

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

**ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA
ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE
HASTE INTRAMEDULAR**

**Marina Andrade Rangel de Sá
Médica Veterinária**

2022

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

**ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA
ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE
HASTE INTRAMEDULAR**

**Discente: Marina Andrade Rangel de Sá
Orientador: Prof. Assoc. Luís Gustavo Gosuen G. Dias**

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

S111a

Sá, Marina Andrade Rangel de

Análise biomecânica torcional comparativa entre diferentes configurações de bloqueio de haste intramedular / Marina Andrade Rangel de Sá. -- Jaboticabal, 2022

55 p. : tabs.

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

Orientador: Dias Luís Gustavo Gosuen Gonçalves

1. Ângulo estável. 2. Bolt. 3. Impressão 3D. 4. Folga. 5. Teste de torção. 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.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Câmpus de Jaboticabal



CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO DA DISSERTAÇÃO: ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR

AUTORA: MARINA ANDRADE RANGEL DE SÁ

ORIENTADOR: LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS

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

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

Prof. Dr. THIAGO ANDRÉ SALVITTI DE SÁ ROCHA (Participação Virtual)
Universidade Federal de Jataí / Jataí/GO

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

Jaboticabal, 03 de maio de 2022

DADOS CURRICULARES DA AUTORA

Marina Andrade Rangel de Sá, nascida em 01 de agosto de 1992, em Salvador, no estado da Bahia. Iniciou a vida acadêmica em Aracaju (SE) no curso de Medicina Veterinária na Universidade Federal de Sergipe (UFS), em 2011. Durante o curso participou de diversos projetos de pesquisa e extensão, sendo bolsista de duas pesquisas por dois anos (2014-2016). Fez parte do GEPA (Grupo de Estudos de Pequenos Animais) e participou da comissão organizadora de cursos na graduação. Em 2019 iniciou o Programa de Residência em Clínica Cirúrgica de Pequenos Animais na Universidade Rural de Pernambuco (UFRPE), sob orientação do Prof. Dr. Eduardo Tudury, concluindo-o em 2020. Iniciou o mestrado junto ao Programa de Pós-Graduação em Cirurgia Veterinária no mesmo ano, na Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias – UNESP, Câmpus de Jaboticabal, sob orientação do Prof. Dr. Luís Gustavo Gosuen G. Dias.

“A persistência é o caminho do êxito”.

(Charles Chaplin)

Dedico esse trabalho aos meus pais Ingrid Andrade e Paulo Rangel de Sá, aos meus avós Belíria Andrade, Raymundo Andrade (*in memoriam*), aos meus irmãos, Paula, Maria e Victor e ao meu noivo Gustavo Alves.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, à Deus, agradeço por sempre se mostrar presente em minha vida, obrigada pela força da minha fé em acreditar que os Seus planos são maiores que os meus.

À minha mãe e vó, agradeço por ter duas mulheres fortes como exemplo em minha vida. Obrigada por acreditarem nos meus sonhos e poder tornar tudo possível, sem vocês, com certeza não teria conseguido chegar até aqui.

Ao meu avô (*in memoriam*), que está comigo diariamente em meus pensamentos e coração, sua força me inspirou a conseguir alcançar todos os meus objetivos. Saudades eternas.

Ao meu pai, que apesar da distância sempre sonhou comigo e vibrou com as minhas conquistas, agradeço por todo apoio.

Aos meus irmãos, Paula, Maria e Victor, por sempre torcerem por mim, espero que tenha inspirado vocês de alguma forma.

À minha amada família Andrade, ao meu padrasto Everton, Tia Ivana e primos Henrique e Giovanni, obrigada pelo apoio e por sempre fornecer palavras de incentivo.

Ao meu noivo, Gustavo, por estar ao meu lado, sonhar comigo e tornar todos os dias da minha vida mais leves e cheios de amor. Amo você!

Aos meus amigos de longa data, Yara, Francy, Kekinha, Pri, Aline, Amanda, Karine e Paulinha, obrigada por sempre estarem comigo e valorizarem nossa amizade seja onde eu estiver. Amo vocês demais! Obrigada por tudo e por todo esse tempo juntas.

Aos meus queridos amigos, Thaís, Brenda, Tryssia, Renato, Matheus, Isabela e Gislane, por enfrentarem junto comigo, pelo amparo no que precisei, pelas conversas e desabafos. Vocês fizeram parte da minha caminhada, obrigada pela amizade!

Aos residentes, professores, funcionários e alunos da Unesp de Jaboticabal, por me receberem tão bem e fazerem com que eu me sentisse em casa. Obrigada!

Ao meu orientador de mestrado, Prof Luís Gustavo, por acreditar em mim sem mesmo me conhecer, pelos ensinamentos passados e pelas oportunidades oferecidas, agradeço pela confiança depositada.

Aos professores, Bruno Minto, Paola Castro, Thiago André, Bruno Torres, Leandro Rocha e Eduardo Tudury, por passarem os seus conhecimentos à diante e por todo aprendizado, vocês são exemplos de profissionais a serem seguidos.

À banca avaliadora da minha dissertação, obrigada por fazerem parte desta conquista e por dedicarem o tempo de vocês a mim.

Ao técnico da USP, César, obrigada pela gentileza e ajuda nos ensaios do meu projeto, gratidão pelo tempo ofertado.

Aos animais, obrigada por me inspirarem a me tornar uma profissional que vocês merecem!

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

SUMÁRIO

	Páginas
CERTIFICADO DA COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA)	ii
RESUMO	iii
ABSTRACT	iv
LISTAS DE ABREVIATURAS	v
LISTA DE FIGURAS	vi
LISTA DE TABELAS	viii
LISTA DE GRÁFICOS	ix
CAPÍTULO 1 – CONSIDERAÇÕES GERAIS.....	1
1. Introdução e Revisão de Literatura.....	1
2. Objetivos	7
2.1 Objetivo Geral	7
2.2 Objetivos Específicos.....	7
3. Justificativa.....	7
4. Hipótese.....	8
5. Referências	9
CAPÍTULO 2 – ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR .	13
Resumo	13
1. Introdução	14
2. Material e Métodos.....	16
2.1 Descrição dos implantes	16
2.2 Descrição dos corpos de prova.....	18
2.3 Configurações dos grupos	19
2.4 Ensaio Mecânicos	21
2.5 Análise de dados	22
2.6 Análise Estatística.....	24
3. Resultados	24
4. Discussão.....	29
5. Conclusão	35
6. Referências	36
ANEXO 1 – Normas para elaboração do “Capítulo 2”	40

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 aula intitulado "Análise comparativa da folga de diferentes configurações de bloqueio de haste intramedular durante teste de torção", protocolo nº 2135/21, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 16 de setembro de 2021.

Vigência do Projeto	01/10/2021 a 02/08/2022
Espécie / Linhagem	Corpo de prova em impressão 3D com ácido poli láctico (PLA)
Nº de animais	20
Peso / Idade	
Sexo	
Origem	

Jaboticabal, 16 de setembro de 2021.


Profa. Dra. Fabiana Pilarski
 Coordenadora – CEUA

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

ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR

RESUMO – O trabalho tem como finalidade analisar a folga (*slack*) de haste intramedular bloqueada (HIB) com e sem ângulo estável, comparando também sistemas de bloqueio multiplanares as propriedades dos implantes submetidos a testes biomecânicos de força de torção. O grupo 1 (G1) foi formado por HIB com dois orifícios no segmento proximal e dois no distal, paralelos entre si e roscados, promovendo bloqueio em ângulo estável (AE) com a haste e as corticais dos corpos de prova. No grupo 2 (G2), a única diferença em relação ao G1 foi que os orifícios proximais, assim como os distais foram realizados em formato ortogonal. O grupo 3 (G3) as hastes diferiram de G1 e G2 uma vez que os orifícios proximais e os dois distais não eram roscados (direção paralela entre si), utilizando o bloqueio com implantes do tipo *bolt*, confeccionados com roscas que foram bloqueadas na primeira cortical do corpo de prova (*cortical cis*) e com corpo maciço e liso bloqueando a segunda cortical do corpo de prova (*cortical trans*). No grupo 4 (G4) continha quatro orifícios não roscados e com implantes de bloqueio *bolt*, como no G3, mas posicionados posição ortogonal. Após o teste de torção, todas as construções apresentaram folga, mas, a haste em ângulo estável com parafuso paralelo e ortogonal apresentaram maior estabilidade, com menor valor de folga e amplitude angular. Portanto, o bloqueio multiplanar com parafuso pode contornar o desafio de pouco estoque ósseo para fixação, principalmente em fraturas metafisárias e distais. Além disso, a haste utilizando bloqueio em ângulo estável com parafuso, demonstrou melhor estabilidade que o bloqueio com *bolt*.

Palavra-chave: ângulo estável, bolt, impressão 3D, folga, teste de torção.

COMPARATIVE TORSIONAL BIOMECHANICAL ANALYSIS BETWEEN DIFFERENT INTERLOCKING NAIL-CONSTRUCT CONFIGURATIONS

ABSTRACT – The aim of this study is to analyze the slack at an intramedullary interlocking nail (ILN) system with and without a stable angle, also comparing multiplanar locking systems with the properties of implants subjected to biomechanical tests of torsional force. Group 1 (G1) will be formed by ILN with two holes on proximal and distal segments, parallel to each other and threaded, promoting locking mechanism in angle stable with nail and cortical specimen. In group 2 (G2), the ILN will have similar characteristics as the G1 locking system, but with proximal and distal holes positioned in an orthogonal shape. Group 3 (G3) will have the same nail as G1 and G2, but with two non-threaded holes distal and proximal, parallel to each other, using locked bolt implant, and threads that will lock the first cortical specimen (cis cortical), while a solid and smooth thread will lock the second cortical specimen (trans cortical). Group 4 (G4) will be different from the other groups by using four non-threaded holes with implants bolt, as G3, but positioned perpendicularly to each other. After the torsion test, all constructions showed clearance, but the rod at a stable angle with parallel and orthogonal screw showed greater stability, with lower clearance value and angular amplitude. Therefore, the multiplanar screw can overcome the challenge of low bone stock for fixation, especially in metaphyseal and distal fractures. The rod using a stable angle bolt lock, demonstrated better stability than the bolt lock.

Keywords: 3D printing, bolt, slack, stable angle, torsion testing

LISTAS DE ABREVIATURAS

3D - Três dimensões

cm - Centímetro

CP - Corpo de prova

G1 - Grupo 1

G2 - Grupo 2

G3 - Grupo 3

G4 - Grupo 4

HIB - Haste Intramedular Bloqueada

HIB-AE - Haste Intramedular Bloqueada em Ângulo Estável

MIA - Momento de Inércia de Área

MINO - “Minimally invasive nail osteosynthesis” (osteossíntese minimamente invasiva com haste intramedular)

MIO - “Minimally Invasive Osteosynthesis” (Ortopedia minimamente invasiva)

MIPO - “Minimally invasive plate osteosynthesis” (osteossíntese minimamente invasiva com placa)

mm - Milímetro

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

N - Newton

N/mm² - Newton por milímetro quadrado

PLA - “Polylactic Acid” (ácido polilático)

UFRPE - Universidade Federal Rural de Pernambuco

UFS - Universidade Federal de Sergipe

UNESP - Universidade Estadual Paulista

LISTA DE FIGURAS

Páginas

Capítulo 2:

- Figura 1. Desenhos das hastes confeccionadas para o estudo (Programa CAD SOLIDWORKS® 2016). As hastes das figuras (B) e (D) são haste de bloqueio de ângulo estável com parafuso roscado e as (A) e (C) são hastes de orifício liso bloqueadas com bolt. As hastes com orifícios paralelos são (A) e (B) e orifícios ortogonais são as hastes (B) e (D). 17
- Figura 2. Desenhos dos implantes de bloqueio que foram alocados no orifício das hastes. (A) Parafuso de bloqueio para hastes de ângulo estável com 3,5 mm de diâmetro externo e 2,9 mm de alma. (B) Bolt utilizado em hastes de orifício liso com área roscada de 4,1 mm de diâmetro e 3,5 mm de alma, e área maciça lisa com 3,5 mm de diâmetro. 18
- Figura 3. Representações gráficas do Grupo 1 (A) e do Grupo 2 (B). Nota-se na imagem (A) duas representações evidenciando a haste intramedular bloqueada (HIB), os corpos de prova e os quatro parafusos de bloqueio paralelos entre si (uniplanar), estabilizando a haste em ângulo estável, ou seja, o implante foi rosqueado na haste. Na imagem (B) a diferença se encontra no bloqueio multiplanar, os parafusos foram inseridos e ficaram dispostos de forma ortogonal.20
- Figura 4. Representações gráficas do Grupo 3 (A) e do Grupo 4 (B). Nota-se na imagem (A) duas representações evidenciando a haste intramedular bloqueada (HIB), os corpos de prova e os quatro bolts de bloqueio paralelos entre si (uniplanar), estabilizando a haste. Na imagem (B) a diferença se encontra no bloqueio biplanar, os bolts foram inseridos e ficaram dispostos de forma ortogonal.21
- Figura 5. Imagem fotográfica de máquina para ensaio de torção projetada e construída no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.22
- Figura 6. Representação genérica de duas curvas com comportamento unimodal e bimodal captadas durante o teste de torção. Os valores adquiridos foram calculados como a mudança no ângulo de torção de $\pm 1,5$ N.m para ± 5 N.m nas fases de carga positiva (rotação no sentido horário) e negativa (rotação no sentido anti-horário) nos testes. A folga na construção foi calculada como a diferença entre a interceptação em y das complacências positivas e negativas. A amplitude angular máxima de cada construção foi calculada como a diferença no ângulo de torção entre os torques máximo e mínimo aplicados (8,12).24
- Figura 7. Ilustrações gráficas evidenciando curvas captadas dos quatro grupos durante o teste de torção, onde todos apresentaram curvatura bimodal. A imagem (A) representa o G1 (hastes com parafusos roscados paralelos entre si), (B) o G2 (hastes com parafusos roscados ortogonais entre si), (C) corresponde ao G3 (hastes com bolt paralelos entre si) e o (D) o G4 (hastes com bolt ortogonais entre si). Os pontos em vermelho representam a folga da construção, portanto, observa-se que a curvatura menos sigmoide e que possui os pontos mais próximos é da imagem B (G2) e a curvatura mais sigmoide, com os pontos mais espaçados é a imagem C (G3).25

Figura 8. Imagens fotográficas dos corpos de prova dos quatro grupos G1 (hastes com parafusos roscados paralelos entre si), G2 (hastes com parafusos roscados ortogonais entre si), G3 (hastes com bolt paralelos entre si) e o G4 (hastes com bolt ortogonais entre si), após teste de torção (não destrutível). Observe que em todos eles as bordas dos orifícios apresentaram danos macroscópicos pelo momento de torção do corpo do parafuso pressionando a borda do corpo de prova.....29

LISTA DE TABELAS

Página

Capítulo 2:

Tabela 1. Média, desvio padrão e valores mínimo e máximo dos das variáveis: folga, amplitude angular e complacência, dos quatros grupos, G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com bolt), G4 (bloqueio ortogonal com bolt), submetidos a teste de torção.

.....28

LISTA DE GRÁFICOS

Páginas

Capítulo 2:

Gráfico 1. Amplitude angular (graus) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com bolt) e G4 (bloqueio ortogonal com bolt). Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) no teste de Tukey.....26

Gráfico 2. Folga (Graus) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com bolt) e G4 (bloqueio ortogonal com bolt). Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) no teste de Tukey.27

Gráfico 3. Complacência (Graus/N.m) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com bolt) e G4 (bloqueio ortogonal com bolt), em que não obtiveram diferenças significativas ($p < 0,05$).27

CAPÍTULO 1 – CONSIDERAÇÕES GERAIS

1. Introdução e Revisão de Literatura

Otimizar a consolidação de fraturas em pequenos animais, acelerando o retorno à função do membro acometido, é objetivo de diversos estudos na ortopedia veterinária. A reparação óssea é um processo complexo que exige a combinação de fatores mecânicos e biológicos, sendo o tempo de regeneração influenciado por diversos fatores. Podendo ser inerentes à fratura, como o osso acometido e a deformação relativa (“*strain*”), como também a condições relacionadas ao paciente, como idade e presença de comorbidades, e, ainda, ao método de tratamento estabelecido, que pode provocar instabilidade aguda e movimento interfragmentário da fratura provenientes do *slack*, prejudicam a cicatrização óssea e eficiência do implante (Wheeler et al., 2004; Johnston et al., 2017).

Antigamente acreditava-se que o uso de implantes com placa para fixação de fraturas precisaria ser essencialmente em formato anatômico, com aposição dos fragmentos ósseos e extrema rigidez para efetiva consolidação óssea. Mas, para isso, manipulações exageradas, incisões maiores e exposição de fragmentos ósseos e tecidos moles eram necessários para que a osteossíntese anatômica fosse realizada (Haaland et al., 2009; Decamp et al., 2016). Porém, outro princípio vem sendo adotado, com abordagem biológica, mínimas incisões, redução óssea indireta, menor manipulação tecidual na área da fratura, mínima lesão dos tecidos adjacentes, culminando na manutenção do hematoma primordial no foco de fratura para melhor consolidação óssea. Portanto, adotou-se a substituição da redução anatômica para a osteossíntese biológica, visando preservar a integridade vascular dos fragmentos ósseos, redução de tempo cirúrgico e diminuição de possibilidade de infecção pós-operatória (Haaland et al., 2009; Johnston et al., 2017).

Assim houveram mudanças que enfatizaram ainda mais a importância do componente biológico na consolidação das fraturas, tornando fundamental a abordagem conhecida como osteossíntese minimamente invasiva (*Minimally Invasive Osteosynthesis* - MIO). Essa técnica tem como objetivo preservar o hematoma da fratura e manipulação reduzida dos tecidos, resultando em diminuição de dor pós-

operatória, melhor vascularização no foco de fratura, consolidação mais rápida e taxa de complicação pós-operatória reduzida. Os princípios aplicados na MIO também podem ser empregados em diferentes técnicas e implantes ortopédicos como na fixação esquelética externa, osteossíntese minimamente invasiva com placa (MIPO) e osteossíntese minimamente invasiva com haste intramedular (MINO) (Dejardin et al., 2012; Dejardin et al., 2014; Decamp et al., 2016).

A haste intramedular bloqueada (HIB) tem recebido maior atenção no tratamento de fraturas de úmero, tibia e fêmur pelas vantagens biológicas e mecânicas. É considerada o método mais comumente utilizado em fraturas de ossos longos e possui grande importância pela melhor fixação biológica e estabilidade na fratura (Dejardin et al., 2014; Rudloff, 2017). Os implantes cilíndricos de partilha de carga intramedulares com canulações transversais e parafusos bloqueados, permitem dispor de resistência maior quando aplicados a uma força de flexão comparados a outros implantes, pela sua inserção próximo ao eixo neutro do osso, e com parafusos bloqueados neutralizantes das forças de flexão, torção e compressão axial, somados com a vantagem biológica de mínima manipulação no foco de fratura e preservação de vascularização, contribuem para a consolidação óssea precoce (Wheeler et al., 2004; Dejardin et al., 2006; Mukherjee et al., 2017).

Considerada uma técnica muito difundida na medicina humana desde meados dos anos 50, a HIB demorou para ser desenvolvida na ortopedia veterinária devido a necessidade de utilização de fluoroscopia intraoperatória para redução da fratura e inserção dos parafusos de bloqueio. Após adaptações, o primeiro relato publicado do uso de hastes na medicina veterinária foi em 1994, quando criou-se novo design, em que a haste intramedular estaria interligada a instrumentação extracorpórea para guiar a inserção do implante, contornando-se a necessidade de uso do fluoroscópio (Wheeler et al., 2004; Patil, 2008).

O desenvolvimento das técnicas de fresagem para a implantação de hastes maiores e mais rígidas, resultaram em vantagens mecânicas na utilização da haste intramedular, aumentando o contato da haste e superfície endosteal, e melhorando potencialmente a estabilidade da fratura. Calcula-se que a rigidez à força de flexão seja proporcional à terceira (D^3) e da torção à quarta (D^4) potência do diâmetro da haste. Entretanto, as hastes intramedulares mais finas e sem a fresagem do canal

medular possuem maiores vantagens biológicas pela preservação do suprimento sanguíneo endosteal, evitando que a cortical óssea fique mais delgada, frágil, com possível necrose térmica e maior taxa de infecção. Mesmo com menor área de contato entre a haste de menor diâmetro e osso, alguns trabalhos demonstraram maior eficácia na estabilidade pós-operatória (Dejardin et al., 2006; Bong et al., 2007).

A configuração efetiva pelo contato direto com a superfície endosteal das hastes intramedulares, possibilitou ao implante resultados satisfatórios em fraturas de ossos longos, porém, em casos de fraturas cominutivas, oblíquas longas ou com falha óssea, as hastes não resistiam à força de compressão axial. Então, na década de 70 introduziu-se a haste intramedular bloqueada, capaz de resistir as forças de flexão, compressão e cisalhamento, por meio do sistema de bloqueio entre a haste e o osso pelo uso de parafusos bloqueados (ângulo estável ou ângulo fixo) (Dejardin et al., 2006; Rosa et al., 2019).

A haste intramedular bloqueada (HIB) resiste as quatro forças de atuação nas fraturas. A capacidade de resistência à força de flexão é concedida pela haste, enquanto os implantes de bloqueio fornecem suporte às cargas axiais e torcionais. Em fraturas irreduzíveis, as hastes têm certas características biomecânicas mais vantajosas que as placas ósseas, pois nesses tipos de fraturas a haste por ser alocada no canal medular, fica localizada no eixo neutro do osso e quando submetida a sobrecarga axial, momentos fletores não são gerados, já as placas ósseas por terem posicionamento excêntrico, são expostas a momentos fletores durante a compressão axial, predispondo ao implante à falhas agudas e/ou por fadiga com cargas mais baixas que a haste, especialmente em fraturas cominutivas (Wheeler et al., 2004; Johnston et al., 2017).

Os princípios do momento de inércia da área (MIA) de um implante condizem com o eixo ou plano de deformação, proporcional à rigidez de flexão e torção do implante. Os modelos iniciais de haste eram bloqueados com parafusos corticais convencionais, mas constatou-se diversas falhas principalmente devido a folga entre este implante de bloqueio e a haste, algo que gerava instabilizada no foco da fratura prejudicando a consolidação óssea. A folga do bloqueio em inglês é denominada mecanicamente de *slack*. O parafuso cortical com o mesmo diâmetro externo de um *bolt* tem a parte interna (alma) menor comparativamente, fazendo com que seja mais

frágil e falhe na área de contato com a haste, principalmente quando submetido à carga, sofrendo deformidade estrutural das roscas, ou seja, o parafuso cortical tem valor do momento de inércia menor (Von Pfeil et al., 2005; Dejardin et al., 2012; Johnston et al., 2017; Dejardin et al., 2019).

O *bolt* possui o eixo liso e desprovido de rosca (maciço) e foi introduzido com o intuito de reduzir o *slack* e aumentar a resistência do implante, visto que seu íntimo contato com a haste aumenta o momento de inércia de área do implante, resultando em maior resistência à flexão (Johnston et al., 2017; Dejardin et al., 2019).

A instabilidade aguda da HIB e o movimento interfragmentário da fratura provenientes do *slack*, prejudicam a cicatrização óssea e eficiência do implante, devido a micro movimentação. Em virtude disso, a haste intramedular bloqueada com ângulo estável surgiu com sistema de bloqueio com o *bolt*, possibilitando melhor estabilidade da haste, com suporte maior de cargas de torção e flexão, não obstante, sofrendo menor deformação angular (Ting et al., 2009; Dejardin et al., 2014).

Além do parafuso, outros tipos de projetos envolvendo os implantes de bloqueio foram desenvolvidos na medicina humana com o intuito de estabilizar o foco de fratura, principalmente quando se localizava nos terços proximal ou distal da diáfise e também quando havia grandes falhas ósseas. Desta forma, os bloqueios multiplanares, demonstraram superioridade biomecânica comparativamente aos bloqueios com geometria paralela entre si (Zhao et al., 2018; Lowenberg et al., 2019).

A região metafisária do osso detém canal medular maior que a diáfise, proporcionando a união haste-osso limitada, aumentando o *slack*. Nessas circunstâncias, as fraturas de metáfise cominutivas dependem da estabilidade rígida da haste e do sistema de bloqueio. Portanto, a haste intramedular com bloqueio multiplanar amplia as indicações do uso do implante e permite a utilização em fraturas metafisárias (Ting et al., 2009; Dejardin et al., 2014).

Diante dos estudos dos implantes ortopédicos, a biomecânica aplica-se na avaliação das forças de compressão, tensão, flexão e cisalhamento que atuam no osso quando submetidos a testes com carga. Nessas avaliações, propriedades como a elasticidade, rigidez, plasticidade, flexibilidade, dureza e resiliência são analisados e testados in vitro como propriedades mecânicas dos implantes, selecionando configurações com maior estabilidade. Os ensaios são feitos aplicando esforços

mecânicos como tração, compressão, torção e cisalhamento em corpos de prova (Hammel et al., 2006; Moreno et al., 2017).

Esses testes mecânicos permitem na ortopedia a avaliação e definição das propriedades dos implantes, realizando os princípios biomecânicos para estabelecer melhor fixação de fratura antes de determinar o implante para o uso *in vivo* (Hammel et al., 2006; Moreno et al., 2017). Ao realizar um teste mecânico deve-se analisar a força aplicada, deformidades causadas, materiais e estruturas envolvidas, para credibilidade e padronização dos resultados obtidos. O teste pode ser em um material ou estrutura, em cadáver ou não. Para isso, existem itens importantes a serem considerados: propriedades do material, quais as forças a serem testadas e as deformidades presentes (Alves et al., 2010; Moreno et al., 2017).

O ensaio de torção baseia-se na aplicação de carga rotativa em objeto, provocando deformação elástica ao longo de um eixo. A torção ocorre quando o torque atua sobre o corpo. O esforço aplicado na torção é diferente da compressão, tração e cisalhamento, porque nos outros casos o sentido é longitudinal ou transversal e na torção o sentido é de rotação. O ensaio de torção quando utilizado garante a qualidade do material e não a falha, quando o torque é aplicado, uma região sofre efeito de compressão e quando ocorre falha é causada pela força de cisalhamento (Zolin, 2011). Análises de estudos *in vitro* sugerem que as hastes intramedulares não bloqueadas não garantem estabilidade de torção e a falha na resistência ao torque provavelmente está relacionado com o *slack* entre o parafuso e a haste (Dejardin et al., 2006).

Os testes biomecânicos podem ser realizados em material sintético ou cadáver, sendo a escolha dependente de vários fatores, entre elas a padronização de amostras. A utilização de osso cadavérico em testes biomecânicos é bastante difundida, principalmente pela característica de aplicação em situação muito próxima ao real, porém, sua propriedade anisotrópica prejudica padronizar as amostras (Vignoli e Kenedi, 2016).

A anisotropia óssea está relacionada principalmente as adaptações às cargas fisiológicas no desenvolvimento, que é o efeito da Lei de Wolff no osso cortical. A Lei de Woff está ligada ao crescimento ósseo e aos estresses e estiramentos localizados no osso, ou seja, a capacidade do osso de adaptar-se às mudanças de tamanho,

forma e estrutura, dependendo dos estresses mecânicos submetidos a esse tecido (Kang et al., 2020). Sendo assim, a estrutura óssea não é completamente uniforme e é distinto a cada animal. O material do osso é mais resistente na orientação longitudinal do que na direção tangencial ou radial, ou seja, as propriedades mecânicas não são iguais em todas as direções e dependem da direção de aplicação de carga, dificultando a padronização dos materiais e podendo comprometer os resultados dos testes (San Antonio et al., 2012; Vignoli e Kenedi, 2016).

Além disso, os ossos cadavéricos sofrem variações a depender da raça, idade e condição clínica que o animal apresentava, que modifica a densidade óssea e alteram a resistência do osso, interferindo no resultado dos testes. Não obstante, o número de um par somente de cada osso longo por animal restringe o número de grupos estudados. (Cristofolini et al., 1996; Dallabrida et al., 2005; Zanetti e Bignardi, 2009).

Por conseguinte, os corpos de prova sintéticos apresentam característica isotrópica, ou seja, são estruturas homogêneas e com propriedades elásticas que resistente igualmente independente da direção (Yao et al., 2019). Sendo assim, os corpos de prova possuem vantagens como padronização da amostra e não precisam de armazenamento ou preparação, diferente dos ossos cadavéricos (Pruitt e Chakravartula, 2011; Ahmed e Susmel, 2017).

O material mais amplamente utilizado é o ácido poli-láctico, que é um polímero sintético que muda sua característica mecânica de acordo com a temperatura em que é submetido, podendo então, ser usado em impressão 3D. Esse composto sintético é usado na composição de implantes e suportam cargas compressivas similares ao titânio (Patkowski et al., 2016; Lee et al., 2017; Yao et al., 2019).

Nos corpos de prova são realizados testes para avaliar a capacidade mecânica do material, esses testes são chamados de ensaios mecânicos. Os ensaios podem ser destrutivos, quando os corpos de prova são testados e destruídos, ou não destrutivos, em que os corpos de prova não são destruídos após o teste. Nos ensaios destrutivos estão os ensaios de tração, compressão, fadiga, flexão, impacto, torção, dureza e fluência. Os ensaios também podem ser classificados de acordo com a velocidade em que as cargas são empregadas, sendo estático ou dinâmico. No ensaio

estático, a velocidade aplicada no corpo de prova é baixa e no dinâmico, a velocidade é alta (Zolin, 2011).

2. Objetivos

2.1 Objetivo Geral

Avaliar a resistência das construções e o comportamento dos implantes de bloqueio dispostos em diferentes configurações sob força de torção.

2.2 Objetivos Específicos

- Avaliar folga, amplitude angular e complacência dos implantes de bloqueio após o teste biomecânico de torção não destrutivo;
- Após o término dos testes avaliar a explantação dos implantes de bloqueio da haste, apontado possíveis dificuldades;
- Conferir danos físicos aos parafusos, hastes e corpos de prova após o teste de torção.

3. Justificativa

De acordo com Bong et al. (2007), a estabilidade da construção haste intramedular-osso depende das propriedades mecânicas do implante, do contato entre haste e osso ao longo da diáfise, das interfaces haste-implante de bloqueio e osso-implante de bloqueio, e da qualidade do osso. Ainda, em seu estudo *ex vivo* comparando hastes intramedulares bloqueadas com um ou dois parafusos distais, Reems et al. (2006) demonstraram risco superior à falha quando apenas um parafuso distal foi utilizado. Relativamente pouca informação está disponível na literatura veterinária acerca do comportamento mecânico das hastes intramedulares bloqueadas quanto ao número e disposição e tipo de implantes de bloqueio. Tais respostas são especialmente importantes, pois alguns modelos de hastes permanecem com folga após o bloqueio correto dos implantes. Deste modo, pretende-se com o estudo avaliar a presença de folga nos bloqueios em modelos de haste

intramedular bloqueada (HIB) (ângulo estável ou não), com diferentes configurações e tipo de implante de bloqueio após serem submetidos à carga de torção.

4. Hipótese

A hipótese é que a configuração ortogonal gerará melhor estabilidade, diminuindo o *slack*, assim como os implantes de bloqueio com ângulo fixo. Acredita-se que o parafuso do tipo *bolt* poderá ter maior resistência aos testes, visto que, possui diâmetro de alma maior, aumentando o momento de inércia de área do implante.

5. Referências

- Ahmed AA, Susmel L. (2017) Additively manufactured PLA under static loading: strength/cracking behaviour versus deposition angle. **Procedia Structural Integrity**. 3:498-507.
- Alves EGL, Rezende CMF, Oliveira HP, Borges NF, Mantovani PF, Lara JS. (2010) Avaliação mecânica da placa de composto de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia** 62:1367-1374.
- Bong MR, Kummer FJ, Koval KJ, Egol KA. (2007) Intramedullary nailing of the lower extremity: biomechanics and biology. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons** 15:97–106.
- Brückner M, Unger M, Spies M (2016). Early Clinical Experience with a Newly Designed Interlocking Nail System - Targon VR Vet. **Veterinary Surgery** 45:754-763.
- Cristofolini L, Viceconti M, CAPPELLO A, Toni A. (1996) Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics** 2:525-435.
- Dallabrida AL, Schossler JE, Aguiar ESV, Amendola GF, Silva JHS, Soares JMD (2005). Análise biomecânica Ex vivo de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural, clínica e cirurgia** 35:116-120.
- Decamp CE, Johnston SA, Dejardin LM, Schaefer SL. (2016) **Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair**. 5. ed. St. Louis: Elsevier, p. 868.
- Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C. (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 Practice** 42:935–962.
- Dejardin LM, Lansdowne JL, Sinnott MT, Sidebotham CG, Haut RC. (2006) In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design. **American Journal of Veterinary Research** 67:678-685.
- Dejardin LM, Perry KL, Pfeil DJFV, Guiot LP. (2019) Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice** 50:67-100.
- Diamante GAC. (2021) **Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao *cross-link* na estabilização da coluna toracolombar ex vivo de cães**. 94 f.

Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo.

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.

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

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

Johnston SA, Von Pfeil DJF, Dejardin LM, Roe S, Weh M. (2017) Internal Fracture Fixation. In: Johnston SP, Tobias KM. **Veterinary Surgery: Small Animal**. St. Louis: Elsevier. 2ed.

Kang J, Dong E, Li D, Dong S, Zhang C, Wang L. (2020). Anisotropy characteristics of microstructures for bone substitutes and porous implants with application of additive manufacturing in orthopaedic. **Materials & Design**, v.191.

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

Lowenberg DW, Debaun MR, Sox-Harris A, Behn A. (2019) Influence of fracture obliquity and interlocking nail screw configuration on interfragmentary motion in distal metaphyseal tibia fractures. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology** 29 <doi:10.1007/s00590-019-02553-w>.

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

Moreno MR, Zambrano S, Dejardin LM, Saunders WB. (2017) Bone biomechanics and fracture biology. In: JOHNSTON SP, TOBIAS KM. **Veterinary Surgery: Small Animal**. St. Louis: Elsevier. p.1798-1876.

Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom S, Santos HA, Masatwar PV, Maske RG. (2017) Interlocking Nailing Versus Plating in Tibial Shaft Fractures in Adults: A Comparative Study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research** 11:08-13.

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

Patkowski M, Krolkowska A, Reichert P. (2016) Comparison of bioabsorbable interference screws composed of poly-L-lactic acid and hydroxyapatite (PLLA-HÁ) to

washer loc tibial fixation in patients after anterior cruciate ligament reconstruction of the knee joint. **Polimery w medycynie** 46:53-58.

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

Reems MR, Pluhar GE, Wheeler DL. (2006) Ex Vivo Comparison of One Versus Two Distal Screws in 8 mm Model 11 Interlocking Nails Used to Stabilize Canine Distal Femoral Fractures. **Veterinary Surgery** 35:161-167.

Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT. (2019) Intramedullary nailing biomechanics: Evolution and challenges. *Journal of Engineering in Medicine* 233:295–308.

Rudloff MI. (2017) Fraturas de Membros Inferiores. In: Canale ST, Beaty JH. **Campbell Cirurgia Ortopédica**. Rio de Janeiro: Elsevier. 12ed.

San Antonio T, Ciaccia M, Muller-Karger C, Casanova E. (2012). Orientation of orthotropic material properties in a femur FE model: A method based on the principal stresses directions. **Medical engineering & Physics**, 34, 914-919.

Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Dejardin LM. (2009) In Vitro Evaluation of the Effect of Fracture Configuration on the Mechanical Properties of Standard and Novel Interlocking Nail Systems in Bending. **Veterinary Surgery** 38:881–887.

Vignoli LL, Kenedi PP. (2016) Bone Anisotropy - Analytical and Finite Element Analysis. **Latin American Journal of Solids and Structures**, 13:1, 51–72.

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

Wheeler JL, Stubbs WP, Lewis DD, Cross AR, Guerin SR. (2004) Intramedullary Interlocking Nail Fixation in Dogs and Cats: Biomechanics and Instrumentation. **Surgery Compendium: Continuing Education for Veterinarians** 26:519-528.

Yao T, Deng Z, Zhang K, Li S. (2019) A method to predict the ultimate tensile strength of 3D printing polylactic acid (PLA) materials with different printing orientations. **Composites Part B: Engineering**, 163, 393–402.

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

Zhao Z, Li Y, Ullah K, Sapkota B, Bi H, Wang Y. (2018) The antegrade angle-stable locking intramedullary nail for type-C distal femoral fractures: a thirty four case experience. **International Orthopaedics** 42:659–665.

Zolin I. (2011) **Curso Técnico em Automação Industrial: Ensaio Mecânicos e Análises de Falhas**, 3ed, Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria, Colégio Técnico Industrial de Santa Maria.

CAPÍTULO 2 – ANÁLISE BIOMECÂNICA TORCIONAL COMPARATIVA ENTRE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR

Normas do periódico “Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology” (Anexo 1)

Resumo

Objetivo: Comparar propriedades mecânicas por meio de teste de torção, avaliando a folga, amplitude angular e complacência de diferentes configurações de bloqueio de haste intramedular. Após o teste, avaliar explantação e integridade dos implantes e corpos de prova.

Material e Métodos: Modelos de corpos de prova sintéticos simulando uma fratura em osso longo severamente cominutiva, tratados com diferentes configurações de bloqueio, G1 representa a haste intramedular bloqueada com parafusos paralelos (ângulo estável), G2 com parafusos ortogonais (ângulo estável), G3 com *bolt* paralelos e G4 *bolt* ortogonais. As construções foram testadas a partir de teste não destrutivo de torção e a complacência do construto, a amplitude angular máxima e a folga foram comparadas estatisticamente ($p \leq 0,05$).

Resultados: Todas as construções apresentaram folga. Mesmo assim, a haste em ângulo estável com parafuso paralelo e ortogonal apresentaram maior estabilidade, com menor valor de folga e amplitude angular. A complacência de todas as construções foram estatisticamente semelhantes. Os implantes foram recuperados após o teste de torção e foram explantados sem dificuldades e íntegros em todos os grupos. Os corpos de prova dos grupos G3 e G4 tiveram as bordas dos orifícios com maiores danos que o G1 e G2.

Conclusões: O bloqueio multiplanar com parafuso bloqueado ou não podem contornar o desafio de pouco estoque ósseo para fixação, principalmente em fraturas metafisárias e distais. A haste utilizando bloqueio em ângulo estável com parafuso, demonstrou melhor estabilidade que o bloqueio com *bolt*.

Palavras-chave: ângulo estável; bloqueio multiplanar; *bolt*; ortogonal; teste de torção.

1. Introdução

As hastes intramedulares bloqueadas (HIB) são consideradas implantes padrão ouro na medicina e vem expandindo na ortopedia veterinária em fraturas diafisárias de tíbia, fêmur e úmero. O método de aplicação da HIB pode ser realizado com abordagem minimamente invasiva, seguindo os princípios da osteossíntese biológica, preservando o coágulo primordial e a biologia da fratura. Ademais, HIB proporciona alinhamento funcional do membro, resistência as forças torcionais através do bloqueio haste e parafuso, resiste a flexão pelo formato cilíndrico da haste e à carga de flexão cíclica de forma superior quando comparada a outros implantes, em virtude da disposição da haste no eixo neutro do osso (1,2).

Com a expansão do uso da HIB pelos resultados clínicos favoráveis em humanos e medicina veterinária, a utilização do implante aumentou e limitações clínicas começaram a serem relatadas (3,4). Sendo assim, estudos foram desenvolvidos e observou-se falha na estabilidade do constructo que poderia potencialmente levar ao movimento interfragmentário e, posteriormente, a cicatrização atrasada (5,6,7). Outras pesquisas investigativas com testes biomecânicos sugeriram que a instabilidade é causada pela falta de interação rígida entre a haste e o implante de travamento, provocando folga de torção na construção, conhecido como “*slack*” (8-11).

As construções avaliadas em estudos *in vitro* revelaram que o *slack*, conhecido como folga, é resultado da discrepância entre o diâmetro do parafuso e o orifício da haste, e que sob torção, essa diferença é exacerbada pelo achatamento das roscas dos parafusos e por danos estruturais nas bordas dos orifícios das hastes induzidas pelo parafuso (8,12). Além disso, outro tipo de folga também pode existir na construção, chamado de *backlash*. O *backlash* é uma folga axial relativa entre a rosca do parafuso e a rosca do orifício do implante, causando micro movimento, que pode aumentar o desgaste do implante e piorar o posicionamento do parafuso (13,14). Apesar disso, o *backlash* é um fenômeno mecânico que necessita de maiores estudos, e ainda não existem estudos clínicos e biomecânicos que caracterizem sua importância (13,14).

Estes modelos de haste intramedular obtinham como sistema de travamento o contato do orifício da haste e o parafuso de bloqueio, não roscado a haste. O parafuso cortical possui menor momento de inércia de área (MIA) devido aos grandes filetes de rocas e não detém de interação rígida entre a haste e o parafuso, sendo assim, além da folga existente na construção, outras complicações relatadas neste modelo era a quebra do parafuso (10,12,15).

Portanto, para solucionar os problemas existentes, o parafuso cortical foi substituído por implantes desprovidos de roscas denominados *bolts*. Os *bolts* conseguiram aumentar o MIA e diminuíram a folga, mas não anulou (9). A construção que melhorou a interação do orifício da haste e o parafuso, diminuindo consequentemente a folga, foi a haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE) (16,17,18).

Em estudo *in vivo*, comparou-se sistemas de bloqueio convencional e de ângulo estável a partir da consolidação óssea de fratura tibial canina, definida pela presença de calo ósseo em ponte dos cães. Os cães tratados com HIB-AE tiveram consolidação precoce (oito a dez semanas), enquanto a união clínica dos cães tratados com modelo de haste convencional foi alcançada após 12 semanas. Portanto, esta consolidação precoce sugere processo de regeneração óssea em ambiente mais estável, demonstrando que as HIB-AE representam alternativa superior às hastes convencionais no tratamento de fraturas em ossos longos caninos (19).

Apesar das inúmeras vantagens dos modelos de ângulo estável disponíveis, ainda existem algumas limitações para o seu uso, principalmente devido à disposição dos parafusos em fraturas muito distais (20). As fraturas metafisárias representam um grande desafio para fixação óssea, tanto pela metafise óssea ter um canal medular mais largo que a região diafisária favorecendo a folga da construção, em razão da diminuição da interação entre a superfície endosteal e da haste intramedular, quanto pelo limitado estoque ósseo disponível, permitindo a fixação de apenas um parafuso, quando em disposição paralela (20,21,22). A fixação de apenas duas corticais por um parafuso, tem grandes chances de não resistir e falhar, principalmente em animais de grande porte e pesados (17,19).

Sendo assim, a introdução da haste intramedular com bloqueio multiplanar possibilita a aplicação em fraturas metafisárias com limitado estoque ósseo disponível.

O bloqueio ortogonal é amplamente utilizado em humanos, mas, na medicina veterinária, o estudo ainda é escasso. Acredita-se que as hastes multiplanares com parafusos dispostos de forma ortogonal, ofereça maior estabilidade na fixação do que os modelos com parafusos paralelos entre si (convencionais) (20,21). Mas, poucos estudos comparam o sistema de bloqueio e a direção do bloqueio da haste. Portanto, são necessários maiores estudos para classificação e definição destes implantes.

Desta maneira, para contornar as deficiências de conformações de haste atuais e obter maiores informações sobre a haste multiplanar, o objetivo do estudo relatado foi comparar as propriedades de torção de quatro tipos de construções de haste intramedular com ângulo estável ou não e multiplanar ou paralelo (convencional). Além disso, avaliar a explantação dos implantes de bloqueio da haste e conferir danos nos parafusos, hastes e corpos de prova após o teste de torção.

2. Material e Métodos

A pesquisa foi submetida e aprovada pela Comissão de Ética no uso de Animais (CEUA) (protocolo: 2135/21).

2.1 Descrição dos implantes

Foram utilizadas 28 hastes no experimento, confeccionadas em aço inoxidável 316L, maciças, com dois orifícios proximais e dois distais, comprimento total de 175 mm e 8 mm de diâmetro. A distância entre os orifícios foi padronizada em 11 mm, para região proximal e distal, e cada orifício com diâmetro de 3,5 mm (Figura 1).

Quatro modelos de hastes foram confeccionadas para o estudo. Metade das hastes possuem orifícios proximais e distais paralelos e as demais com orifícios ortogonais para bloqueio. Além disso, parte das hastes possuem orifícios com roscas internas para bloqueio do parafuso específico para esse sistema, e a outra parte com orifícios não roscados, para acomodar *bolt* maciço liso.

Dois modelos de bloqueio foram propostos para as hastes. O sistema de conexão entre o orifício da haste com rosca e parafuso roscado é chamado de haste intramedular bloqueada de ângulo estável (HIB-AE), e o outro sistema é formado pela haste com orifício não roscado e *bolt* (Figura 1).

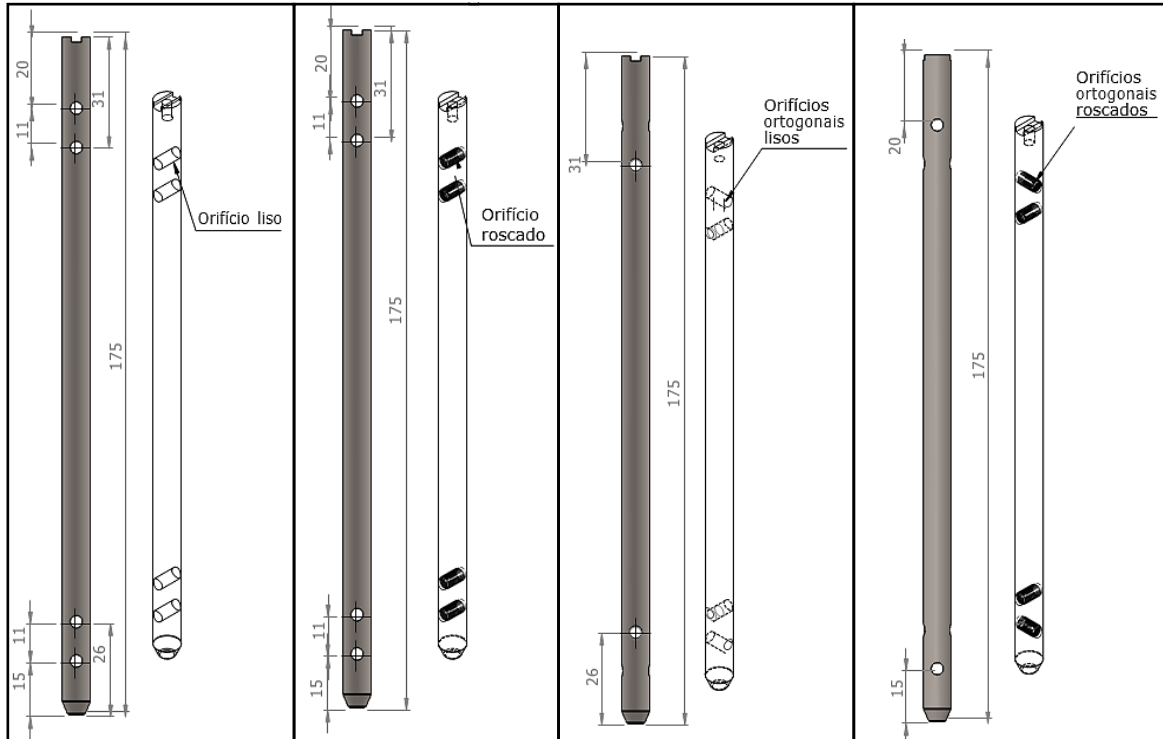


Figura 1. Desenhos das hastes confeccionadas para o estudo (Programa CAD SOLIDWORKS® 2016). As hastes das figuras (B) e (D) são haste de bloqueio de ângulo estável com parafuso roscado e as (A) e (C) são hastes de orifício liso bloqueadas com bolt. As hastes com orifícios paralelos são (A) e (B) e orifícios ortogonais são as hastes (B) e (D).

O parafuso possuía cabeça de 0,5 mm de diâmetro, com rosca em todo seu comprimento, sendo 3,5 mm de diâmetro externo e 2,9 mm de diâmetro interno (alma). Os referidos *bolts* possuem estruturalmente três porções distintas, a primeira delas, denominada “cabeça”, com 0,5 mm de diâmetro externo e formato quadrado para permitir acoplamento externo de chave específica para sua inserção. A segunda porção, denominada “área roscada” continha filetes de roscas (4,1 mm de diâmetro externo e 3,5 mm de diâmetro interno) e comprimento de 5 mm, com principal função de bloqueio por meio de roscas apenas na primeira cortical do corpo de prova (cortical *cis*). A terceira porção, “corpo” maciça, lisa, possuía 22 mm de comprimento e 3,5 mm de diâmetro. Esta porção se aloca através do interior dos orifícios da HIB e transpassava a segunda cortical do corpo de prova (cortical oposta – *trans*) (Figura 2).

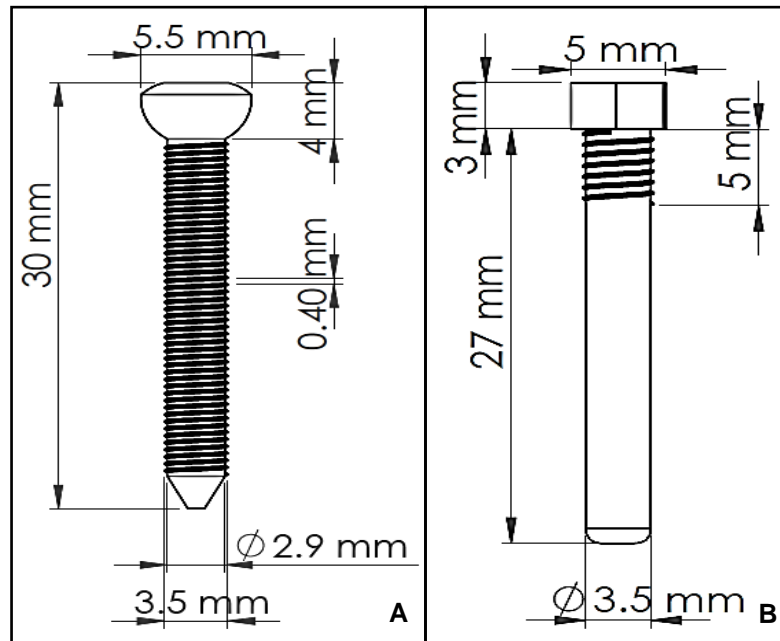


Figura 2. Desenhos dos implantes de bloqueio que foram alocados no orifício das hastes. (A) Parafuso de bloqueio para hastes de ângulo estável com 3,5 mm de diâmetro externo e 2,9 mm de alma. (B) *Bolt* utilizado em hastes de orifício liso com área roscada de 4,1 mm de diâmetro e 3,5 mm de alma, e área maciça lisa com 3,5 mm de diâmetro.

2.2 Descrição dos corpos de prova

Os corpos de provas foram projetados em programa computacional específico (*SolidWorks*® 2016), e impressos com o auxílio de impressora 3D, confeccionados em ácido poli láctico (PLA), fabricados em tamanho padronizado de 95 mm de comprimento, por 14 mm de diâmetro externo, com 3 mm de espessura de parede (cortical) e vazados interiormente no sentido longitudinal com diâmetro de 8 mm, permitindo a alocação de hastes intramedulares do mesmo diâmetro.

As extremidades dos corpos de provas, denominadas bloco de apoio, apresentavam formato cônico, mimetizando a intersecção entre as porções ósseas (epífise/metáfise/diáfise), minimizando, assim como no tecido ósseo a mudança não drástica de formas geométricas, reduzindo o acúmulo de tensão na transição base-coluna do corpo de prova e, conseqüentemente aumentando a resistência deste. O formato cônico mimetizando a intersecção das porções ósseas em corpos de prova sintéticos já foi descrito e padronizado em outros estudos biomecânicos que utilizaram HIB (8,15). Essas extremidades possuíam superfícies planas, facilitando a instrumentação na mesa e na máquina de ensaios. Foram utilizados dois corpos de

prova para cada haste, mimetizando duas colunas ósseas (proximal e distal), separadas por distância de 25 mm. Essa lacuna entre os corpos de prova teve o escopo de mimetizar fratura cominutiva e irreduzível (falha crítica). Apenas o bloco de apoio do corpo de prova proximal possuía seção interna vazada (8 mm) para permitir a passagem da haste de mesmo diâmetro.

2.3 Configurações dos grupos

Quatro grupos foram padronizados no experimento, sendo cada grupo formado por sete réplicas. No grupo 1 (G1), os corpos de prova dispuseram de hastes intramedulares bloqueadas (HIB) de 8 mm de diâmetro, 175 mm de comprimento, apresentando orifícios de 3,5 mm, sendo dois no segmento proximal e dois no segmento distal, dispostos no mesmo plano (paralelos), todos roscados, para promover bloqueio dos parafusos em ângulo estável (Figura 3C) com a haste e com as corticais dos corpos de prova (Figura 3A).

No grupo 2 (G2) as HIB possuem as mesmas medidas e características de bloqueio do G1, entretanto, os orifícios proximais e distais ficavam dispostos de forma ortogonal, ou seja, perpendicularmente entre si (Figura 3B).

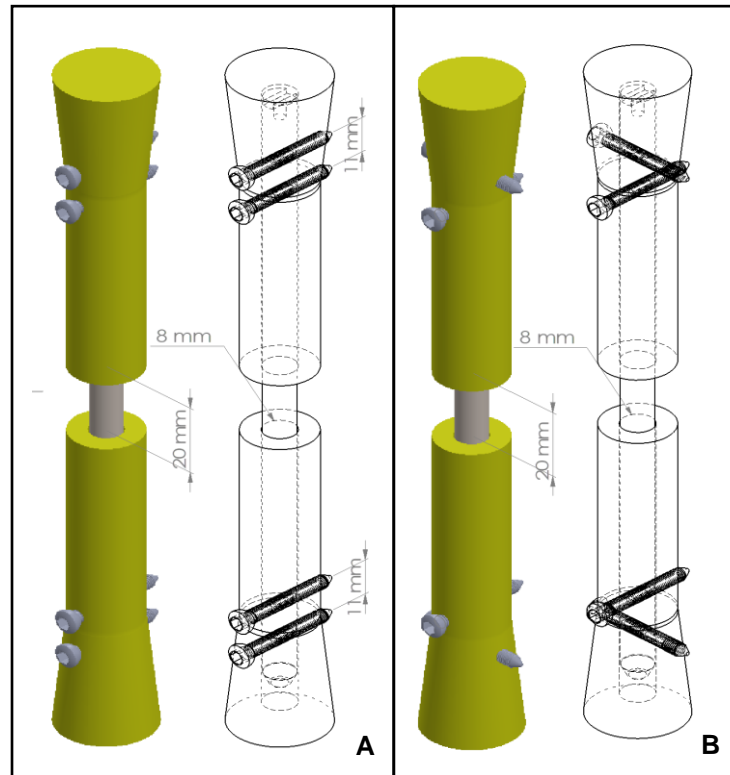


Figura 3. Representações gráficas do Grupo 1 (A) e do Grupo 2 (B). Nota-se na imagem (A) duas representações evidenciando a haste intramedular bloqueada (HIB), os corpos de prova e os quatro parafusos de bloqueio paralelos entre si (uniplanar), estabilizando a haste em ângulo estável, ou seja, o implante foi rosqueado na haste. Na imagem (B) a diferença se encontra no bloqueio multiplanar, os parafusos foram inseridos e ficaram dispostos de forma ortogonal.

O grupo 3 (G3) foi composto por hastes com diâmetro e comprimentos iguais ao G1 e G2, com dois orifícios não roscados proximais (3,5 mm de diâmetro) e dois orifícios não roscados distais (3,5 mm de diâmetro), dispostos paralelos entre si (Figura 4A). O bloqueio dos quatro orifícios realizou-se por meio de implantes (*bolts*) desenvolvidos especialmente para este estudo em tela.

O grupo 4 (G4) foi composto de hastes de mesmo comprimento e diâmetro dos demais grupos, porém os quatro orifícios não serão roscados, assim como no G3 (sem roscas – lisos), porém dispostos em sentido perpendicular (iguais a configuração do G2, ou seja, ortogonais) (Figura 4B). Os implantes de bloqueio desse grupo foram os mesmos *bolts* já caracterizados no G3.

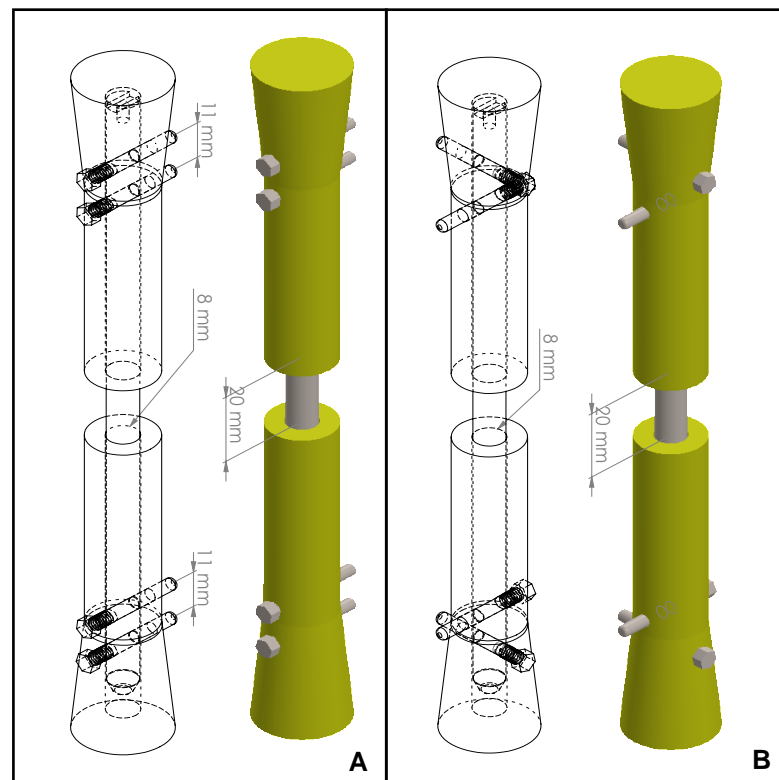


Figura 4. Representações gráficas do Grupo 3 (A) e do Grupo 4 (B). Nota-se na imagem (A) duas representações evidenciando a haste intramedular bloqueada (HIB), os corpos de prova e os quatro bolts de bloqueio paralelos entre si (uniplanar), estabilizando a haste. Na imagem (B) a diferença se encontra no bloqueio biplanar, os bolts foram inseridos e ficaram dispostos de forma ortogonal.

2.4 Ensaios Mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Biomecânica no Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Vinte e oito corpos de prova foram submetidos a ensaios mecânicos não destrutíveis de torção.

2.4.1 Ensaio de Torção

As amostras foram testadas não destrutivamente em torção em máquina projetada e construída no Laboratório de Biomecânica (23). A máquina tem a capacidade de submeter o corpo de prova a um momento de torção de até ± 9 N.m a uma velocidade angular constante que pode ser ajustada na faixa de 0,5 a 8°/segundo.

O sentido de rotação pode ser horário ou anti-horário e os erros nas medidas são de $0,05^\circ$, para o deslocamento angular, e de $0,01 \text{ N.m}$, para o torque (Figura 5).

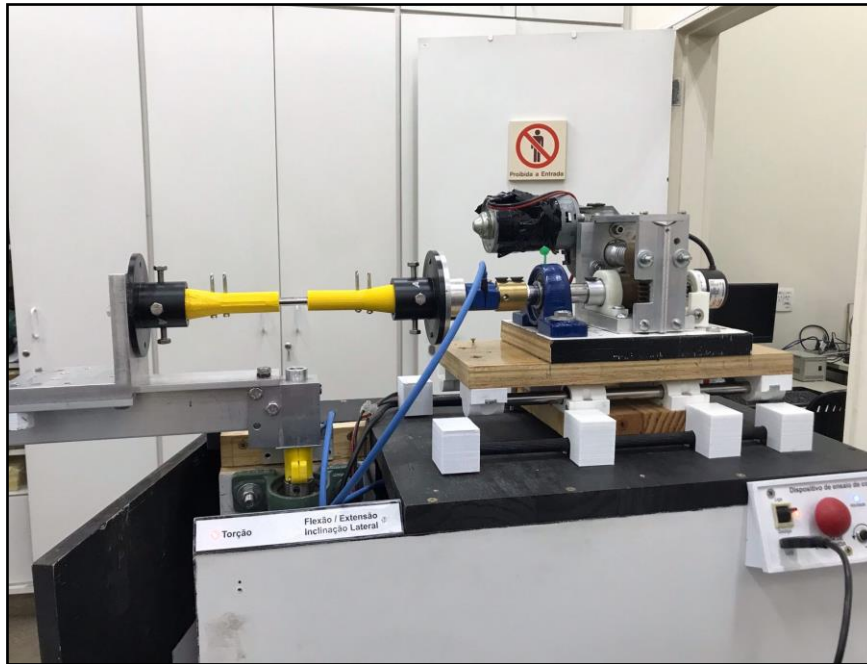


Figura 5. Imagem fotográfica de máquina para ensaio de torção projetada e construída no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.

Os ensaios de torção não destrutível foram baseados na metodologia de Dejardin et al. (2006) onde cada corpo de prova foi submetido a dez ciclos, cada ciclo se refere a aplicação de um torque de até 5 N.m no sentido horário e anti-horário a uma velocidade angular constante de $2^\circ/\text{s}$ (8).

2.5 Análise de dados

Os dados provenientes da máquina de ensaios foram adquiridos por um programa de computador desenvolvido no laboratório de biomecânica que teve a função de registrar e visibilizar os valores de torque e deformação angular, a uma taxa de aquisição de dados de dez ciclos. Somente o último ciclo (décimo) foi analisado a complacência, amplitude angular e folga, assim como observado anteriormente em outros estudos (8,9,12,19).

A complacência é definida como a inclinação na região linear do gráfico deformação angular *versus* momento de torção e é expressa em grau/ N.m . As

complacências de torção foram determinadas para torção no sentido horário (fase de carga positiva) e anti-horário (fase de carga negativa). A inclinação foi calculada no ciclo positivo e negativo utilizando o método computacional de regressão linear entre os torques de 1,5 a 5 N.m quando o coeficiente de determinação (r^2) for maior que 0,99 (Figura 6).

As curvas de complacência podem ser classificadas como unimodais, indicando resistência contínua em função da carga aplicada, ou bimodal, indicando, na região central do gráfico, uma deformação angular abrupta sem oferecer resistência ao torque aplicado, que está relacionado à folga existente na montagem e que lhe confere uma curva com o aspecto de 'S' (Figura 6).

A seção central das curvas de complacência, representando a folga do constructo, não foi incluída no cálculo da complacência. A conformidade geral do construto, calculada como a conformidade média durante o carregamento positivo e negativo, foi usada para análises estatísticas.

A amplitude angular, também conhecida como deformação angular foi calculada como a diferença entre os ângulos registrados nos torques máximo de 5 N.m e mínimo de -5 N.m.

A folga da construção foi definida como a região entre os pontos de interceptação no eixo Y (deformação angular) das projeções das complacências medidas nas cargas positivas e negativas. A análise da folga somente é possível na curva bimodal, onde não há resistência quantificável à carga (8,12) (Figura 6).

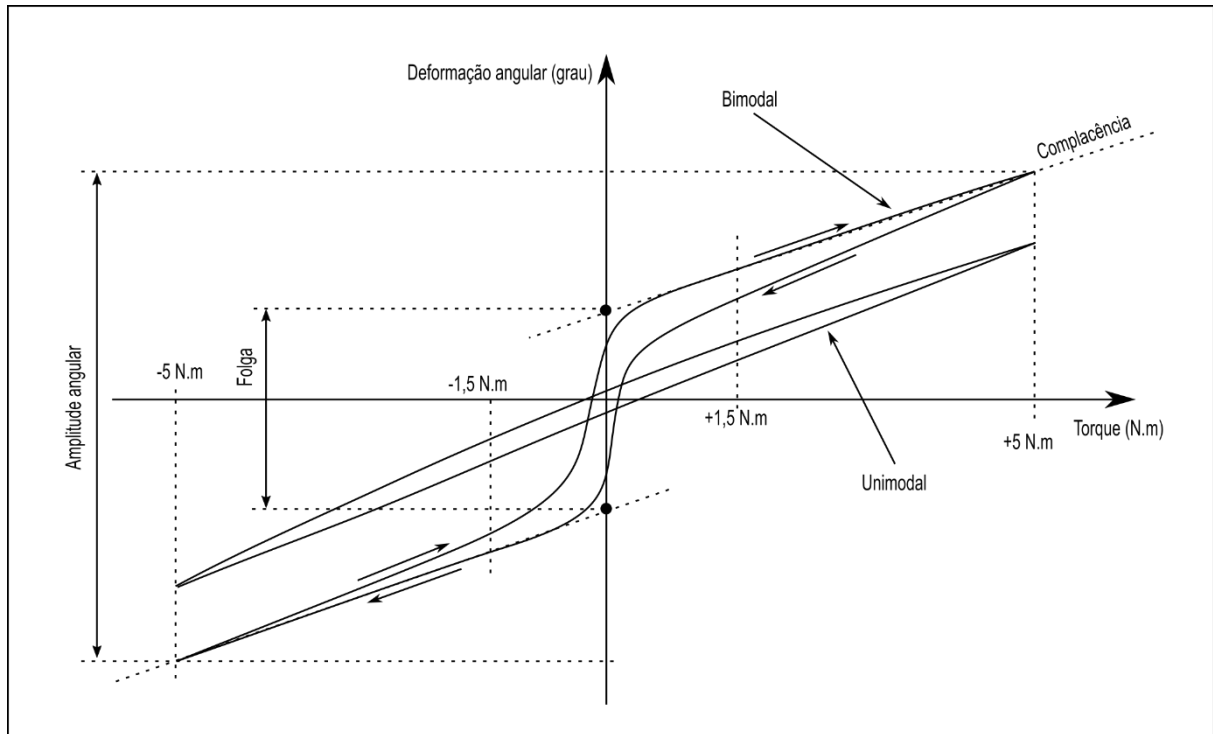


Figura 6. Representação genérica de duas curvas com comportamento unimodal e bimodal captadas durante o teste de torção. Os valores adquiridos foram calculados como a mudança no ângulo de torção de $\pm 1,5$ N.m para ± 5 N.m nas fases de carga positiva (rotação no sentido horário) e negativa (rotação no sentido anti-horário) nos testes. A folga na construção foi calculada como a diferença entre a interceptação em y das complacências positivas e negativas. A amplitude angular máxima de cada construção foi calculada como a diferença no ângulo de torção entre os torques máximo e mínimo aplicados (8,12).

2.6 Análise Estatística

Os testes estatísticos foram realizados com o auxílio do programa no Software R (24). Os valores foram submetidos a análise de variância de uma via (ANOVA One-Way), seguido pelo teste post-hoc de Tukey para comparação das médias de cada nível dos grupos. Posteriormente foi aplicado ao teste de *Shapiro-Wilk*, seguida pelo teste complementar de Levene para avaliar a confiabilidade dos testes. O nível de significância estabelecido em todos os testes foi de 5% ($p \leq 0,05$).

3. Resultados

Os quatro grupos apresentaram curvatura bimodal quando submetidos ao teste biomecânico de torção, ou seja, existe folga nas construções que refletiram em

mudança abrupta na deformação angular, sem resistência aos torques aplicados nos testes. No entanto, o G1, que representa a haste com parafusos paralelos, assim como G2, haste com parafusos ortogonais, a curvatura que representa a folga apresentou-se mais estreita que os outros grupos, demonstrando menor folga na construção (Figura 7).

No G3 e G4, que são as hastes com *bolt* paralelos e ortogonais, respectivamente, apresentaram curvatura bimodal mais proeminente que os outros grupos, demonstrando maior folga que as outras construções. Essa disparidade pode ser observada por meio dos pontos de curvatura no eixo Y (deformação angular) nas projeções da complacência medidas nas cargas positivas e negativas (Figura 7).

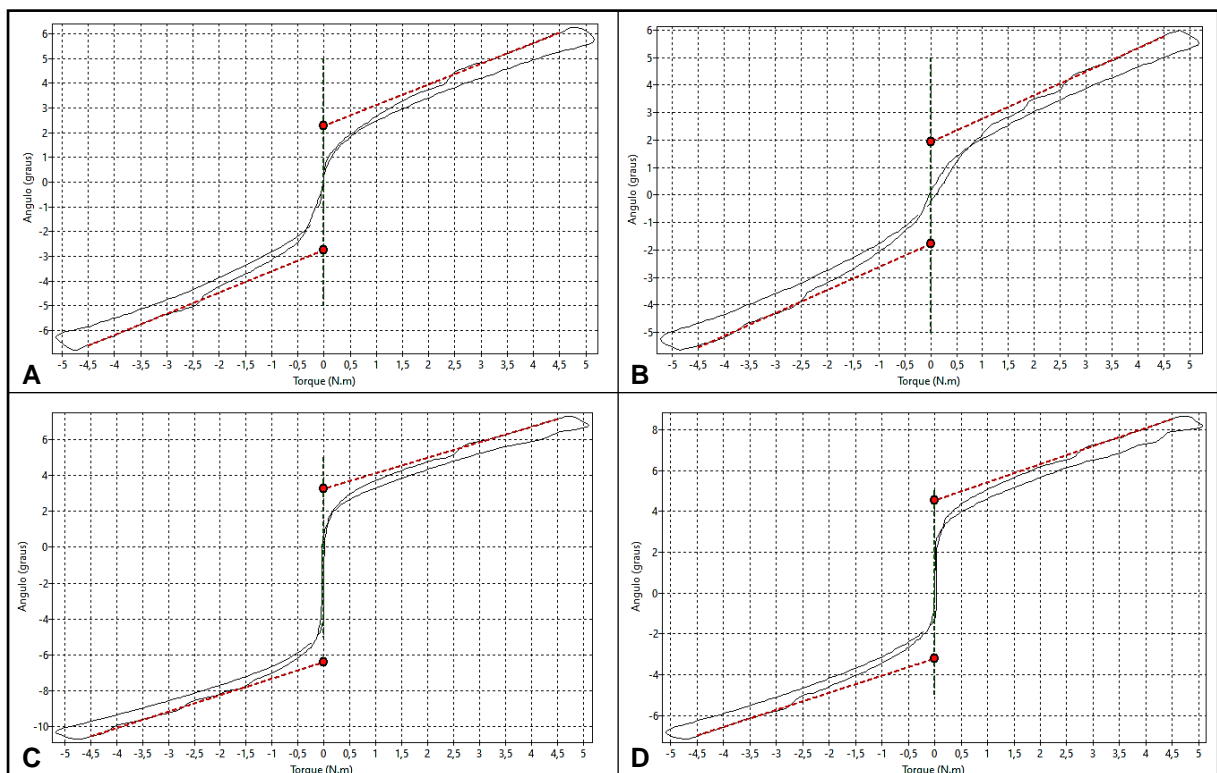


Figura 7. Ilustrações gráficas evidenciando curvas captadas dos quatro grupos durante o teste de torção, onde todos apresentaram curvatura bimodal. A imagem (A) representa o G1 (hastes com parafusos roscados paralelos entre si), (B) o G2 (hastes com parafusos roscados ortogonais entre si), (C) corresponde ao G3 (hastes com *bolt* paralelos entre si) e o (D) o G4 (hastes com *bolt* ortogonais entre si). Os pontos em vermelho representam a folga da construção, portanto, observa-se que a curvatura menos sigmoide e que possui os pontos mais próximos é da imagem B (G2) e a curvatura mais sigmoide, com os pontos mais espaçados é a imagem C (G3).

A amplitude angular máxima do G3 com construção formada pelo bloqueio *bolt* paralelo foi maior em comparação às outras construções. O G1 (bloqueio de parafuso paralelo) e o G2 (bloqueio de parafuso ortogonal) apresentaram o valor de amplitude angular iguais, sem diferença significativa ($p < 0,05$), os dois grupos mostraram menor amplitude angular quando submetido aos testes biomecânicos de torção. Isso revela que quando os G1 e G2 foram submetidos ao torque máximo de 5 N.m, a construção obteve menor deformação angular, e o G3 maior deformidade (Tabela 1) (Gráfico 1).

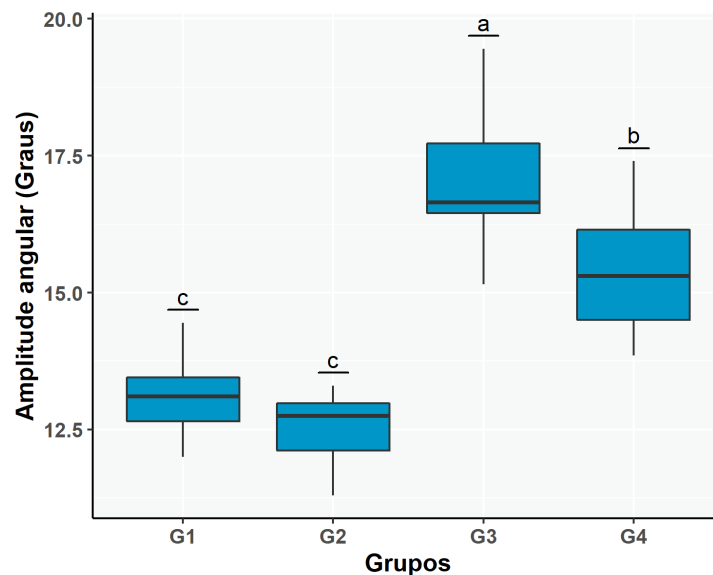


Gráfico 1. Amplitude angular (graus) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com *bolt*) e G4 (bloqueio ortogonal com *bolt*). Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) no teste de Tukey.

As construções que obtiveram maior folga, sem diferença significativa ($p < 0,05$) entre elas, foi G3 (bloqueio *bolt* paralelo) e G4 (bloqueio *bolt* ortogonal), característica de uma construção mais instável. Os grupos que apresentaram menor folga foram o G2 e G1, demonstrando uma interação rígida entre os parafusos e os orifícios nas hastes, criando ambiente estável (Tabela 1) (Gráfico 2).

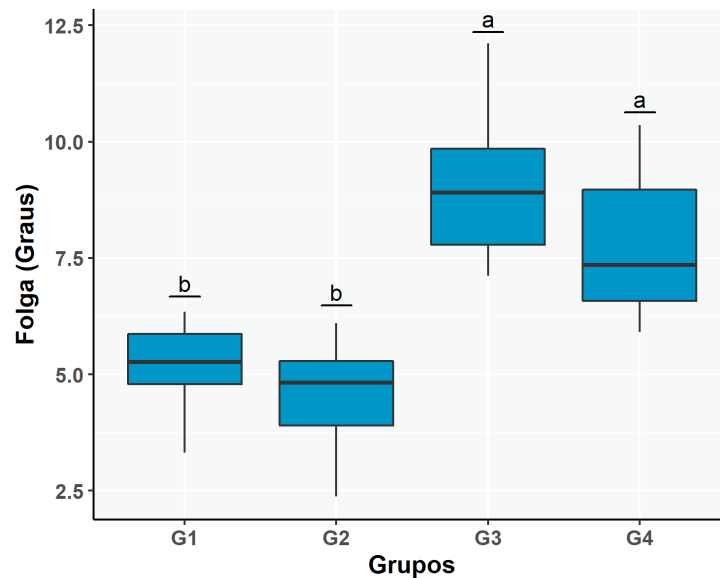


Gráfico 2. Folga (Graus) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com *bolt*) e G4 (bloqueio ortogonal com *bolt*). Letras diferentes indicam diferença significativa ($p < 0,05$) no teste de Tukey.

Os dados da complacência não obtiveram diferenças significativas ($p < 0,05$) nos quatro grupos, ou seja, os bloqueios das hastes apresentaram resistência iguais em todos os grupos, quanto ao recuo às suas dimensões originais após a remoção da força (deformação elástica) (Tabela 1) (Gráfico 3).

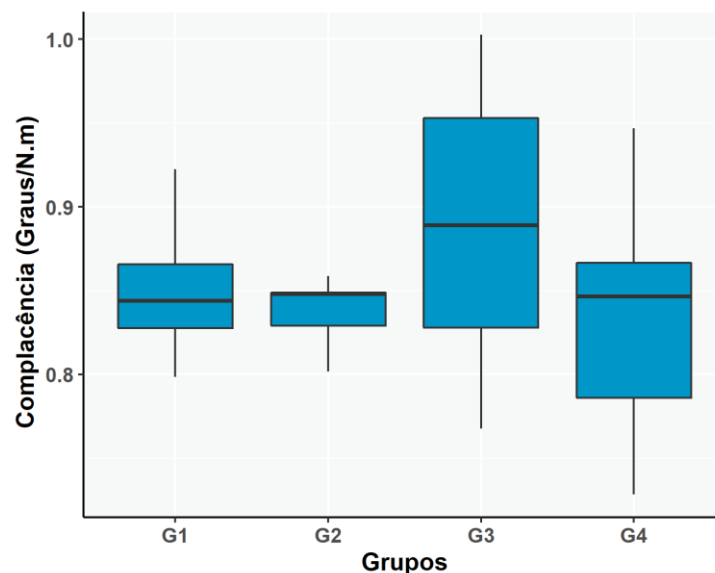


Gráfico 3. Complacência (Graus/N.m) nos diferentes grupos: G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com *bolt*) e G4 (bloqueio ortogonal com *bolt*), em que não obtiveram diferenças significativas ($p < 0,05$).

Os resultados do teste de torção nos corpos de prova apresentados no presente estudo pelas variáveis folga, amplitude angular e complacência, trouxeram resultados semelhantes em cada grupo, ou seja, as sete réplicas de cada grupo foram estatisticamente equivalentes, segundo os valores de desvio padrão (Tabela 1).

Tabela 1. Média, desvio padrão e valores mínimo e máximo dos das variáveis: folga, amplitude angular e complacência, dos quatros grupos, G1 (bloqueio paralelo com parafuso roscado), G2 (bloqueio ortogonal com parafuso roscado), G3 (bloqueio paralelo com *bolt*), G4 (bloqueio ortogonal com *bolt*), submetidos a teste de torção.

Variável	Tratamento	Média	DP	Min	Max
Folga (Graus)	G1	5,18 ^b	1,02	3,32	6,34
	G2	4,52 ^b	1,33	2,38	6,10
	G3	9,06 ^a	1,72	7,12	12,11
	G4	7,81 ^a	1,79	5,91	10,35
Amplitude angular (Graus)	G1	13,11 ^c	0,81	12,00	14,45
	G2	12,51 ^c	0,76	11,3	13,30
	G3	17,09 ^a	1,37	15,15	19,45
	G4	15,41 ^b	1,30	13,85	17,40
Complacência (Graus/N.m)	G1	0,85 ^a	0,04	0,80	0,92
	G2	0,84 ^a	0,02	0,80	0,86
	G3	0,89 ^a	0,09	0,77	1,00
	G4	0,83 ^a	0,07	0,73	0,95

DP: Desvio-padrão; **Min:** mínimo; **Max:** máximo. Letras diferentes dentro de cada variável indicam diferença significativa ($p \leq 0,05$).

A análise descritiva das características avaliadas considerou os valores de média e desvio-padrão dentro de cada grupo. O efeito do tratamento sobre as variáveis avaliadas foi obtido por meio da análise de variância de uma via (ANOVA One-Way), seguido pelo teste post-hoc de Tukey para comparação das médias de cada nível dos grupos. O resíduo do modelo de regressão foi considerado normal segundo o teste de *Shapiro-Wilk* e sua variância homocedástica pelo teste de Levene.

O tamanho do efeito, ou seja, o quanto da variância da variável resposta é devido ao efeito do grupo, foi obtido por meio do Eta quadrado (η^2) - razão entre a variância do tratamento e a variância total. A folga apresentou tamanho de efeito de 64%, amplitude angular 76% e complacência 13%, então, a variável amplitude angular mostrou grande significância no estudo e a complacência, baixo efeito.

Os parafusos utilizados para o bloqueio das hastes foram recuperados após o teste de torção e foram explantados sem dificuldades em todos os grupos. Além disso,

não haviam sinais macroscópicos de desgaste ou achatamento das roscas dos parafusos, todos estavam íntegros, assim como as hastes. Os corpos de prova de todos os grupos apresentaram danos estruturais macroscópicos nas bordas da cortical *cis* dos orifícios dos parafusos, já a cortical *trans* manteve-se íntegra. Os grupos G3 e G4 tiveram as bordas dos orifícios dos corpos de prova mais danificadas que o G1 e G2 (Figura 8).



Figura 8. Imagens fotográficas dos corpos de prova dos quatro grupos G1 (hastes com parafusos roscados paralelos entre si), G2 (hastes com parafusos roscados ortogonais entre si), G3 (hastes com *bolt* paralelos entre si) e o G4 (hastes com *bolt* ortogonais entre si), após teste de torção (não destrutível). Observe que em todos eles as bordas dos orifícios apresentaram danos macroscópicos pelo momento de torção do corpo do parafuso pressionando a borda do corpo de prova.

4. Discussão

No presente estudo se avaliou a folga, amplitude angular e complacência por meio do teste de torção em quatro alternativas de bloqueio para haste intramedular. A hipótese inicial era de que a configuração multiplanar geraria melhor estabilidade que as outras configurações, pela conformação ortogonal dos implantes de bloqueio, assim como os implantes de bloqueio com ângulo estável.

Após o teste torcional, as configurações ortogonais obtiveram o mesmo valor de folga que as configurações paralelas, quando comparados com implantes de bloqueio semelhantes. Mas, a mudança no posicionamento de um dos parafusos, criando ângulo ortogonal entre os dois implantes intertravados, diminuiu

significativamente a deformação angular quando submetidas ao torque máximo, permitindo sua fixação em fragmentos mais próximos da articulação adjacente em um cenário clínico hipotético.

Portanto, a adição de implantes de bloqueio oblíquos promove estabilidade mecânica superior aos construtos comparativamente às construções bloqueadas com *bolt* com as configurações utilizadas neste estudo e estatisticamente semelhante a hastes bloqueadas com parafusos paralelos em ângulo estável. Os autores deste estudo acreditam que a geometria transversal dos parafusos oblíquos adiciona rigidez à construção (25). No estudo de Laflamme et al. (2003) observou-se que a construção de haste intramedular com parafusos oblíquos pode proporcionar estabilidade comparável a uma osteossíntese de placa com parafusos corticais (25). E, ainda, os autores (25) concluíram que a adição de parafusos ortogonais posicionados proximalmente aumenta a estabilidade média em mais de 50% em comparação com apenas parafusos transversais, resultado diferente dos testes aqui realizados, onde a estabilidade da construção foi semelhante entre parafusos ortogonais e paralelos, corroborando com Lucena et al. (2019) (26).

Atualmente, há escassez de estudos relacionados a bloqueios multiplanares em hastes intramedulares na medicina veterinária, porém, existem diversos relatos na medicina humana, em que a haste com parafusos multiplanares obtiveram estabilidade e consolidação óssea precoce, e conseguiram com sucesso contornar o desafio de pouco estoque ósseo para a fixação óssea, principalmente em fraturas distais de tibia (27-30).

O método de fixação ortogonal também é utilizado em fixadores esqueléticos externos, onde os pinos são dispostos a 60 ou 90 graus entre eles, possibilitando aumentar a resistência e rigidez contra deformações torcionais (31,32). Resultados mecânicos semelhantes também foram observados em fixadores externos circulares, onde os planos ortogonais nas configurações multiplanar e circular maximizam a estabilidade e minimizam o cisalhamento (33,34). Sendo assim, os autores acreditam que os resultados favoráveis da geometria ortogonal apresentados em fixadores ortogonais, também podem ser notados em hastes intramedulares ortogonais.

A amplitude angular máxima experimentada por uma construção é o resultado tanto da complacência quanto da folga, quando presente (10). A partir dos resultados

obtidos, apesar do valor de complacência semelhante entre os grupos, a amplitude angular máxima entre todas as construções foi maior na haste com *bolt*, ou seja, quando a construção foi submetida ao toque máximo de 5 N.m, sofreu maior deformidade elástica, e essa característica está diretamente relacionada pela folga significativamente maior que os outros grupos (9,12).

A folga demonstra a falta de interação rígida entre os parafusos e os orifícios nas hastes, criando ambiente instável (19). Os autores deste trabalho acreditam que a folga que todos os grupos apresentaram, foi afetada principalmente pelo fenômeno mecânico chamado *backlash*, que é um micro movimento de folga axial relativa entre a rosca do parafuso e a rosca do orifício do implante, diferente do *slack*, já mencionado anteriormente, que é a folga entre o parafuso e o orifício da haste ausente de rosca (13,14). O *backlash* pode aumentar o desgaste e acumular ao longo do tempo, resultando em posicionamento impreciso do parafuso (14). Há escassez na literatura sobre o assunto, mas é um fenômeno mecânico que existe e possui patente de implante de haste intramedular com dispositivo *anti-backlash* para anular esta movimentação (35). Outra alternativa de implantes que poderiam anular a folga, como visto em outros estudos, são as configurações com orifícios cônicos, que atuam como unidade rígida e impedem qualquer movimento entre a haste e o bloqueio, podendo gerar melhor estabilidade que a construção aqui apresentada (9,10,17).

Do ponto de vista clínico, a deformação do construto contribui para o nível de tensão sustentado no local da fratura. Uma construção relativamente complacente, permitindo deformação sutil e contínua no local da fratura, pode ser propícia à consolidação óssea (36,37). Por outro lado, a presença de folga de construção aguda, contribuindo para até 50% da deformação total em construções de haste intramedular, é provavelmente responsável por tensões de cisalhamento de tecido abruptas e altas que podem potencialmente retardar a cicatrização óssea (38).

Sendo assim, sabe-se que um ambiente estável na fixação da fratura auxilia o processo de cicatrização, com formação precoce de calo ósseo forte e maduro, como foi descrito no estudo de Dejardin et al., (2014), onde os espécimes tratados com haste intramedular de ângulo estável levaram à formação de calo ósseo mais forte e maduro quando comparado com a haste intramedular convencional (19). Sendo assim, apesar das configurações das hastes do presente estudo apresentarem grau quantitativo de

folga, é importante classificar a importância que esse valor tem frente à ensaios *in vivo*, e se este valor de folga pode prejudicar o processo de cicatrização óssea no paciente; visto que, a folga no grupo de haste intramedular com parafuso foi 42,76% menor e obteve 23,38% menor deformação angular, quando submetidos ao torque máximo.

A configuração com bloqueio *bolt*, avaliada no presente estudo, tinha rosca positiva para bloqueio da cortical *cis*, evitando que a rosca diminuísse o diâmetro interno do *bolt* e, conseqüentemente, o momento de inércia de área do implante de bloqueio, além de evitar a fragilidade que existiria na transição da porção maciça e porção roscada (9,39,40). Essas alterações aumentaram o MIA. Além disso, as roscas estavam localizadas adjacentes à cabeça do parafuso e engatadas no córtex *cis*, que impede a migração do parafuso (41).

Mesmo assim, os corpos de prova com implantes tipo *bolt* tiveram maior folga e amplitude angular quando comparado aos outros grupos, igualmente observado no estudo de Goet et al., (2009), onde substitutos ósseos tibiais sintéticos implantados com haste intramedular bloqueada com *bolt*, submetido a testes de torção com torque máximo de 5N.m em 10 ciclos, apresentou gráfico de complacência bimodal (42). Neste mesmo estudo, a alternativa sugerida pelos autores para contornar a folga da construção foi de substituir o *bolt* por pinos estendidos conectados a um fixador esquelético externo tipo-IA, reduzindo significativamente a complacência da construção e a deformação geral em torção, flexão e compressão (42). No presente estudo, o *bolt* possui a área roscada no início do corpo, fixado na primeira cortical do corpo de prova, sendo assim, não há bloqueio na haste, apresentando nos testes menor resistência. Sendo assim, os autores sugerem que este *bolt* seja substituído por um *bolt* com rosca central e com haste roscada, para que seja de ângulo estável.

As variantes, folga, complacência e amplitude angular, captadas a partir do teste de torção, foram avaliadas de forma similar a outros estudos (8-10,12). No presente estudo, os tipos de bloqueio avaliados com parafuso em ângulo estável e *bolt* apresentaram gráfico com curvatura bimodal. As configurações de bloqueio com *bolts* também apresentaram folga nos outros estudos, mas a haste intramedular com parafuso cortical foi o grupo que obteve menor valor de folga e maior amplitude angular (8-10,12). A haste com parafuso cortical não foi aqui avaliada, porém, a haste

com parafuso em ângulo estável apresentou melhor estabilidade dentre os outros grupos, mesmo que ainda com folga.

A complacência de torção de uma haste intramedular é uma propriedade estrutural usada para prever a deformação sofrida pela configuração sob uma determinada força. Quanto maior a complacência, menos resistente a haste é à deformação sob um determinado momento (10). O teste biomecânico realizado no presente estudo foi não destrutivo, ou seja, não houve intenção de avaliar a capacidade de resistência física dos implantes até a falha, por isso, os grupos não obtiveram diferenças significativas ($p > 0,05$) nos valores de complacência, pois sofreram apenas deformidade elástica. Além disso, o tamanho do efeito obtido por meio do Eta quadrado (η^2) confirma o nível de significância da complacência no trabalho, atingindo apenas 13%, considerado baixo efeito (43).

O presente trabalho utilizou corpos de prova impressos em PLA como substituto do osso cadavérico. A escolha de um material sintético para os testes se mostraram adequados para o objetivo da pesquisa, resultando em linha de normalidade e distribuição normal. Além disso, os resultados das variâncias estavam homogêneos entre os grupos, mostrando a padronização adequada com resultado preciso. Corroborando com Cristofolini et al., (1996) e Pruitt e Chakravartula (2011) que citam que a variabilidade de tensão do material sintético é de 20 a 200 vezes menor que o osso cadavérico, gerando resultados mais consistentes (44,45).

O ácido polilático (PLA) foi utilizado nos estudos de Zanetti e Bignardi (2009) e Pruitt e Chakravartula (2011), e eles relataram que optaram por um material sintético para confecção de corpos de prova com resistências mecânicas semelhantes ou superiores ao osso cortical (45,46). Apesar do PLA apresentar variações em suas propriedades mecânicas a depender da temperatura que é trabalhado, seu módulo de elasticidade se assemelha ao do osso cortical humano (47). Outra vantagem do material sintético relatada na literatura e constatada no presente estudo foi a facilidade de obtenção e de armazenamento das amostras (46).

A variabilidade de ossos cadavéricos implica que para obter-se margem de confiança de 95%, é necessário obter amostragem com centenas de ossos, diferente do material sintético utilizado no presente estudo, onde a distribuição normal ($n= 7$) está de acordo com uma população inteira (44). Mesmo nos casos onde se colhe

amostra do mesmo cadáver, é difícil manter a padronização, uma vez que a estocagem e a descongelação desses ossos afetam a resistência do osso (46).

A remoção do implante, embora não seja recomendada rotineiramente, pode se tornar necessária se complicações, como não união ou infecção, exigirem revisão. Sendo assim, em determinadas situações é necessário fazer explantação de implantes e há casos em que as técnicas de fixação dinâmica (com retirada de parafuso) podem reduzir significativamente o estresse exercido pelo sistema de hastes bloqueadas e produzir maior pressão de contato no local da fratura em comparação com a técnica de fixação estática (48). Portanto, no presente estudo, os implantes de bloqueio foram explantados sem dificuldades e podem ser utilizados em técnicas em que há necessidade de realizar fixação dinâmica, mas, para isso, estudos *in vivo* são necessários para confirmar essa possibilidade.

Em estudos cíclicos com carga máxima, danos estruturais nas roscas do parafuso e nos orifícios das hastes podem dificultar a explantação dos parafusos, visto que estes testes são destrutivos, prejudicando a integridade estrutural dos parafusos (12). Portanto, nos testes de torção não destrutivos, onde há somente a deformidade elástica do implante, como no presente estudo, não houveram problemas ao retirar os implantes dos corpos de prova, da mesma maneira que os implantes estavam íntegros, corroborando com Dejardin et al. (2014) (19).

Sabe-se que a folga da construção é a falta de interação rígida entre o dispositivo de travamento (bloqueio) e o orifício da haste, conseqüentemente, essa instabilidade que fornece movimentação entre o orifício da haste e o parafuso, danifica as estruturas adjacentes (10). Apesar dos implantes estarem íntegros macroscopicamente após o teste, os corpos de prova de todos os grupos apresentaram danos estruturais nas bordas dos orifícios dos parafusos, que pode ser ocasionado pela folga. No grupo com maior valor de folga, o dano à estas bordas foram maiores, e nas hastes com parafuso foram menores. Não existem relatos na literatura sobre a integridade de corpos de prova após testes de torção e qual a relevância desta característica. Portanto, são necessários mais estudos para conhecer o efeito deste dano e como melhor avaliá-lo.

A significância de cada variante foi determinada a partir do tamanho do efeito, ou seja, o quanto de influência a variável possui nos grupos. A resposta é o efeito do

grupo, obtido por meio do Eta quadrado (η^2) - razão entre a variância do tratamento e a variância total. No presente estudo, a folga apresentou tamanho de efeito de 64%, amplitude angular 76% e complacência 13%. Portanto, a interpretação do tamanho do efeito é similar ao coeficiente de determinação, sendo valores de 0,10 a 0,30 como baixo efeito, 0,31 a 0,50 efeito moderado e maior que 0,51 grande efeito (43). Sendo assim, amplitude angular mostrou grande significância no estudo e a complacência, baixo efeito.

5. Conclusão

As configurações de bloqueio testadas apresentaram folga, mas as hastes intramedulares bloqueadas de ângulo estável promoveram maior estabilidade quando comparada aos implantes *bolt*. A construção multiplanar com parafuso obteve o mesmo desempenho que a paralela com o mesmo tipo de implante, estando apta a contornar o desafio de pouco estoque ósseo para fixação, principalmente em fraturas metafisárias e distais.

6. Referências

1. Rudloff MI. (2017) Fraturas de Membros Inferiores. In: Canale ST, Beaty JH. **Campbell Cirurgia Ortopédica**. Rio de Janeiro: Elsevier. 12ed.
2. Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom S, Santos HA, Masatwar PV, Maske RG. (2017) Interlocking Nailing Versus Plating in Tibial Shaft Fractures in Adults: A Comparative Study. **Journal of Clinical and Diagnostic Research** 11:08-13.
3. Duhautois B. (2003) Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. **Veterinary Surgery** 32:8–20.
4. Horstman CL, Beale BS, Conzemius MG, et al. (2004) Biological osteosynthesis versus traditional anatomic reconstruction of 20 long-bone fractures using an interlocking nail: 1994–2001. **Veterinary Surgery** 33:232–237.
5. Wu CC: Humeral shaft nonunion treated by a Seidel interlocking nail with a supplementary staple. (1996) **Clin Orthop Relat Res** 326:203–208.
6. Templeman D, Larson C, Varecka T, et al. (1997) Decision making errors in the use of interlocking tibial nails. **Clin Orthop Relat Res** 339:65–70
7. Basinger RR, Suber JT. (2004) Two techniques for supplementing interlocking nail repair of fractures of the humerus, femur, and tibia: results in 12 dogs and cats. **Veterinary Surgery** 33:673–680
8. Dejardin LM, Lansdowne JL, Sinnott MT, Sidebotham CG, Haut RC. (2006) In vitro mechanical evaluation of torsional loading in simulated canine tibiae for a novel hourglass-shaped interlocking nail with a self-tapping tapered locking design. **American Journal of Veterinary Research** 67:678-685.
9. Lansdowne JL, Sinnott MT, Dejardin LM, et al. (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.
10. Dejardin LM, Guillou RP, Ting D, et al. (2009) Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. **Vet Comp Orthop Traumatol** 22:264–269.
11. Horn J, Linke B, Hontzsch D, et al. (2009) Angle stable interlocking screws improve construct stability of intramedullary nailing of distal tibia fractures: a biomechanical study. **Injury Int J Care Injured** 40:767–771.
12. Von Pfeil DJ, Déjardin LM, Decamp CE, Meyer EG, Lansdowne JL, Weerts RJ, Haut RC. (2005) In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. **American Journal of Veterinary Research** 66:1536-1543.
13. Nook C. The Acme Lead Screw Backlash Survival Guide. Helix Linear Technologies. In:<https://www.helixlinear.com/blog/lead-screws/the-acme-lead-screw-backlash-survival-guide/>. Acesso em: 31/03/2022.

14. Vécsei V. Pertrochanteric Fractures (2014). In: Oestern HJ, Trentz O, Uranues S. Bone and Joint Injuries. Berlin: Springer, p.260
15. Ting D, Cabassu JB, Guillou RP, Sinnott MT, Meyer EG, Haut RC, Dejardin LM. (2009) In Vitro Evaluation of the Effect of Fracture Configuration on the Mechanical Properties of Standard and Novel Interlocking Nail Systems in Bending. **Veterinary Surgery** 38:881–887.
16. Kaspar K, Schell H, Seebeck P, Thompson MS, Schütz M, Haas NP, Duda GN. (2005) Angle stable locking reduces interfragmentary movements and promotes healing after unreamed nailing. Study of a displaced osteotomy model in sheep tibiae. **J Bone Joint Surg Am**; 87:2028- 2037.
17. Dejardin LM, Guiot LP, Pfeil DJF. (2012) Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice** 42:935–962.
18. Dejardin LM, Perry KL, Pfeil DJFV, Guiot LP. (2019) Interlocking Nails and Minimally Invasive Osteosynthesis. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice** 50:67-100.
19. Dejardin LM, Cabassu JB, Guillou RP, Villwock M, Guiot LP, Haut C. (2014) In Vivo Biomechanical Evaluation of a Novel Angle-Stable Interlocking Nail Design in a Canine Tibial Fracture Model. **Veterinary Surgery** 43:271-281.
20. Lowenberg DW, Debaun MR, Sox-Harris A, Behn A. (2019) Influence of fracture obliquity and interlocking nail screw configuration on interfragmentary motion in distal metaphyseal tibia fractures. **European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology** 29 <doi:10.1007/s00590-019-02553-w>.
21. Chen AL, Tejwani NC, Joseph TN, Kummer FJ, Koval KJ. (2001) The effect of distal screw orientation on the intrinsic stability of a tibial intramedullary nail. **Bulletin Hospital for Joint Diseases** 60:2.
22. Zhao Z, Li Y, Ullah K, Sapkota B, Bi H, Wang Y. (2018) The antegrade angle-stable locking intramedullary nail for type-C distal femoral fractures: a thirty four case experience. **International Orthopaedics** 42:659–665.
23. Diamante GAC. (2021) **Comparação biomecânica entre parafusos corticais com cimento ósseo e parafusos vertebrais poliaxiais de titânio, associados ou não ao cross-link na estabilização da coluna toracolombar ex vivo de cães.** 94 f. Dissertação (Doutorado) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo.
24. R Core Team (2020). R: A language and environment for statistical computing. **R Foundation for Statistical Computing**, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>
25. Laflamme G, Heimlich D, Stephen D, Kreder H, Whyne C (2003). Proximal Tibial Fracture Stability with Intramedullary Nail Fixation Using Oblique Interlocking Screws. **Journal of Orthopedic Trauma** 17: 496 – 502.
26. Lucena DFV, Malta CAS, Dias LGGG, Minto BW. (2019) Description of a novel veterinary biplanar interlocking nail system. In: 46th **Annual Veterinary Orthopedic Society Conference. Proceedings...** Breckenridge: Veterinary Orthopedic Society.

27. Bedi A, Le TT, Karunakar MA (2006). Surgical Treatment of Nonarticular Distal Tibia Fractures. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons** 14:406-414.
28. Mahajan NP, Pawar ED, Supe AC, Mangukiya HJ (2018). Role of tibia interlocking nail in treating distal tibial metadiaphyseal fractures: study of 46 cases. **International Journal of Research in Orthopaedics** 4(1):65-71.
29. Kenganal PB, Nayak AR, BB D, Bagewadi R, Kulkarni SR, Kumar A (2019). Functional outcome of metaphyseal and diaphyseal fractures of tibia treated with expert tibial interlocking nail: A prospective study. **International Journal of Orthopaedics Sciences** 5(1): 48-52.
30. Hopf JC, Nowak TE, Mehler D, Arand C, Gruszka D, Rommens PM (2021). Nailing of proximal ulna fractures: biomechanical comparison of a new locked nail with angular stable plating. **European Journal of Trauma and Emergency Surgery** 47(Suppl 1).
31. Roberts S, Dodds J, Perry K, Beck D, Seligson D, Voor M. Hybrid External Fixation of the Proximal Tibia: Strategies to Improve Frame Stability (2003). **Journal of Orthopaedic Trauma** 17: 415 – 420.
32. Lenarz C, Bledsoe G, Watson J. Circular External Fixation Frames with Divergent Half Pins A Pilot Biomechanical Study (2008). **Clin Orthop Relat Res** 466(12): 2933-2939.
33. Paley D. Biomechanics of the Ilizarov external fixator (1991). In: Bianchi-Maiocchi A, Aronson J, editors. **Operative Principles of Ilizarov: Fracture, Treatment, Nonunion, Osteomyelitis, Lengthening Deformity Correction**. Milan, Italy: Williams & Wilkins pg. 31–41.
34. Tyagi SK, Aithal HP, Kinjavdekar P, Amarpal, Pawde AM, Srivastava T, Singh J, Madhu DN (2015). In vitro biomechanical testing of different configurations of acrylic external skeletal fixator constructs. **Vet Comp Orthop Traumatol** 28(04): 227-233.
35. Schlienger A e Buettler M. **Erriegelungsschraube für marknagel locking screw for an intramedullary nail vis de blocage pour clou intramedullaire**, EP 1 601 297 B1, mar. 07, 2003.
36. Kenwright J, Goodship AE, Evans M (1984). The influence of intermittent micro movement upon the healing of experimental fractures. **Orthopedics** 7:481–484.
37. Kenwright J, Richardson JB, Goodship AE et al (1986). Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. **Lancet** 2: 1185–1187.
38. Augat P, Burger J, Schorlemmer S et al (2003). Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. **J Orthop Res**; 21:1011–1017.
39. Muir P, Johnson KA, Markel MD (1995). Area moment of inertia for comparison of implant cross-sectional geometry and bending stiffness. **Vet Comp Orthop Traumatol** 8:146-152.
40. Mazzocca AD, DeAngelis JP, Caputo AE, Browner BD, Mast JW, Mendes MW (2008). Principles of internal fixation. In.: Browner BD, Jupiter JB, Krettek C,

Anderson PA **Skeletal Trauma: Basic Science, Management, and Reconstruction**. Filadélfia: Saunders 83-141.

41. Wheeler JL, Stubbs WP, Lewis DD, Cross AR, Guerin SR. (2004) Intramedullary Interlocking Nail Fixation in Dogs and Cats: Biomechanics and Instrumentation. **Surgery Compendium: Continuing Education for Veterinarians** 26:519-528.
42. Goett SD, Sinnott MT, Ting D, Basinger RR, Haut RC, Dejardin LM (2007). Mechanical Comparison of an Interlocking Nail Locked with Conventional Bolts to Extended Bolts Connected with a Type-Ia External Skeletal Fixator in a Tibial Fracture Model. **Veterinary Surgery** 36(3), 279–286.
43. Tomczak M e Tomczak E (2014). The need to report effect size estimates revisited. An overview of some recommended measures of effect size. **Trends in Sport Sciences** 1(21):19-25.
44. Cristofolin L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. (1996) Mechanical validation of whole bone composite femur models. **Journal of Biomechanics** 2:525-435.
45. Pruitt LA, Chakravartula AM. (2011) **Mechanics of Biomaterials: Fundamental Principles for Implant Design**. New York: Cambridge University Press, p.681.
46. Zanetti EM, Bignardi C. Structural analysis of skeletal body elements: numerical and experimental methods. (2009) In: Leondes CT. **Biomechanical Systems Technology: Muscular Skeletal Systems**. London: World Scientific Publishing p.185-225.
47. Rosa N, Marta M, Vaz M, et al (2017). Recent developments on intramedullary nailing: a biomechanical perspective. **Ann N Y Acad Sci** 1408:20-31.
48. Shih KS, Hsu CC, Hsu, TZ. A biomechanical investigation of the effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing: A finite element study (2012). **Trauma** 72(2):E46-E52.

ANEXO 1 – Normas para elaboração do “Capítulo 2”

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

As normas utilizadas podem ser encontradas no seguinte site:
https://www.thieme.com/media/ita/VCOT_Author_Instructions.pdf.