

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

**AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DA FORÇA AXIAL DE
DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO EM HASTE
INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM FRATURA COM FALHA
CRÍTICA**

Carina Nobre Marques
Médica Veterinária

2020

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

**AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DA FORÇA AXIAL DE
DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO EM HASTE
INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM FRATURA COM FALHA
CRÍTICA**

Discente: Carina Nobre Marques

Orientador: Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias

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

2020

M357a	Marques, Carina Nobre Avaliação e comparação da força axial de diferentes configurações de bloqueio em haste intramedular bloqueada em fratura com falha crítica / Carina Nobre Marques. -- Jaboticabal, 2020 104 p. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, Jaboticabal Orientador: Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias 1. Cirurgia veterinária. 2. Fraturas em animais. 3. Biomecânica. 4. Implantes ortopédicos. 5. Impressão 3D. I. Título.
-------	--

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

Essa ficha não pode ser modificada.

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DA FORÇA AXIAL DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO EM HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM FRATURA COM FALHA CRÍTICA

AUTORA: CARINA NOBRE MARQUES

ORIENTADOR: LUIS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

Aprovada como parte das exigências para obtenção do Título de Mestra 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 (VIDEOCONFERÊNCIA)
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / FCAV / UNESP - Jaboticabal

Prof. Dr. ARTUR GOUVEIA ROCHA (VIDEOCONFERÊNCIA)
Departamento de Clínica e Cirurgia Veterinária / UNICEP - São Carlos - SP

Jaboticabal, 06 de agosto de 2020

DADOS CURRICULARES DO AUTOR

Carina Nobre Marques – Filha de José Maria de Souza Nobre e Carmen Silvia Scatolin Souza Nobre, nascida em Jaboticabal – SP em 15 de junho de 1984. Graduada em Medicina Veterinária em 10 de dezembro de 2010 pela Universidade Estadual do Norte do Paraná (UENP) – Câmpus Luiz Meneghel – Bandeirantes – PR com trabalho de conclusão de curso (TCC) sob a orientação do Prof. Dr. José Fernando Ibañez. Na mesma Instituição realizou Residência em Medicina Veterinária nas áreas de Clínica Médica e Cirúrgica de Animais de Companhia no período de 01 de março de 2011 a 29 de fevereiro de 2013 sob orientação do Prof. Dr. José Fernando Ibañez. Neste mesmo ano de 2013 ingressou no curso de Pós-graduação Lato sensu – especialização em Ortopedia de Pequenos Animais, oferecido pela ANCLIVEPA-SP e credenciado junto a Universidade Cruzeiro do Sul – SP, com finalização em 2015 e Monografia apresentada sob orientação da MSc. Thaís Pitelli Zamarian. Ainda, de fevereiro de 2013 a fevereiro de 2019 conciliou as atividades de médica veterinária contratada na Clínica Veterinária Animale – Jaboticabal – SP, atuando nas áreas de Clínica Médica, Cirúrgica e Anestesiologia de cães e gatos. Em março de 2018 ingressou no Mestrado Acadêmico junto ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias, UNESP/FCAV – Câmpus de Jaboticabal sem benefício de bolsa, sob orientação do Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias. Atualmente (2019-2020), desenvolve seu trabalho clínico, cirúrgico e ortopédico como prestadora de serviço na Clínica Veterinária Clinvesp – Jaboticabal – SP.

“Não sou nem otimista, nem pessimista. Os otimistas são ingênuos, e os pessimistas amargos. Sou um realista esperançoso. Sou um homem da esperança. Sei que é para um futuro muito longínquo. Sonho com o dia em que o sol de Deus vai espalhar justiça pelo mundo todo”. (Ariano Suassuna)

Dedico esse trabalho aos meus animais de estimação e aos meus pacientes cães e gatos que me desafiam diariamente e são responsáveis por eu me tornar um ser humano melhor tanto pessoalmente como profissionalmente.

AGRADECIMENTOS

A Deus por permitir a realização desse sonho, por me dar discernimento nas escolhas da vida.

Aos meus pais José Maria de Souza Nobre e Carmen Silvia Scatolin Souza Nobre por serem meu alicerce e minha referência de sucesso através do trabalho. Em especial a minha mãe por toda ajuda necessária para execução desse trabalho.

Ao meu marido Cauê Marques pela dedicação, amor, compreensão, companheirismo e incentivo. Nesse momento, completamos mais uma parte da nossa história com a chegada da nossa filha Mariana e que vem para nos mostrar o verdadeiro significado do amor incondicional.

As minhas irmãs Rosemary Nobre Penariol da Silva por ser minha inspiração e pelo meu sobrinho Arthur Nobre Penariol da Silva, Regiane de Souza Nobre por todo companheirismo e Paula de Souza Nobre por quem sinto um enorme sentimento de proteção.

Aos meus cunhados Paulo Alexandre Penariol da Silva, por ser o irmão que eu não tive e sempre estar disponível nas diversas fases da minha vida, Alessandro Renato de Oliveira por fazer parte da nossa família e Paulo Henrique Francisco por toda assistência tecnológica tão imprescindível nos dias atuais.

Aos meus animais de estimação Frida, minha gata, filha e companheira. Nina por quem tenho um amor imensurável.

Ao meu orientador Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias pelos conhecimentos compartilhados durante essa jornada. Acompanho sua dedicação desde os tempos em que era pós-graduando e eu estagiária.

Ao Prof. Msc. Thiago André Salvitti de Sá Rocha por realizar as impressões 3D fundamentais para execução desse projeto.

A empresa Cão Medica por manufaturar os implantes desenvolvidos especialmente para nosso trabalho.

Ao Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo pela contribuição nesse trabalho ao disponibilizar o laboratório para execução do teste biomecânico e a técnica responsável Cristiane Pires pela paciência e experiência na condução das análises.

Ao Prof. Dr. Jesus Aular pela ajuda tão importante na realização e interpretação estatística.

Aos locais de trabalho, clientes e pacientes por permitirem meu crescimento pessoal, profissional e confiarem no meu trabalho.

Ao parceiro de mestrado Caio Afonso dos Santos Malta por toda ajuda concedida e a Danyelle Rayssa Cintra Ferreira pelo auxílio quando solicitei.

Aos colegas do mestrado pelo conhecimento e conversas compartilhadas durante esse período.

Aos funcionários do hospital veterinário e da pós-graduação da Unesp – Câmpus de Jaboticabal pela paciência em transmitir seus conhecimentos.

A todos os professores com o qual mantive contato nesse período pelo dom em ensinar e generosidade, indo além da vivência acadêmica.

SUMÁRIO

	Página
CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)	iii
RESUMO.....	iv
ABSTRACT	v
LISTA DE ABREVIATURAS.....	vi
LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	xi
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	3
2.1 Fraturas Diafisárias	3
2.2 Haste Intramedular Bloqueada.....	5
3 OBJETIVOS	10
4 HIPÓTESES.....	10
5 JUSTIFICATIVA	10
6 MATERIAL E MÉTODOS	11
6.1 Descrição do material (corpos de provas).....	11
6.2 Descrição do material (haste intramedular bloqueada)	13
6.3 Técnica para implantação da haste intramedular bloqueada	15
6.4 Configuração dos grupos	19
6.5 Ensaios mecânicos	22
6.6 Análise Estatística.....	22
7 RESULTADOS	23
8 DISCUSSÃO	26
9 CONCLUSÕES	31
10 REFERÊNCIAS.....	32
11 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	38
12 RELEVÂNCIA CLÍNICA.....	38
13 CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
APÊNDICE A – ARTIGO	41
RESUMO.....	41
INTRODUÇÃO	42

MATERIAL E MÉTODOS	44
Descrição do material (corpos de provas).....	44
Descrição do material (haste intramedular bloqueada).....	45
Técnica para implantação da haste intramedular bloqueada.....	46
Configuração dos grupos	48
Ensaio mecânico	48
Análise Estatística.....	49
RESULTADOS	49
DISCUSSÃO	51
LIMITAÇÕES DO ESTUDO	57
RELEVÂNCIA CLÍNICA	58
CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
REFERÊNCIAS.....	60
APÊNDICE B – NORMAS DO PERIÓDICO “VETERINARY AND COMPARATIVE ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY” (VCOT) (APÊNDICE B).....	65

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 “Avaliação da força axial de haste intramedular bloqueada com diferentes locais de bloqueio utilizando corpos de prova prototipados”, protocolo nº 008538/18, 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 05 de julho de 2018.

Vigência do Projeto	01/08/2018 a 31/10/2019
Espécie / Linhagem	Corpos de provas sintéticos prototipados
Nº de animais	35 corpos de prova
Peso / Idade	-
Sexo	-
Origem	Filamentos sintéticos e implantes metálicos

Jaboticabal, 05 de julho de 2018.

Fabiana Pilarski
Profª Drª Fabiana Pilarski
Coordenadora – CEUA

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

AVALIAÇÃO E COMPARAÇÃO DA FORÇA AXIAL DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO EM HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM FRATURA COM FALHA CRÍTICA

RESUMO - O presente trabalho teve como objetivo avaliar biomecanicamente (teste de compressão axial) diferentes posicionamentos e quantidades de parafusos “bolts” bloqueados a novo modelo de haste intramedular em simulação à fratura diafisária cominutiva complexa na diáfise média, em corpos de prova padronizados. Os corpos de prova tiveram apoio na extremidade para a preensão na máquina de ensaio e foram fabricados com ácido polilático por impressora 3D. A haste desenvolvida apresentava 6 orifícios, com roscas internas, sendo 3 em cada extremidade (proximal e distal). Um aparato específico (bancada) foi desenvolvido para padronização, inserção da haste intramedular e bloqueios nos corpos de prova. Foram utilizadas 35 amostras divididas em 5 grupos (G1, G2, G3, G4 e G5). No G1 a haste foi bloqueada nos orifícios 1 e 6. Em G2 o bloqueio ocorreu nos orifícios 2 proximal e 5 distal. No G3 obtiveram bloqueio os orifícios 1 e 3 (proximal) e orifícios 4 e 6 (distal). No G4 bloqueados os orifícios 3 proximal e 4 distal. Já no G5 todos os orifícios foram bloqueados por parafusos “bolts”. As médias foram comparadas com teste t de Student com nível de significância de 5% e resultado estatisticamente significativo ($p=0,0010$). Houve equivalência nos valores médios dos grupos G1 (5933,70), G2 (4941,70) e G4 (5038,90). Superioridade observada no G3 (6321,80) e o maior valor encontrado no G5 (9420,30). Todas as configurações mostraram-se estáveis frente a força axial com suporte de cargas compressivas excessivas sem deformação macroscópica relevante dos implantes de bloqueio. A configuração do G1 parece ser o ideal neste estudo.

Palavras-chave: parafusos, cominutiva, compressão, diáfise, testes biomecânicos

EVOLUTION AND COMPARISON OF AXIAL FORCE OF DIFFERENT LOCKING CONFIGURATIONS IN INTERLOCKING NAIL IN FRACTURE WITH CRITICAL FAILURE

ABSTRACT - The present study had the purpose to evaluate biomechanically (axial compression test) different positions and amounts of bolts locked to a new intramedullary nail model in simulation of complex comminuted diaphyseal fracture in the middle diaphysis in standardized specimens. The specimens were supported at the extremity for gripping the testing machine and were manufactured from polylactic acid by a 3D printer. The developed nail had 6 holes, with internal threads, 3 at each end (proximal and distal). A specific apparatus (bench) was developed for standardization, insertion of the intramedullary nail and locks in the specimens. 35 specimens were used, divided into 5 groups (G1, G2, G3, G4 and G5). In G1, the nail was locked in holes 1 and 6. In G2, the lock occurred in holes 2 proximal 2 and 5 distal. In G3, holes 1 and 3 (proximal) and holes 4 and 6 (distal) were locked. In G4, the holes 3 proximal and 4 distal were locked. In the G5, bolts locked all the holes. The means were compared with Student's t test with 5% significance level and result statistically significant ($p = 0.0010$). There was equivalence in the medium values of groups G1 (5933.70), G2 (4941.70) and G4 (5038.90). Superiority was observed in G3 (6321.80) and the highest value was in G5 (9420.30). All configurations were safe in the face of axial force with support of excessive compressive loads without relevant macroscopic deformation of the locking implants. The G1 configuration seems to be ideal in this study.

Keywords: bolts, comminutive, compression, diaphysis, biomechanical tests

LISTA DE ABREVIATURAS

ANOVA: análise da variância

CAD: “computer aided design”/desenho assistido por computador

CEUA: comissão de ética no uso de animais

CP: corpo de prova

DCP: placa de compressão dinâmica

FCAV: Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias

G1: grupo 1

G2: grupo 2

G3: grupo 3

G4: grupo 4

G5: grupo 5

ILN: “interlocking nail”/haste intramedular bloqueada

KN: quilonewtons

LC-DCP: placa de compressão dinâmica com baixo contato

LCP: placa bloqueada

MINO: “minimally invasive nail osteosynthesis”/osteossíntese por haste minimamente invasiva

MIPO: “minimally invasive plate osteosynthesis”/osteossíntese por placa minimamente invasiva

mm: milímetro

mm/min: milímetro por minuto

N: “newtons”

OBNT: “open but do not touch”/abra, mas não toque

ORIF: “open reduction and internal fixation”/redução aberta com fixação interna

PLA: ácido polilático

UFU: Universidade Federal de Uberlândia

UNESP: Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”

3D: tridimensional

®: marca registrada

nº: número

Ø: diâmetro

%: porcentagem

≤: menor ou igual

±: mais ou menos

=: igual

LISTA DE FIGURAS

	Página
Figura 1: Desenho através do Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. Todas as medidas estão em mm. Protótipo com haste intramedular implantada e parafusos “bolts” bloqueados. Esquemáticas as dimensões e a distância de 20 mm preconizada para mimetizar uma fratura cominutiva. Seta vermelha: perfuração da amostra no fragmento proximal para permitir a inserção normógrada.....	12
Figura 2: Desenhos esquemáticos do corpo de prova. 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 9 mm de diâmetro para a inserção da haste e a espessura da cortical da parte cilíndrica, estabelecida em 5 mm C) Vista tridimensional do corpo de prova evidenciando a superfície inferior do bloco distal desprovida de perfuração (seta verde).....	13
Figura 3: Desenhos através do Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. Todas as medidas estão em mm. A: dimensões da haste desenvolvida. B: parafuso “bolt” desenvolvido para esta haste com ampliação (seta preta) da cabeça hexagonal que permite o encaixe com a chave de bloqueio.....	15
Figura 4: Bancada gabarito desenvolvida em Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. A: bancada composta por quatro morsas (seta roxa) duas na base horizontal e duas nas paredes verticais. B: Vista frontal da bancada construída de madeira e morsas metálicas.....	16
Figura 5: Imagem fotográfica exemplificando do uso da bancada gabarito para aplicação da haste intramedular. A: As paredes verticais em conjunto com as morsas estabilizam o sistema composto pelos guias de perfuração e gabarito. B: A base horizontal permite angulação estável para perfuração do corpo de prova ou osso.....	17

- Figura 6:** Imagens fotográficas do instrumental de implantação da nova haste intramedular bloqueada. **A:** As setas rosas identificam as roscas internas dos orifícios de bloqueio da haste (H). Observa-se as roscas (seta vermelha) da luva (seta branca larga) sendo rosqueadas no orifício roscado (setas amarelas) do guia de perfuração (G). Observa-se também luva (seta branca fina) já rosqueada e “pushpull” (seta verde) introduzido na luva. A extremidade distal do “pushpull” é roscada (seta laranja) para perfeito bloqueio (temporário) na haste para perfuração da cortical trans. **B:** Detalhe dos “pushpull’s” (setas verdes) passados pelo interior das luvas (setas brancas), já rosqueados no guia de perfuração (G). A seta laranja ilustra as roscas do “pushpull” da esquerda ainda não rosqueado na haste (H). **C:** Vista lateral da haste (H) conectada ao cachimbo (seta amarela). O parafuso conector (seta vermelha) prende o cachimbo/haste no guia de perfuração (G). As setas brancas ilustram uma das três camisas rosqueadas no guia de perfuração (G), e as verdes um dos três “pushpull’s” passados pelo interior das camisas e rosqueados na haste..... 18
- Figura 7:** Representação esquemática da haste intramedular e da numeração dos orifícios..... 19
- Figura 8:** Distribuição dos grupos com as hastes implantadas. A: bloqueio dos orifícios 1 e 6 no grupo 1. B: inserção dos parafusos 2 e 5 no grupo 2. C: corresponde ao grupo 3 com implantação de parafusos bolts nos orifícios 1 e 3 no fragmento proximal e 4 e 6 no fragmento distal. D: parafusos bloqueados nos orifícios 3 e 4 do grupo 4. E: grupo 5 todos os parafusos bloqueados..... 20
- Figura 9:** Representação gráfica (Imagens em 3D) dos cinco grupos que foram submetidos ao ensaio mecânico de compressão axial. Os corpos de provas estão enfatizados em azul, a haste está em cinza e os parafusos “bolts” estão destacados em amarelo. **A)** No Grupo 1 os bloqueios foram realizados no primeiro orifício da haste (corpo de prova proximal) e no último orifício da haste (corpo de prova distal), ou seja, nas numerações 1 e 6. **B)** Grupo 2 com os parafusos bloqueados alocados nos orifícios 2 e 5. **C)** Grupo 3 com os parafusos bloqueando os orifícios 1 e 3 no fragmento proximal e 4 e 6 no distal. **D)** Grupo 4 com os parafusos bloqueando o orifício 3 no fragmento proximal e 4 no distal. **E)** Grupo 5 com todos os 6 orifícios bloqueados..... 21
- Figura 10:** Representação gráfica das cargas compressivas aplicadas nos corpos de prova (CP), carga máxima, média e desvio padrão dos grupos testados..... 23

Figura 11: Representação das deformações plásticas sofridas pelos corpos de prova e/ou implantes nos diferentes grupos. **A (Grupo 1):** flexão dos parafusos “bolts” (setas laranja). **B e B1 (Grupo 2):** fissura (seta roxa) e deformação cranial e caudal dos orifícios (setas amarela). **C (Grupo 3):** quebra ou fissura no fragmento proximal (seta vermelha). **D (Grupo 4):** deformação semelhante ao Grupo 2 (setas verde). **E (Grupo 5):** falha abrupta do fragmento proximal (seta azul).....

LISTA DE TABELAS

	Página
Tabela 1. Valores em newtons (N) das cargas compressivas aplicadas nos corpos de prova (CP), carga máxima, média e desvio padrão dos grupos testados.....	23

1 INTRODUÇÃO

Durante o planejamento de qualquer fratura é indicado levar em consideração dados referentes ao paciente como idade, massa corpórea, grau de atividade física, presença de lesões concomitantes, estado geral de saúde e disponibilidade do tutor com relação aos cuidados inerentes ao pós-operatório. O principal objetivo é o retorno precoce e completo da função do membro, sendo isso dependente da escolha apropriada do implante, tipo de redução, tempo cirúrgico, presença de infecção, trauma excessivo a tecidos moles adjacentes e necessidade de acompanhamento radiográfico sistemático (Houlton e Dunning, 2005).

Os métodos de fixação têm priorizado abordagens biológicas com o intuito de preservar o suprimento sanguíneo e favorecer o processo de consolidação óssea. A escolha é por fixações mais versáteis e redução indireta dos fragmentos a fim de manter o alinhamento articular, enquanto que, as fixações internas convencionais, exigem abordagem extensa do osso para redução precisa dos fragmentos. Porém, excesso de manipulação no foco da fratura, favorece a necrose óssea, retardo na consolidação, infecção e não união (Perren, 2002).

Partindo desse conceito, o reparo de fraturas diafisárias de ossos longos com haste intramedular bloqueada é possível com abordagem biológica sem reconstrução anatômica dos fragmentos em que se preconiza pouca ou nenhuma manipulação do foco da fratura, com o intuito de preservação dos tecidos moles adjacentes e do hematoma da fratura (Horstman, 2004; Dejardin et al., 2012; Dejardin et al., 2014; Brückner, 2016).

As hastes intramedulares bloqueadas são implantes amplamente difundidos na medicina humana. São utilizados na ortopedia veterinária, principalmente, em fraturas diafisárias umerais, femorais e tibiais tanto em cães como em gatos (Duhautois, 2003; Johnson e Hulse, 2005; Roe, 2005; Burns et al., 2011). No entanto, é método contraindicado para fraturas no rádio, pois requer um ponto de entrada não articular (Johnson e Dunning, 2005; Dejardin et al., 2012).

É conhecida a estabilidade biomecânica promovida com inserção da haste intramedular bloqueada para fraturas diafisárias devido melhor distribuição das

cargas de tensão do osso, especialmente no foco da fratura. Os parafusos convencionais ou “bolts” neutralizam às forças axiais e rotacionais enquanto a haste intramedular preserva o comprimento ósseo e resiste as forças de flexão devido seu diâmetro e localização no eixo central do osso (Duhautois, 2003; Fernandes et al., 2015; Johnson e Hulse, 2005; Roe, 2005; Witte e Scott, 2011). Atualmente, o conceito de estabilidade angular vem ganhando maior credibilidade para as construções com mudanças na configuração dos parafusos, alteração do método de fixação e do número de parafusos inseridos (Reems et al., 2006; Kubacki et al., 2014; Dejardin et al., 2020).

As desvantagens incluem instrumentação específica compatível com o tamanho do paciente, necessidade de fluoroscopia, e incompatibilidade dos sistemas em relação aos dispositivos de bloqueio com o orifício da haste que permite folga resultando em instabilidade de movimento (“slack”) que pode culminar em consolidação retardada, (Endo et al., 1998; Dejardin et al., 2014; Brückner, 2016).

Diversos estudos têm demonstrado a eficácia na utilização de modelos ósseos sintéticos em substituição ao uso de peças cadavéricas, a fim de realizar testes biomecânicos, com diferentes propósitos, tanto para avaliar implantes como corpos de prova que são similares ao comportamento ósseo cortical e também para a confecção de biomateriais (Majola et al., 1992; Cristofolini et al., 1996; Cristofolini, Viceconti, 2000; Hoffmeister et al., 2000; Takamatsu et al., 2006; Alves et al., 2010).

Existe a necessidade de conhecer se a quantidade e o posicionamento de parafusos “bolts” para bloqueio da haste intramedular bloqueada, interfere na estabilidade da construção ao exercer carga axial compressiva.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fraturas Diafisárias

A ocorrência das fraturas diafisárias nos ossos longos são particularmente comuns. Das fraturas que envolvem o úmero, 47% correspondem a diáfise, no fêmur esse índice é de 56% e considerando a tíbia esse valor está entre 75 a 81% (Piermattei et al., 2009). De acordo com Harasen (2003) o fêmur é o osso longo mais fraturado no cão e no gato (45%), seguido da tíbia (26%), rádio e ulna comumente ambos afetados (16%) e úmero com menos frequência (13%). Outro aspecto interessante é que 3 de cada 4 ossos longos fraturados em pequenos animais ocorrem ao membro pélvico e isso, leva a menor risco iminente de óbito do paciente quando comparado ao membro torácico. Em humanos, das fraturas de ossos longos, as diafisárias de tíbia são as mais frequentes (Cardozo et al., 2013).

Existem várias técnicas para estabilizar fraturas diafisárias de ossos longos tanto em cães como em gatos. A escolha do implante dependerá do tipo de fratura, osso acometido, tempo de consolidação, avaliação do paciente como a raça, atividade física e disponibilidade do proprietário, além dos fatores econômicos. (Johnson e Dunning, 2005; Koch, 2005; Roe, 2005).

De acordo com a localização da fratura determina-se as forças atuantes e o dispositivo de fixação. Na diáfise forças de flexão e cisalhamento que geram rotação e encurtamento deverão ser neutralizadas. Em virtude da massa muscular circundante, o fêmur é o osso longo mais sobrecarregado durante a sustentação do peso (Piermattei et al., 2009).

O pino intramedular é utilizado na ortopedia veterinária como método auxiliar no reparo das fraturas devido à sua capacidade em suportar apenas forças de flexão e não impedir a torção dos fragmentos (Dallabrida et al., 2005; Roe, 2005). Permite alinhamento articular e comprimento ósseo em fraturas cominutivas irreduzíveis (Hulse, 2012).

Os fixadores esqueléticos externos lineares atuam sobre as forças axiais, flexão e torção. São melhores aplicados no rádio e na tíbia de animais jovens,

saudáveis, com injúria em um único membro em que as fraturas terão estimativa de tempo curto para consolidação, como em torno de 6 a 18 semanas (Johnson e Dunning, 2005). Em estudo comparativo, em humanos, o fixador esquelético externo linear foi uma opção viável e definitiva em casos que não tiveram acesso a haste intramedular bloqueada pelo cirurgião ou quando o implante foi mantido devido as condições da fratura, como nas abertas e de trauma com alta energia (Cardozo et al., 2013).

Outra modalidade de implante amplamente difundida é o uso de placas ósseas devido a possibilidade de reparar qualquer fratura diafisária. Existem inúmeros tipos de placas, dentre elas, a placa de compressão dinâmica (DCP) que promove fixação dos parafusos por meio do atrito da placa com o osso. Com o intuito de causar menos danos ao periósteo e a vascularização no foco da fratura foi desenvolvida placas de compressão dinâmica com baixo contato (LC-DCP) (Hammel et al., 2006). Já as placas bloqueadas (LCP) possuem orifícios combinados que permitem tanto o uso de parafusos compressivos como parafusos bloqueados que se rosqueiam à placa por meio de roscas na cabeça do parafuso (Koch, 2005).

A partir do pino intramedular foi desenvolvido o conceito de haste intramedular bloqueada (“interlocking nail” - ILN) para tratar fraturas de ossos longos diafisárias e metafisárias, tanto na veterinária como em humanos. Trata-se de um pino intramedular com orifícios para travar os parafusos transversalmente nas extremidades proximais e distais, com o intuito de garantir estabilidade axial durante a sustentação do peso, neutralização das forças de torção e migração do implante (Piermattei et al., 2009; Dejardin et al., 2012; Mukherjee et al., 2017).

Diante da variedade de implantes o cirurgião deve escolher qual a técnica de redução que melhor se aplica de acordo com o tipo da fratura. Redução direta requer reconstrução anatômica dos fragmentos com o objetivo de minimizar o estresse do implante, permitir a consolidação óssea primária e retorno precoce da função do membro. É um método aplicado em fraturas redutíveis (transversa, oblíqua e cominutiva redutível com um ou dois fragmentos). Quando reduzidos esses fragmentos ósseos possuem comprimentos de lacuna (“gap”) pequenos entre si, isso causa aumento da deformação interfragmentária (“strain”) e a consolidação

óssea fica dependente de construção rígida (Hulse, 2012). O processo de união óssea é observado em “gap” inferior a 1 mm e “strain” menor que 2% (Griffon, 2005).

Já em fraturas diafisárias cominutivas que não permitem a reconstrução da coluna óssea, a técnica de redução indireta é escolhida. O implante assume função de ponte e deve ser rígido para sustentar todas as cargas de forças durante a sustentação do peso. Ocorre preservação dos tecidos moles adjacentes a fratura, além de baixo “strain” que favorece a consolidação óssea secundária (Hulse, 2012).

Estudos dirigidos em comparação a ORIF (“open reduction and internal fixation”/redução aberta com fixação rígida) e MIPO (“minimally invasive plate osteosynthesis”/osteossíntese por placa minimamente invasiva) não demonstraram diferenças significativas em relação ao alinhamento, tempo cirúrgico, exposição à infecção e eficácia para consolidação óssea (Pozzi et al., 2012; Yu et al., 2016).

2.2 Haste Intramedular Bloqueada

As hastes intramedulares bloqueadas são implantes amplamente difundidos na medicina humana. São inseridas e travadas por parafusos bloqueados nos fragmentos proximais e distais da fratura. Nesse sistema, os parafusos convencionais ou “bolts” proporcionam estabilidade às forças axiais e rotacionais enquanto a haste intramedular preserva o comprimento ósseo, resiste as forças de flexão em todas as direções em detrimento do seu diâmetro e localização central no osso. São utilizadas na ortopedia veterinária, principalmente, em fraturas diafisárias umerais, femorais e tibiais (Duhautois, 2003; Johnson e Hulse, 2005; Roe, 2005; Witte e Scott, 2011). Devido ao rádio ser um osso chato e o uso desse dispositivo requerer um ponto de entrada não articular, pinos ou hastes bloqueadas intramedulares são métodos contraindicados nesse osso (Johnson e Dunning, 2005; Roe, 2005; Dejardin et al., 2012).

Como planejamento pré-operatório é recomendado radiografia do membro contralateral para selecionar a maior haste intramedular compatível com o diâmetro do canal medular e o comprimento ósseo (Horstman et al., 2004). É importante

também se atentar para distorção da imagem, classificação da fratura e possíveis fissuras em direção à metáfise. Nesses casos, a tomografia computadorizada é um método com melhor precisão (Dejardin et al., 2012).

Para inserção do implante pode ou não ser realizado a fresagem do canal medular, a fim de permitir alargamento deste e melhor acomodação da haste. Um extensor é preso a haste para garantir o posicionamento e avanço adequado desta. O gabarito de perfuração (guia externo) é fixado ao extensor externamente ao membro com o objetivo de orientar a perfuração e o alinhamento com o orifício da haste. A manga guia evita a migração da broca durante a perfuração e é colocada no orifício do gabarito. Após a aplicação de todos os parafusos tanto o gabarito como o extensor são removidos (Johnson e Dunning, 2005; Roe, 2005).

A prioridade é escolher a haste que se acomode com maior diâmetro no istmo do canal medular. O implante demonstra ser mais estável, com relação à torção, quando ocorre o bloqueio dos dois orifícios tanto proximal quanto distal. A ampliação do canal medular pode ser executada de maneira normógrada ou retrógrada, no entanto, a inserção da haste é sempre normógrada. Após a colocação da haste o alinhamento e comprimento estão garantidos, recomendava-se contudo, bloquear os parafusos do fragmento distal para evitar rotação e, em seguida os parafusos do fragmento proximal (Roe, 2005; Schmaedecke, 2007). Recentemente Dejardin et al., (2020), propôs alteração quanto a técnica de implantação, partindo do bloqueio inicial dos parafusos proximais para distais. Esses autores justificaram essa prática, com o intuito de criar ambiente rígido do guia externo com a haste, isso limita o risco de inserção do parafuso distal fora do orifício, visto que diferente do método convencional, essa prática evita o desvio da haste do eixo axial.

A abordagem para inserção normógrada nos diferentes ossos exige menor dissecação e manipulação do foco da fratura, além de preservar o suprimento sanguíneo. No úmero, o acesso é craniolateral com exposição lateral da porção acromial do músculo deltoide e medialmente o músculo braquiocefálico para visibilizar o tubérculo maior e aplicação no epicôndilo medial em direção ao epicôndilo medial. A respeito do fêmur, a dissecação e tenotomia glútea permite que a haste seja inicialmente colocada na fossa trocantérica craniolateral com orientação caudal entre os côndilos femorais. Com relação à tíbia, incisão craniomedial expõe o

platô tibial medial por meio da secção dos músculos sartório, grácil, semitendinoso e poplíteo. Utiliza-se abordagem parapatelar com flexão da articulação do joelho em 90° para facilitar a inserção (Johnson; Hulse, 2005; Roe, 2005; Latorre et al., 2012; Arican et al., 2017).

As hastes intramedulares bloqueadas podem ser inseridas pela técnica de OBNT (“open but do not touch”/abra, mas não toque) que aceita a manipulação dos fragmentos ou por MINO (“minimally invasive nail osteosynthesis”/osteossíntese por haste minimamente invasiva) que preconiza pequenas incisões proximais e distais para inserção normógrada e fixação do implante, porém independente da experiência do cirurgião, é indicado o uso de fluoroscopia para certificar o alinhamento rotacional e liberação da articulação (Dejardin et al., 2012).

A osteossíntese biológica proporciona vantagens no tempo cirúrgico e na consolidação óssea quando comparado com a reconstrução anatômica sem aumentar as taxas de complicação, dentre os implantes, relata-se sucesso com a utilização da haste intramedular bloqueada em fraturas cominutivas irreduzíveis. As vantagens do implante se devem a preservação dos tecidos moles adjacentes e do hematoma da fratura, juntamente com a rigidez do implante que, por sua vez, contribui para a biomecânica, diminuindo a deformação interfragmentária (“strain”) devido à micro movimentação dos fragmentos ser distribuída em maior área (Horstman, 2004).

No entanto, as desvantagens ainda existem e incluem instrumentação específica, tamanho e configurações diversas de hastes compatíveis com o tamanho do paciente, necessidade de fluoroscopia, e ainda, incompatibilidade dos sistemas em relação aos dispositivos de bloqueio com o orifício da haste que permite folga resultando em instabilidade de movimento (“slack”) (Endo et al., 1998; Brückner, 2016). Arican et al. (2017) realizou a implantação de 26 hastes intramedulares bloqueadas em cães e, em 6 casos houve falha no bloqueio dos parafusos distais, em razão de incorreto direcionamento do gabarito com o orifício da haste.

Mukerjee, et al. (2017) comparou 40 pacientes humanos operados com fraturas de tíbia utilizando haste intramedular bloqueada ou placa por MIPO e verificou não haver diferença entre os dois métodos com relação ao tempo necessário para consolidação ou a função esperada do membro após 6 meses de

acompanhamento. No entanto, haste intramedular bloqueada foi superior quanto ao menor tempo cirúrgico e perda de sangue no transoperatório.

Gatineau e Planté (2009) relataram resultado positivo com o uso da haste intramedular bloqueada isolada em ulna de cão para estabilizar uma fratura altamente cominutiva em terço proximal de rádio e ulna. O implante foi fixado com dois parafusos no fragmento proximal e dois parafusos no fragmento distal. Houve restauração do alinhamento e comprimento ósseos e foi confeccionado tala por período de quatro semanas. Durante o acompanhamento radiográfico constatou-se consolidação secundária com formação e remodelamento do calo ósseo.

Avanços tecnológicos têm proporcionado a expansão ao uso do dispositivo para osteossíntese minimamente invasivas (MIO), fraturas transversas, abertas contaminadas, periarticulares, não união, osteotomias corretivas, cirurgias de revisão e até mesmo conservação de membro em fraturas patológicas (Dejardin et al., 2012).

Com o intuito de otimizar o uso do implante, novas hastes estão sendo desenvolvidas, com diâmetros menores, a fim de se adequar a pacientes menores, dispensar o uso de fluoroscopia, causar menor dano ao canal medular e consequentemente ao suprimento sanguíneo do osso cortical, e ainda, possibilitar maior facilidade para inserção retrógrada, permitir o micro movimento no local da fratura, que pode influenciar em tempo de consolidação menor e parafusos que possuam mecanismos de bloqueios versáteis para impedir a folga ("slack") e que permitam sua colocação em qualquer posição do osso (Brückner, 2016).

É controverso o benefício do micro movimento no foco da fratura, devido ao movimento descontrolado ser deletério a consolidação óssea. Foram realizados estudos comparativos *in vivo* com modelos convencionais e hastes que eliminam a folga ou torção, por meio de parafusos bloqueados com porção rosqueada que se travam na cortical cis e no implante e porção lisa para a cortical trans. O resultado demonstrou superioridade na rigidez e formação do calo ósseo por meio da estabilidade angular do novo implante testado (Dejardin et al., 2014).

A combinação de haste intramedular com fixador esquelético externo unilateral foi desenvolvida como opção para diminuir o movimento interfragmentário, preservar a biologia da fratura e permitir a dinamização progressiva sem

desestabilizar a fratura. Contudo, requer maiores cuidados pós-operatório, risco de infecção e conscientização do proprietário (Patil et al., 2008).

Para melhorar a versatilidade do dispositivo existem as possibilidades de os parafusos serem parcialmente rosqueados, rosqueados (como já usados em osso cortical) e liso-sólido (“bolt”) principalmente utilizado em fraturas metafisárias (Dejardin et al., 2012). Durante estudo realizado por Burns et al. (2011) constatou-se que os parafusos lisos (“bolts”) metafisários foram superiores em resistência à fadiga nos testes de cargas axiais e de torção em relação aos parafusos diafisários convencionais (parafusos convencionais).

Existe a possibilidade de alterar o método de fixação das hastes bloqueadas intramedulares mudando o número de parafusos inseridos, no entanto, segundo Reems et al. (2006), a aplicação de dois parafusos proximais e um parafuso distal demonstrou ser incapaz de sustentar as construções de fraturas femorais distais quando comparada com a inserção de dois parafusos proximais e dois parafusos distais.

O conceito de estabilidade angular vem ganhando maior credibilidade para as construções, demonstrando superioridade tanto em compressão axial como em torção extrema, possibilitando assim menor taxa de não união e deformidade angular (Kubacki et al., 2014). Lansdowne et al. (2007) testaram o comportamento de parafusos convencionais e “bolts” de hastes bloqueadas intramedulares sobre cargas de complacência, deformação e folga durante flexão e torção com resultado similar ao bloqueio oriundo das placas ósseas e parafusos “bolts”.

Esse implante tem se mostrado com maior viabilidade em fraturas diafisárias cominutivas em relação às placas ósseas que sofrem maior fadiga, uma vez que são colocados na posição excêntrica, necessitam de retorcimento, além de, maior sobrecarga do implante sobre as forças de encurvamento e deslocamento lateral. A abordagem cirúrgica para hastes intramedular bloqueada comparada às placas ósseas permite acessos menores com diminuição da manipulação e trauma aos tecidos moles adjacentes. Dessa forma, garante a integridade biológica no foco da fratura (Schmaedecke et al., 2005; Brückner, 2016).

3 OBJETIVOS

Avaliar o comportamento biomecânico por meio de teste de compressão axial a configuração ideal de posicionamentos e quantidades de parafusos “bolts” necessários para o bloqueio de haste intramedular bloqueada em ambiente compatível com falha óssea de fratura cominutiva.

4 HIPÓTESES

1. A falha dar-se-á primeiro no corpo de prova durante o teste de compressão axial;
2. Um parafuso “bolt” por fragmento é o suficiente para suportar carga compressiva na simulação de fratura cominutiva proposta;
3. Contemplar todos os orifícios do corpo de prova com parafusos “bolts” pode tornar a configuração rígida excessivamente.

5 JUSTIFICATIVA

Desenvolver estudo biomecânico de compressão axial em corpos de prova implantados por haste intramedular para amparar a literatura se o número de parafusos “bolts” bloqueados por fragmentos com diferentes configurações de bloqueio interfere no suporte de carga axial visto a ampla indicação e limitação por variedade desses implantes no mercado nacional.

6 MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi submetido à comissão de ética no uso de animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob o protocolo nº 008538/18.

6.1 Descrição do material (corpos de provas)

Os corpos de provas foram projetados em programa computacional específico (CAD – “SOLIDWORKS”® 2016), e impressos com o auxílio de impressora 3D de extrusão, confeccionados em ácido polilático (PLA) pela empresa Vetcraft impressões 3D, Descalvado – SP.

Os corpos de prova foram separados por intervalo de 20 mm simulando fratura cominutiva. Foram fabricados em tamanho padronizado de 105 mm de comprimento, por 19 mm de diâmetro externo, com 5 mm de espessura de cortical. O fragmento proximal era internamente vazado, de ambos os lados, possuindo 9 mm de diâmetro permitindo a passagem da haste. Em uma das extremidades dos corpos de provas foi confeccionado um bloco de apoio, possuindo 25 mm de comprimento, 25 mm de largura e 23 mm de altura. Vale ressaltar que foram utilizados dois corpos de prova para cada haste, mimetizando fragmento ósseo proximal e distal (Figura 1).

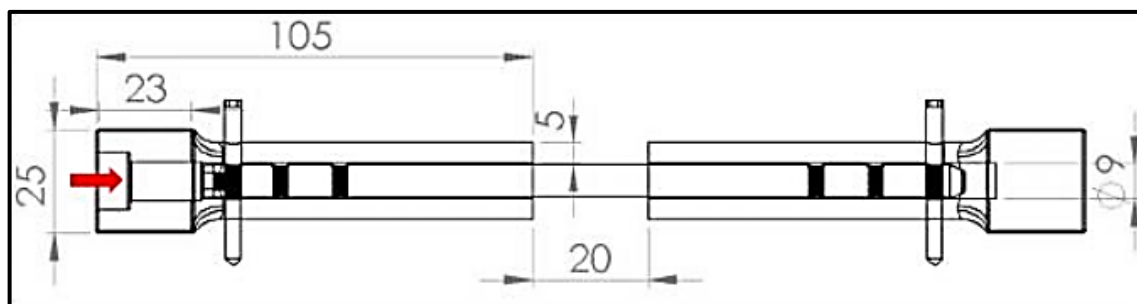


Figura 1: Desenho confeccionado pelo Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. Todas as medidas estão em mm. Protótipo com haste intramedular implantada e parafusos “bolts” bloqueados. Esquemáticas das dimensões e a distância de 20 mm preconizada para mimetizar uma fratura cominutiva. Seta vermelha: perfuração da amostra no fragmento proximal para permitir a inserção normógrada.

Esses blocos possibilitaram a padronização dos ensaios já que suas medidas eram coerentes com a máquina de ensaio mecânico que realizou os ensaios, permitindo encaixes precisos, sem a necessidade de componentes de adaptação. É importante salientar que tanto a parte cilíndrica do corpo de prova quanto o bloco de apoio da extremidade foram produzidos de forma única (peça única), compostos pelo mesmo material, sem nenhum sistema de encaixe, para que houvesse padronização de todas as amostras (Figura 2).

Durante os testes os corpos de prova foram fixados/bloqueados à haste por meio dos bloqueios (cada grupo teve uma disposição geométrica e número de parafusos “bolts”). O corpo de prova proximal bloqueado na porção proximal da haste, assim como a porção distal da haste no corpo de prova distal.

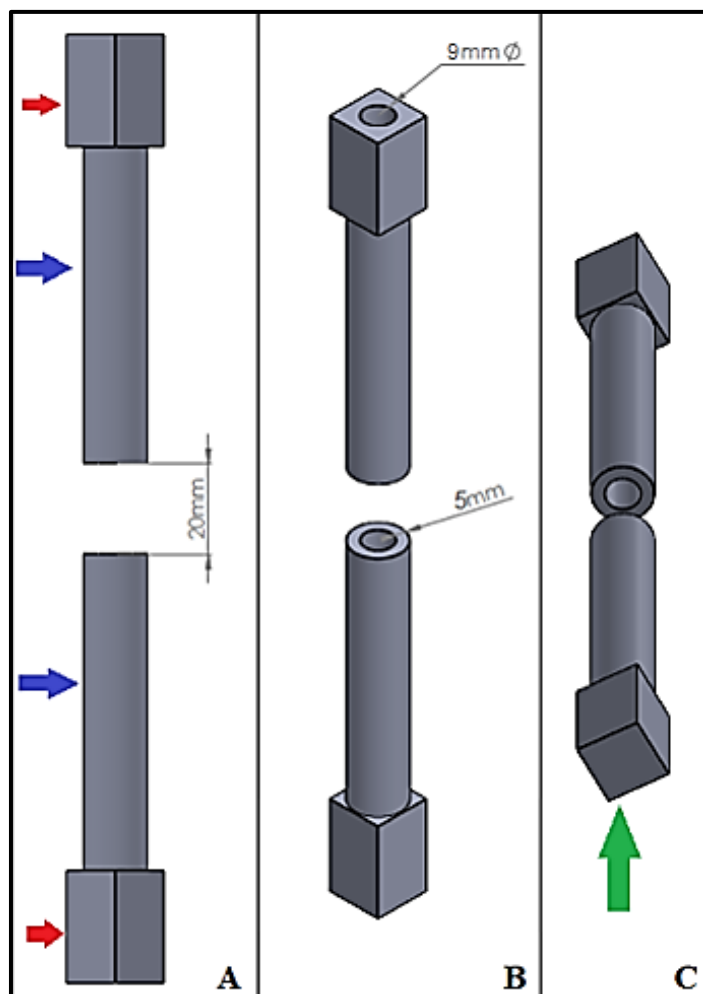


Figura 2: Desenhos esquemáticos do corpo de prova. **A)** Vista bidimensional do plano frontal do corpo de prova completo com apresentação do intervalo de 20 mm. Notar os blocos de apoio nas extremidades (setas vermelhas), e as partes cilíndricas que compõe o corpo (setas azuis). **B)** Vista 3D do plano frontal do corpo de prova. Notar a perfuração de 9 mm de diâmetro para a inserção da haste e a espessura da cortical da parte cilíndrica, estabelecida em 5 mm **C)** Vista tridimensional do corpo de prova evidenciando a superfície inferior do bloco distal desprovida de perfuração (seta verde).

6.2 Descrição do material (haste intramedular bloqueada)

O novo modelo de haste usado no experimento foi confeccionado em aço inoxidável, liga 316L, maciço, em formato cilíndrico, contemplava 6 orifícios rosqueados alinhados ao eixo axial sendo três orifícios distais e três proximais, com

comprimento total de 180 mm e 8 mm de diâmetro. Os orifícios possuíam roscas internas para bloqueio específico para esse sistema. A distância entre o primeiro e segundo orifícios proximais era de 11 mm e os demais de 14 mm (Figura 3A).

Os parafusos “bolts” (implantes de bloqueio) projetados para esse modelo de haste possuíam 40 mm de comprimento, foram manufaturados em aço inoxidável 316L e eram compostos por três porções diferentes. A primeira correspondia ao topo do parafuso e possuía orifício hexagonal que permitia o encaixa com a chave ortopédica de aperto. Externamente, essa primeira porção era lisa e uniforme, apresentava comprimento de 16 mm, diâmetro de 4 mm compatível com o escareador e ficava em íntimo contato com a cortical cis (primeira cortical do corpo de prova). A segunda porção, apresentava roscas que proporcionava o bloqueio deste implante com os orifícios rosqueados da haste intramedular, contemplava 8 mm de comprimento (diâmetro da haste), 3,9 mm de diâmetro de rosca a rosca e 3,5 mm de diâmetro da alma. A terceira porção, sem roscas, com comprimento de 16 mm e diâmetro de 3,5 mm que possibilitava a fixação à cortical trans (segunda cortical do corpo de prova) (Figura 3B). Os implantes foram manufaturados pela empresa Cão Médica – Materiais Cirúrgicos Veterinários – Campinas – SP.

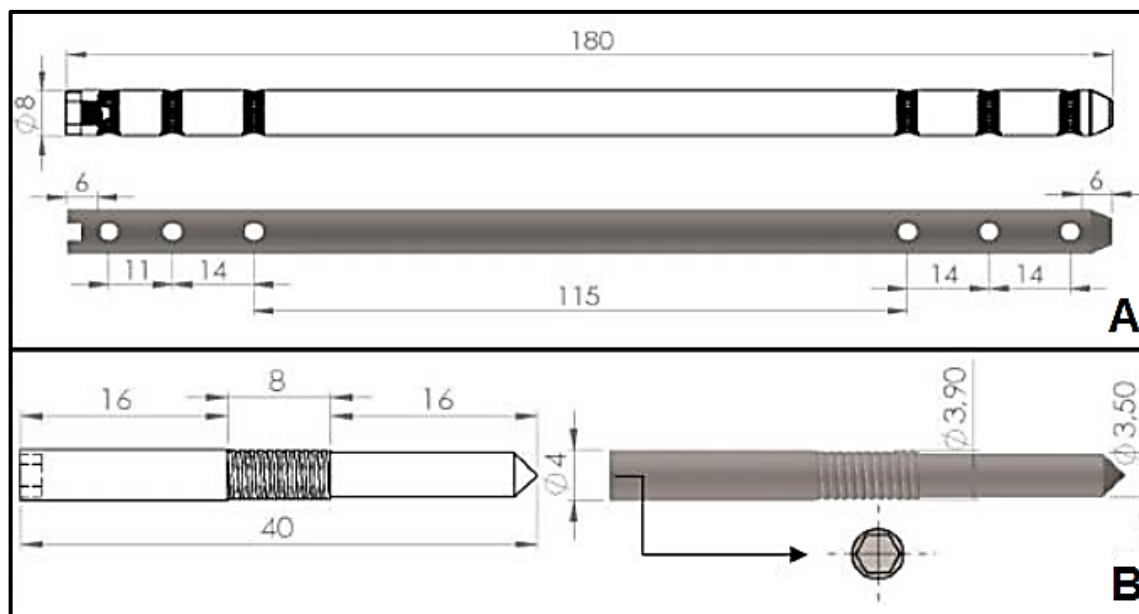


Figura 3: Desenhos manufaturados pelo Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. Todas as medidas estão em mm. **A:** dimensões da haste desenvolvida. **B:** parafuso “bolt” desenvolvido para esta haste com ampliação (seta preta) da cabeça hexagonal que permite o encaixe com a chave de bloqueio.

6.3 Técnica para implantação da haste intramedular bloqueada

Para a aplicação das hastes bloqueadas foi desenvolvido aparato especial denominada bancada gabarito, composta por base fixada horizontalmente, duas paredes verticais com percurso horizontal ajustável através da base e também de quatro morsas de posicionamento regulável (Figuras 4A e 4B).

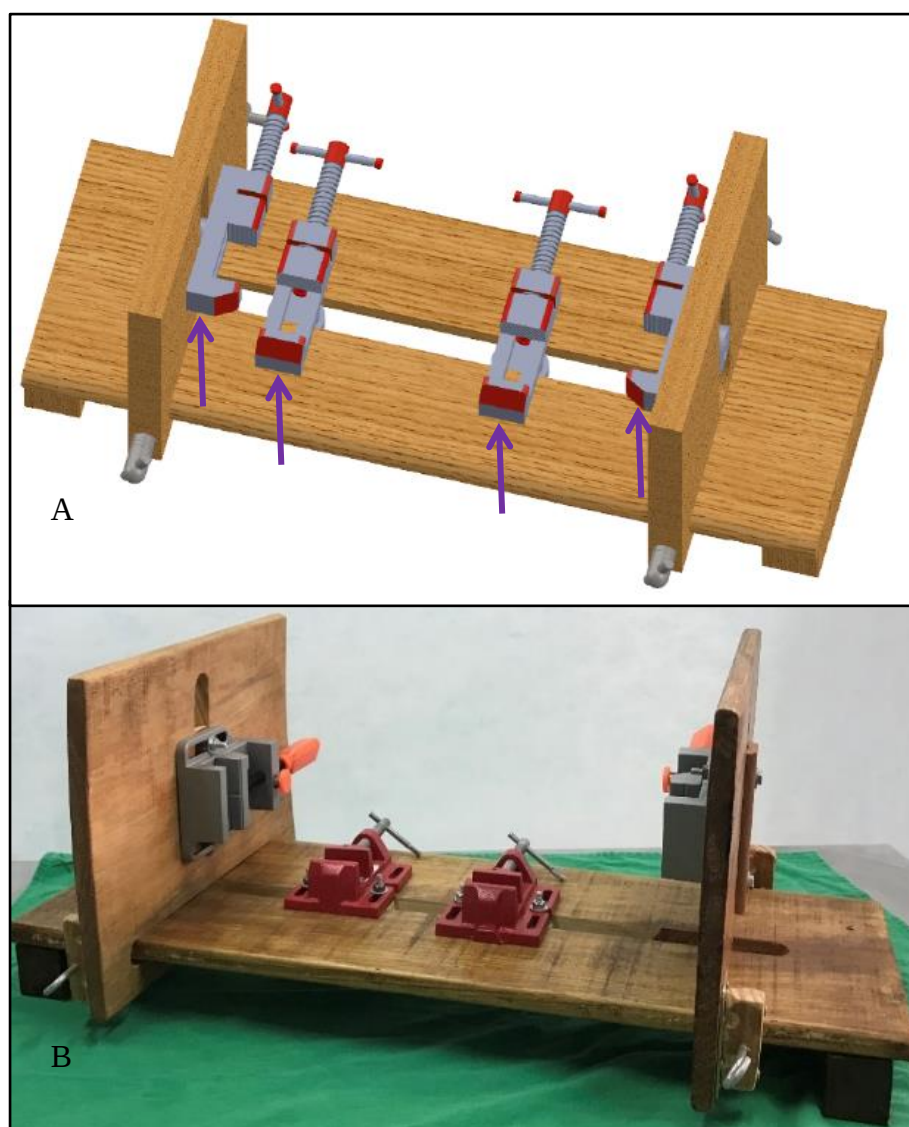


Figura 4: Bancada gabarito desenvolvida em Programa CAD SOLIDWORKS® 2016. **A:** bancada composta por quatro morsas (seta roxa) duas na base horizontal e duas nas paredes verticais. **B:** Vista frontal da bancada construída de madeira e morsas metálicas.

Foram colocadas duas morsas para apreensão do corpo de prova proximal e distal, mantendo distância de 20 mm para mimetizar a falha óssea por fratura cominutiva. A parede vertical da bancada serviu para estabilizar o sistema e promover a apreensão do guia de perfuração e gabarito para inserção da haste intramedular (Figura 5).

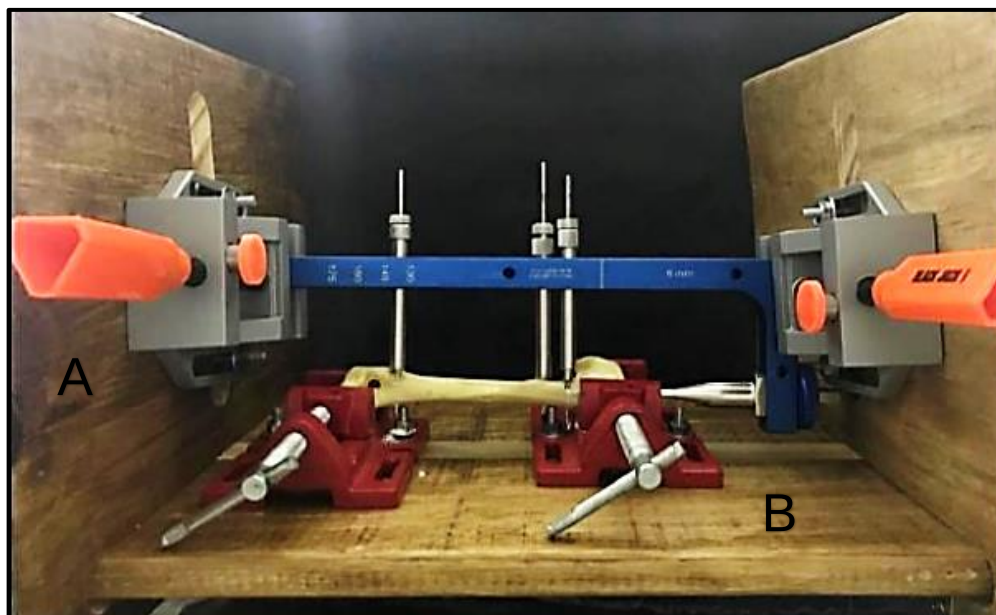


Figura 5: Imagem fotográfica exemplificando do uso da bancada gabarito para aplicação da haste intramedular. **A:** As paredes verticais em conjunto com as morsas estabilizam o sistema composto pelos guias de perfuração e gabarito. **B:** A base horizontal permite angulação estável para perfuração do corpo de prova ou osso.

A haste foi introduzida através do fragmento proximal. Em seguida, foi utilizado o conector guia-haste, denominado cachimbo, confeccionado com roscas em uma de suas extremidades para se acoplar à haste. Na extremidade oposta, o cachimbo possuía local apropriado para ser conectado à chave específica (aplicador), que auxiliou na inserção da haste no interior do corpo de prova. O cachimbo apresentava um ponto específico para que o guia de perfuração externo fosse conectado. Essa conexão ocorreu por meio de um parafuso conector e somente foi realizada após a retirada do aplicador, assim que a haste foi inserida no canal medular e ajustada a bancada gabarito. A primeira cortical (cis) foi perfurada com a broca de 4 mm de diâmetro. Os orifícios do guia de perfuração também possuíam roscas internas que promoviam o perfeito encaixe das luvas, por meio de rosqueamento, com o intuito de anular inclinações no ato da perfuração da primeira cortical (cis), que foi realizada pelo guia de broca, chamado de “pushpull”. Este instrumental transpassava a primeira perfuração realizada no corpo de prova e era rosqueado no orifício da haste, de forma similar ao que ocorre quando se usa o guia em uma placa bloqueada. Em seguida, na segunda cortical (trans) utilizou-se a

broca 3,5 mm, que era passada pelo interior do “pushpull”. Preconizou-se o bloqueio inicialmente dos orifícios proximais e posteriormente os distais. Em ato contínuo, removia-se o “pushpull” e o implante de bloqueio era alocado, bloqueando o sistema. O número de orifícios bloqueados dependeu da configuração de cada grupo estudado (Figuras 6A, 6B e 6C).

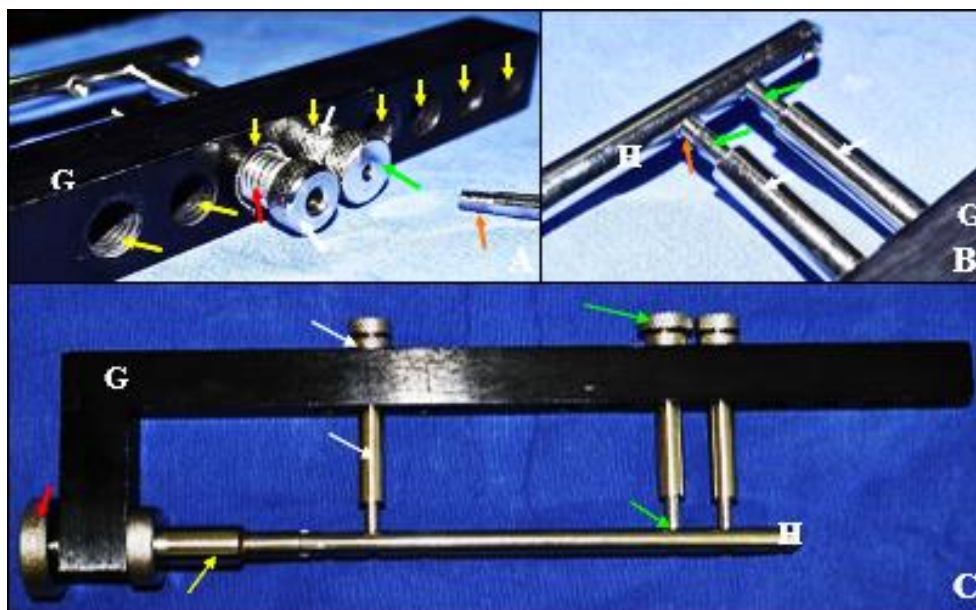


Figura 6: Imagens fotográficas do instrumental de implantação da nova haste intramedular bloqueada. **A:** As setas amarelas identificam as roscas internas dos orifícios de bloqueio da haste (H). Observa-se as roscas (seta vermelha) da luva (seta branca larga) sendo rosqueadas no orifício roscado (setas amarelas) do guia de perfuração (G). Observa-se também luva (seta branca fina) já rosqueada e “pushpull” (seta verde) introduzido na luva. A extremidade distal do “pushpull” é roscada (seta laranja) para perfeito bloqueio (temporário) na haste para perfuração da cortical trans. **B:** Detalhe dos “pushpull’s” (setas verdes) passados pelo interior das luvas (setas brancas), já rosqueados no guia de perfuração. A seta laranja ilustra as roscas do “pushpull” da esquerda ainda não rosqueado na haste. **C:** Vista lateral da haste conectada ao cachimbo (seta amarela). O parafuso conector (seta vermelha) prende o cachimbo/haste no guia de perfuração. As setas brancas ilustram uma das três camisas rosqueadas no guia de perfuração, e as verdes um dos três “pushpull’s” passados pelo interior das camisas e rosqueados na haste.

6.4 Configuração dos grupos

A haste intramedular apresentava 6 orifícios para o bloqueio dos parafusos, sendo assim, para facilitar o entendimento dos locais onde foram alocados na haste em cada grupo, eles 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 número 2 e assim sucessivamente até o orifício 6 no aspecto mais distal da haste (Figura 7). No total utilizou-se 35 conjuntos (corpos de prova, haste e parafusos “bolt’s”) e 5 Grupos, constituídos de 7 conjuntos cada.



Figura 7. Representação esquemática da haste intramedular e da numeração dos orifícios.

No Grupo1 foi posicionado apenas um parafuso por segmento, sendo colocado um parafuso no orifício1 e outro parafuso no orifício 6. (Figura 8A e 9A).

No Grupo 2 os parafusos “bolts” foram alocados nos orifícios 2 e 5 respectivamente, ou seja, um em cada segmento do corpo de prova (Figura 8B e 9B).

Para o Grupo 3 foram usados dois bloqueios por segmento, um no orifício 1 e outro no 3, e na porção distal os parafusos “bolts” foram alocados nos locais 4 e 6 (Figura 8C e 9C).

No Grupo 4, similarmente ao Grupo 2, foi utilizado também um parafuso “bolt” por segmento. No corpo de prova proximal foram alocados no orifício 3 e no distal no orifício 4 (Figura 8D e 9D).

No último, Grupo 5, todos os orifícios bloqueados da haste foram efetuados, ou seja, orifícios 1, 2, 3, 4, 5 e 6 (Figura 8E e 9E).

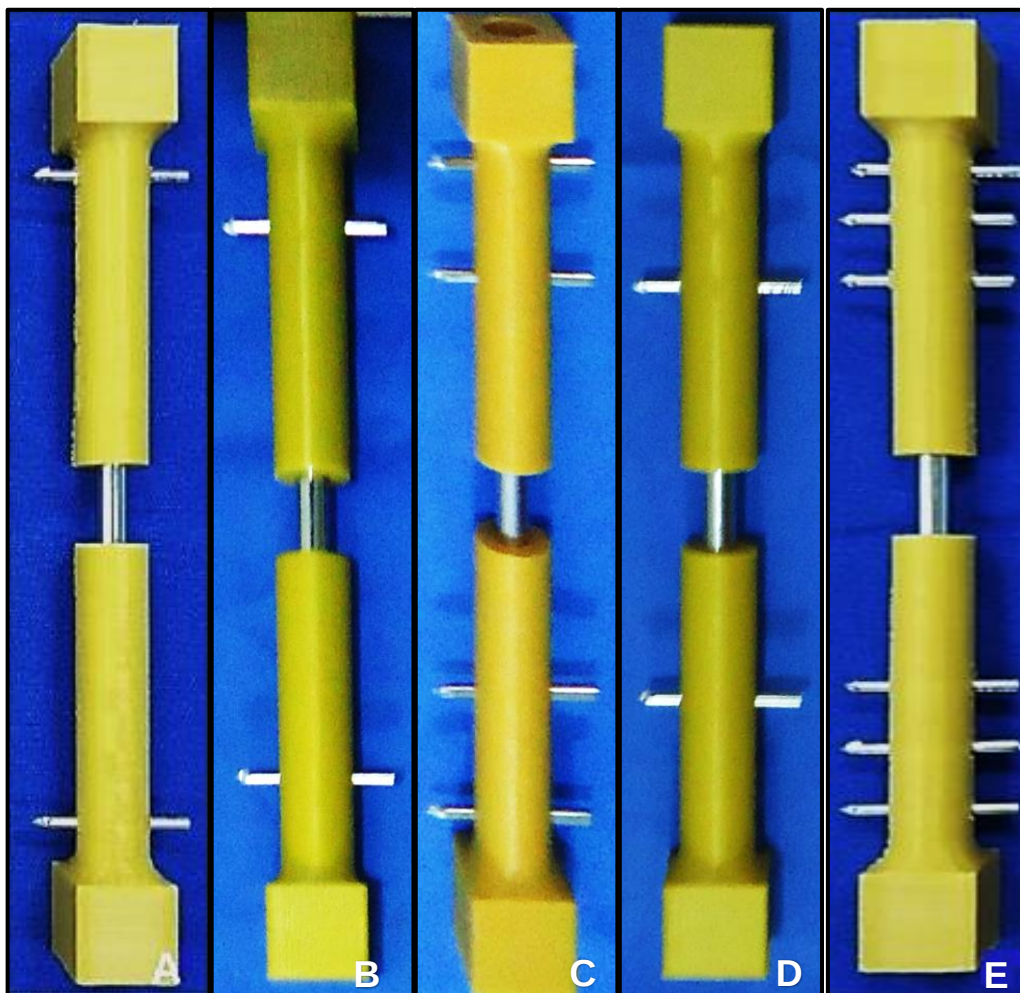


Figura 8: Distribuição dos grupos com as hastes implantadas. A: bloqueio dos orifícios 1 e 6 no grupo 1. B: inserção dos parafusos 2 e 5 no grupo 2. C: corresponde ao grupo 3 com implantação de parafusos “bolts” nos orifícios 1 e 3 no fragmento proximal e 4 e 6 no fragmento distal. D: parafusos bloqueados nos orifícios 3 e 4 do grupo 4. E: grupo 5 todos os parafusos bloqueados.

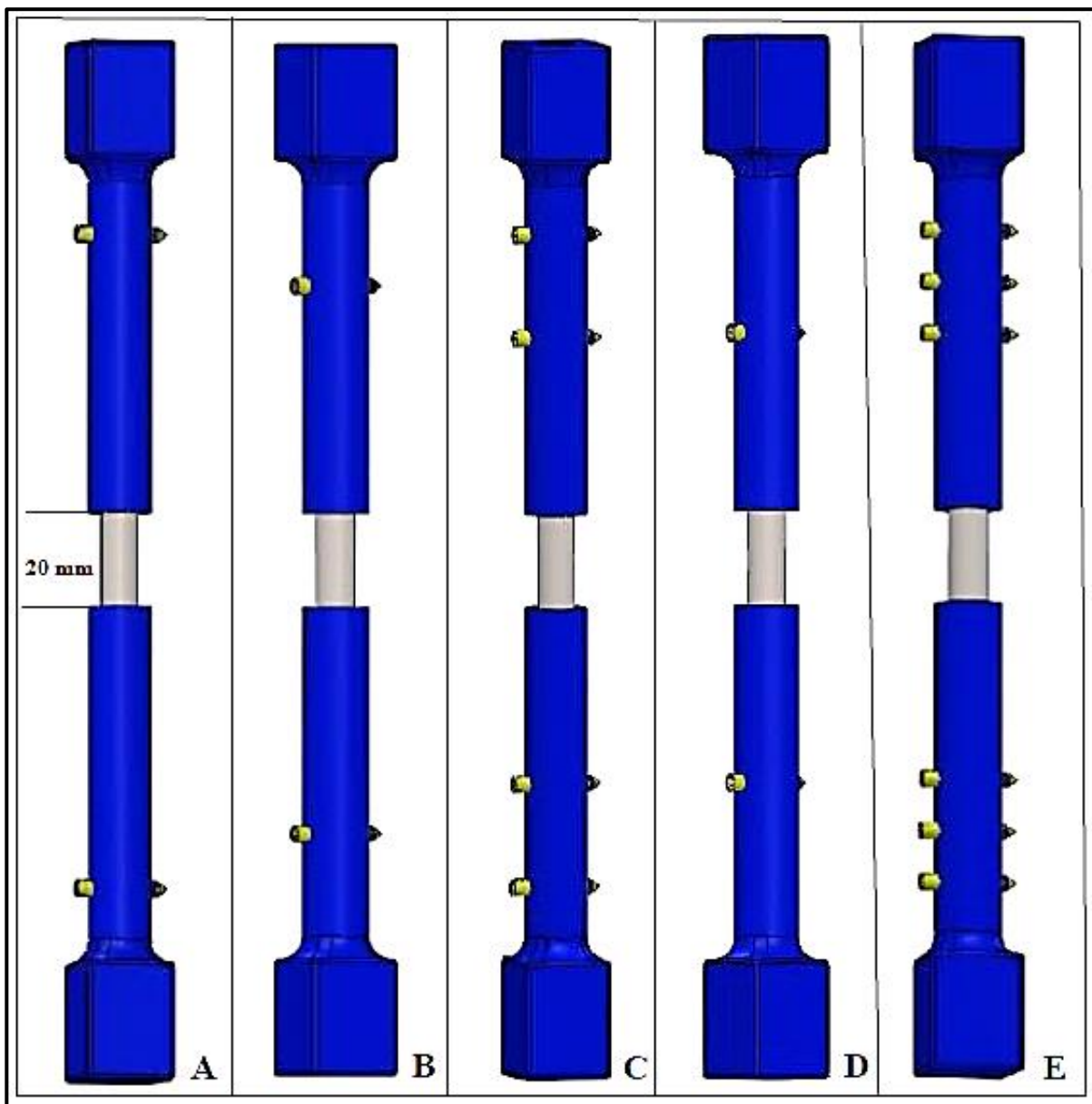


Figura 9: Representação gráfica (Imagens em 3D) dos cinco grupos que foram submetidos ao ensaio mecânico de compressão axial. Os corpos de provas estão enfatizados em azul, a haste está em cinza e os parafusos *bolts* estão destacados em amarelo. **A)** No Grupo 1 os bloqueios foram realizados no primeiro orifício da haste (corpo de prova proximal) e no último orifício da haste (corpo de prova distal), ou seja, nas numerações 1 e 6. **B)** Grupo 2 com os parafusos bloqueados alocados nos orifícios 2 e 5. **C)** Grupo 3 com os parafusos bloqueando os orifícios 1 e 3 no fragmento proximal e 4 e 6 no distal. **D)** Grupo 4 com os parafusos bloqueando o orifício 3 no fragmento proximal e 4 no distal. **E)** Grupo 5 com todos os 6 orifícios bloqueados.

6.5 Ensaaios mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Engenharia Civil da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) localizada em Uberlândia, MG, sob orientação e supervisão do Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

A estabilidade de cada corpo de prova foi avaliada mecanicamente por meio da força de compressão axial. Os ensaios de compressão axial foram realizados em máquina de ensaios universal Instron, modelo 5932, com célula de carga de 5 KN conectada ao computador com sistema de aquisição de dados. Os resultados foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo Software Bluehill® Universal.

Para o ensaio de compressão axial utilizou-se célula de carga com velocidade de ensaio de 5 mm/min na porção proximal do corpo de prova fixado ao braço móvel da máquina de ensaio universal. Todas as amostras foram colocadas verticalmente, a fim de mimetizar força compressiva em osso longo com fratura cominutiva. Um único ciclo foi aplicado até a falha do corpo de prova e/ou implante, nesse momento o teste era interrompido e registrado a carga máxima graficamente.

6.6 Análise Estatística

Os dados obtidos foram analisados entre os cinco grupos (G1, G2, G3, G4 e G5), resultando em sete repetições a cada combinação. Os testes foram realizados com auxílio do programa estatístico Statistix 10,0. Foi realizado uma análise descritiva, posteriormente análise da variância (ANOVA) e as médias comparadas pelo teste T de Student com nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

7 RESULTADOS

Os valores obtidos em newtons das cargas compressivas aplicadas nas 7 repetições dos 5 grupos estudados, juntamente com a carga máxima, média da força compressiva e o desvio padrão de cada grupo estão dispostos na Tabela 1 e representados graficamente na Figura 10.

Tabela 1. Valores, em newtons (N), das cargas compressivas aplicadas nos corpos de prova (CP), carga máxima, média e desvio padrão dos grupos testados.

Corpos de Prova (CP)	G1 (N)	G2 (N)	G3 (N)	G4 (N)	G5 (N)
CP-1	4213,86	5581,96	7308,02	4866,22	6202,27
CP-2	8227,65	5060,35	6969,20	5287,29	8778,19
CP-3	6092,00	4353,62	6163,26	4964,69	15071,92
CP-4	6130,22	5045,57	6560,07	5106,37	8129,73
CP-5	4695,78	4932,06	6336,48	5063,94	5977,27
CP-6	5708,33	4691,81	5923,38	4907,15	15329,27
CP-7	6467,97	4926,33	4992,29	5076,36	6453,71
Carga Máxima	8227,65	5581,96	7308,02	5287,29	15329,27
Média	5933,70	4941,70	6321,80	5038,90	9420,30
Desvio Padrão	±1300,80	±374,92	±752,80	±141,99	±4081,40

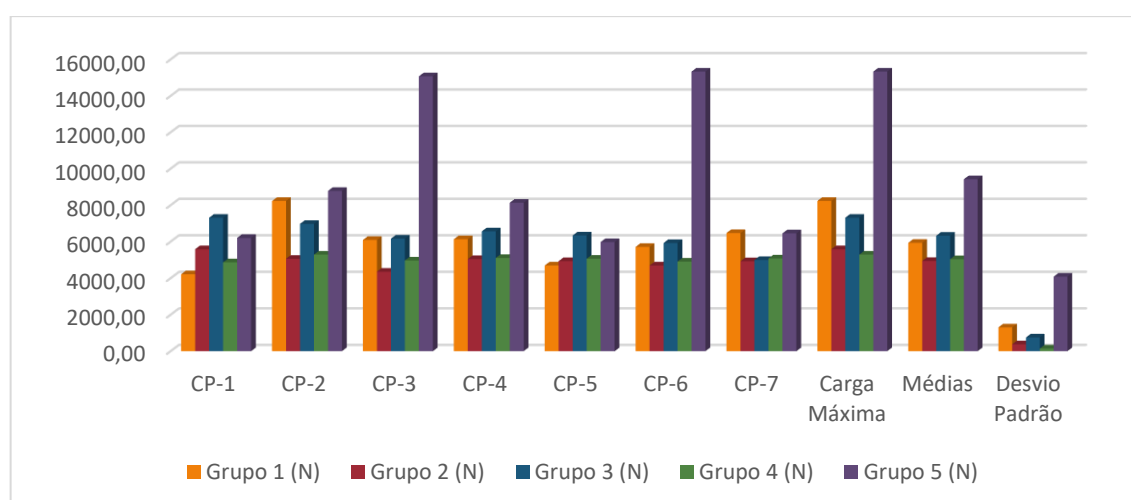


Figura 10. Representação gráfica das cargas compressivas aplicadas nos corpos de prova (CP), carga máxima, média e desvio padrão dos grupos testados.

Os valores médios comparados com o teste T de student ($p \leq 0,05$) demonstrou um resultado estatisticamente significativo em que o valor de p é igual a 0,0010. Ao analisar os valores médios constatamos equivalência nos valores entre os grupos G1, G2 e G4, grupos estes em que foram aplicados somente um parafuso em cada fragmento proximal e distal. Valor superior foi observado no G3 com inserção de 2 parafusos em cada fragmento. O maior valor da média de carga compressiva resultou no G5 sendo a repetição com todos os 6 orifícios preenchidos por parafusos.

Os corpos de prova foram fixados a máquina para o teste ser iniciado e, à medida que a força compressiva aumentava, foi visibilizado, em todas as amostras, primeiramente a falha do corpo de prova seja por deformação dos orifícios ou por quebra abrupta. Neste momento o teste foi interrompido e os dados registrados.

No G1 ocorreram as falhas mais importantes do implante por flexão dos parafusos “bolts” (Figura 11A). No G2 notou-se deformação dos orifícios proximais e distais sendo que nos primeiros ocorreu na porção cranial e os segundos na porção caudal. Em 2 repetições (28,6%) houve fissura do orifício 2 (Figuras 11B e 11B1).

Em todas as 7 repetições do G3 houve quebra e/ou fissura do fragmento proximal nos locais de inserção dos parafusos, além de discreta deformação em 3 amostras (42,9%) no orifício 4 e fissura em 1 amostra (14,3%) no orifício 6 (fragmento distal) (Figura 11C).

Com relação ao G4, assim como no G2 todas as repetições apresentaram deformação cranial no orifício 3 e deformação caudal no orifício 4 (Figura 11D). Apenas 1 amostra (14,3%) apresentou flexão do parafuso “bolt”.

A respeito do G5 houve falha abrupta do fragmento proximal em 4 amostras (57,1%) encerrando o teste precocemente (Figura 11E).

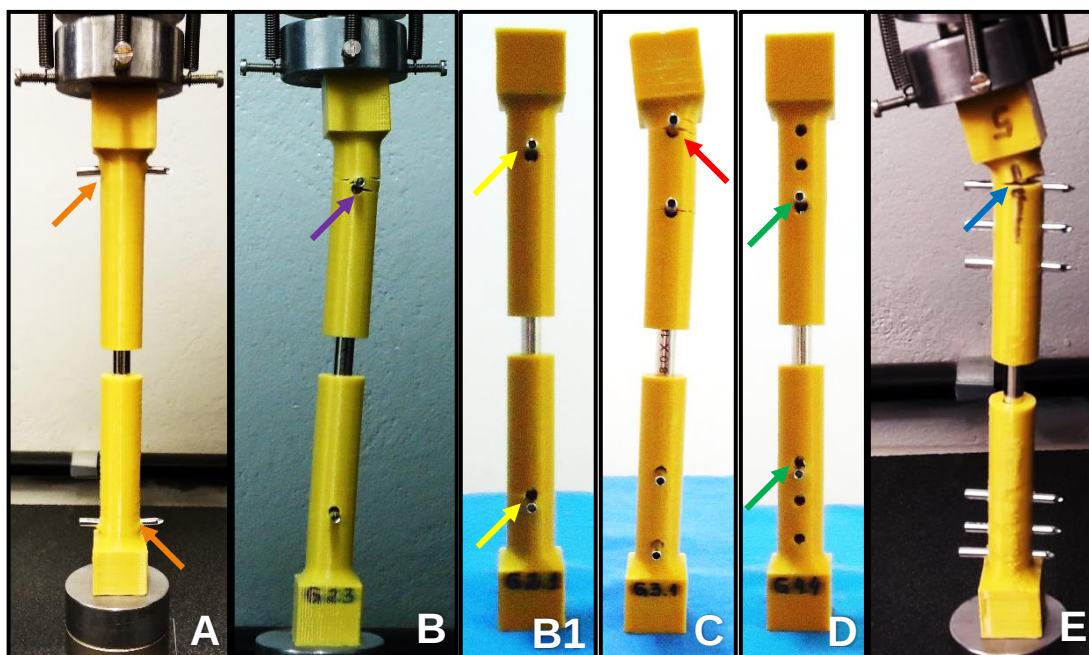


Figura 11: Representação das deformações plásticas sofridas pelos corpos de prova e/ou implantes nos diferentes grupos. **A (Grupo 1):** flexão dos parafusos “bolts” (setas laranja). **B e B1 (Grupo 2):** fissura (seta roxa) e deformação cranial e caudal dos orifícios (setas amarelas). **C (Grupo 3):** quebra ou fissura no fragmento proximal (seta vermelha). **D (Grupo 4):** deformação semelhante ao Grupo 2 (setas verdes). **E (Grupo 5):** falha abrupta do fragmento proximal (seta azul).

8 DISCUSSÃO

O número de parafusos para bloqueio é um fator questionável, alguns autores apontam que um implante de bloqueio em hastes intramedulares modificadas (bloqueio de ângulo estável) por fragmento ósseo fraturado é suficiente para contrapor as forças atuantes presentes no foco de fratura e propicia o ambiente favorável à consolidação (Freitas et al., 2013; Arican et al., 2017). Além disso, o sentido que esses implantes de bloqueio são inseridos na haste, promovem ou não interferência na resistência mecânica, desta forma, preconizou-se no presente estudo, o uso dos implantes de bloqueio no sentido transversal à haste (paralelos entre si) assim como preconizado por Kinast et al. (1990), para que pudéssemos esclarecer ao menos a quantidade de implantes de bloqueio quando utilizados de forma perpendicular à haste.

Visto que mimetizamos o ambiente de uma fratura cominutiva, as forças durante a aplicação da carga compressiva foram suportadas pelos constructos de todos os cinco grupos. No G1 houve flexão dos parafusos “bolts”, inseridos próximos da região mimetizando a metáfise óssea, sendo o grupo que apresentou a maior carga máxima suportada dentre os grupos com apenas um parafuso bloqueado por fragmento. Nos demais grupos as falhas visibilizadas ocorreram nos corpos de prova por deformação dos orifícios (G2 e G4), fissuras (G3) e quebra abrupta (G5), sem deformação macroscopicamente dos parafusos “bolts” evidenciando resistência das configurações e falência dos corpos de prova por cargas excessivas.

Dentre as médias resultantes, houve equivalência entre os grupos 1, 2 e 4 com apenas um parafuso “bolt” em cada fragmento, com ligeira superioridade no G1, o que nos leva acreditar ser o posicionamento ideal em termos de suporte da carga compressiva e localização para inserção do parafuso mais próximo a região compatível com região metafisária.

Ao analisarmos o suporte de carga, verificamos que todas as configurações propostas extrapolam daquilo verificado fisiologicamente, sendo assim, um cão de médio a grande porte, com aproximadamente 30kg, candidato estimado para utilização desta haste de 8 mm desenvolvida, gera 176 N em um dos seus membros

pélvicos durante o movimento (Von Pfiel et al., 2005). Ao compararmos com humanos, um indivíduo de 70 kg deposita no fêmur carga axial de 700 N (Heiney et al., 2009). Sendo assim, podemos dizer que a menor carga observada na primeira repetição do G1 com valor de 4213,86 é mais de 20 vezes o valor fisiológico e a haste desenvolvida teria capacidade para suportar as cargas axiais presentes no ambiente de fratura cominutiva irreduzível.

Justificando nossos resultados, segundo Aper (2003) há correlação com o diâmetro do modelo testado, força aplicada e a maneira como os implantes de bloqueio são empregados. Esse autor observou que os parafusos metafisários têm vida útil maior (maior vida em fadiga) ao ser aplicado carga cíclica excêntrica. Da mesma forma, Burns et al. (2011) constataram que os parafusos “bolts” metafisários foram superiores em resistência a fadiga nos testes de cargas axiais e de torção em relação aos parafusos diafisários convencionais. A localização do parafuso na região metafisária reduz as cargas aplicadas no osso esponjoso. Por outro lado, na região diafisária a carga é transferida diretamente do parafuso ao osso cortical, com maior concentração de estresse e risco aumentado de falha do material ósseo.

Os grupos G3 com inserção de 2 parafusos em cada fragmento e G5 com todos os 6 orifícios preenchidos por parafusos “bolts” obtiveram cargas médias e máximas maiores, no entanto, esses valores não são compatíveis com as cargas aplicadas pelo paciente *in vivo*. Desta forma, cremos que a configuração de bloqueio do G5 de acordo com as características geométricas dos implantes de bloqueio assim como da configuração de implantação submetida a cargas de compressão axial se mostrou demasiadamente rígida, provocando fissuras ou quebra abrupta no corpo de prova, o que clinicamente pode ser desvantajoso.

Optou-se pela inserção dos implantes de bloqueio no estudo em tela de maneira consoante ao proposto por Dejardin et al. (2020), ou seja, os “bolt’s” foram alocados de proximal para distal. Tal aspecto segundo esses autores é justificável, pois cria estrutura rígida (guia externo e haste) com a haste e preserva o alinhamento, minimizando os erros de bloqueio. Diferentemente, Schmaedecke et al. (2007) demonstrou ao estudar 30 fêmures cadavéricos, que mesmo realizando os bloqueios de distal para proximal a taxa de erro de bloqueio foi ausente. Ademais, no estudo em tela, ao promover na cortical cis orifício que permitia à inserção do

“pushpull” (rosqueado na haste) a perfuração da cortical trans foi realizada de forma padronizada e, em seguida, a alocação do “bolt” era realizada de forma visual, culminando na ausência de erros de bloqueio em todos os grupos estudados.

A fim de padronizar e minimizar a dificuldade em padronizar amostras cadavéricas para testes biomecânicos quanto as anormalidades patológicas, dimensões, método de conservação que preserve a composição da matéria óssea e avaliação da qualidade óssea citados por Cristofolini et al. (1996) e Cristofolini e Viceconti (2000), minimizando possíveis interferências das amostras e permitindo otimizar a padronização do teste executado optou-se nesse estudo pela utilização de corpos de prova prototipados manufaturados em PLA e impressos por impressora 3D.

A escolha do uso do PLA para manufaturar os corpos de prova baseou-se no seu módulo de elasticidade (em torno de 6 GPa), que é semelhante ao osso cortical humano (10 a 30 GPa). Ademais, apresenta alta capacidade de absorção e mecanismo análogo ao osso natural o que torna promissor seu uso como substituto ao osso natural (Majola et al., 1992; Hoffmeister et al., 2000; Takamatsu et al., 2006; Alves et al 2010; Furmanski; Chakravartula, 2011). Optou-se pela cor amarela corroborando os achados de Pereira et al. (2016) que relataram que com a adição de pigmento desta coloração ao PLA, observou-se aumento de 30% na rigidez do material e a tensão e a deformação de ruptura diminuiram consequentemente.

Mesmo padronizando os corpos de prova com a utilização do PLA, verificou-se que dentro de um mesmo grupo, valores muito distintos entre as cargas compressivas aplicadas nas sete repetições, o que gerou desvios padrões superiores entre os grupos G1 e G5. Essa ocorrência nos fez acreditar na possibilidade de variações durante a deposição dos filamentos de PLA. Achados semelhantes foram descritos por Pereira et al. (2016), mesmo assim a impressão 3D apresentou o melhor comportamento mecânico.

A aplicação de modelos CAD e programas Solidworks® para impressão 3D como utilizados por Fernandes et al. (2015) e Oxley (2018) têm sido de grande valor para diversas finalidades como planejamento cirúrgico, realização de testes biomecânicos e até fabricação de guias em substituição à fluoroscopia e foi fundamental para realização deste estudo.

Segundo Karaarslan et al. (2015) em fraturas cominutivas, a transferência de cargas é feita pelos parafusos, o que torna o ambiente desafiador entre a duração do implante (patência) e o tempo para consolidação óssea. Esses autores compararam o uso de hastes intramedulares bloqueadas com parafusos roscados de 5 mm ou lisos de titânio e aço inoxidável em modelo ósseo com diâmetro compatível para mimetizar aplicação em osso metafisário e concluíram que parafusos de titânio foram 46,5% menos resistentes a flexão durante teste de compressão comparados com parafusos de aço. Da mesma forma, Hou et al. (2002) comparando os mesmos implantes demonstraram que os implantes de titânio foram menos resistentes a fadiga. Corroborando a literatura, preconizou-se no estudo em tela a manufatura dos implantes em aço inoxidável 316L.

Os erros de bloqueio são complicação comum na técnica de haste intramedular bloqueada, principalmente ocasionados segundo Duhautois (2003); Burns et al. (2011); Brückner (2016) e Arican et al. (2017) pelo inadequado alinhamento da haste com o guia de perfuração externo, desta forma, optou-se por utilizar instrumental (Bancada gabarito), proposta por Lucena et al. (2019), para minimizar tal problemática, resultando em perfeito bloqueio de todos os corpos de prova deste estudo em tela.

O desenvolvimento deste modelo de haste e implantação corrobora os achados de Endo et al. (1998), Piemattei et al. (2009) e Brückner (2016) ao citarem que a fluoroscopia é fator limitante para difusão e melhores taxas de bloqueio da haste intramedular bloqueada na medicina veterinária.

Para ampliar a versatilidade do dispositivo, no estudo em tela, o primeiro e segundo orifícios na porção proximal da haste foram separados por 11 mm e os demais por 14 mm. O espaçamento menor foi idealizado por ser mais adequado no tratamento de fraturas metafisárias quando houver limitado estoque ósseo. Ademais, corroborando com os resultados de Dejardin et al. (2020), propôs na haste utilizada neste estudo orifícios rosqueados que coincidissem com as roscas centrais do implante de bloqueio, permitindo o bloqueio com ângulo estável entre o parafuso “bolt” e a haste.

A escolha do diâmetro da haste está relacionada ao canal medular ou ao peso do paciente. Endo et al. (1998) referenciou haste de 4 mm com um parafuso

em cada extremidade para animais menores do que 4 kg de massa corpórea e haste de 6 mm com dois parafusos em cada extremidade para animais peso inferior a 15 kg. Outros autores recomendam a escolha da haste com maior diâmetro possível no istmo da fratura (Roe, 2005; Schmaedecke, 2007; Dejardin et al., 2020). A haste desenvolvida com 8 mm de diâmetro foi dimensionada para o uso de um paciente canino de médio a grande porte como referenciado pela literatura.

Partindo do princípio mecânico de que áreas de transição geométrica de um implante são pontos de maior fragilidade e resistem menos a forças mecânicas, principalmente a flexão, e que o momento de inércia de área de estruturas cilíndricas está diretamente relacionado ao diâmetro, optou-se por manufaturar o “bolt” de bloqueio que mesmo tendo três porções distintas, tinham proporções de diâmetro muito próximas entre si.

Desta forma, o “bolt” não contendo roscas nas porções em contato com o corpo de prova (mimetizando o osso) apresentou frente à força de compressão axial do ensaio mecânico, incremento na resistência (força de flexão uma vez que por estarem bloqueando a haste no sentido perpendicular a esta sofrem carga de flexão) corroborando os achados de Hou et al. (2002) que encontraram aumento de 10 a 100 vezes na resistência a fadiga e conseqüentemente, na vida útil dos implantes, sem a necessidade de aumentar o diâmetro dos parafusos.

Os resultados obtidos no estudo em tela auxiliarão na tomada de decisão quanto a quantidade e localização de implantes de bloqueio em haste intramedular bloqueada de ângulo fixo, inseridos de forma perpendicular a haste, frente à força de compressão axial, visto que a função desses implantes de bloqueio é neutralizar as forças axiais e rotacionais presentes na fratura.

As hipóteses previamente realizadas ao estudo foram confirmadas relacionadas ao corpo de prova frente ao teste de compressão axial e quanto ao número de parafusos “bolts” contemplados em cada fragmento.

9 CONCLUSÕES

Todas as cinco configurações de bloqueio propostas em ângulo fixo se mostraram estáveis para cargas fisiológicas frente a força axial.

Os implantes de bloqueios suportaram cargas compressivas excessivas sem deformação macroscópica relevante.

A configuração de um parafuso “bolt” por fragmento, alocados em localização compatível com região metafisária nos parece ser o ideal em termos de suporte de carga compressiva.

10 REFERÊNCIAS¹

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. **Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.** 62:1367-1374.

Aper RL, Litsky MS, 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.

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

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

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

Cardozo RT, Silva LG, Bragante LA, Rocha MA (2013) Tratamento das fraturas diafisárias da tíbia com fixador externo comparado com haste intramedular bloqueada. **Ver Bras Ortop** 48:137-144.

Cristofolini L, Viceconti M (2000) Mechanical validation of whole bone composite tibia models. **Journal of Biomechanics** 33:279-288.

Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A (1996) Mechanical validation of whole bone composite femur models. **J. Biomechanics** 2:525-543.

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.

¹ NORMAS PARA ELABORAÇÃO DE DISSERTAÇÃO E TESE DOS PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DA FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP, CÂMPUS DE JABOTICABAL. Disponível em: <<https://www.fcav.unesp.br/Home/posgraduacao/Programas/cirurgiavet/dissertacao-tese-2018.pdf>>

Dejardin 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.

Dejardin LM, Guiot LP, Pfeil DJF (2012) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinics Small Animal** 42:935-962.

Déjardin LM, Perry KL, von Pfeil DJF, Guiot LP (2020) Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. **Vet Clin Small Anim** 50:67–100.

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

Endo K, Nakamura K, Maeda H, Matsushita T (1998) Interlocking intramedullary nail method for the treatment of femoral and tibial fractures in cats and small dogs **J. Vet. Med. Sci** 60:119-122.

Fernandes MGA, Fonseca EMM, Barbosa MP, Natal RM (2015) Análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur (tipo B) utilizando uma haste intramedular. **Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica** 19:41-48.

Freitas SH, Dória RGS, Minto BW, De Nardi AB, Melo MM, Camargo IMC, Santos MD, Shimano AC, Ambrósio CE (2013) Haste intramedular modificada no tratamento de fratura diafisária de fêmur em cão – relato de caso. **Rev. Bras. Med. Vet.** 35:323-328.

Furmanski J, Chakravartula A (2011) Mechanical behavior of structural tissues. In: Pruitt LA, Chakravartula AM **Mechanics of biomaterials fundamental principles for implant design**. New York:Cambridge University Press, p.129-163 .

Gatineau M, Planté J (2010) Ulnar interlocking intramedullary nail stabilization of a proximal radio-ulnar fracture in a dog. **Veterinary Surgery** 39:1025-1029.

Griffon DJ (2005) Fracture healing. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, p. 73-80.

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. **Can Vet J** 35:333-334.

Heiney JP, Barnett MD, Vrabec GA, Schoenfeld AJ, Baji A, Njus GO (2009) 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** 66:443-9.

Hoffmeister BK, Smith SR, Handley SM, Rho JY (2000) Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone. **Med. Biol. Eng. Comput.** 38:333-338.

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

Hou SM, Wang JL, Lin J (2002) Mechanical strength, fatigue life, and failure analysis of two prototypes and five conventional tibial locking screws. **Journal of Orthopaedic Trauma** 16:701–708.

Houlton JEF, Dunning D (2005) Perioperative patient management. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, p. 11-12.

Hulse D (2012) MIPO Techniques for the humerus in small animals. **Vet Clin Small Anim** 42:975–982.

Johnson AL, Dunning D (2005) General principles for diaphyseal fractures. In: _____. **Atlas of orthopedic surgical procedures of the dog and cat**. Philadelphia: Elsevier Saunders, p. 118-133.

Johnson AL, Hulse DA (2005) Fundamentos da cirurgia ortopédica e tratamento de fraturas. In: Fossum TW **Cirurgia de pequenos animais**. São Paulo: Rocca, p. 876-981.

Karaarslan AA, Karakaşlı A, Aycan 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.

Kinast C, Frigg R, Perren SM (1990) Biomechanics of the interlocking nail a study of the proximal interlock. **Arch Orthop Trauma Surg** 109:197-204.

Koch D (2005) Screws and plates. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, p. 26-47.

Kubacki MR, Verioti CA, Patel SD, Garlock AN, Fernandez D, Atkinson PJ (2014) Angle stable nails provide improved healing for a complex fracture model in the femur. **Clinical Orthopaedics and Related Research** 472:1300-1309.

Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, Ting D, Haut RC (2007) In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. **Veterinary Surgery** 36:368-377.

Latorre R (2012) Abordagem da porção proximal da diáfise do úmero. In:_____. **Atlas de ortopedia em cães e gatos**. São Paulo: MedVet, p. 32-34.

Latorre R (2012) Abordagem do trocanter maior e da região subtrocanterica do fêmur. In:_____. **Atlas de ortopedia em cães e gatos**. São Paulo: MedVet, p. 184-185.

Latorre R (2012) Abordagem da porção proximal da tíbia por uma incisão medial. In:_____. **Atlas de ortopedia em cães e gatos**. São Paulo: MedVet, p. 214-217.

Lucena DVF, Malta CADS, Dias LGGG, Minto BW (2019) Description of a Novel Veterinary Biplanar Interlocking Nail System. **Vet Comp Orthop Traumatol** 32:13-24.

Majola A, Vainionpää S, Vihtonen K, Vasenius J, Törmäiä P, Rokkanen P (1992) Intramedullary fixation of cortical bone osteotomies with self-reinforced polylactic rods in rabbits. **International Orthopaedics (SICOT)** 16:101-108.

Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom 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** 1–9.

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

Pereira HG, Rodrigues Jr. LF, Volkmer TM, Pupim VM, Luz FF (2016) Comportamento mecânico do poli (ácido láctico) com diferentes pigmentações para a impressão 3D de componentes para aplicação em próteses e órteses. In: 22º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS, **Congresso...** Natal: CBECiMat, p. 8445-8454.

Perren SM (2002) Evolution of the internal fixation of long bone fractures. **J Bone Joint Surg** 84:1093-1110.

Piemattei DL, Flo GL, DeCamp CE (2009) Fraturas: classificação, diagnóstico e tratamento. In:_____. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. Barueri: Manole, p. 116-117.

Piemattei DL, Flo GL, DeCamp CE (2009) Fraturas: classificação, diagnóstico e tratamento. In:_____. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. Barueri: Manole, p. 610-611.

Piemattei DL, Flo GL, DeCamp CE (2009) Fraturas: classificação, diagnóstico e tratamento. In:_____. **Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais**. Barueri: Manole, p. 718-723.

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

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

Roe SC (2005) External fixators, pins, nails and wires. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R **AO principles of fracture management in the dog and cat**. New York: Thieme, p. 58-61.

Schmaedecke, A (2007) **Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação às forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo in vitro**. 143f. Tese (Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária) – Usp, São Paulo.

Schmaedecke A, Ferraz VCM, Ferrigno CRA (2005) Aplicabilidade e exequibilidade da técnica de interlocking nail como tratamento de fraturas diafisárias de fêmur em cães. **Rev. Educ. Contin. CRMV-SP São Paulo** 8:19-25.

Takamatsu H, Miyazaki T, Ishida E, Ashozuka M, Abe H (2006) Mechanical properties of β -tricalcium phosphate/polylactic acid composites prepared through ball-milling. **Journal of the Ceramic Society of Japan** 114:332-335.

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

Witte PG, Scott HW (2011) Treatment of lateral patellar luxation in a dog by femoral opening wedge osteotomy using an interlocking nail. **Veterinary Record** 168:1-3.

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

11 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo foi realizado *in vitro* e requer continuidade para avaliar se as deformações ocorridas no corpo de prova manufaturado em PLA são condizentes na avaliação *in vivo*.

Outro fator importante a ser discutido com esses resultados preliminares é a execução de apenas o teste de compressão axial. Outras forças envolvidas na biomecânica do movimento como flexão e torção, deverão ser, posteriormente, aplicadas com o intuito de embasar as cargas suportadas pelo implante durante o processo de consolidação óssea.

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

12 RELEVÂNCIA CLÍNICA

A haste intramedular bloqueada é amplamente difundida na medicina humana devido a versatilidade do implante na estabilização de diversas fraturas. Levando isso em consideração, é importante otimizar sua aplicação na medicina veterinária, desenvolvendo sistemas mais estáveis. Para isso, é fundamental determinar se a quantidade e a posição dos parafusos por fragmento ósseo interferem na resistência do implante em contrapor as forças da fratura.

Diversos estudos realizados durante a evolução das placas ósseas servem de parâmetro para explorar as hastes intramedulares bloqueadas e inúmeras comparações realizadas demonstram superioridade nesta última.

13 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O planejamento com modelos em CAD para posterior impressão 3D dos corpos de prova em PLA foram de grande valia para padronização deste estudo e confiabilidade nos valores resultantes devido à compatibilidade do material sintético ao osso cortical.

As hastes intramedulares bloqueadas em aço inoxidável assim como os parafusos “bolts” são implantes promissores e demonstraram estabilidade ao suportar cargas máximas nos testes de compressão axial.

Os valores obtidos são superiores aos encontrados *in vivo*, isso demonstra a estabilidade do implante desenvolvido frente ao teste proposto. Isso significa que mesmo com valores de cargas máximas inferiores o suporte de carga compressiva foi satisfatório. Outras cargas e testes aplicados poderão confirmar os achados obtidos até o momento.

APÊNDICES

APÊNDICE A – ARTIGO

Normas do periódico “Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology (VCOT) (Apêndice B)

RESUMO

Objetivos: Avaliar biomecanicamente (teste de compressão axial) diferentes posicionamentos e quantidades de parafusos bolts bloqueados a novo modelo de haste intramedular em simulação à fratura diafisária cominutiva complexa na diáfise média, em corpos de prova padronizados.

Desenho do estudo: Os corpos de prova tiveram apoio na extremidade para a preensão na máquina de ensaio e foram fabricados com ácido polilático por impressora 3D. A haste desenvolvida apresentava 6 orifícios, com roscas internas, sendo 3 em cada extremidade (proximal e distal). Um aparato específico (bancada) foi desenvolvido para padronização, inserção da haste intramedular e bloqueios nos corpos de prova. Foram utilizadas 35 amostras divididas em 5 grupos (G1, G2, G3, G4 e G5). No G1 a haste foi bloqueada nos orifícios 1 e 6. Em G2 o bloqueio ocorreu nos orifícios 2 proximal e 5 distal. No G3 obtiveram bloqueio os orifícios 1 e 3 (proximal) e orifícios 4 e 6 (distal). No G4 bloqueados os orifícios 3 proximal e 4 distal. Já no G5 todos os orifícios foram bloqueados por parafusos bolts.

Resultados: As médias foram comparadas com teste t de Student com nível de significância de 5% e resultado estatisticamente significativo ($p=0,0010$). Houve equivalência nos valores médios dos grupos G1 (5933,70), G2 (4941,70) e G4 (5038,90). Superioridade observada no G3 (6321,80) e o maior valor encontrado no

G5 (9420,30). Todas as configurações mostraram-se estáveis frente a força axial com suporte de cargas compressivas excessivas sem deformação macroscópica relevante dos implantes de bloqueio. A configuração do G1 parece ser o ideal neste estudo.

Palavras-chave: parafusos, cominutiva, compressão, diáfise, testes biomecânicos

INTRODUÇÃO

As hastes intramedulares bloqueadas são implantes amplamente difundidos na medicina humana. Os pinos são inseridos e travados por parafusos bloqueados nos fragmentos proximais e distais da fratura. Nesse sistema, os parafusos bloqueados proporcionam estabilidade às forças axiais e rotacionais enquanto o pino intramedular preserva o comprimento ósseo, resiste ao encurvamento devido seu diâmetro e localização no eixo central do osso. São utilizados na ortopedia veterinária, principalmente, em fraturas diafisárias umerais, femorais e tibiais tanto em cães como em gatos (1, 2, 3). O uso desse dispositivo requer um ponto de entrada não articular, em virtude disso é método contraindicado para fraturas no rádio (5, 6).

O reparo de fraturas diafisárias de ossos longos com haste intramedular bloqueada possui a vantagem de abordagem biológica sem a reconstrução anatômica dos fragmentos (7). As vantagens do implante se devem a preservação dos tecidos moles adjacentes e do hematoma da fratura juntamente com a rigidez do implante que, por sua vez, contribui para a biomecânica, diminuindo a deformação interfragmentária (strain) devido a micro movimentação dos fragmentos ser distribuída em maior área (8).

No entanto, as desvantagens ainda existem e incluem instrumentação específica, tamanho e configurações diversas de hastes compatíveis com o tamanho do paciente, necessidade de fluoroscopia, e ainda, incompatibilidade dos sistemas em relação aos dispositivos de bloqueio com o orifício da haste que permite folga resultando em instabilidade de movimento (slack). Por isso, nova haste intramedular bloqueada foi desenvolvida com a hipótese de angulação estável para favorecer a biomecânica e consolidação óssea (7, 9).

Existe a possibilidade de alterar o método de fixação das hastes bloqueadas intramedulares mudando o número de parafusos inseridos, no entanto, estudos têm demonstrado que a aplicação de dois parafusos proximais e um parafuso distal ser incapaz de sustentar as construções de fraturas femorais distais quando comparada a inserção de dois parafusos proximais e dois parafusos distais (10)

O conceito de estabilidade angular vem ganhando maior credibilidade para as construções demonstrando superioridade tanto em compressão axial como em torção extrema, possibilitando assim menor taxa de não união e deformidade angular (11). Além disso, foi testado o comportamento de parafusos convencionais e bolts de hastes bloqueadas intramedulares sobre cargas de complacência, deformação e folga durante flexão e torção com resultado similar ao bloqueio oriundo das placas ósseas e parafusos bolts (12).

Diversos estudos têm demonstrado a eficácia na utilização de modelos ósseos sintéticos em substituição ao uso de peças cadavéricas, a fim de realizar testes biomecânicos, com diferentes propósitos, tanto para avaliar implantes como corpos de prova que são similares ao comportamento ósseo cortical e também para a confecção de biomateriais (13, 14, 15, 16, 17, 18).

Este estudo teve por objetivo avaliar, por meio de ensaio biomecânico, com única força de compressão axial, cinco diferentes quantidades e posicionamentos de parafusos bolts para bloqueio de hastes intramedulares, utilizando corpos de prova prototipados, mimetizando fratura cominutiva na diáfise média.

MATERIAL E MÉTODOS

O projeto foi submetido à comissão de ética no uso de animais (CEUA) da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias (FCAV) da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob o protocolo nº 008538/18.

Descrição do material (corpos de provas)

Os corpos de provas foram projetados em programa computacional específico (CAD - SOLIDWORKS® 2016), e impressos com o auxílio de impressora 3D de extrusão, confeccionados em ácido polilático (PLA - pela empresa Vetcraft impressões 3D, Descalvado – SP).

Os corpos de prova foram separados por intervalo de 20 mm que simulará uma fratura cominutiva. Foram fabricados em tamanho padronizado de 105 mm de comprimento, por 19 mm de diâmetro externo, com 5 mm de espessura de cortical e o fragmento proximal era internamente vazado, possuindo 9 mm de diâmetro permitindo a passagem da haste. Em uma das extremidades dos corpos de provas foi confeccionado um bloco de apoio, possuindo 25 mm de comprimento, 25 mm de

largura e 23 mm de altura. Vale ressaltar que foram utilizados dois corpos de prova para cada haste, mimetizando fragmento ósseo proximal e distal (Figura 1).

Esses blocos possibilitaram a padronização dos ensaios já que suas medidas eram coerentes com a máquina de ensaio mecânico que realizou os ensaios, permitindo encaixes precisos, sem a necessidade de componentes de adaptação. É importante salientar que tanto a parte cilíndrica do corpo de prova quanto o bloco de apoio da extremidade foram produzidos de forma única (peça única), compostos pelo mesmo material, sem nenhum sistema de encaixe, para que houvesse padronização de todas as amostras (Figura 2).

Durante os testes os corpos de prova foram fixados/bloqueados à haste por meio dos bloqueios (cada grupo teve uma disposição geométrica e número de parafusos bolts). O corpo de prova proximal bloqueado na porção proximal da haste, assim como a porção distal da haste no corpo de prova distal.

Descrição do material (haste intramedular bloqueada)

O novo modelo de haste usado no experimento foi confeccionado em aço inoxidável, liga 316L, maciço, em formato cilíndrico, contemplava 6 orifícios rosqueados alinhados ao eixo axial sendo três orifícios distais e três proximais, com comprimento total de 180 mm e 8 mm de diâmetro (manufaturados pela empresa Cão Médica – Materiais Cirúrgicos Veterinários – Campinas – SP). Os orifícios possuíam roscas internas para bloqueio específico para esse sistema. A distância entre o primeiro e segundo orifícios proximais era de 11 mm e os demais de 14 mm (Figura 3A).

Os parafusos bolts (implantes de bloqueio) projetados para esse modelo de haste possuíam 40 mm de comprimento, foram manufaturados em aço inoxidável 316L e eram compostos por três porções diferentes. A primeira correspondia ao topo do parafuso e possuía orifício hexagonal que permitia o encaixa com a chave ortopédica de aperto. Externamente, essa primeira porção era lisa e uniforme, apresentava comprimento de 16 mm, diâmetro de 4 mm compatível com o escareador e ficava em íntimo contato com a cortical cis (primeira cortical do corpo de prova). A segunda porção, apresentava roscas que proporcionava o bloqueio deste implante com os orifícios rosqueados da haste intramedular, contemplava 8 mm de comprimento (diâmetro da haste), 3,9 mm de diâmetro de rosca a rosca e 3,5 mm de diâmetro da alma. A terceira porção, sem roscas, com comprimento de 16 mm e diâmetro de 3,5 mm que possibilitava a fixação à cortical trans (segunda cortical do corpo de prova) (Figura 3B).

Técnica para implantação da haste intramedular bloqueada

Para a aplicação das hastes bloqueadas foi desenvolvido aparato especial denominada bancada gabarito, composta por base fixada horizontalmente, duas paredes verticais com percurso horizontal ajustável através da base e também de quatro morsas de posicionamento regulável (Figuras 4A e 4B).

Foram colocadas duas morsas para apreensão do corpo de prova proximal e distal, mantendo distância de 20 mm para mimetizar a falha óssea por fratura cominutiva. A parede vertical da bancada serviu para estabilizar o sistema e

promover a apreensão dos guia de perfuração e gabarito para inserção da haste intramedular (Figura 5).

A haste foi introduzida através do fragmento proximal. Em seguida, foi utilizado o conector guia-haste, denominado cachimbo, confeccionado com roscas em uma de suas extremidades para se acoplar à haste. Na extremidade oposta, o cachimbo possuía local apropriado para ser conectado à chave específica (aplicador), que auxiliou na inserção da haste no interior do corpo de prova. O cachimbo apresentava um ponto específico para que o guia de perfuração externo fosse conectado. Essa conexão ocorreu por meio de um parafuso conector e somente foi realizada após a retirada do aplicador, assim que a haste foi inserida no canal medular e ajustada a bancada gabarito. A primeira cortical (cis) foi perfurada com a broca de 4 mm de diâmetro. Os orifícios do guia de perfuração também possuíam roscas internas que promoviam o perfeito encaixe das luvas, por meio de rosqueamento, com o intuito de anular inclinações no ato da perfuração da primeira cortical (cis), que foi realizada pelo guia de broca, chamado de pushpull. Este instrumental transpassava a primeira perfuração realizada no corpo de prova e era rosqueado no orifício da haste, de forma similar ao que ocorre quando se usa o guia em uma placa bloqueada. Em seguida, na segunda cortical (trans) utilizou-se a broca 3,5 mm, que era passada pelo interior do pushpull. Preconizou-se o bloqueio inicialmente dos orifícios proximais e posteriormente os distais. Em ato contínuo, removia-se o pushpull e o implante de bloqueio era alocado, bloqueando o sistema. O número de orifícios bloqueados dependeu da configuração de cada grupo estudado (Figuras 6A, 6B e 6C).

Configuração dos grupos

A haste intramedular apresentava 6 orifícios para o bloqueio dos parafusos, sendo assim, para facilitar o entendimento dos locais onde foram alocados na haste em cada grupo, eles 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 número 2 e assim sucessivamente até o orifício 6 no aspecto mais distal da haste (Figura 7). No total utilizou-se 35 conjuntos (corpos de prova, haste e parafusos bolt's) e 5 Grupos, constituídos de 7 conjuntos cada.

No Grupo 1 foi colocado parafusos nos orifícios 1 e 6 (Figura 8A e 9A). No Grupo 2 os parafusos bolts foram alocados nos orifícios 2 e 5 respectivamente (Figura 8B e 9B). Para o Grupo 3 foram usados bloqueios nos orifícios 1 e 3 no fragmento proximal e 4 e 6 na porção distal (Figura 8C e 9C). No Grupo 4 bloqueados os orifícios 3 e 4 (Figura 8D e 9D). No Grupo 5, todos os orifícios bloqueados (Figura 8E e 9E).

Ensaio mecânico

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Engenharia Civil da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) localizada em Uberlândia, MG, sob orientação e supervisão do Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

A estabilidade de cada corpo de prova foi avaliada mecanicamente por meio da força de compressão axial. Os ensaios de compressão axial foram realizados em

máquina de ensaios universal Instron, modelo 5932, com célula de carga de 5 KN conectada ao computador com sistema de aquisição de dados. Os resultados foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo Software Bluehill® Universal.

Para o ensaio de compressão axial utilizou-se célula de carga com velocidade de ensaio de 5 mm/min na porção proximal do corpo de prova fixado ao braço móvel da máquina de ensaio universal. Todas as amostras foram colocadas verticalmente, a fim de mimetizar força compressiva em osso longo com fratura cominutiva. Um único ciclo foi aplicado até a falha do corpo de prova e/ou implante, nesse momento o teste era interrompido e registrado a carga máxima graficamente.

Análise Estatística

Os dados obtidos foram analisados entre os cinco grupos (G1, G2, G3, G4 e G5), resultando em sete repetições a cada combinação. Os testes foram realizados com auxílio do programa estatístico Statistix 10,0. Foi realizado uma análise descritiva, posteriormente análise da variância (ANOVA) e as médias comparadas pelo teste T de Student com nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$).

RESULTADOS

Os valores obtidos em newtons das cargas compressivas aplicadas nas 7 repetições dos 5 grupos estudados, juntamente com a carga máxima, média da

força compressiva e o desvio padrão de cada grupo estão dispostos na Tabela 1 e representados graficamente na Figura 10.

Os valores médios comparados com o teste T de student ($p \leq 0,05$) demonstrou um resultado estatisticamente significativo em que o valor de p é igual a 0,0010. Ao analisar os valores médios constatamos equivalência nos valores entre os grupos G1, G2 e G4, grupos estes em que foram aplicados somente um parafuso em cada fragmento proximal e distal. Valor superior foi observado no G3 com inserção de 2 parafusos em cada fragmento. O maior valor da média de carga compressiva resultou no G5 sendo a repetição com todos os 6 orifícios preenchidos por parafusos.

Os corpos de prova foram fixados a máquina para o teste ser iniciado e, à medida que a força compressiva aumentava, foi visibilizado, em todas as amostras, primeiramente a falha do corpo de prova seja por deformação dos orifícios ou por quebra abrupta. Neste momento o teste foi interrompido e os dados registrados.

No G1 ocorreram as falhas mais importantes do implante por flexão dos parafusos bolts (Figura 11A). No G2 notou-se deformação dos orifícios proximais e distais sendo que nos primeiros ocorreu na porção cranial e os segundos na porção caudal. Em 2 repetições (28,6%) houve fissura do orifício 2 (Figuras 11B e 11B1).

Em todas as 7 repetições do G3 houve quebra e/ou fissura do fragmento proximal nos locais de inserção dos parafusos, além de discreta deformação em 3 amostras (42,9%) no orifício 4 e fissura em 1 amostra (14,3%) no orifício 6 (fragmento distal) (Figura 11C).

Com relação ao G4, assim como no G2 todas as repetições apresentaram deformação cranial no orifício 3 e deformação caudal no orifício 4 (Figura 11D). Apenas 1 amostra (14,3%) apresentou flexão do parafuso bolt.

A respeito do G5 houve falha abrupta do fragmento proximal em 4 amostras (57,1%) encerrando o teste precocemente (Figura 11E).

DISCUSSÃO

O número de parafusos para bloqueio é um fator questionável, alguns autores apontam que um implante de bloqueio em hastes intramedulares modificadas (bloqueio de ângulo estável) por fragmento ósseo fraturado é suficiente para contrapor as forças atuantes presentes no foco de fratura e propicia o ambiente favorável à consolidação (26, 32). Além disso, o sentido que esses implantes de bloqueio são inseridos na haste, promovem ou não interferência na resistência mecânica, desta forma, preconizou-se no presente estudo, o uso dos implantes de bloqueio no sentido transversal à haste (paralelos entre si) assim como preconizado por Kinast et al. (1990), para que pudéssemos esclarecer ao menos a quantidade de implantes de bloqueio quando utilizados de forma perpendicular à haste.

Visto que mimetizamos o ambiente de uma fratura cominutiva, a força durante a aplicação da carga compressiva foi suportada pelos constructos de todos os cinco grupos. No G1 houve flexão dos parafusos bolts, inseridos próximos da região mimetizando a metáfise óssea, sendo o grupo que apresentou a maior carga máxima suportada dentre os grupos com apenas um parafuso bloqueado por fragmento. Nos demais grupos as falhas visibilizadas ocorreram nos corpos de prova

por deformação dos orifícios (G2 e G4), fissuras (G3) e quebra abrupta (G5), sem deformação macroscopicamente dos parafusos bolts evidenciando resistência das configurações e falência dos corpos de prova por cargas excessivas.

Ao analisarmos o suporte de carga, verificamos que todas as configurações propostas extrapolam daquilo verificado fisiologicamente, sendo assim, um cão de médio a grande porte, com aproximadamente 30kg, candidato estimado para utilização desta haste de 8 mm desenvolvida, gera 176 N em um dos seus membros pélvicos durante o movimento (38). Ao compararmos com humanos, um indivíduo de 70 kg deposita no fêmur carga axial de 700 N (37). Sendo assim, podemos dizer que a menor carga observada na primeira repetição do G1 com valor de 4213,86 é mais de 20 vezes o valor fisiológico e a haste desenvolvida teria capacidade para suportar as cargas axiais presentes no ambiente de fratura cominutiva irreduzível.

Dentre as médias resultantes, houve equivalência entre os grupos 1, 2 e 4 com apenas um parafuso bolt em cada fragmento, com ligeira superioridade no G1, o que nos leva acreditar ser o posicionamento ideal em termos de suporte da carga compressiva e localização para inserção do parafuso mais próximo a região compatível com região metafisária.

Justificando nossos resultados, segundo Aper (2003) há correlação com o diâmetro do modelo testado, força aplicada e a maneira como os implantes de bloqueio são empregados. Esse autor observou que os parafusos metafisários têm vida útil maior (maior vida em fadiga) ao ser aplicado carga cíclica excêntrica. Da mesma forma, Burns et al. (2011) constataram que os parafusos bolts metafisários foram superiores em resistência a fadiga nos testes de cargas axiais e de torção em relação aos parafusos diafisários convencionais. A localização do parafuso na região

metafisária reduz as cargas aplicadas no osso esponjoso. Por outro lado, na região diafisária a carga é transferida diretamente do parafuso ao osso cortical, com maior concentração de estresse e risco aumentado de falha do material ósseo.

Os grupos G3 com inserção de 2 parafusos em cada fragmento e G5 com todos os 6 orifícios preenchidos por parafusos bolts obtiveram cargas médias e máximas maiores, no entanto, esses valores não são compatíveis com as cargas aplicadas pelo paciente *in vivo*. Desta forma, cremos que a configuração de bloqueio do G5 de acordo com as características geométricas dos implantes de bloqueio assim como da configuração de implantação submetida a cargas de compressão axial se mostrou demasiadamente rígida, provocando fissuras ou quebra abrupta no corpo de prova, o que clinicamente pode ser desvantajoso.

Optou-se pela inserção dos implantes de bloqueio no estudo em tela de maneira consoante ao proposto por Dejardin et al. (2020), ou seja, os bolt's foram alocados de proximal para distal. Tal aspecto segundo esses autores é justificável, pois cria estrutura rígida (guia externo e haste) com a haste e preserva o alinhamento, minimizando os erros de bloqueio. Diferentemente, Schmaedecke et al. (2007) demonstrou ao estudar 30 fêmures cadavéricos, que mesmo realizando os bloqueios de distal para proximal a taxa de erro de bloqueio foi ausente. Ademais, no estudo em tela, ao promover na cortical cis orifício que permitia à inserção do pushpull (rosqueado na haste) a perfuração da cortical trans foi realizada de forma padronizada e, em seguida, a alocação do bolt era realizada de forma visual, culminando na ausência de erros de bloqueio em todos os grupos estudados.

A fim de padronizar e minimizar a dificuldade em padronizar amostras cadavéricas para testes biomecânicos quanto as anormalidades patológicas,

dimensões, método de conservação que preserve a composição da matéria óssea e avaliação da qualidade óssea citados por Cristofolini et al. (1996) e Cristofolini e Viceconti (2000), minimizando possíveis interferências das amostras e permitindo otimizar a padronização do teste executado optou-se nesse estudo pela utilização de corpos de prova prototipados manufaturados em PLA e impressos por impressora 3D.

A escolha do uso do PLA para manufaturar os corpos de prova baseou-se no seu módulo de elasticidade (em torno de 6 GPa), que é semelhante ao osso cortical humano (10 a 30 GPa). Ademais, apresenta alta capacidade de absorção e mecanismo análogo ao osso natural o que torna promissor seu uso como substituto ao osso natural (13, 16, 17, 18, 19). Optou-se pela cor amarela corroborando os achados de Pereira et al. (2016) que relataram que com a adição de pigmento desta coloração ao PLA, observou-se aumento de 30% na rigidez do material e a tensão e a deformação de ruptura diminuíram consequentemente.

Mesmo padronizando os corpos de prova com a utilização do PLA, verificou-se que dentro de um mesmo grupo, valores muito distintos entre as cargas compressivas aplicadas nas sete repetições, o que gerou desvios padrões superiores entre os grupos G1 e G5. Essa ocorrência nos fez acreditar na possibilidade de variações durante a deposição dos filamentos de PLA. Achados semelhantes foram descritos por Pereira et al. (2016), mesmo assim a impressão 3D apresentou o melhor comportamento mecânico.

A aplicação de modelos CAD e programas Solidworks® para impressão 3D como utilizados por Fernandes et al. (2015) e Oxley (2018) têm sido de grande valor para diversas finalidades como planejamento cirúrgico, realização de testes

biomecânicos e até fabricação de guias em substituição à fluoroscopia e foi fundamental para realização deste estudo.

Segundo Karaarslan et al. (2015) em fraturas cominutivas, a transferência de cargas é feita pelos parafusos, o que torna o ambiente desafiador entre a duração do implante (patência) e o tempo para consolidação óssea. Esses autores compararam o uso de hastes intramedulares bloqueadas com parafusos roscados de 5 mm ou lisos de titânio e aço inoxidável em modelo ósseo com diâmetro compatível para mimetizar aplicação em osso metafisário e concluíram que parafusos de titânio foram 46,5% menos resistentes a flexão durante teste de compressão comparados com parafusos de aço. Da mesma forma, Hou et al. (2002) comparando os mesmos implantes demonstraram que os implantes de titânio foram menos resistentes a fadiga. Corroborando a literatura, preconizou-se no estudo em tela a manufatura dos implantes em aço inoxidável 316L.

Os erros de bloqueio são complicações comuns na técnica de implantação da haste intramedular bloqueada, principalmente ocasionados segundo Duhautois (2003); Burns et al. (2011); Brückner (2016) e Arican et al. (2017) pelo inadequado alinhamento da haste com o guia de perfuração externo, desta forma, optou-se por utilizar instrumental (Bancada gabarito), proposta por Lucena et al. (2019), para minimizar tal problemática, resultando em perfeito bloqueio de todos os corpos de prova deste estudo em tela.

O desenvolvimento deste modelo de haste e implantação corrobora os achados de Endo et al. (1998), Piemattei et al. (2009) e Brückner (2016) ao citarem que a fluoroscopia é fator limitante para difusão e melhores taxas de bloqueio da haste intramedular bloqueada na medicina veterinária.

Para ampliar a versatilidade do dispositivo, no estudo em tela, o primeiro e segundo orifícios na porção proximal da haste foram separados por 11 mm e os demais por 14 mm. O espaçamento menor foi idealizado por ser mais adequado no tratamento de fraturas metafisárias quando houver limitado estoque ósseo. Ademais, corroborando com os resultados de Dejardin et al. (2020), propôs na haste utilizada neste estudo orifícios rosqueados que coincidissem com as roscas centrais do implante de bloqueio, permitindo o bloqueio com ângulo estável entre o parafuso bolt e a haste.

A escolha do diâmetro da haste está relacionada ao canal medular ou ao peso do paciente. Endo et al. (1998) referenciou haste de 4 mm com um parafuso em cada extremidade para animais menores do que 4 kg de massa corpórea e haste de 6 mm com dois parafusos em cada extremidade para animais peso inferior a 15 kg. Outros autores recomendam a escolha da haste com maior diâmetro possível no istmo da fratura (3, 30, 31). A haste desenvolvida com 8 mm de diâmetro foi dimensionada para o uso de um paciente canino de médio a grande porte como referenciado pela literatura.

Partindo do princípio mecânico de que áreas de transição geométrica de um implante são pontos de maior fragilidade e resistem menos a forças mecânicas, principalmente a flexão, e que o momento de inércia de área de estruturas cilíndricas está diretamente relacionado ao diâmetro, optou-se por manufaturar o bolt de bloqueio que mesmo tendo três porções distintas, tinham proporções de diâmetro muito próximas entre si.

Desta forma, o bolt não contendo roscas nas porções em contato com o corpo de prova (mimetizando o osso) apresentou frente à força de compressão axial do

ensaio mecânico, incremento na resistência (força de flexão uma vez que por estarem bloqueando a haste no sentido perpendicular a esta sofrem carga de flexão) corroborando os achados de Hou et al. (2002) que encontraram aumento de 10 a 100 vezes na resistência a fadiga e consequentemente, na vida útil dos implantes, sem a necessidade de aumentar o diâmetro dos parafusos.

Os resultados obtidos no estudo em tela auxiliarão na tomada de decisão quanto a quantidade e localização de implantes de bloqueio em haste intramedular bloqueada de ângulo fixo, inseridos de forma perpendicular a haste, frente à força de compressão axial, visto que a função desses implantes de bloqueio é neutralizar as forças axiais e rotacionais presentes na fratura.

As hipóteses previamente realizadas ao estudo foram confirmadas no que se refere ao corpo de prova frente ao teste de compressão axial e quanto ao número de parafusos bolts contemplados em cada fragmento.

LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Este estudo foi realizado *in vitro* e requer continuidade para avaliar se as deformações ocorridas no corpo de prova manufaturado em PLA são condizentes na avaliação *in vivo*.

Outro fator importante a ser discutido com esses resultados preliminares é a execução de apenas o teste de compressão axial. Outras forças envolvidas na biomecânica do movimento como flexão e torção, deverão ser, posteriormente, aplicadas com o intuito de embasar as cargas suportadas pelo implante durante o processo de consolidação óssea.

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

RELEVÂNCIA CLÍNICA

A haste intramedular bloqueada é amplamente difundida na medicina humana devido a versatilidade do implante na estabilização de diversas fraturas. Levando isso em consideração, é importante otimizar sua aplicação na medicina veterinária, desenvolvendo sistemas mais estáveis. Para isso, é fundamental determinar se a quantidade e a posição dos parafusos por fragmento ósseo interferem na resistência do implante em contrapor as forças da fratura.

Diversos estudos realizados durante a evolução das placas ósseas servem de parâmetro para explorar as hastes intramedulares bloqueadas e inúmeras comparações realizadas demonstram superioridade nesta última.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

O planejamento com modelos em CAD para posterior impressão 3D dos corpos de prova em PLA foi de grande valia para padronização deste estudo e confiabilidade nos valores resultantes devido à compatibilidade do material sintético ao osso cortical.

As hastes intramedulares bloqueadas em aço inoxidável assim como os parafusos bolts são implantes promissores e demonstraram estabilidade ao suportar cargas máximas nos testes de compressão axial.

Os valores obtidos são superiores aos encontrados *in vivo*, isso demonstra a estabilidade do implante desenvolvido frente ao teste proposto. Isso significa que mesmo com valores de cargas máximas inferiores o suporte de carga compressiva foi satisfatório. Outras cargas e testes aplicados poderão confirmar os achados obtidos até o momento.

REFERÊNCIAS

1. Duhautois B. Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dog and cats: 121 cases. *Veterinary Surgery* 2003;32:8-20.
2. Johnson AL, Hulse DA. Fundamentos da cirurgia ortopédica e tratamento de fraturas. In: Fossum TW *Cirurgia de pequenos animais*. São Paulo: Rocca; 2005:876-981.
3. Roe SC. External fixators, pins, nails and wires. In: Johnson AL, Houlton JEF, Vannini R. *AO principles of fracture management in the dog and cat*. New York: Thieme; 2005:58-61.
4. Burns CG, Allen MJ, Johnson KA. Influence of Locking Bolt Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. *Veterinary Surgery* 2011; 40:522-530.
5. Johnson AL, Dunning D. General principles for diaphyseal fractures. In:_____. *Atlas of orthopedic surgical procedures of the dog and cat*. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2005:118-133.
6. Dejardin LM, Guiot LP, Pfeil DJF. Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Veterinary Clinics Small Animal* 2012;42:935-962.
7. Brückner M, Unger M, Spies M. Early Clinical Experience with a Newly Designed Interlocking Nail System - Targon® Vet. *Veterinary Surgery* 2016;45:754-763.
8. Horstman CL, Beale BS, Conzemius MG, Evans R. Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994-2001. *Veterinary Surgery* 2004;33:232-237.

9. Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut RC. In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. *Veterinary Surgery* 2014;43:271-281.
10. Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL. Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8mm model 11 interlocking nails used to stabilize canine distal femoral fractures. *Veterinary Surgery* 2006;35:161-167.
11. Kubacki MR, Verioti CA, Patel SD, Garlock AN, Fernandez D, Atkinson PJ. Angle stable nails provide improved healing for a complex fracture model in the femur. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 2014;472:1300-1309.
12. Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin 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. *Veterinary Surgery* 2007;36:368-377.
13. Alves EGL, Rezende CMF, Oliveira HP, Borges NF, Mantovani PF, Lara JS. Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.* 2010;62:1367-1374.
14. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J. Biomechanics* 1996; 2:525-543.
15. Cristofolini L, Viceconti M. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *Journal of Biomechanics* 2000;33:279-288.
16. Majola A, Vainionpää S, Vihtonen K, Vasenius J, Törmä P, Rokkanen P. Intramedullary fixation of cortical bone osteotomies with self-reinforced polylactic rods in rabbits. *International Orthopaedics (SICOT)* 1992;16:101-108.
17. Hoffmeister BK, Smith SR, Handley SM, Rho JY. Anisotropy of Young's modulus of human tibial cortical bone. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2000;38:333-338.

18. Takamatsu H, Miyazaki T, Ishida E, Ashozuka M, Abe H. Mechanical properties of β -tricalcium phosphate/polylactic acid composites prepared through ball-milling. *Journal of the Ceramic Society of Japan* 2006;114:332-335.
19. Furmanski J, Chakravartula A. Mechanical behavior of structural tissues. In: Pruitt LA, Chakravartula AM. *Mechanics of biomaterials fundamental principles for implant design*. New York:Cambridge University Press; 2011:129-163 .
20. Pereira HG, Rodrigues Jr. LF, Volkmer TM, Pupim VM, Luz FF. Comportamento mecânico do poli (ácido láctico) com diferentes pigmentações para a impressão 3D de componentes para aplicação em próteses e órteses. Artigo apresentado em: 22º CONGRESSO BRASILEIRO DE ENGENHARIA E CIÊNCIA DOS MATERIAIS; 6 a 10 de Novembro, 2016; Natal, RN.
21. Fernandes MGA, Fonseca EMM, Barbosa MP, Natal RM. Análise biomecânica das fraturas diafisárias do fêmur (tipo B) utilizando uma haste intramedular. *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* 2015;19:41-48.
22. Oxley B. 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* 2018;1–9.
23. 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.
24. Hou SM, Wang JL, Lin J. Mechanical strength, fatigue life, and failure analysis of two prototypes and five conventional tibial locking screws. *Journal of Orthopaedic Trauma* 2002;16:701–708.

25. Burns CG, Allen MJ, Johnson KA. Influence of Locking Bolt Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. *Veterinary Surgery* 2011;40:522-530.
26. Arican M, Alkan F, Altan S, Parlak K, Yavru N. Clinical experience of interlocking nail stabilization of long bone fractures in dogs – a retrospective study of 26 Cases. *Israel Journal of Veterinary Medicine* 2017;72:45-50.
27. Lucena DVF, Malta CADS, Dias LGGG, Minto BW. Description of a Novel Veterinary Biplanar Interlocking Nail System. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2019;32:13-24.
28. Endo K, Nakamura K, Maeda H, Matsushita T. Interlocking intramedullary nail method for the treatment of femoral and tibial fractures in cats and small dogs. *J. Vet. Med. Sci* 1998;60:119-122.
29. Piemattei DL, Flo GL, DeCamp CE. Ortopedia e tratamento de fraturas de pequenos animais 4 ed. Barueri: Manole; 2009:116-723.
30. Déjardin LM, Perry KL, von Pfeil DJF, Guiot LP. Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. *Vet Clin Small Anim* 2020;50:67–100.
31. Schmaedecke, A. Avaliação biomecânica de diferentes bloqueios transcorticais de interlocking nail em relação às forças de torção, encurvamento e axiais atuantes em fraturas diafisárias de fêmur de cães – estudo in vitro. [Tese Doutorado em Clínica Cirúrgica Veterinária] – Usp, São Paulo;2007.
32. Freitas SH, Dória RGS, Minto BW, De Nardi AB, Melo MM, Camargo IMC, Santos MD, Shimano AC, Ambrósio CE. Haste intramedular modificada no tratamento de fratura diafisária de fêmur em cão – relato de caso. *Rev. Bras. Med. Vet.* 2013;35:323-328.

33. Kinast C, Frigg R, Perren SM. Biomechanics of the interlocking nail a study of the proximal interlock. *Arch Orthop Trauma Surg* 1990;109:197-204.
34. Aper RL, Litsky MS, Roe SC, Johnson KA. Effect of bone diameter and eccentric loading on fatigue life of cortical screws used with interlocking nails. *American Journal of Veterinary Research* 2003;64: 569-573.
35. Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom S, Santosha, Masatwar PV, Maske RG. Interlocking Nailing Versus Plating in Tibial Shaft Fractures in Adults: A Comparative Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*. 2017;11:8-13.
36. Pozzi A, Hudson CC, Gauthier CM, Lewis DD. Retrospective comparasion of minimally invasive plate osteosynthesis and open reduction and internal fixation of radius-ulna fractures in dogs. *Veterinary Surgery* 2013;42:19-27.
37. 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.
38. 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.

APÊNDICE B – NORMAS DO PERIÓDICO “VETERINARY AND COMPARATIVE ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY” (VCOT) (APÊNDICE B)

Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology

Author Instructions

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

SUBMISSION CHECKLIST

All manuscripts must be submitted at the following link:

<http://mc.manuscriptcentral.com/vcot>

☐ AUTHOR INFORMATION

- All authors: full name, degrees, department, affiliation, e-mail address
- Corresponding author: mailing address, telephone number

☐ MANUSCRIPT FILE

- Must be digital - hard copy submissions are not accepted

☐ **ABSTRACT AND KEYWORDS**

- See Page 3 for word limit

☐ REFERENCES

- Cited sequentially in AMA style

☐ FIGURES AND TABLES

- Cited sequentially and included in the main document

☐ ART FILES

- Must be saved separately from the main document

☐ PERMISSIONS

- Required if you plan to reproduce content from a published source or include a photograph of a patient
- Patient permission forms available at www.thieme.com/journal-authors

VCOT is an international peer-reviewed journal, publishing original basic research or clinical applications with high scientific content, as well as clinical communications,

case reports, comments and Letters to the Editor. The Journal appears 6 times a year in print and online (www.vcot-online.com), with preprint publication available prior to the printed issue. Submitted manuscripts should not have been published elsewhere or be planned for publication elsewhere. All papers should contribute new information about any aspect of veterinary and comparative orthopaedics and traumatology. Manuscripts will be accepted for publication based on their technical merit, originality and the degree to which they further advance the field.

MANUSCRIPT FORMAT

Article Types

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

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

Please note that the total character counts apply only to the main body of the text; starting with first word of the Introduction and ending with the last word of the Conclusion . Manuscripts exceeding these character counts will be returned to the authors for shortening before peer review.

- **Original Research:** papers documenting the finding of clinical or experimental investigations should contain a testable hypothesis or clear statement of purpose.
- **Clinical Communications:** Papers reporting the diagnosis, treatment or outcome in clinical patients that lack a testable hypothesis.
- **Brief Communications:** are short papers reporting on a clinical or research material of special interest.
- **Letters to the Editor:** can be a response to a previous article or a comment or observation which the author would like to address to the readership.
- **What is your Diagnosis:** are shorter articles presented in a Question-Answer format (submit as “Clinical Communication”).
- **Case Reports:** documenting one or several clinical cases will be considered for publication only if the disease, disorder, injury, or procedure is exceptionally unique and has not been reported previously. The report must provide new and clinically important information about the disorder, which must be well characterized by appropriate documentation of clinical findings, diagnostic pathology, diagnostic imaging, or preferably a combination of these. Similarly, longterm follow-up data must be included, as appropriate to the case(s). The reason(s) why the case is important, and the impact of this new knowledge on furthering our understanding of the particular subject must be discussed. Reports that are primarily describing additional cases of a previously reported disorder, albeit rare or unusual, will not be considered for publication. Moreover, variations in the manifestation of a disorder are not considered sufficiently unique to warrant publication – for example the occurrence of a fracture, tumour, infection or foreign body in an atypical species of animal or anatomical location.

General Guidelines

- You must submit a digital copy of your manuscript. Hard copy submissions are not accepted.
- Keep the format of your manuscript simple and clear. We will set your manuscript according to our style—do not try to “design” the document.

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

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

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

Title Page

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

Formatting

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

Blinding

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

Animal Care

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

Character Count

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

Author Contributions Form

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

Abstract and Keywords

See the section Article Types for word limits.

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

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

Main Document

- ☐ Please clearly distinguish the hierarchy of headings within the manuscript by using capital letters, underline, italic, and bold styles as necessary.
- ☐ As needed, use italic, superscripts, subscripts, and boldface, but otherwise do not use multiple fonts and font sizes.
- ☐ Do not insert page or section breaks except where noted in the Author Instructions.
- ☐ Use hard returns (the Enter key) only at the end of a paragraph, not at the end of a line. Allow lines of text to break automatically in your word-processing software. Do not justify your text.
- ☐ Use only one space, not two, after periods.
- ☐ Create tables using the Table function in Microsoft Word.
- ☐ For Original Research, Clinical Communications, & Brief Communications, the manuscript should be divided into sections, including an Introduction, Materials and Methods, Results, and Discussion. The most important sections within each main section should be stressed by subheadings.
- ☐ Review Articles should have an Introduction, and then the appropriate section headings in bold.
- ☐ For Case Reports, please include an Introduction followed by a Discussion. Additional section headings can be included.
- ☐ What is your Diagnosis should be divided into a Question & an Answer and the 2 main sections should be Case History & Discussion/Diagnosis.

Formulas

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

Acknowledgments

Scientific advice, technical assistance, and credit for financial support and materials may be grouped in a section headed 'Acknowledgements'. Those who do not qualify for authorship should also be included here. This section will be placed at the very end of the text. For submission however, please place this information with the Title page.

Funding

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

Conflict of Interest

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

Style Specifics

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

- Abbreviations should be spelled out for the first use followed by the abbreviation in parentheses; thereafter the abbreviation can be used. The use of abbreviations however should be kept to a minimum.
- Nomenclature should be done according to internationally approved rules. All anatomical nomenclature should be written in full and Anglicized.
- Units of measurement should be given in the metric system or in SI units and temperatures should be in °C.
- For instruments, specific equipment, or drugs which are referred to in your paper, please cite the specific information (model number if relevant, generic and trade name, manufacturer and their location) as a footnote using roman letters at the end of the paper or as footnotes in the text.
- Figures and Tables should be cited in sequential order, in parentheses, in the text. The actual file for each figure and table should be named according to its number in the text (i.e. Figure 1, Table 2).
- Greek letters, special characters, & mathematical symbols should be insert using the “Symbol” or “Formula” toolbar menu in your word processing program. Before submitting your manuscript, please verify in the system-created pdf that all have converted correctly.

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

References

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

- References must be listed in AMA style, using Index Medicus journal title abbreviations.
- References follow the article text. Insert a page break between the end of text and the start of references.

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

1. Citing a journal article:

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

2. Citing a chapter in a book:

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

3. Citing a book:

Stryer L. *Biochemistry*. 2nd ed. San Francisco: WH Freeman; 1981:559–596

4. Citing a thesis:

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

5. Citing a government publication:

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

6. Citing an online article:

Rosenthal S, Chen R, Hadler S. The safety of acellular pertussis vaccine vs whole-cell pertussis vaccine [abstract]. *Arch Pediatr Adolesc Med* [serial online]. 1996;150:457–460. Available at: http://www.ama-assn.org/sci-pubs/journals/archive/ajdc/vol_150/no_5/abstract/htm. Accessed November 10, 1996

7. Citing a symposium article:

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

MANUSCRIPT FORMAT *continued*

Figure Captions

- ☐ Figures include photographs or radiographs, drawings, graphs, bar charts, flow charts, and pathways, but NOT lists or tables.
- ☐ Figures must be cited sequentially in the text. Number all figures (and corresponding figure captions) sequentially in the order they are cited in the text.
- ☐ Figure captions should be written after the reference list. Insert a page break between the end of references and the start of figure captions.
- ☐ Figure captions should include a description of the figure and/or each lettered part (A, B, etc.) and of any portions of the figure highlighted by arrows, arrowheads, asterisks, etc.
- ☐ For a figure borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line in parentheses at the end of each figure legend. This credit line should be a complete bibliographic listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example (Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. *Semin Neurol* 2000;20:357.)

Tables

- ☐ Data given in tables should be commented on but not repeated in the text. Be sure that lists or columns of related data are composed in a word-processing program like the rest of the text.
- ☐ Do not intersperse tables in the text. Tables should appear after the figure captions. Insert a page break between the end of the figure captions and the start of the tables.

- Tables must be double-spaced and numbered in the same sequence they are cited in the text. A short descriptive title should be provided for each table.
- If a table contains artwork, supply the artwork separately as a digital file.
- For tables borrowed or adapted from another publication (used with permission), add a credit line as the first footnote beneath each table. This credit line should be a complete bibliographical listing of the source publication (as a reference), or other credit line as supplied by the copyright holder. For example, “Reprinted with permission from Calfee DR, Wispelwey B. Brain abscess. *Semin Neurol* 2000;20:357.” (“Data from . . .” or “Adapted from . . .” may also be used, as appropriate.)
- Other footnotes for tables should be indicated in the table using superscript letters in alphabetical order.
- Any abbreviations used in the table should be explained at the end of the table in a footnote.

DIGITAL ARTWORK PREPARATION

General Guidelines

- It is best to use Adobe Photoshop to create and save images, and Adobe Illustrator for line art and labels.
- Do not submit art created in Microsoft Excel, Word, or PowerPoint. These files cannot be used by the typesetter.
- Save each figure in a separate file.
- Do not compress files.
- All black-and-white and color artwork should be at a resolution of 300 dpi (dots per inch) in TIFF format. Line art should be 1,200 dpi in EPS or TIFF format. Contact the Production Editor at Thieme if you are unsure of the final size.
- It is preferable for figures to be cropped to their final size (approximately 3½ inches for a single column and up to 7 inches for a double column), or larger, and in the correct orientation. If art is submitted smaller and then has to be enlarged, its resolution (dpi) and clarity will decrease.

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

Black-and-White Art

- Black-and-white artwork can be halftone (or grayscale) photographs, radiographs, drawings, line art, graphs, and flowcharts. Thieme will only accept digital artwork.
- If possible, do not send color art for conversion to black-and-white. Do the conversion yourself so that you can check the results and confirm in advance that no critical details are lost or obscured by the change to black-and-white.
- For best results, line art should be black on a white background. Lines and type should be clean and evenly dark. Avoid screens or cross-hatching, as they can darken or be uneven in printing and lead to unacceptable printing quality.

Colour Art

- Colour illustrations are expensive to produce and usually cannot be accepted unless the author is willing to cover the additional production costs incurred. Colour figures will be charged to the author at €350 for the first figure. Any further figures are free of charge. Authors are not charged for figures chosen to appear on the cover. All color artwork should be saved in CMYK, not RGB.

Convention for Radiographic Orientation

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

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

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

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

Head and spine

- ☐ Sagittal plane: cranial (rostral) to the left, dorsal at the top.
- ☐ Transverse plane: dorsal at the top, left to the reader's right.
- ☐ Dorsal plane: cranial (rostral) at the top, left to the reader's right.

Thorax and Abdomen

- ☐ Images should be displayed as they were acquired.

References

1. Thrall DE. Textbook of Veterinary Diagnostic Imaging (3rd Ed). Philadelphia, WB Saunders 1998; 26.
2. Nyland TG, Mattoon JS. Veterinary Diagnostic Ultrasound. Philadelphia, WB Saunders 1995; 11–12.

3. Thomas WP, Gaber CE, Jacobs GJ, et al. Recommendations for standards in transthoracic two dimensional echocardiography in dogs and cats. *J Vet Intern Med* 1993; 7: 247–252.

4. Anon. Instructions to authors. *Vet Radiol Ultrasound* 2000; 41: 584.

Art Labels

- ☐ Arrows, asterisks, and arrowheads (or other markers) should be white in dark or black areas and black in light or white areas, and large in size. If not, these highlighting marks may become difficult to see when figures are reduced in size during the typesetting process.
- ☐ Use 1-point (or thicker) rules and leader lines.
- ☐ Capitalize the first word of each label and all proper nouns. Consider using all capitals if you need a higher level of labels.
- ☐ Where there are alternate terms or spellings for a named structure, use the most common one and make sure it is consistent with what is used in the text.
- ☐ Avoid using multiple fonts and font sizes for the labels; use only one or two sizes of a serif font.

SUBMISSION PROCEDURE

Submission Procedure

- ☐ Consult the checklist on the first page of this document to ensure that you are ready to submit your manuscript.
- ☐ Manuscripts must be submitted electronically at the following link: <http://mc.manuscriptcentral.com/vcot>
- ☐ Always review your manuscript before submitting it. You may stop a submission at any phase and save it to submit later. After submission, you will receive a confirmation email. You can also check the status of your manuscript by logging in to the submission system. The Editor in Chief will inform you via email once a decision has been made.

Revision Procedure

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

Peer Review Process

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

PRODUCTION PROCEDURE

Page Proofs

All accepted manuscripts are subject to editing by the Editor-in-Chief and the Managing Editor. The designated Correspondence Author will receive the final proofs

for approval and corrections. All corrections must be returned within the stated time period; if this is not possible please inform the Managing Editor.

Article Offprints

You will be able to order offprints of your article in advance of its publication. Details and prices will be sent to you along with the page proofs. Upon publication, the corresponding author will receive a complimentary PDF of their article.

Colour Figure Charge

There is a flat charge of €350 for printing in colour, regardless of how many colour figures there are. Printing in colour is optional.

POLICY STATEMENTS

Reporting Guidelines

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

- ☐ Standards for the reporting of diagnostic accuracy studies (STARD): <http://www.stard-statement.org>
- ☐ Consolidated standards for reporting randomized clinical trials (CONSORT): <http://www.consortstatement.org>
- ☐ Systematic reviews and meta-analyses (PRISMA): <http://www.prisma-statement.org>
- ☐ Animal Research: Reporting In Vivo Experiments (ARRIVE Guidelines): <https://www.nc3rs.org.uk/arrive-guidelines>
- ☐ MOOSE (for reporting of meta-analyses of observational studies)
- ☐ COREQ (for reporting qualitative research)
- ☐ Recommendations for the Conduct, Reporting, Editing, and Publication of Scholarly Work in Medical Journals by the International Committee of Medical Journal Editors (ICMJE): www.icmje.org

Authorship

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

Authors must meet all of the following requirements:

1) Substantial contributions to the conception, study design, or acquisition of data, as well as participation in the analysis and interpretation of data; **2)** Drafting of the article or revising it critically for important intellectual content; **3)** Approval of the submitted version of the manuscript, all revised versions, and the final version to be published; and **4)** Agreement to be publicly accountable for the appropriate portions of the content. The number of authors of any full length paper is limited to 10, case reports are limited to 5. Requests to exceed these limits must be accompanied by detailed justification. Any person who contributed materially to the paper, but does not meet these qualifications for authorship may be recognized for their function or contribution in the “Acknowledgements”.

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

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

Statement on Liability

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

Animal Care Guidelines

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

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

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

Copyright Statement

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

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

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

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

Statement of Ethics

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

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

EDITORIAL CONTACTS

Please contact the Editors or Thieme Publishers with any questions.

Thieme Publishers – Project Manager Journals

Dr. Elinor Switzer Thieme Publishers

Rüdigerstr. 14

70469 Stuttgart, Germany

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

elinor.switzer@thieme.de