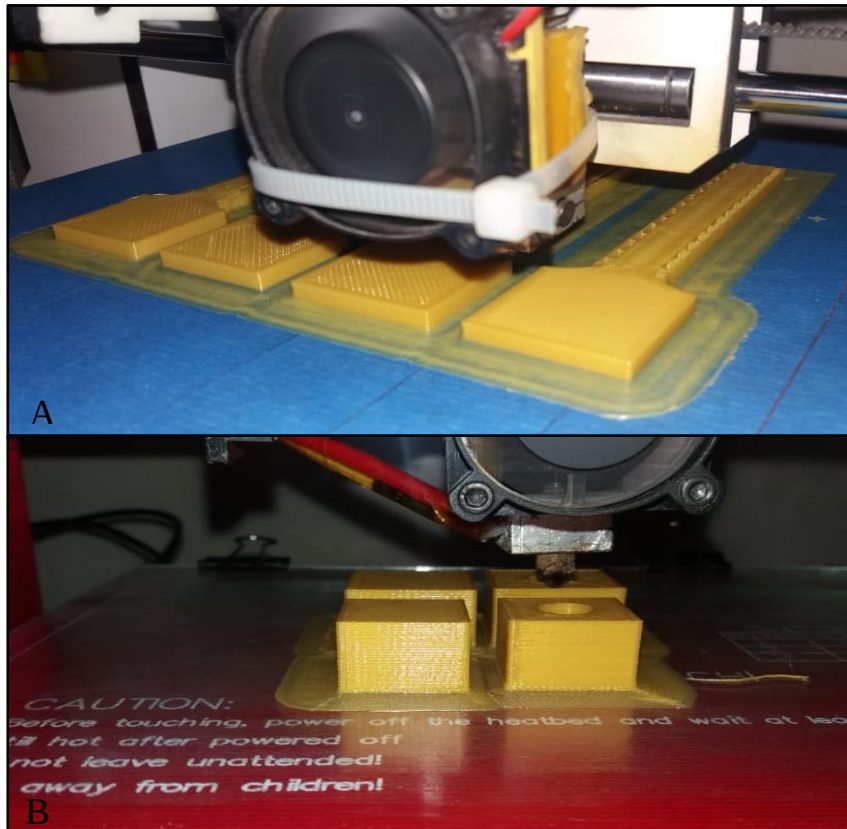


Figura 4A: **A-** Processo de impressão dos corpos de prova no sentido horizontal (deitados). **B-** Processo de impressão dos corpos de prova no sentido vertical (erectos).

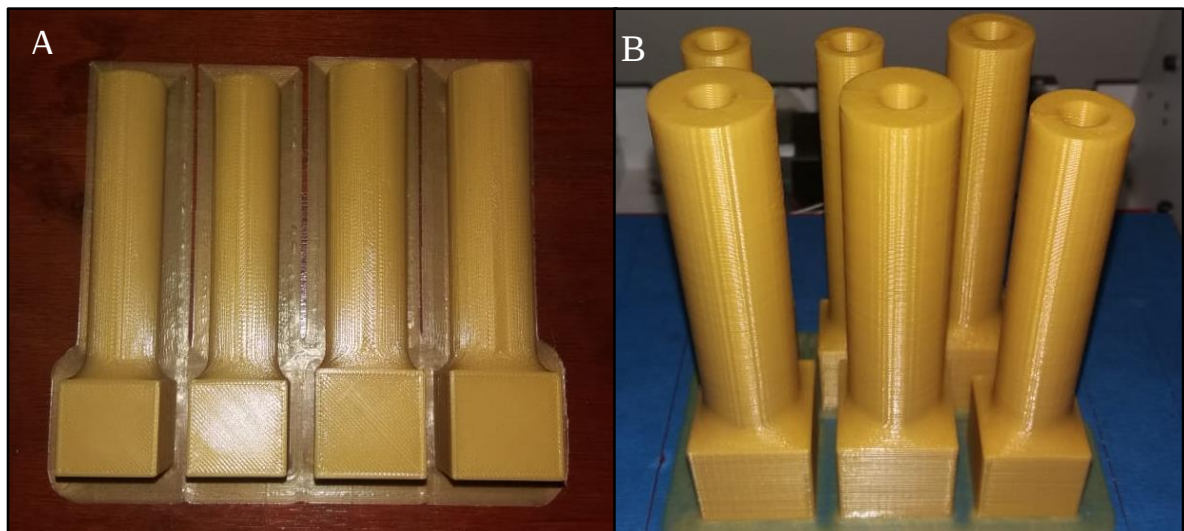


Figura 5A: **A-**Corpos de provas após impressão no sentido horizontal (deitados). **B-**Corpos de prova impressos em disposição vertical (erectos). Notar os corpos de prova com corticais em diferentes espessuras e a diferença no sentido das camadas entre o grupo A e B.

Realização dos testes pilotos

Os testes foram realizados em parceria com o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia sob supervisão do Professor Doutor Cleudmar de Araújo Amaral. O objetivo dos testes era determinar qual a melhor forma de impressão (vertical ou horizontal) e qual a espessura adequada para a cortical (paredes) do corpo de prova. Foram impressos 4 corpos de provas para realização dos testes. Dois deles foram impressos com 7 mm de cortical, sendo um impresso no sentido vertical e outro no sentido horizontal (Figura 6AA). Os outros dois corpos de provas foram impressos com 3 mm de cortical, um no sentido vertical e outro no sentido horizontal (Figura 6AB).

Em todos os 4 corpos de prova, as hastes foram implantadas com o auxílio da bancada, mantendo os corpos de provas separados a 20 mm de distância para simular fraturas de falhas críticas. Apenas um parafuso *bolt* foi bloqueado em cada extremidade da haste, pois já seria o suficiente para alcançar o objetivo dos testes (Figura 6A – As imagens estão em proporções diferentes e por isso as hastes e os *bolts*, parecem estarem com posicionamentos diferentes).

Antes da realização do ensaio mecânico os corpos de provas, com as hastes já implantadas, foram enumerados de 1 a 4. Os corpos de prova 1 e 2 (CP1 e CP2) tinham 7 mm de cortical, sendo o CP1 impresso na vertical (ereto) e o CP2 impresso na horizontal (deitado). Os corpos de prova 3 e 4 (CP3 e CP4) tinham corticais com 3 mm de espessura, sendo que o CP3 foi impresso na vertical (ereto) e o CP4 impresso na horizontal (deitado) (Figura 4A). Os ensaios foram feitos na máquina de ensaio universal Instron modelo 5982 com deslocamento padronizado em 5 mm por minuto, como descrito por Otto e colaboradores (2009) para esse tipo de teste (Figura 8A).

Os resultados dos testes estão resumidos na Figura 12, demonstrando a carga aplicada em função do deslocamento gerado.

De modo geral, as maiores cargas foram alcançadas com os corpos de prova de 7 mm (CP1 e CP2). A diferença entre CP1 e CP2 foram mínimas sendo a carga máxima em CP1 igual a 5249,33 N (Newtons) e em CP2 igual a 5249,29 N. Nos corpos de provas com 3 mm de espessura da cortical (CP3 e CP4) as diferenças quanto as cargas máximas suportadas foram mais relevantes e a interferência do padrão de impressão na resistência do corpo de prova se tornou mais nítida. No CP3, impresso

na vertical (seguindo o método da Figura 4AB) a carga máxima alcançada foi de 2188,64 N, enquanto que no CP4, impresso na horizontal como mostra a Figura 4AA, a carga máxima foi de apenas 1741,76N. Essa diferença entre os padrões de impressão está relacionada com a falha precoce do corpo de prova impresso na horizontal, que se apresentaram em forma de rachaduras entre as camadas depositadas no processo de impressão (Figura 10AA).

O teste possibilitou a escolha do corpo de prova mais adequado para a realização dos testes definitivos do projeto. Foi possível observar que o corpo de prova de 3 mm seria eficiente desde que fosse impresso na vertical, ou seja, impressos eretos. Apesar da resistência superior dos corpos de provas de 7 mm, as cargas suportadas pelo CP3 (3 mm - impressão vertical) foram suficientes para gerar deformação plástica no parafuso *bolt*, algo que já é considerado falha do implante.

Como o design do *bolt* inicial foi alterado para obtenção de maior resistência (ver adiante em “Melhoria proposta para os *bolts*”), para a realização dos testes definitivos optou-se por usar corticais com a média entre 3 e 7 mm, portanto foram usados corpos de prova com 5 mm de cortical, impressos na vertical (eretos).

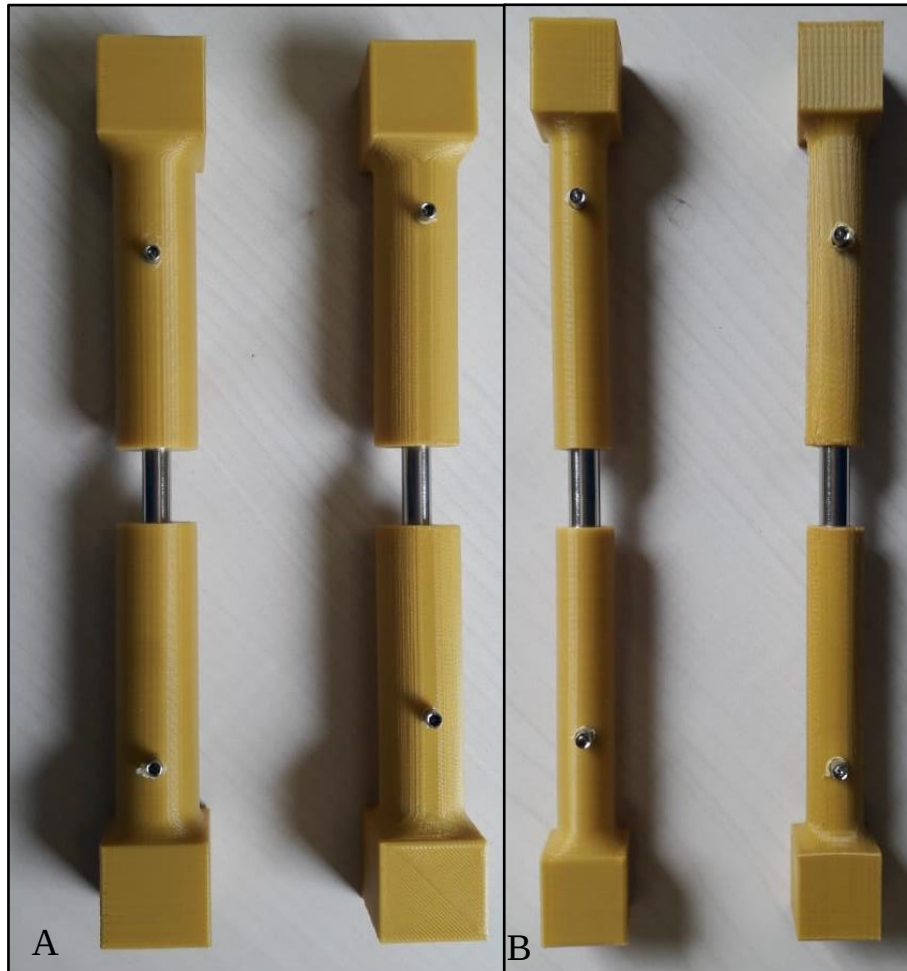


Figura 6A: **A-** Corpos de provas com cortical de 7 mm de espessura de cortical com a haste intramedular implantada e bloqueada com um parafuso em cada extremidade. O corpo de prova da esquerda foi impresso no padrão vertical e o da direita foi impresso no padrão horizontal. **B-** Corpos de provas com 3 mm de cortical com a haste implantada e bloqueada por um parafuso em cada extremidade. Sendo o corpo de prova da esquerda impresso no padrão vertical e o da direita impresso na horizontal. Notar que no padrão horizontal (corpos de provas da direita, tanto em A quanto em B) as camadas não ficam bem compactadas, formando padrão estriado.

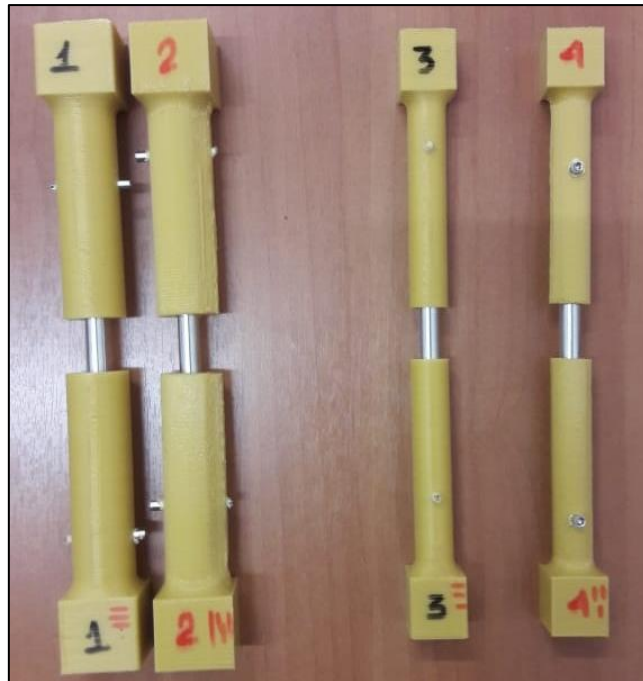


Figura 7A: Identificação dos corpos de provas para realização dos ensaios pilotos. CP1 e CP2 com cortical de 7 mm de espessura. CP3 e CP4 com cortical de 3 mm de espessura. Os corpos de provas identificados com caneta preta foram impressos eretos e aqueles com marcação vermelha forma impressos deitados.



Figura 8A: Imagens realizadas durante os testes com os corpos de provas de 7 mm (esquerda) e 3 mm (direita), na máquina de ensaio universal Instron modelo 5982 com deslocamento padronizado em 5 mm/min.

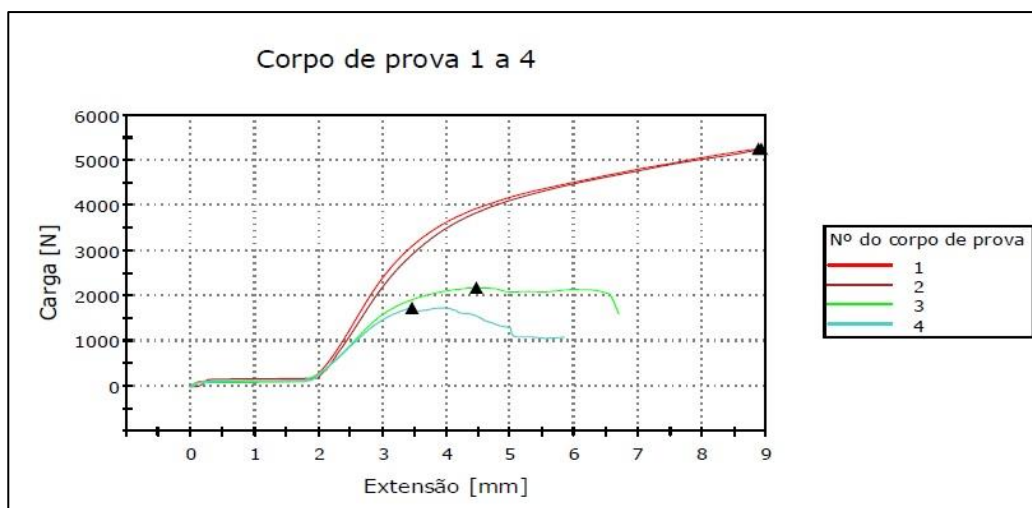


Figura 9A: Gráfico ilustrando a relação entre a carga aplicada em Newtons e o deslocamento gerado em milímetros nos corpos de prova no teste piloto (CP1 – 7mm impressão vertical; CP2 – 7mm impressão horizontal; CP3 – 3mm impressão vertical; CP4 – 3mm horizontal)

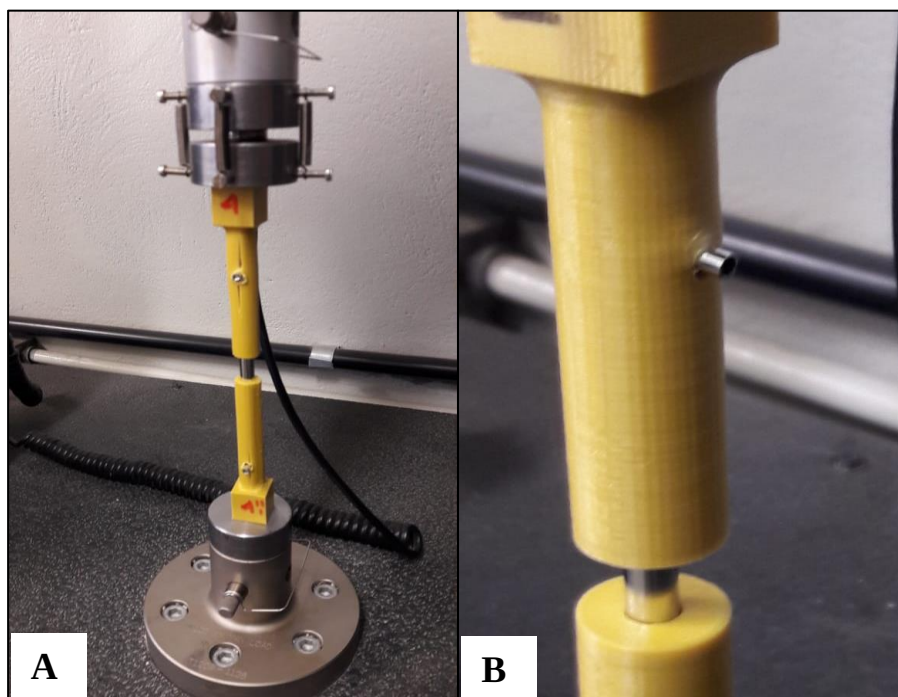


Figura 10A: **A-** Os corpos de provas impressos deitados (horizontal) falharam devido a rachaduras que se formaram entre as camadas da impressão. Isso foi mais evidente no CP4. **B-** Os corpos de provas impressos no padrão vertical (erectos) não apresentavam essas estriações e não tiveram esse tipo de falha, indicando que esse padrão de impressão é mais resistente para esse tipo de teste.

Melhoria proposta para os *bolts*

Os testes pilotos juntamente com a atualização bibliográfica feita durante a execução da pesquisa demonstraram que o *bolt* inicialmente proposto para o novo modelo de HIB-AE apresentava falhas mecânicas. Dentre elas podemos citar a presença de grandes filetes de roscas e a área de transição geométrica que comprometiam sua resistência a flexão.

Devido ao posicionamento dos *bolts*, durante a aplicação de carga compressiva esses implantes de bloqueio são carregados em flexão (Figura 11A), logo seu momento de inércia de área (MIA) se torna importante. O MIA é uma propriedade geométrica que confere aos materiais a capacidade de resistir as forças de flexão. Seu cálculo muda de acordo com a secção transversal do implante, sendo o valor do raio (" r ") algo importante para os implantes cilíndricos (Figura 12A).

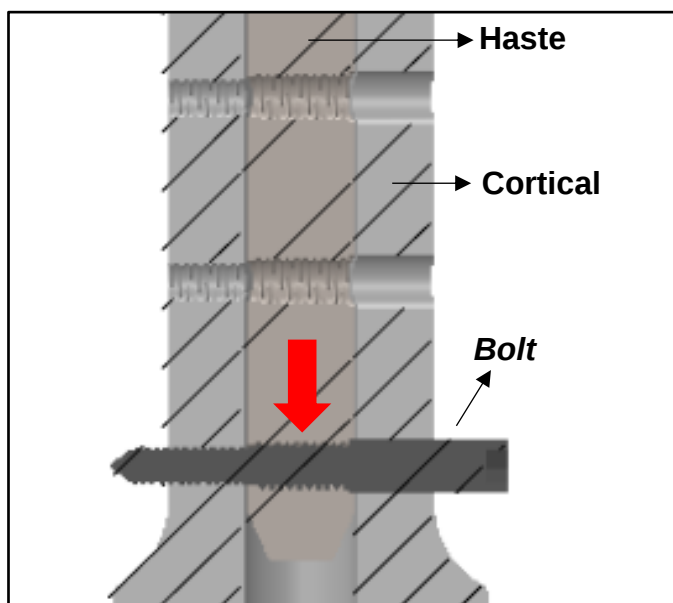


Figura 11A: Representação esquemática de como a carga axial de compressão (seta vermelha) atua sobre o *bolt* posicionado perpendicularmente ao sentido da força. Devido a esse posicionamento é necessário que o implante de bloqueio seja resistente à flexão (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).

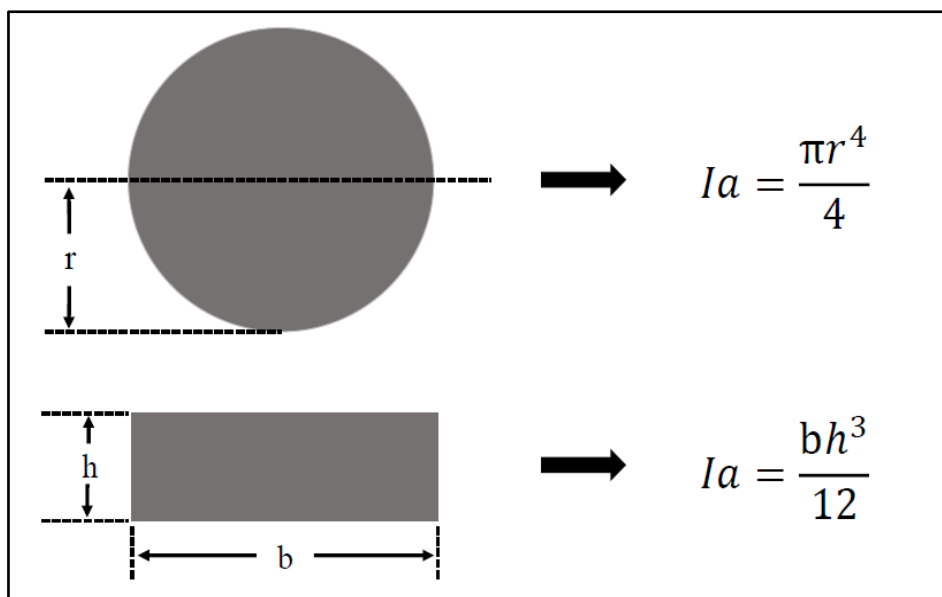


Figura 12A. Fórmulas para cálculo do momento de inércia de área (MIA) para estruturas cilíndricas maciças (imagem superior) e estruturas retangulares (imagem inferior); (I_a = Momento de inércia de área; r = raio do implante cilíndrico; b = base do implante retangular; h = altura do implante retangular) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP, 2019).

Com o intuito de aumentar a resistência mecânica do novo sistema de haste intramedular bloqueada, alterou-se as dimensões e as características do *bolt* usado para bloquear a haste. As alterações foram feitas na porção final do dispositivo que inicialmente tinha 3 mm de diâmetro externo (filetes de rosca) e 2,5 mm de diâmetro interno (alma do *bolt*), alterando para 3,5 mm de diâmetro, não havendo distinção entre diâmetros externo e interno, pois não haveria mais filetes de rosca (Figura 13A). Considerando π (pi) igual a 3,1416 e resolvendo a fórmula mostrada na Figura 12A, percebemos que o MIA da porção final do *bolt* inicial era de 1,92 mm⁴ (deve se considerar o raio do diâmetro interno), enquanto que o MIA da porção final do novo *bolt* é de 7,37 mm⁴, ou seja, quase 4 vezes maior. No novo modelo de *bolt*, somente a porção final foi alterada e as demais porções (primeira e segunda) permaneceram com as mesmas características do primeiro *bolt* descrito no projeto.

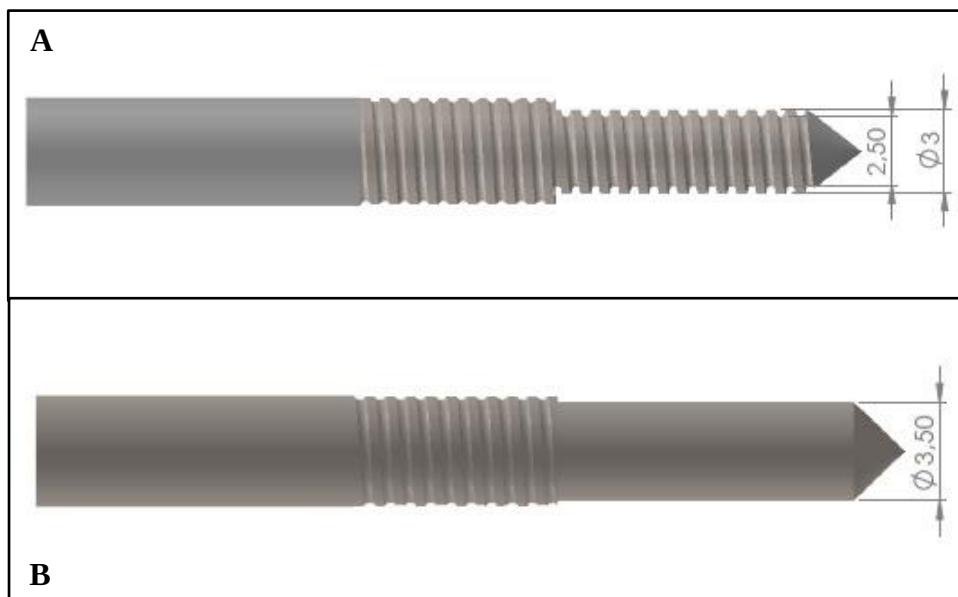


Figura 13A: Dimensões e milímetros (mm) da porção final do primeiro *bolt* descrito (usado nos testes pilotos) (A) e do *bolt* que está sendo proposto (B) (SOLIDWORKS® 2016) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP).

Para avaliar os efeitos resultantes dessas alterações a equipe de pesquisa envolvida nesse Projeto executou análise estática por elementos finitos em ambos os modelos simulando um teste de flexão, mimetizando o posicionamento dos dois modelos de *bolt* apresentados na Figura 12A. A força usada para ambos os testes foi de 176 N, valor que se aproxima da carga que um cão com o peso médio de 30 kg depositaria nos membros pélvicos. Um cão com esse porte seria candidato ao uso desse tipo de haste, por isso tal carga foi escolhida. Os valores de acúmulo de tensão (Von Mises em megapascal - MPa) da porção final estão apresentados na Figura 14A.

Ambos os modelos testados suportariam a carga imposta (176N), pois as tensões (estresse) ficaram distante do limite de escoamento do aço inoxidável 316L usados na manufatura dos *bolts* (137,90 MPa). No entanto, a tensão na parte selecionada da porção final do *bolt* roscado (modelo inicial) foi 80 % maior que o acúmulo de tensão na mesma região da porção final lisa do novo modelo. Maiores valores para as tensões de Von Mises em uma determinada área do implante, indica maior acúmulo de estresse ou tensão e, conseqüentemente, maiores chances de falhas.

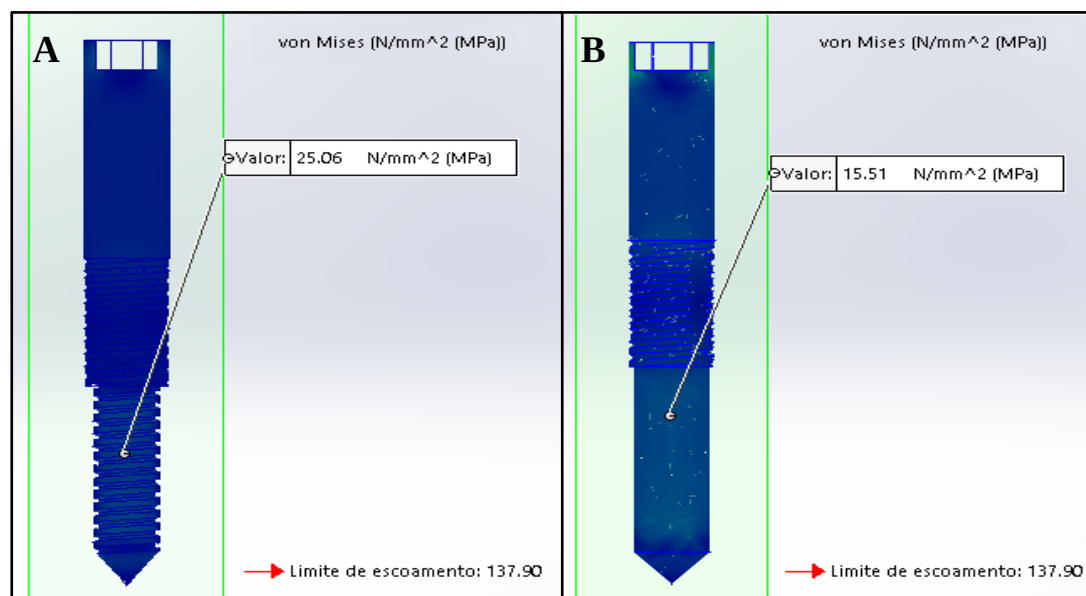


Figura 14A: Tensões de Von Mises (N/mm^2 - MPa) resultante da análise estática por elementos finitos simulando flexão com carga de 120 N no *bolt* roscado (A) e no novo *bolt* com porção final lisa (B) (A seta vermelha apresenta o limite de escoamento do aço inoxidável 316L) (Fonte: Laboratório de ortopedia e neurocirurgia veterinária da FCAV/UNESP Jaboticabal – SP - 2019).

Descrições do uso da bancada para implantação das HIB-AE

Inicialmente as duas morsas dispostas horizontalmente (ligadas à base) na bancada gabarito (Figura 15AA), fizeram a preensão dos corpos de prova (blocos), mantendo-os fixos e afastados entre si (20 mm), simulando falha na coluna óssea (cominuição) (Figura 15AB). Posteriormente a haste foi fixada ao cachimbo juntamente com o aplicador e inserida no orifício axial do corpo de prova, a partir do bloco proximal, com o auxílio da fixação de uma das morsas disposta verticalmente e da movimentação horizontal da parede lateral ligada a essa morsa (Figura 15AC), mimetizando a implantação normógrada. As hastes foram posicionadas de forma que toda sua extensão foi mantida alinhada apenas com a porção cilíndrica dos corpos de prova, ou seja, nenhuma haste ficou acomodada no interior do bloco de apoio proximal, apenas passará pelo interior deste, nem mesmo no distal que era maciço. Assim que o posicionamento foi completado, o aplicador foi removido e o guia de perfuração externo foi acoplado na haste. Posteriormente, por meio das morsas verticais da bancada, foi possível fazer preensão do guia de perfuração mantendo

todo o sistema (guia e corpos de prova) estável para a execução dos bloqueios (Figuras 15AC e 15AD).

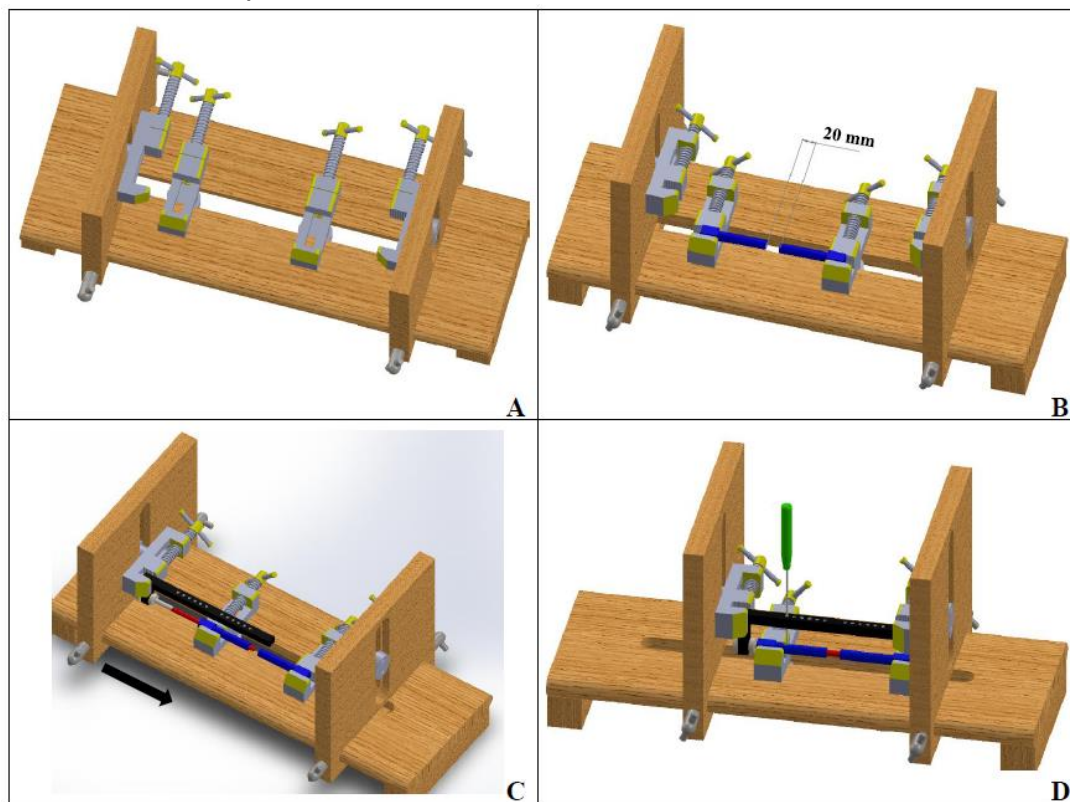


Figura 15A: Representação gráfica da bancada e das morsas (estruturas cinza e amarelo) que auxiliaram na montagem dos Grupos. **A)** Bancada com as morsas, porém sem os corpos de prova. **B)** Vista isométrica da bancada e das morsas mantendo os corpos de provas (estruturas azuis) estáveis a uma distância de 20mm. **C)** Vista tridimensional da bancada com as morsas horizontais prendendo os corpos de provas (estruturas azuis) durante a inserção da haste (estrutura vermelha) no eixo axial através do corpo de prova proximal. Notar a morsa vertical fixando o guia de perfuração (estrutura preta) já conectado à haste (seta preta indicando o movimento da parede lateral esquerda). **D)** Vista lateral da bancada com as morsas horizontais prendendo os corpos de provas (estruturas azuis), já com a haste em seu interior (estrutura vermelha). Notar as morsas verticais mantendo todo o sistema (guia de perfuração – estrutura preta; e corpos de prova – estruturas azuis) estável para o bloqueio dos parafusos (chave ortopédica de aperto representada em verde).

Descrição dos Grupos

Cada HIB-AE usada no projeto tinha 6 orifícios para o bloqueio dos *bolts*. Para facilitar o entendimento dos locais onde foram alocados os implantes de bloqueio em cada grupo, os orifícios foram identificados numericamente, de 1 a 6, partindo da região proximal até a região distal. Desta forma o primeiro orifício no aspecto mais proximal da haste foi referido como 1, o segundo como o número 2 e assim sucessivamente até o orifício 6 no aspecto mais distal da haste (Figura 16A). No total foram utilizados 28 conjuntos (corpos de prova, haste e *bolts*) divididos em 4 Grupos, portanto cada Grupo era constituído por 7 conjuntos. A configuração característica de cada Grupo está descrita no Capítulo 2 no tópico “Configuração dos Grupos”, sendo ilustrada pela Figura 2.

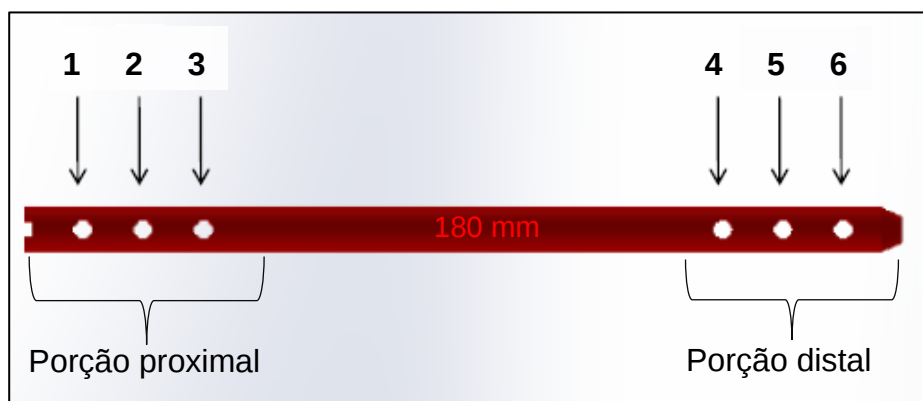


Figura 16A. Desenho 3D realizado em programa CAD (SOLIDWORKS® 2016) da HIB-AE de 180 mm com a identificação das porções e dos orifícios.

ANEXO 1 – Normas para elaboração do “Capítulo 2”

O capítulo 2 foi elaborado em formato de artigo científico seguindo as normas do periódico *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT)*, cujo ISSN 0932-0814 e o eISSN é 2567-6911. Tal periódico é de grande relevância em ortopedia e traumatologia veterinária com o fator de impacto (JCR) sendo classificado em 0,810 em 2018.

As normas utilizadas para a elaboração do capítulo 2 podem ser encontradas no seguinte site: https://www.thieme.com/media/ita/VCOT_Author_Instructions.pdf.