

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

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA ÓSSEA DE DIFERENTES  
CONFIGURAÇÕES DE HASTE INTRAMEDULAR  
BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO**

**Luciano Pereira de Barros**

Médico veterinário

**2022**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP  
CÂMPUS DE JABOTICABAL  
FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS**

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA ÓSSEA DE DIFERENTES  
CONFIGURAÇÕES DE HASTE INTRAMEDULAR  
BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO**

**Discente: Luciano Pereira de Barros  
Orientador: Prof. Assoc. Luís Gustavo Gosuen G. Dias**

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

**2022**

B277a      Barros, Luciano Pereira de  
Avaliação Biomecânica Óssea De Diferentes Configurações De  
Haste Intramedular Bloqueada Em Úmero De Cão - Ex Vivo /  
Luciano Pereira de Barros. -- Jaboticabal, 2022  
58 p. : tabs., fotos

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

1. Implantes. 2. Osteossíntese. 3. Canulada. I. Título.

**CERTIFICADO DE APROVAÇÃO**

TÍTULO DA TESE: AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA ÓSSEA DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO

**AUTOR: LUCIANO PEREIRA DE BARROS**

**ORIENTADOR: LUÍS GUSTAVO GOSUEN GONÇALVES DIAS**

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

*Luís Gustavo Gosuen G. Dias*

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

Prof. Dr. BRUNO WATANABE MINTO (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

Pesquisador Dr. ALEXANDRE SCHMAEDECKE (Participação Virtual)  
Médico Veterinário / Centro Integrado de Especialidades Veterinárias / Curitiba/PR

Prof. Dr. LEONARDO MARTINS LEAL (Participação Virtual)  
Centro Universitário Ingá-Uningá / Maringá/PR

Jaboticabal, 10 de maio de 2022

### **Dados do autor**

Luciano Pereira de Barros, Brasileiro, Natural de São Bernardo do Campo - SP, em 09/08/1979. Graduou-se em Medicina Veterinária pela Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo -SP. Concluiu a Especialização Lato Sensu e Residência Veterinária, na área de Cirurgia de Pequenos Animais, no Centro Universitário Octávio Bastos, São João da Boa Vista – SP. Mestre em Cirurgia Veterinária pelo Programa de Pós-graduação em Cirurgia Veterinária da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias - UNESP - Câmpus de Jaboticabal - SP. Doutorando na área de Cirurgia Veterinária pela Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias - UNESP - Câmpus Jaboticabal- SP e sócio proprietário responsável pelo setor de cirurgia, ortopedia e traumatologia do Centro de Especialidades Médico Veterinário - CEMEV-MS.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço primeiro à Deus, pelas inúmeras bênçãos concedidas ao longo da minha vida, principalmente neste momento.

À minha linda esposa, Mércia Amaro Marquetti de Barros, por ser essa grande incentivadora, amiga e fonte de inspiração. TE AMO!

À minha filhinha linda, Maria Eduarda Amaro de Barros, a qual me faz crer a cada dia no amor genuíno, um verdadeiro combustível que faz eu acordar a cada manhã, sabendo que obstáculos virão ... mas que mais tarde o papai estará de volta, para contar como valeu a pena enfrentá-los!

A minha querida Mãe, Magia Geni Pereira de Barros, e meus irmãos, Fernanda Pereira de Barros, Adriano Pereira de Barros e Ariana Pereira de Barros que, mesmo de longe, tem acompanhado e incentivado a minha jornada.

Ao amigo e “irmão”, Matheus Marques, pela parceria e amizade, ajudando a organizar os cadáveres, os dados, montagem dos espécimes, etc. Considero-o como parte eminente desse trabalho.

Ao meu orientador e amigo, Luís Gustavo Gosuen Gonsalves Dias, um espelho pessoal e profissional. As lembranças veem, de quando pegávamos o ônibus no primeiro ano, a caminho da faculdade, na famosa Av. Rio Brando, em Marília. O tempo passou, a simplicidade continua a mesma, aliada a grande bagagem de conhecimento. Muito obrigado pela oportunidade de conduzir essa pesquisa de Doutorado, que mesmo a distância, confiou na sua execução.

Aos meus amigos de experimento e disciplinas, Dayvid Farias, Danyelle Cintra, Caio Maltta e Maria Eduarda Moutinho que sempre estiveram dispostos quando precisei. Vocês sempre terão um lugar especial no meu coração, já que se tornaram meus amigos para a vida.

Ao meu querido amigo, Thiago Carmagnani Prada, por ter aberto seu lar todas as vezes que precisei ficar em Jaboticabal. Neste período fizemos um grande laço de amizade.

Ao grande Alexandre Schmaedeke, no qual sempre tive grande admiração e hoje tenho um orgulho enorme em tê-lo como grande amigo.

Ao amigo Thiago André Salvitti, um cara fora de série, entusiasta de todos, que desde o tempo de “Antro do HV” nos faz pensar fora da “caixinha” na ortopedia veterinária.

A minha querida amiga Miwa Fabiane Suzukawa (“Tasaka”), veterinária imaginologista do CEMEV, que sempre esteve disposta a ajudar, muitas vezes em horários complexos, e mesmo assim, sempre com sua alegria contagiante e boa vontade.

Como não mencioná-los, gratidão aos estagiários do CEMEV, Leonardo Esquivel, Larissa dos Santos, Phelipe Moraes e Bruno Mariano, vocês foram imprescindíveis em cada momento, dissecando cadáveres, carregando e aguentando minha “chatice” diária.

Ao colega e pós-graduando Matheus Nobile, que nesta reta final, gentilmente colaborou para a finalização deste trabalho.

Ao professor Antonio Carlos Shimano e Ana Paula Macedo, obrigado queridos, por terem feito o possível, em meio a pandemia (COVID-19), para que eu conseguisse realizar os ensaios biomecânicos.

Ao Professor, Bruno Watanabe Minto, pela amizade e fonte de inspiração na ortopedia veterinária, desde quando fui seu estagiário em 2002.

A Professora Paola Castro Moraes, mesmo sem ter muito contato, tenho um grande apreço pela profissional e pessoa. Vale ressaltar o grande aprendizado nas suas disciplinas, ressaltando a importância da base e valores cirúrgicos.

Ao meu amigo Leonardo Leal, pelo aceite de fazer parte desta etapa final compondo a banca.

A banca examinadora, pela disponibilidade e sugestões para o aprimoramento deste trabalho.

Às demais pessoas que contribuíram direta ou indiretamente na elaboração deste trabalho ou participaram da minha vida, e que, porventura, eu tenha me esquecido de agradecer.

## SUMÁRIO

Páginas

<b>CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA E USO DE ANIMAIS .....</b>	<b>VIII</b>
<b>LISTA DE FIGURAS - CAPÍTULO 2 .....</b>	<b>XI</b>
<b>LISTA DE FIGURAS - CAPÍTULO 3 .....</b>	<b>XIII</b>
<b>LISTA DE GRÁFICOS .....</b>	<b>XIV</b>
<b>LISTA DE TABELAS .....</b>	<b>XV</b>
<b>CAPÍTULO I – CONSIDERAÇÕES GERAIS.....</b>	<b>1</b>
INTRODUÇÃO.....	1
OBJETIVOS.....	3
REVISÃO DE LITERATURA.....	4
Histórico .....	4
Aplicação em Úmero .....	5
Indicação e Aplicação no Úmero.....	5
Planejamento Cirúrgico .....	6
Descrição da Haste .....	7
Biomecanismos de Funcionamento .....	9
Complicações / limitações .....	10
JUSTIFICATIVA.....	12
<b>CAPÍTULO II- AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO .....</b>	<b>13</b>
RESUMO .....	13
INTRODUÇÃO.....	15
MÉTODOS .....	15
Descrição do material utilizado .....	16
Implantes.....	16
Implantação das hastes nos úmeros para ensaios biomecânicos .....	19
Densitometria óssea.....	20
Eleição dos implantes e divisão dos grupos .....	21
Implantes ortopédicos utilizados .....	21
Preparação dos corpos de prova .....	22
Implantação dos grupos .....	23
Testes biomecânicos.....	26
Pós-ensaio mecânico .....	28
ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	29
RESULTADOS.....	29
Testes biomecânicos.....	29
Relação diâmetro Istmo - Haste.....	33

DISCUSSÃO .....	34
CONCLUSÃO .....	36
REFERÊNCIAS .....	37
<b>CAPÍTULO III - APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE HASTE BLOQUEADA CANULADA EM ÚMERO DE CÃO. ESTUDO EX VIVO .....</b>	<b>39</b>
RESUMO .....	39
INTRODUÇÃO .....	41
MÉTODOS .....	42
Preparação dos Espécimes .....	42
Intensificador de Imagem .....	42
Procedimento de <i>MINO</i> .....	43
RESULTADOS .....	47
DISCUSSÃO .....	50
CONCLUSÃO .....	51
REFERÊNCIAS .....	52
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>54</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>55</b>



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



## CEUA – COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS

### CERTIFICADO

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado **“Novo modelo de haste intramedular bloqueada: descrição da técnica de implantação e ensaios mecânicos em úmero de cão”**, protocolo nº 011196/18, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Luis Gustavo Gosuen Gonçalves Dias, que envolve a produção, manutenção e/ou utilização de animais pertencentes ao Filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto o homem), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da lei nº 11.794, de 08 de outubro de 2008, no decreto 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA), e foi aprovado pela COMISSÃO DE ÉTICA NO USO DE ANIMAIS (CEUA), da FACULDADE DE CIÊNCIAS AGRÁRIAS E VETERINÁRIAS, UNESP - CÂMPUS DE JABOTICABAL-SP, em reunião ordinária de 10 de outubro de 2018.

Vigência do Projeto	15/09/2018 a 01/01/2021
Espécie / Linhagem	Caninos
Nº de animais	30
Peso / Idade	20 kg
Sexo	Ambos os sexos
Origem	Centro de Controle de Zoonoses (CCZ) de Campo Grande/MS

Jaboticabal, 10 de outubro de 2018.

*Fabiana Pilarski*  
Profª Drª Fabiana Pilarski  
Coordenadora – CEUA

## **AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA ÓSSEA DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO**

**RESUMO** - A utilização de haste bloqueada de ângulo estável é pouco difundida e praticada no Brasil, principalmente quando se trata do seu uso em osteossínteses de úmero de cão de forma minimamente invasiva (MINO). A sua utilização em diferentes configurações aparenta ser excelente opção, assim como, sua aplicabilidade na forma canulada. Visto isso, buscou-se avaliar biomecanicamente o osso umeral em relação à outras configurações de haste e diferentes distribuições de parafusos *Bolt-RC* e a relação entre o diâmetro do istmo do canal medular do úmero e o diâmetro da haste (porcentagem) em relação à preconizada na literatura. Também analisou-se aplicabilidade e as dificuldades da técnica de implantação de Haste Bloqueada de Ângulo Estável Canulada por MINO no úmero de cão (*ex vivo*). A avaliação consistiu em comparar biomecanicamente sob força de flexo-compressão e torção da HMa (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Maciça) com a HC (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Canulada), também sob as mesmas forças, comparar biomecanicamente HB (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração *Bolt-RC* padrão Bicortical) com a HMo (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração de *Bolt-RC* Monocortical), ambas em fratura cominutiva diafisária induzida (2 cm de falha óssea), em 23 pares de úmeros de cão (*ex vivo*). A relação de preenchimento da haste no istmo umeral foi mensurada por meio de software veterinário específico. Realizou-se a implantação das hastes em dois cadáveres com hastes de 8 mm, simulando o procedimento em MINO utilizando o intensificador de imagem. Não houve diferença significativa nos resultados biomecânicos comparativos entre os grupos propostos pelo trabalho, exceto maior resistência de torque no grupo HC, quando comparado ao HMa. Houve menor porcentagem de ocupação das hastes nos istmos, comparado ao que preconiza a literatura, não acarretando o seu enfraquecimento. Considera-se a possibilidade de utilização da haste de ângulo estável no modelo canulado, sua alocação de parafusos *Bolt-RC* em configurações monocorticais e diâmetros reduzidos de hastes em úmeros caninos. Ademais, importante destacar a importância da utilização do intensificador de imagem, uma vez que este, reduz a morbidade e permite a criação de pequenos e seguros acessos para inserção dos parafusos ou *Bolt-RC*.

**Palavras-chave:** Implantes, Osteossíntese, Canulada.

## **BONE BIOMECHANICAL EVALUATION IN DIFFERENT CONFIGURATIONS OF STABLE ANGLE BLOCKED INTRAMEDULLAR NAIL IN EX VIVO CANINE HUMERUS**

**ABSTRACT** - The use of fast fixation for stable and impractical fixation is not widespread, especially when using its canine humerus in a minimally invasive way (MINO). Its use in different configurations appears to be an excellent option, as well as its applicability in the cannulated form. In view of this, biomechanically evaluate the humeral bone in relation to other pressure configurations and different Bolt-RC installation distributions and percentages of pressures chosen in the osseous isthmus. The evaluation consists of comparing biomechanically under flexion-compression and torsion forces of the HMa (Massive Stable Angle Locked Intramedullary Nail) with the HC (Cannulated Angle Locked Intramedullary Nail), also under the same forces, biomechanically comparing HB (Locked Intramedullary Nail). Standard Bicortical Bolt-RC configuration) with the HMo (Stable Angle Locked Intramedullary Nail Monocortical Bolt-RC configuration), both in induced diaphyseal comminuted fracture 2 cm of bone failure, in 23 pairs of canine humerus (ex vivo) ). The % of humeral isthmus pressure was measured using specific veterinary software. There is no significant difference in the biomechanical results compared between the groups proposed by the work, except for a greater torque resistance in the HC group, when compared to the HMa. There was a lesser warming of the growth of hurries in é, compared to what is recommended in the literature, and there was no weakening. also the applicability and difficulties of the implantation technique of the Cannulated Stable Angle Locked Nail by MINO in the canine humerus (ex vivo). Impressions were implanted in two cadavers with 8 mm impressions, simulating the procedure in MINO using the image intensifier. Consider the possibility of using a non-model stable fixation rush, its allocation in a monocortic fashion in Bolt-RC in reduced usage settings of canine humeral rushes. In addition, the importance of using the image intensifier is important, since it reduces morbidity and allows the creation of small and accesses for insertion of repairs or Bolt-RC.

**Keywords:** Implants, Osteosynthesis, Cannulated.

## LISTA DE FIGURAS - CAPÍTULO 2

Páginas

- Figura - 1.** Imagens fotográficas da haste intramedular bloqueada de ângulo estável e dos Bolt-RC. A) Haste canulada, as marcações em preto e com linha em vermelho ilustram o diâmetro e posição do orifício canulado, que corresponde a 40% do diâmetro da haste. A linha pontilhada em branco delimita a distância entre os implantes de bloqueio. B) Os parafusos *Bolt-RC* apresentavam três porções distintas, sendo a primeira lisa (linha pontilhada laranja), a segunda (linha pontilhada amarela) com o mesmo diâmetro da primeira e possuindo roscas (rosqueavam na haste – ângulo estável) e a terceira (linha pontilhada preta) mais delgada e lisa para a cortical *trans*. C) Design do *Bolt-RC* monocortical. Nota-se a porção de bloqueio com a cortical *cis* (linha pontilhada laranja) e a segunda porção (linha pontilhada amarela), para bloqueio com a haste, inexistindo a terceira porção para a cortical óssea *trans*. D) *Bolt-RC* bicortical na haste canulada (seta laranja). E) *Bolt-RC* bicortical na haste maciça (seta laranja). ..... 17
- Figura 2.** Imagens fotográficas da broca canulada e das hastes de ângulo estável em diferentes configurações. A) Broca canulada com marcações de profundidade; no canto inferior direito, evidencia-se um quadrante demonstrando o orifício (seta), o qual acomodava o pino guia. B) Haste maciça com configuração padrão. Nota-se a presença de quatro parafusos *Bolt-RC* bicorticais completos distribuídos em todos os orifícios. C) Haste maciça com configuração de bloqueio bicortical e monocortical, havendo parafusos *Bolt-RC* incompletos distribuídos nos orifícios centrais (setas). ..... 18
- Figura 3.** Imagens fotográficas do instrumental de implantação da haste intramedular bloqueada de ângulo estável. A e B – Vistas frontal e lateral, respectivamente, do sistema de implantação. Haste (Cinza) e guia (Preto) conectados ao trava-haste (Rosa). O parafuso conector (Vermelho) prende o trava-haste/haste no guia de perfuração. As marcações em laranja ilustram as luvas rosqueadas no guia de perfuração (Preto), com os respectivos *push pull's*, *maciço* (verde) e com orifício de perfuração (amarelo). ..... 19
- Figura 4.** Imagem tomográfica de dois pares de úmeros, sob a vista sagital, utilizando o software RadiAnt DICOM Viwer (64-bit) para aferir a densitometria óssea pelas Unidades Hounsfield (HU) proximal e distal (círculos). ..... 20
- Figura 5 .** Imagem fotográfica e ilustrativa da implantação de haste bloqueada de ângulo estável. A) O *push pull* (setas laranja) passa através da luva (setas amarelas) e é acoplado à haste por meio de bloqueio roscado; a broca (setas vermelha), por sua vez, passa através do *push pull* para realizar a perfuração precisamente centralizada da cortical *trans*. Após essa etapa, o *push pull* é removido e a chave aplicadora (setas pretas), juntamente ao *Bolt-RC* (setas brancas), são passados através da luva, e este é rosqueado à haste, completando todos os orifícios com *Bolt-RC* alocados na cortical *trans* e *cis*. Todo esse processo obedece a uma sequência numérica do primeiro (1º) ao último (4º) *Bolt-RC* (marcações numéricas verdes). ..... 24

- Figura 6** Imagens fotográficas e ilustrativas computadorizadas das três configurações de haste bloqueada em ângulo estável. A) Corresponde à Haste Maciça (HMa). Apresentação semelhante à HB, porém, muda-se apenas a nomenclatura. B) Haste Canulada (HC). Nota-se uma marcação representando o orifício central em toda extensão da haste (setas amarelas). C) Configuração Haste Monocortical (HMo) demonstrando os parafusos centrais acoplados apenas a cortical *cis* (setas vermelhas).....25
- Figura 7.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos à testes biomecânicos. A) As bases de PMMA foram fixas para o ensaio de rigidez torcional (setas) no aparelho Instron 55MT Torsion Tester. B) Nota-se na região distal o sentido da torção (seta listrada) C). Para o teste de flexo-compressão, o bloco de PMMA na porção distal do úmero foi estabilizado à máquina de ensaios com auxílio de morsa. A aplicação de força foi promovida no sentido proximal para distal (seta listrada vermelha). D) Observa-se a manutenção do eixo mecânico por meio da fixação do úmero no PMMA em 110 graus (quadrantes vermelhos), e também durante o ensaio de flexo-compressão na cabeça umeral (seta listrada vermelha). ....28
- Figura 8 .** Imagens radiográficas (projeção craniocaudal e mediolateral) após ensaios de corpo de prova (úmeros de cão). A e B) Corpos de prova no ensaio de torção bicortical (Grupo HB), e C e D) corpos de prova no ensaio flexo-compressão monocortical (Grupo HMo). **A e B:** Nota-se a falha óssea no fragmento ósseo distal (setas), sem alteração da integridade dos implantes (Haste e bloqueios), quando submetido a forças torcionais. **C e D:** Evidencia-se a falha óssea na região proximal quando submetido a força de flexo-compressão (setas). .....33

## LISTA DE FIGURAS - CAPÍTULO 3

Páginas

- Figura - 1** Imagens fotográficas do momento intraoperatório de implantação da haste bloqueada de ângulo estável canulada em úmero canino *ex vivo*. A) Posicionamento do cadáver para acesso ao úmero com intensificador de imagem em mesa acrílica. B) Incisões de pele proximal e distal (setas), respeitando a configuração MINO. C) Exposição do tubérculo maior, ponto de inserção da haste. D) Perfuração com broca de 4 mm de diâmetro na região do tubérculo maior. E) Inserção do guia (pino de Steinmann). F) Colocação do guia de broca canulada. G) Perfuração e fresagem no úmero com broca canulada de 8 mm de diâmetro acoplada ao guia e perfuratriz. H) Inserção parcial da haste, sendo orientada pelo guia (seta). I) Inserção total da haste pelo aplicador manual (seta). J) Guia de perfuração acoplado à haste. K) Luvas rosqueadas introduzidas nos orifícios rosqueados do guia de perfuração. Nota-se que através da luva mais distal, a broca (seta) está passando nas duas corticais *cis* e *trans*. L) Observam-se *Bolts-RC* já inseridos nas epífises distal e proximal umeral (setas).....46
- Figura - 2.** Imagens de escopia sequenciada, utilizando o arco cirúrgico no momento de implantação da haste bloqueada de ângulo estável. A e B) Inserção do guia intramedular no úmero esquerdo, em toda sua extensão. C) Perfuração e fresagem com broca de 8 mm de diâmetro, sendo orientado pelo guia – pino de Steinmann (seta). D) Implantação da haste no canal umeral guiada pelo pino de Steinmann. E) Perfuração da cortical e acomodação do push pull na haste. F) Inserção final do Bolt-RC bicortical (*cis* e *trans*).....48
- Figura - 3** Imagens radiográficas de úmeros de cão (cadáver). A) Haste intramedular bloqueada Canulada (HC) de 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento em úmero canino esquerdo, bloqueada com quatro Bolts-RC bicorticais. B) Observa-se HC na vista mediolateral de úmero direito. C) Haste intramedular bloqueada canulada configuração monocortical de 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento alocada no úmero direito de cão. Nota-se que nos orifícios de números 1 e 4, de proximal para distal foram alocados Bolts-RC bicorticais e nos orifícios de números 2 e 3, de proximal para distal Bolt-RC monocorticais.....49

## LISTA DE GRÁFICOS

Páginas

<b>Gráfico 1.</b> Resultado analítico dos tratamentos em torção no Grupo HMa-HC. Relação ângulo/Torque. A- Haste Canulada (HC) e B- Haste Maciça (HMa).....	30
<b>Gráfico 2.</b> Resultado analítico dos tratamentos em torção no Grupo HB-HMo. Relação ângulo/Torque. A- Haste maciça Bicortical (B) x B- Haste maciça Monocortical (HMo).....	32

## LISTA DE TABELAS

Páginas

<b>Tabela 1.</b> Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste Maçica [HMa] e Haste Canulada [HC]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão em 2 pontos ou torção) .....	22
<b>Tabela 2.</b> Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste Maciça Bicortical [HB] e Haste Maciça Monocortical [HMo]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão ou torção).....	22
<b>Tabela 3.</b> Resultados analíticos dos testes biomecânicos nos tratamentos em torção (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de ângulo e torque de cada grupo (Haste Maciça [HMa] e Haste Canulada [HC]). Diferença significativa entre os grupos foi marcada com asterisco (*)......	29
<b>Tabela 4.</b> Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em flexo-compressão (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de força máxima, deflexão, rigidez e energia de cada grupo (Haste Canulada [HC] e Haste Maciça [HMa]). .....	30
<b>Tabela 5.</b> Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em torção (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de ângulo e torque de cada grupo (Haste Monocortical [HMo] e Haste maciça Bicortical[HB])......	31
<b>Tabela 6.</b> Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em flexo-compressão (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de força máxima, deflexão, rigidez e energia de cada grupo (Haste Monocortical [HMo] e Haste maciça Bicortical [HB]). .....	32
<b>Tabela 7</b> Resultados analíticos percentuais das hastes nos istmos medulares umerais de 25 a 30 kg (média, mínimo, máximo). Diferença entre os grupos utilizando haste de 8 mm no teste de torção.....	33
<b>Tabela 8.</b> Resultados analíticos percentuais das hastes nos istmos medulares umerais nos animais até 15 -25 kg (média, mínimo, máximo). Diferença entre os grupos utilizando haste de 6 mm no teste de flexo-compressão em dois pontos.....	34

## LISTA DE ABREVIATURAS

**Bolt-RC** - Parafuso *Bolt* Rosca Central

**HB** - Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração *Bolt-RC* padrão Bicortical

**HC** - Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Canulada

**HMa** - Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Maciça

**HMo** - Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração de *Bolt-RC* Monocortical

**HU** - Unidade Hounsfield

**MINO** - *Minimally invasive nail osteosynthesis* (osteossíntese minimamente invasiva com haste)

**PMMA** - Polimetilmetacrilato

## CAPÍTULO I – CONSIDERAÇÕES GERAIS

### INTRODUÇÃO

As hastes intramedulares bloqueadas consistem em estruturas cilíndricas compostas por orifícios transversais preparados para acomodar parafusos transcorticais ou bolts, os quais ao penetrarem no osso, atravessam a haste e nela se fixam. Este tipo de implante, permite a neutralização das forças axiais, torcionais e de flexão que atuam sobre as fraturas, tendo por objetivo principal manter o alinhamento e o comprimento ósseo até que haja reparação óssea completa (Thakur, 2007).

Além de proporcionar estabilização do foco de fratura e retorno precoce da deambulação, os pacientes tratados com essa técnica tendem a permanecer menos tempo hospitalizados, reduzindo consideravelmente a ocorrência de complicações secundárias, como, por exemplo, infecções advindas do ambiente hospitalar (Paulino, 2009).

As hastes intramedulares promovem a chamada estabilidade relativa, a qual permite micro movimentações no foco de fratura. Sendo assim, seu uso é indicado para o tratamento de fraturas de baixo *strain*, como fraturas cominutivas, além de, utilização em pseudoartroses e osteotomias corretivas (SchMaedecke et al., 2005; Thakur, 2007).

A haste intramedular bloqueada é confeccionada para ser utilizada de forma minimamente invasiva (*minimally invasive nail osteosynthesis* - MINO), zelando pela preservação do coágulo sanguíneo primordial do foco de fratura (hematoma fraturário), o qual contém células progenitoras que auxiliam no processo de consolidação óssea (Roe, 2020).

Devido às características biológicas e mecânicas benéficas, a haste caracteriza-se como um implante de escolha primária para o tratamento de fraturas cominutivas de ossos longos em humanos. Na medicina veterinária, elas também são indicadas principalmente para o tratamento de fraturas cominutivas em ossos longos, onde haja possibilidade de penetração no canal medular sem lesão da superfície articular. Além de sua implantação auxiliar no alinhamento da fratura, ela também fica alocada no eixo neutro das forças exercidas sobre o osso, o que lhe proporciona maior

estabilidade biomecânica em relação aos outros implantes (Moses et al., 2002; Bruckner et al., 2016; Mukherjee et al., 2017; Fauron et al., 2018).

Apesar de determinadas restrições anatômicas, o uso de hastes bloqueadas para estabilização de fraturas do úmero de cães e gatos é descrito na literatura. Em determinadas situações, é tecnicamente mais fácil a implantação de uma haste dentro do canal medular, comparativamente ao grau de dificuldade de se moldar uma placa bloqueada à conformação anatômica da superfície óssea umeral (Dueland et al., 1999; Moses et al., 2002; Shipov et al., 2015).

## OBJETIVOS

- Comparar a biomecânica óssea sob as forças de flexo-compressão e torção da HMa (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Maciça) com a HC (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Canulada) em fraturas cominutivas diafisárias induzidas (falha óssea) em úmeros de cães (*ex-vivo*).
- Comparar a biomecânica óssea sob as forças de flexo-compressão e torção da HB (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração *Bolt-RC* padrão Bicortical) com a HMo (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração de *Bolt-RC* Monocortical) em fratura cominutiva diafisária induzida (falha óssea) em úmeros de cães (*ex-vivo*).
- Avaliar a relação entre o diâmetro do istmo do canal medular do úmero e o diâmetro da haste (porcentagem) em relação à preconizada na literatura;
- Descrever e avaliar a aplicabilidade e as dificuldades da técnica cirúrgica de implantação de Haste Bloqueada de Ângulo Estável Canulada por MINO no úmero canino (*ex vivo*);

## REVISÃO DE LITERATURA

### Histórico

No início dos anos 30, Gerhard Küntscher, ortopedista alemão, idealizou a “moderna” haste intramedular, novidade para os parâmetros da época. A ideia era introduzir a haste no canal medular e, após a completa inserção, esta seria expandida no sentido centrífugo, comprimindo o endóstio e se mantendo fixa ao osso (Rosa et al., 2019).

A primeira implantação em paciente humano foi realizada apenas em 1939. Entretanto, a primeira haste intramedular bloqueada por parafusos, foi desenvolvida por Huckstep em meados da década de 1970, na qual existia uma fenda, seguindo ainda os princípios de Küntscher (Rosa et al., 2019). Com o advento das hastes bloqueadas por parafusos, Russel e Taylor em 1986, verificaram biomecanicamente a não necessidade da presença da fenda na haste mantendo, somente, a conformação canulada (Rosa et al., 2019). No mesmo ano, resultados inovadores em testes em cães por Johnson e Huckstep também foram verificados (Déjardin et al., 2019).

Modelos veterinários de hastes bloqueadas começaram a ser desenvolvidos e utilizados a partir da década de 1990, com auxílio de guia externo acoplado à extremidade da haste que orienta a localização exata, a *priori*, dos orifícios da haste que estão no interior do canal medular, sendo pioneira na confecção desse modelo, a empresa Innovative (Dueland et al., 1999; SchMaedecke et al., 2005).

Após o início do uso desta técnica na medicina veterinária nos Estados Unidos, outros modelos surgiram na França, Espanha e Japão, com algumas modificações almejando melhorias (Déjardin et al., 2019).

Na atualidade, o modelo de haste mais utilizado e moderno no mercado veterinário é o sistema I-Loc, sendo uma haste de ângulo estável, apresentando algumas inovações em relação aos modelos anteriores, como parafusos-guia de bloqueio temporário (2 orifícios proximais), com a função de manter o sistema mais rígido, reduzindo assim, o risco de inserção do implante de bloqueio distal fora do orifício da haste; um sistema de acoplamento rápido do guia de perfuração; um medidor de profundidade específico para mensurar o comprimento do *Bolt*, que será

cortado com auxílio de cortador customizado (Déjardin et al., 2019). O conceito de “*Bolt*” se enquadra em um aparato cônico de travamento rígido nas corticais *cis* e *trans*, na qual, já demonstrou melhorar a estabilidade da fixação “*in vitro*” eliminando totalmente a folga de construção “*slack*” (Goett et al., 2007; Déjardin et al., 2009).

## **Aplicação em Úmero**

### **Indicação e Aplicação no Úmero**

Como são dispositivos intramedulares, as hastes são indicadas para fraturas em ossos longos, onde há a possibilidade de inserção no canal medular, sem que haja lesão da superfície articular. De tal maneira, são usadas principalmente em fraturas de úmero, tíbia e fêmur. Seu uso também foi relatado em ulna, porém são contraindicadas para inserção no rádio (Thakur., 2007; Gatineau e Plante, 2010; Fauron et al., 2018).

O úmero possui forma sigmoide, mais pronunciada nos cães do que nos gatos, sendo particularmente mais acentuada em raças condrodistróficas, como os Dachshunds. Da porção proximal para a distal, o osso se curva cranialmente da cabeça do úmero, em direção à porção caudal ao longo da diáfise e, em seguida, cranialmente no côndilo (Evans et al., 1993; Moses et al., 2002).

São descritas variadas apresentações de fraturas diafisárias em úmeros caninos, como, por exemplo, fraturas transversas, espiraladas, oblíquas e fraturas cominutivas, possuindo maior grau de complexidade. As fraturas do eixo médio do úmero são de difícil reparo, isso se deve à anatomia óssea umeral e à estreita associação dos nervos radial, mediano e ulnar e seus vasos associados. Grande parte da casuística descrita na literatura envolvendo fraturas umerais, advém de acidentes de trânsito, quedas ou agressões (Simpson AM., 2004).

Aproximadamente, 55% de todas as fraturas do úmero afetam a região central e / ou o terço distal da diáfise, podendo a fixação das fraturas do úmero, ser um desafio. Dependendo da configuração da fratura (como por exemplo, as fissuras distais), bem como, da localização em relação ao forame supratrocLEAR, a linha de fratura pode limitar, e até mesmo impedir, o assentamento profundo da haste. De modo geral, a principal indicação das hastes bloqueadas em úmero, se direciona às

fraturas cominutivas de diáfise, principalmente em cães de médio e grande porte (Simpson AM., 2004; Thakur, 2007; Déjardin et al., 2019).

A presença de fissuras longitudinais ao osso não é considerada contraindicação para a técnica, podendo ou não ser utilizado outro implante adicionalmente, como, por exemplo, fios de aço ou parafuso de compressão (parafuso *lag*). Entretanto deve-se, nestes casos, ter demasiada cautela ao realizar a fresagem do canal medular, lembrando da configuração sigmoide do úmero. A haste não deve ser muito espessa, evitando pressão contra as corticais ósseas (Déjardin et al., 2019).

No úmero, a inserção de maneira normógrada da haste é realizada por meio de abordagem craniolateral limitada, centrada sobre a crista do tubérculo maior, na inserção do músculo infraespinhoso, com seu posicionamento até a região supracondilar do úmero (Shipov et al., 2015).

Uma incisão distal imediatamente acima do epicôndilo lateral e a retração cranial do músculo braquial, permitem a exposição de 25% da diáfise distal, evitando o trajeto do nervo radial. É descrito que, no momento da perfuração, orientar o plano de travamento em uma direção ligeiramente mais craniocaudal, facilita a inserção do parafuso e melhora a fixação óssea na crista epicondilar medial (Déjardin et al., 2019).

### **Planejamento Cirúrgico**

Além da forma sigmoide, o úmero reduz e se estreita (no sentido proximal para distal), o que promove implicações quando os tamanhos de implantes intramedulares são selecionados, tornando um desafio, a escolha de uma haste de dimensões ideais. Radiografias em planos ortogonais (craniocaudal e mediolateral) do osso acometido são requeridas para avaliação do tipo de fratura, localização e presença de fissuras ao longo do osso, ademais, é de suma importância obter imagens do osso completo e das articulações proximal e distal, para avaliação da quantidade e qualidade de estoque ósseo disponível das metáfises. Além disso, é importante obter radiografias do membro contralateral sadio, utilizando medidor de magnificação de imagem, alocado paralelamente e na mesma altura do osso acometido e do antímero oposto, para que seja possível avaliar a porcentagem da distorção da proporção da imagem em relação à realidade. Essa radiografia do osso contralateral intacto, servirá de base

para escolha do comprimento e diâmetro da haste, além da posição e comprimento dos implantes de bloqueio (Déjardin et al., 2019).

*Templates* estão disponíveis para as radiografias impressas. Contudo, existem *softwares* computacionais que, além de possuírem *templates* virtuais, podem ajudar no planejamento e passo a passo do procedimento cirúrgico, incluindo as etapas de redução da fratura, planejamento da localização, seleção e posicionamento do implante e predeterminação dos comprimentos dos implantes de bloqueio (Déjardin et al., 2019).

Em geral, a haste nos ossos longos deve possuir o maior diâmetro possível, comportando a região medular óssea (cerca de 90% do canal), devendo-se tomar cuidado com particularidades ósseas como, por exemplo, a configuração sigmoide do úmero, uma vez que, a escolha de uma haste muito longa, pode induzir à lesões no forame supratroclear (Moses et al., 2002; Schmaedecke et al., 2005).

Para obter sucesso no tratamento, é fundamental destacar a realização de criterioso planejamento pré-operatório, uma vez que, implantes subdimensionados podem enfraquecer o sistema, resultando em falha cíclica antes da reparação óssea e, conseqüente, má união ou não união ósseas. Em contrapartida, a implantação de uma haste superdimensionada, pode causar fissuras longitudinais no osso e comprometer a vascularização do endóstio, além de invasões nas regiões articulares (Déjardin et al., 2019).

### **Descrição da Haste**

Existem diversos tipos de haste no mercado veterinário. Os modelos podem ser cilíndricos ou em forma de ampulheta, com a ponta em forma de bala (romba) ou trifacetada (pontiaguda). As hastes apresentam diversos diâmetros e comprimentos, que variam de acordo com a marca, sendo geralmente de 4 a 8 mm de diâmetro, possuindo dois orifícios para bloqueio por fragmento e sendo a distância entre eles, também dependente da marca. O modelo Innovative (primeira marca usada por muitos anos na medicina veterinária) apresenta as seguintes disposições: haste de 4 mm e 4,7 mm, com parafusos de 2 mm de diâmetro; haste de 6 mm, com parafusos de 2,7 mm de diâmetro; e haste de 8 mm, com parafusos de 3,5 mm de diâmetro (Decamp et al., 2016).

O dispositivo de bloqueio pode ser um parafuso convencional (parafuso cortical), nesses casos o orifício na haste é liso e os dois (haste e parafuso cortical) não possuem contato íntimo, ou pode ser utilizado um *Bolt* (nesses modelos há contato do *Bolt* ao orifício da haste, podendo ser ele rosqueado de forma idêntica à haste ou liso na porção que acopla à haste, sendo rosqueado apenas da cortical *cis*. (Déjardin et al., 2014; Johnston et al., 2017).

O material de implantação das hastes bloqueadas pode variar de acordo com a marca, porém, existem dispositivos básicos de implantação semelhantes para todas as hastes no mercado (Déjardin et al., 2014). Dentre esses dispositivos, encontram-se fresas de diâmetros crescentes, que são necessárias para a fresagem da cavidade medular, desde o local onde será realizada a inserção da haste até a outra extremidade óssea. Essa fresagem deve ser promovida primeiro com fresas de menor diâmetro e de forma crescente até o diâmetro semelhante ao da haste, assim, facilitando a inserção da haste, pois nesse momento (introdução da haste no canal medular ósseo) não deve haver resistência, evitando a ocorrência de fissuras na cortical óssea (Schmaedecke et al., 2005).

O aplicador manual para inserção da haste no interior da cavidade medular é uma peça importante, este, é acoplado à extremidade da haste por meio de rosqueamento e a inserção pode ser realizada por meio de graduais batidas com martelo ortopédico em sua extremidade, realizando a impactação até que a haste esteja completamente inserida no canal medular (Johnston et al., 2017).

Após a retirada do aplicador, acopla-se o guia de perfuração à extremidade da haste. Este guia possui diversos orifícios que coincidem com os orifícios da haste. Geralmente, os orifícios proximais são fixos, porém, os orifícios distais dependem do comprimento da haste, de maneira que deve ser verificado antes da inserção dela no canal medular quais orifícios serão usados. Sabendo-se quais são esses orifícios, é colocada a luva (guia de broca) e realiza-se a perfuração de ambas as corticais ósseas (*cis e trans*), passando pelo orifício da haste, para posterior bloqueio com o implante específico para cada modelo (Schmaedecke et al., 2005; Decamp et al., 2016).

## Biomecanismos de Funcionamento

A energia disposta sobre o osso é absorvida por ele e dissipada aos tecidos adjacentes, entretanto, quando as cargas atuantes excedem sua capacidade de resistência, ocorrem as fraturas. O grau de energia está diretamente relacionado ao número de fragmentos ósseos e ao grau de lesão tecidual. Por isso, fraturas de alta energia, geralmente apresentam cominuição (Harris et al., 2006). O sentido da força aplicada também está relacionado à resistência óssea. Forças aplicadas paralelamente ao eixo do osso cortical fazem com que esse tenha maior fase plástica e menor probabilidade de fratura, em contrapartida, as forças perpendiculares podem promover fraturas mais facilmente (Denny e Butterworth, 2006).

Quando ocorre fratura óssea completa, o caminho da carga fica comprometido, havendo impotência funcional do membro. Entretanto, a passagem de carga pelo foco de fratura auxilia na cicatrização e no remodelamento ósseo, por meio do efeito piezoelétrico. Da mesma maneira, a inutilização do membro ou demasiada rigidez aplicada pelo implante ortopédico pode levar à reabsorção, culminando em não união óssea (Rosa et al., 2019).

*Strain* é a quantidade de deformação do foco da fratura. Matematicamente, é a razão do quanto uma falha óssea se movimenta quando há carga sobre o membro pelo comprimento total da falha, geralmente dado em porcentagem. Ou seja, se há um defeito de 10 mm e este se movimenta 1 mm, o *strain* será de 10%. Para formação de tecido ósseo, é necessário baixo *strain*, por volta de 1%, pois a movimentação excessiva dos fragmentos de fratura leva à ruptura dos osteoclastos e osteoblastos. Já o tecido cartilaginoso suporta maior deformação, porém, menos que o coágulo inicial. Desta forma, existe a teoria de que em reparações ósseas secundárias, quando se pretende a formação de calo ósseo fibrocartilaginoso exuberante, esse se forma primeiro, atuando de maneira à auxiliar a estabilização e a redução do *strain* no foco de fratura, promovendo um ambiente propício para formação de tecido ósseo (Elliotti et al., 2016).

As principais forças atuantes sobre o osso íntegro são torção, flexão, cisalhamento, distração e compressão axiais. A torção é uma das forças atuantes em destaque no úmero, devido à anisotropia, características anatômicas e, principalmente, sua relação de forças com os músculos locais. O tipo e o grau da força

atuante ditarão o tipo de fratura encontrada. Em fratura cominutivas, em que não é possível reconstruir a coluna óssea, os implantes ortopédicos de escolha para tratamento devem contrapor cada uma dessas forças e sustentar a carga até a formação de calo ósseo, para que haja movimentação ativa, retorno precoce à deambulação e ausência de dor no membro acometido (Moses et al., 2002; Déjardin et al., 2019; Rosa et al., 2019).

Visto isso, implantes que se localizam no eixo neutro das forças como, por exemplo, as hastes intramedulares bloqueadas, possuem vantagens biomecânicas em relação às placas ósseas, além disso, sua área momento de inércia é maior que o das placas, pois seu formato cilíndrico auxilia na estabilidade e na resistência do implante, de forma que são menos propensos à fadiga e menos suscetíveis a falha cíclica pelas forças atuantes (Burns et al., 2011; Marturello et al., 2019).

A haste intramedular bloqueada suporta as forças fisiológicas aplicadas ao osso. Enquanto a haste propriamente dita contrapõe à força de flexão, os parafusos implantados de maneira transversal a ela impedem as forças de torção, tração e compressão axial (Rosa et al., 2019).

Devido a esse ambiente mecânico propício à formação de calo ósseo, com pouca movimentação e com preservação de ambiente biológico no foco de fratura, ocorre reparação óssea no tempo requerido na maioria dos casos (Thakur, 2007).

Outro fator que altera biomecanicamente o implante é o local de posicionamento do parafuso/*Bolt*. A colocação do dispositivo de bloqueio na metáfise, permite que o osso esponjoso absorva parte da carga, emitindo menos carga ao implante de bloqueio. Preconiza-se a implantação mais distal ou proximal possível dos implantes de bloqueio, uma vez que esse detalhe aumentaria o tempo de fadiga do implante (Burns et al., 2011).

### **Complicações / limitações**

Diversas complicações relacionadas à técnica de utilização de hastes intramedulares já foram relatadas, dentre elas, existem as de maior e menor importância, além de classificação em trans ou pós-operatórias. As complicações identificadas com o uso de haste intramedular bloqueada em fraturas em úmero, incluem colapso da fratura, erros de bloqueio (o implante de bloqueio é alocado fora

do orifício da haste), osteomielite e neuropraxia radial. *Pull out* dos parafusos e permanente “*Slack*” (folga entre o parafuso e o orifício da haste, permitindo demasiada movimentação no foco de fratura) podem ser observados em hastes convencionais (sem ângulo estável), resultando em união retardada, quebra e encurvamento da haste (Moses et al., 2002; Fan et al., 2005; Decamp et al., 2016).

O colapso da fratura pode ocorrer quando um segmento ósseo é estabilizado com apenas um único parafuso. Se este único parafuso for usado no segmento proximal, ele deve ser colocado distal à linha tricipital, onde a qualidade óssea é melhor, proporcionando maior poder de retenção e, portanto, menor chance de falha do parafuso. Um único parafuso pode não fornecer estabilidade suficiente, exceto em cães muito jovens. Outro ponto complicador, caracteriza-se pela ocorrência de fraturas metafisárias, cujo estoque ósseo é insuficiente para inserção de pelo menos dois parafusos distais, principalmente em região próxima ao forame supratrocLEAR, que acaba limitando, ou até mesmo impedindo a inserção profunda da haste (Moses et al., 2002; Duhautois, 2003;).

O diâmetro relativamente grande da haste, acima de 90 % do canal medular, inibe a colocação através da crista epicondilar medial, embora existam descrições recomendando o direcionamento da haste na face medial do côndilo umeral, tomando cuidado para que ela não penetre na fossa do olécrano e no forame supracondilar. A extremidade proximal da haste não deve se projetar do tubérculo maior; caso contrário, pode causar irritação dos tecidos moles (Moses et al., 2002; Dueland et al., 2014; Shipov et al., 2015).

É importante salientar que a utilização de hastes intramedulares bloqueadas em úmeros apresenta vantagens mecânicas sobre outras técnicas mais usuais, além disso, pode ser usada de forma minimamente invasiva, sem que haja manipulação ou mesmo perda do hematoma inicial da fratura, principalmente com auxílio de fluoroscopia. Contudo, as hastes não são apresentadas como forma de substituir ou eliminar outros tipos de implantes, apenas, como outra boa opção de tratamento à determinados tipos de fratura que teriam melhor resposta com esse tipo de implante.

## JUSTIFICATIVA

A técnica de haste bloqueada de ângulo estável é pouco difundida e praticada no Brasil, principalmente quando se trata do seu uso em osteossínteses de úmero canino de forma minimamente invasiva (MINO). Cabe ressaltar a dificuldade de execução da técnica, seja pela reduzida prática e experiência na utilização de intensificadores de imagem na rotina ortopédica, bem como, a baixa casuística de fraturas umerais com configurações que justificassem tal indicação, quando comparado a outros ossos longos. Acredita-se que com a facilitação do acesso à recursos de imagem no trans-operatório, como fluoroscopia ou raio X-móvel DR, a utilização deste tipo de implante poderá ser intensificada. Além disso, a confecção de uma haste canulada facilitaria sua inserção, uma vez que seria possível a utilização de fios de Kirschner como guias de haste.

Visto isso, buscou-se avaliar biomecanicamente o osso umeral em relação à outras configurações de haste e diferentes distribuições de parafusos *Bolt-RC* modificado com rosca central, chamado de "*Bolt-RC*", na qual haveria maior facilidade de implantação e não comprometesse sua rigidez. A haste canulada aparenta ser uma excelente opção, pois utiliza-se previamente à sua implantação, um guia, que facilitaria a assertividade no canal medular, preservando desta forma a biologia local. É importante analisar também algumas alternativas na distribuição dos parafusos *Bolt-RC* como, por exemplo, configurações monocorticais alocadas proximamente ao foco (fixação do parafuso somente na cortical *cis*), as quais seriam úteis em casos de fraturas irreduzíveis, às quais seria inviável a fixação na cortical *trans*.

Expressa-se de grande valia a ciência desses resultados, de maneira a disseminar a utilização deste tipo de implante na medicina veterinária e compreender o comportamento das forças exercidas sobre o úmero de cães. Além disso, hipotetiza-se que não existirá enfraquecimento da haste devido à canulação, nem na configuração alternativa de parafusos "*Bolt-RC*" modificado com rosca central (*Bolt-RC*) monocorticais.

## CAPÍTULO II- AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE DIFERENTES CONFIGURAÇÕES DE BLOQUEIO DE HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA EM ÚMERO DE CÃO - EX VIVO

\*Este artigo está escrito de acordo com as normas da revista Acta Cirúrgica Brasileira

### RESUMO

**OBJETIVO:** Avaliar biomecanicamente o osso umeral em relação à outras configurações de haste, diferentes distribuições de parafusos *Bolt-RC* e porcentagens das hastes escolhidas nos istmos ósseos.

**MÉTODOS:** A avaliação consistiu em comparar biomecanicamente sob força de flexo-compressão e torção da HMa (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Maciça) com a HC (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável Canulada), também sob as mesmas forças, comparar biomecanicamente HB (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração *Bolt-RC* padrão Bicortical) com a HMo (Haste Intramedular Bloqueada de Ângulo Estável configuração de *Bolt-RC* Monocortical), ambas em fratura cominutiva diafisária induzida 2 cm de falha óssea, em 23 pares de úmeros de cão (*ex vivo*). a relação entre o diâmetro do istmo do canal medular do úmero e o diâmetro da haste (porcentagem) foi mensurada através de um software veterinário específico.

**RESULTADOS:** Não houve diferença significativa nos resultados biomecânicos comparativos entre os grupos propostos pelo trabalho, exceto a maior resistência de torque no grupo HC, quando comparado ao HMa. Houve menor porcentagem de ocupação das hastes nos istmos, comparado ao que preconiza a literatura, não acarretando o seu enfraquecimento.

**CONCLUSÃO:** Considera-se a possibilidade de utilização da haste de ângulo estável no modelo canulado, sua alocação de parafusos *Bolt-RC* em configurações monocorticais e diâmetros reduzidos de hastes em úmeros de cão.

**Palavras chave:** Canulada, Implante, Osteossíntese,

## BIOMECHANICAL EVALUATION OF DIFFERENT LOCKING CONFIGURATIONS OF BLOCKED INTRAMEDULLARY NAIL IN DOG HUMERUS - EX VIVO

### ABSTRACT

**OBJECTIVE:** To biomechanically evaluate the humeral bone in relation to other nail configurations, different Bolt-RC screw distributions and percentages of nails chosen in bone isthmuses.

**METHODS:** The evaluation consisted of comparing biomechanically under flexion-compression and torsion forces of the HMa (Massive Stable Angle Locked Intramedullary Nail) with the HC (Cannulated Stable Angle Locked Intramedullary Nail), also under the same forces, biomechanically compare HB ( Stable Angle Locked Intramedullary Nail Bicortical Bolt-RC configuration) with the HMo (Stable Angle Locked Intramedullary Nail Monocortical Bolt-RC configuration), both in induced diaphyseal comminuted fracture 2 cm of bone failure, in 23 pairs of dog humerus (ex vivo). the ratio between the diameter of the humeral medullary canal isthmus and the diameter of the nail (percentage) was measured using specific veterinary software.

**RESULTS:** There was no significant difference in the comparative biomechanical results between the groups proposed by the work, except for the greater torque resistance in the HC group, when compared to the HMa. There was a lower percentage of occupation of the stems in the isthmus, compared to what is recommended in the literature, not causing their weakening.

**CONCLUSION:** The possibility of using the stable-angle nail in the cannulated model, its allocation of Bolt-RC screws in monocortical configurations and reduced nail diameters in dog humerus are considered.

**Keywords:** Cannulated, Implant, Osteosynthesis.

## INTRODUÇÃO

As hastes são indicadas para fraturas em ossos longos, onde há a possibilidade de inserção no canal medular, utilizadas principalmente em fraturas de úmero, tibia e fêmur.<sup>1</sup>

Em úmeros caninos são descritas variadas apresentações de fraturas diafisárias, como, por exemplo, fraturas transversas, espiraladas, oblíquas e fraturas cominutivas, possuindo maior grau de complexidade. As fraturas do eixo médio do úmero são de difícil reparo, isso se deve à anatomia óssea umeral e à estreita associação dos nervos radial, mediano e ulnar e seus vasos associados. Grande parte da casuística descrita na literatura envolvendo fraturas umerais, advém de acidentes de trânsito, quedas ou agressões<sup>2-4</sup>

As hastes intramedulares bloqueadas em úmeros apresentam vantagens mecânicas sobre outras técnicas mais usuais, além disso, podem ser usadas de forma minimamente invasiva, sem que haja manipulação ou mesmo perda do hematoma inicial da fratura<sup>5</sup>

Visto isso, buscou-se avaliar a biomecânica óssea do úmero em diferentes configurações de haste e diferentes distribuições de parafusos *Bolt-RC*, nas quais haveria maior facilidade de implantação e não comprometimento de sua rigidez. Bem como, verificar uma possível fragilidade do corpo de prova, pelo fato de ser trabalhado com uma menor porcentagem de diâmetro da haste, comparada ao preconizado pela literatura.

## MÉTODOS

O projeto foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Ciências Agrárias e Veterinárias da Universidade Estadual Paulista, Câmpus de Jaboticabal Protocolo nº 011196/18.

## Descrição do material utilizado

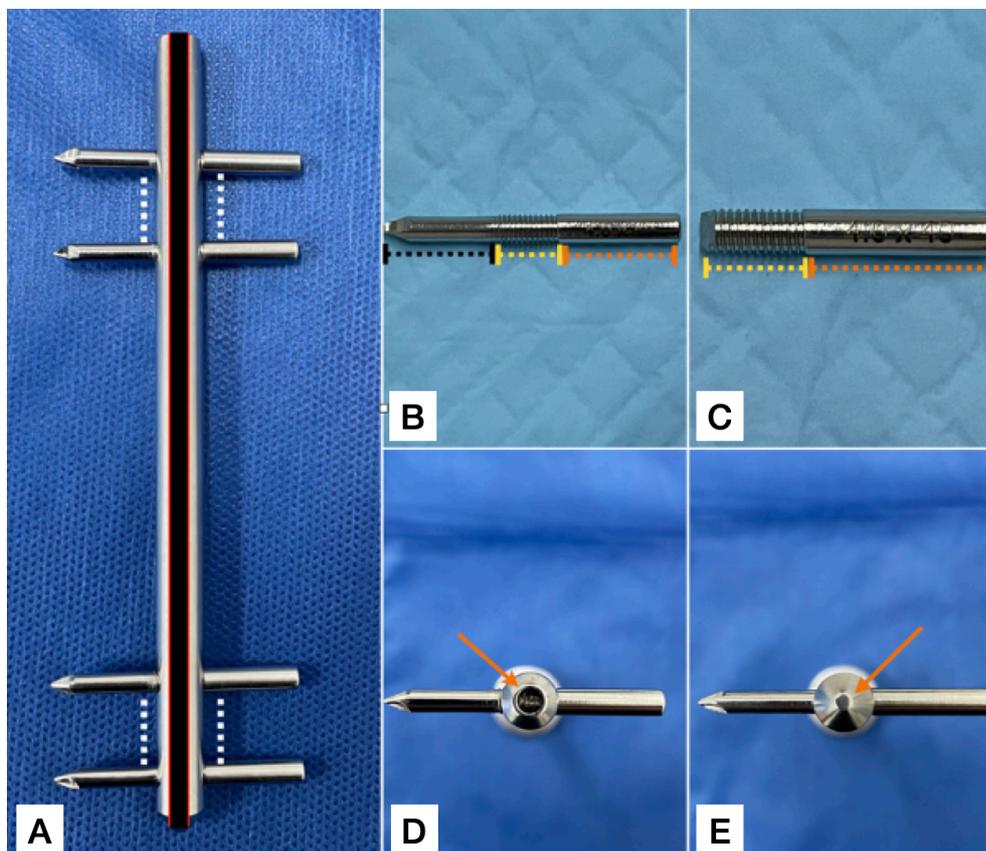
### Implantes

As hastes foram confeccionadas em aço inoxidável 316L, contendo dois orifícios distais e dois proximais, com distância entre orifícios de 11 mm (Figura 1A), canuladas ou não (Figuras 1A, 1D e 1E), todos os orifícios possuíam roscas internamente destinadas ao bloqueio dos *Bolt-RC* totais e parciais (Figuras 1B e 1C). As configurações de distribuição das hastes estão demonstradas nas Figuras 2B e 2C.

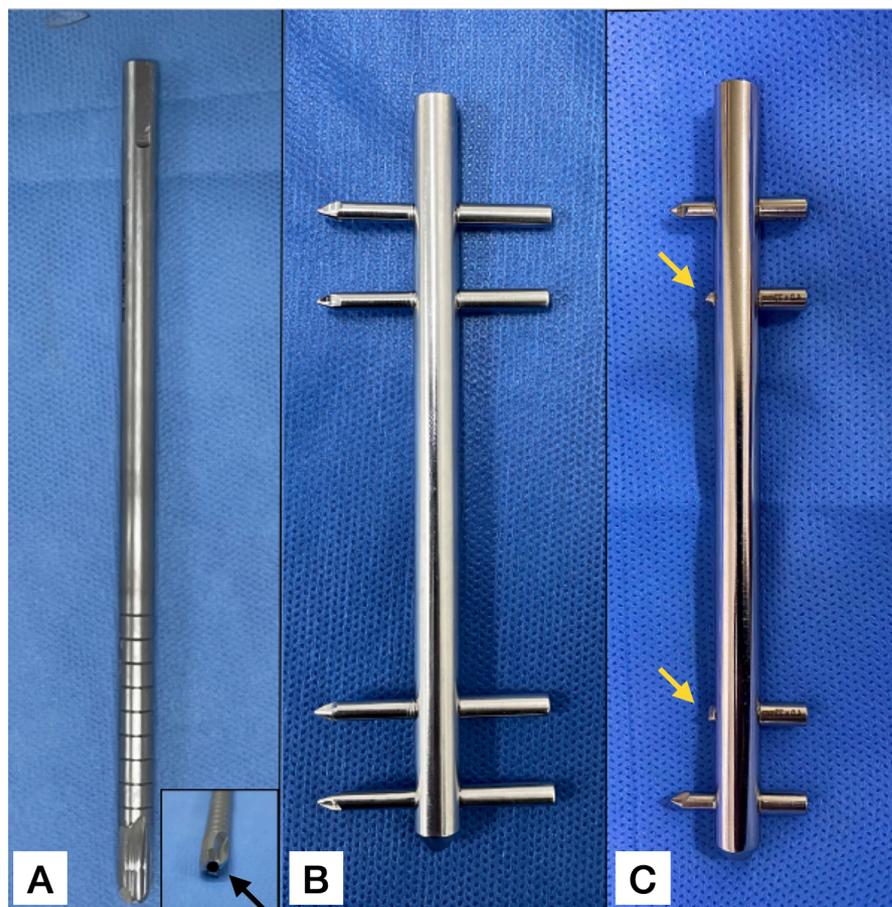
A broca foi confeccionada de maneira canulada com o mesmo diâmetro da haste (Figura 2A), possibilitando a passagem do guia intramedular de 4 mm (pino de *Steinmann*). O guia de perfuração e/ou régua possuía porção vertical (curta) e horizontal (longa) acopladas, de forma que esta última continha dois orifícios coincidentes com os orifícios proximais das hastes e oito orifícios que contemplavam os orifícios da porção distal da haste, a depender do comprimento desta. A trava do guia acoplava-se à haste (Figuras 2A e 2B) e era rosqueada por meio de chave hexagonal. Em sua extremidade oposta, possuía local apropriado para posteriormente ser rosqueado à chave específica, denominada de aplicador, com intuito de auxiliar a inserção da haste no canal medular ósseo. Após a retirada do aplicador, o trava-haste apresentava ponto específico para conexão no guia de perfuração externo e ambos (trava-haste e guia externo) eram fixados por meio de parafuso conector, o qual mantinha a haste conectada ao guia de perfuração.

Os *Bolt-RC* utilizados eram compostos por duas ou três porções. No *Bolt-RC* bicortical (padrão), a primeira porção apresentava orifício interno para acoplamento de chave hexagonal e execução do aperto, sendo externamente de perfil liso de 4 mm de diâmetro. A segunda porção era rosçada de forma idêntica às roscas do orifício da haste, com seu diâmetro interno (alma) de 2,5 mm e externo de 3 mm, permitindo desta forma o seu bloqueio (ângulo estável). Já a terceira e última porção, também apresentava perfil liso, porém, mais delgada, sendo o diâmetro interno (alma) de 2,5 mm e o diâmetro externo, auto-rosqueante, de 3 mm (Figura 1B). Desta forma, a primeira porção do *Bolt-RC* padrão mantinha contato com a primeira cortical óssea (*cis*), a segunda porção era bloqueada à haste e a terceira era rosçada na cortical

óssea oposta (*trans*) (Figura 1B). Já no parafuso *Bolt-RC* monocortical, a única diferença consistia na não apresentação da terceira porção, não havendo fixação na cortical óssea *trans* após sua implantação (Figura 1C).



**Figura - 1.**Imagens fotográficas da haste intramedular bloqueada de ângulo estável e dos Bolt-RC. A) Haste canulada, as marcações em preto e com linha em vermelho ilustram o diâmetro e posição do orifício canulado, que corresponde a 40% do diâmetro da haste. A linha A linha pontilhada em branco delimita a distância entre os implantes de bloqueio. B) Os parafusos *Bolt-RC* apresentavam três porções distintas, sendo a primeira lisa (linha pontilhada laranja), a segunda (lista pontilhada amarela) com o mesmo diâmetro da primeira e possuindo roscas (rosqueavam na haste – ângulo estável) e a terceira (linha pontilhada preta) mais delgada e lisas para a cortical *trans*. C) Design do *Bolt-RC* monocortical. Nota-se a porção de bloqueio com a cortical *cis* (linha pontilhada laranja) e a segunda porção (linha pontilhada amarela), para bloqueio com a haste, inexistindo a terceira porção para a cortical óssea *trans*. D) *Bolt-RC* bicortical na haste canulada (seta laranja). E) *Bolt-RC* bicortical na haste maciça (seta laranja).



**Figura 2.** Imagens fotográficas da broca canulada e das hastes de ângulo estável em diferentes configurações. A) Broca canulada com marcações de profundidade; no canto inferior direito, evidencia-se um quadrante demonstrando o orifício (seta), o qual acomodava o pino guia. B) Haste maciça com configuração padrão. Nota-se a presença de quatro parafusos *Bolt-RC* bicorticais completos distribuídos em todo os orifícios. C) Haste maciça com configuração de bloqueio bicortical e monocortical, havendo parafusos *Bolt-RC* incompletos distribuídos nos orifícios centrais (setas).

Os orifícios do guia de perfuração eram providos internamente com roscas, proporcionando perfeito rosqueamento das luvas. O guia de broca, denominado de *push pull* (Figura 3A - verde), apresentava orifício para entrada da broca de 2,5 mm de diâmetro (Figura 3A – amarelo) e era introduzido na luva de maneira precisa, ou seja, sem folgas, o que evitava movimentação da broca no momento da perfuração. Além disso, este guia também apresentava roscas apropriadas aos orifícios da haste (Figura 3B). O *push pull* era rosqueado no orifício da haste, permitindo a estabilização provisória da haste no guia externo de perfuração, além de proporcionar a perfuração da cortical *trans*, quando necessário, de forma mais precisa.



**Figura - 3.** Imagens fotográficas do instrumental de implantação da haste intramedular bloqueada de ângulo estável. A e B – Vistas frontal e lateral, respectivamente, do sistema de implantação. Haste (Cinza) e guia (Preto) conectados ao trava-haste (Rosa). O parafuso conector (Vermelho) prende o trava-haste/haste no guia de perfuração. As marcações em laranja ilustram as luvas rosqueadas no guia de perfuração (Preto), com os respectivos *push pull's*, *maciço* (verde) e com orifício de perfuração (amarelo).

## Implantação das hastes nos úmeros para ensaios biomecânicos

### Modelos biomecânicos

Foram utilizados/selecionados 46 úmeros de cão (23 pares) *ex vivo*, com massa corpórea entre 15 e 30 kg, após serem admitidos pelos critérios de inclusão propostos. Os 23 pares foram divididos equanimemente em 2 conjuntos aleatoriamente (sorteio), selecionando os pares de dimensões (comprimento e diâmetro do canal medular) similares. Os pares foram submetidos à testes mecânicos de torção e flexo-compressão.

Após a coleta, os ossos foram identificados e embalados em recipiente plástico (úmero direito e esquerdo de cada cão) e, posteriormente, congelados em freezer à - 20 °C.

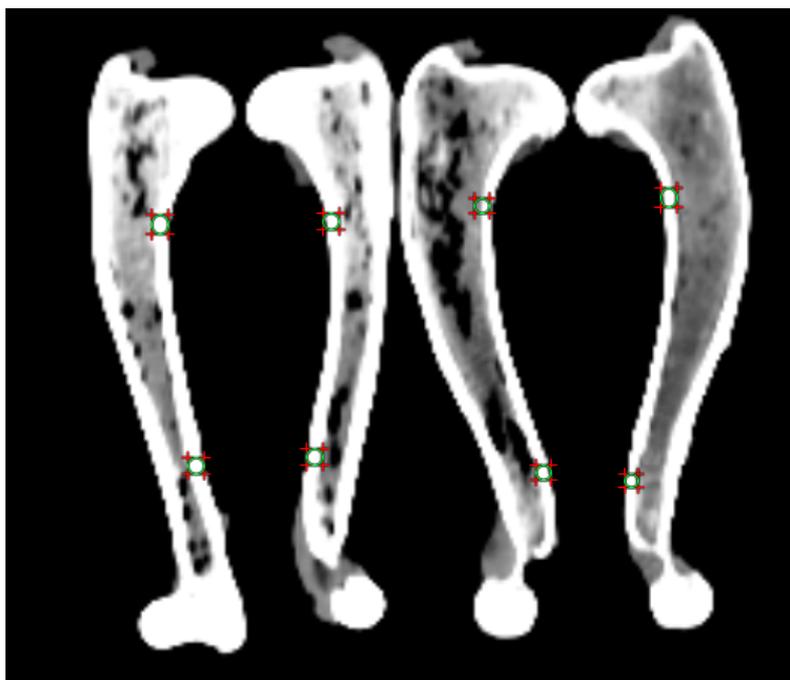
Todos os cadáveres utilizados foram à óbito por causas naturais do setor de internamento em clínica veterinária privada, ou submetidos à eutanásia por causas não relacionadas ao projeto, adquiridos no Centro de Controle de Zoonozes – MS.

## Densitometria óssea

Foram realizadas tomografias computadorizadas de todos os ossos com aparelho GE Revolution ACT<sup>1</sup>, de 16 canais.

Utilizou-se o software RadiAnt DICOM Viwer<sup>2</sup> (64-bit) para visibilizar as tomografias e aferir a densitometria óssea pelas Unidades Hounsfield [HU], descartando qualquer peça com escalas (HU) muito baixas (< 800 HU).

Foi mensurada a densidade em três pontos da diáfise óssea (proximal, média e distal) (Figura 4). Para a porção proximal, posicionou-se a barra logo abaixo do tubérculo maior e, para avaliação da diáfise distal, posicionou-se a barra imediatamente acima da fossa supracondilar. Já a densidade da diáfise média, foi aferida na altura do istmo umeral. Para cada uma delas, foram aferidas as corticais lateral e medial de maneira mais centralizada possível.



**Figura - 4.** Imagens tomográfica de dois pares de úmeros, sob a vista sagital, utilizando o software RadiAnt DICOM Viwer (64-bit) para aferir a densitometria óssea pelas Unidades Hounsfield (HU) proximal e distal (círculos).

<sup>1</sup> GE Revolution ACT - General Electric Company ©

<sup>2</sup> RadiAnt DICOM Viwer - Copyright © 2009-2022 Medixant.

## Eleição dos implantes e divisão dos grupos

Os implantes foram fabricados sob medida, de acordo com o comprimento e diâmetro do canal medular umeral. As hastes ocuparam aproximadamente 80% do diâmetro do istmo canal medular da diáfise em sua porção mais estreita, e seu comprimento foi mensurado desde a crista do tubérculo maior até a metáfise distal, proximal à fossa do olécrano.

Para as aferições das medidas e o uso dos *templates*, fora utilizado de forma digital o software *VPOP-pro*<sup>3</sup> sobre a imagem, de maneira a facilitar a escolha do implante mais adequado. Utilizou-se raio-x digitalizado, com a presença do magnificador de imagem de 2,54 mm de diâmetro, para obtenção do tamanho real nos cortes sagital e longitudinal.

Os grupos (tipos de teste biomecânico) foram divididos de acordo com a configuração dos implantes, de maneira que foram agrupados 23 pares de úmeros que comportassem hastes de 8 e 6 mm de diâmetro.

Um grupo com 13 pares de úmeros comparou Haste Maciça (HMa) com Haste Canulada (HC); um segundo grupo com 10 pares de úmeros comparou Haste Maciça Bicortical (HB), sob a configuração padrão de *bolt-RC* bicorticais, com Haste Maciça na configuração de bloqueio monocortical (HMo), ou seja, utilizou *Bolt-RC* nos orifícios próximos ao foco de fratura de forma monocortical e distante ao foco de fratura de maneira padrão (*Bolt-RC* bicorticais).

O estudo foi realizado de maneira pareada, sendo utilizado no úmero direito de um cão um implante e, no lado oposto, outro implante e/ou configuração.

## Implantes ortopédicos utilizados

Todos os implantes ortopédicos utilizados nesse estudo foram confeccionados em aço 316L pela empresa Cãomédica<sup>4</sup>. Os implantes utilizados estão dispostos nas Tabelas 1 e 2, separados por grupo e tipo de teste biomecânico.

---

<sup>3</sup> *VPOP-pro*<sup>®</sup> -*Veterinary Preoperative Orthopaedic Planning* - Copyright © 2018 VETSOS Education Ltd.

<sup>4</sup> Cãomédica Ortopedia Veterinária LTDA – Rua Wanderlei da Costa Camargo, 286 - Vila Georgina – Campinas/SP

**Tabela 1.** Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste Maçica [HMa] e Haste Canulada [HC]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão em 2 pontos ou torção).

	<b>Grupo HMa Direito</b>	<b>Grupo HC Esquerdo</b>
<b>Flexo-compressão</b> <b>N: 5 pares</b>	5 Hastes 6 Ø x 135 mm; <i>Bolt-RC de 3 mm Ø</i>	5 Hastes 6 Ø x 135 mm; <i>Bolt-RC de 3 mm Ø</i>
<b>Torção</b> <b>N: 8 pares</b>	8 Hastes 8 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 4 mm Ø</i>	8 Hastes 8 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 4 mm Ø</i>

**Tabela 2.** Disposição dos implantes ortopédicos (comprimento e diâmetro) utilizados em cada grupo de avaliação (Haste Maciça Bicortical [HB] e Haste Maciça Monocortical [HMo]) e cada tipo de teste biomecânico (flexo-compressão ou torção).

	<b>Grupo HB Direito</b>	<b>Grupo HMo Esquerdo</b>
<b>Flexo-compressão</b> <b>N: 4 pares</b>	4 Hastes 6 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 3 mm Ø</i>	4 Hastes 6 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 3 mm Ø</i>
<b>Torção</b> <b>N: 6 pares</b>	6 Hastes 8 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 4 mm Ø</i>	6 Hastes 8 Ø x 150 mm; <i>Bolt-RC de 4 mm Ø</i>

### Preparação dos corpos de prova

Os espécimes foram mensurados macroscopicamente com paquímetro e, em seguida, foram realizados dois cortes (osteotomias) transversais pré-determinados na diáfise média. As referências foram adquiridas a partir da marcação na porção central da diáfise óssea, com auxílio de serra oscilatória. De forma continuada, foi realizada uma ostectomia a 10 mm para proximal e para distal à marcação, apresentando uma falha total de 20 mm, mimetizando uma fratura cominutiva (modelo de falha óssea crítica). Ambos os cortes foram procedidos da face lateral para a medial e contemplaram cerca de 80% do diâmetro ósseo, mantendo a cortical medial intacta, com o intuito de não perder comprimento ósseo e manter os fragmentos, proximal e distal, estáveis temporariamente. Desta forma, os implantes de ambos os grupos puderam ser adequadamente alocados. Para a alocação dos implantes, o osso era fixado em morsa, com a face lateral do úmero voltada para o operador.

## Implantação dos grupos

### Grupos HMa-HC

Foram utilizados dois designs diferentes de haste, sendo a primeira delas totalmente maciça (HMa) (Figura 6A) e, a segunda configuração, canulada (HC) (Figura 6B), apresentando um orifício central vazado de 50% do diâmetro total. Foram fabricadas hastes de 6 mm e 8 mm diâmetro, selecionadas de acordo com diâmetro do canal medular, nas quais eram alocados parafusos *Bolt-RC* de 3 e 4 mm, respectivamente, com dois orifícios nas porções transversais distais e proximais.

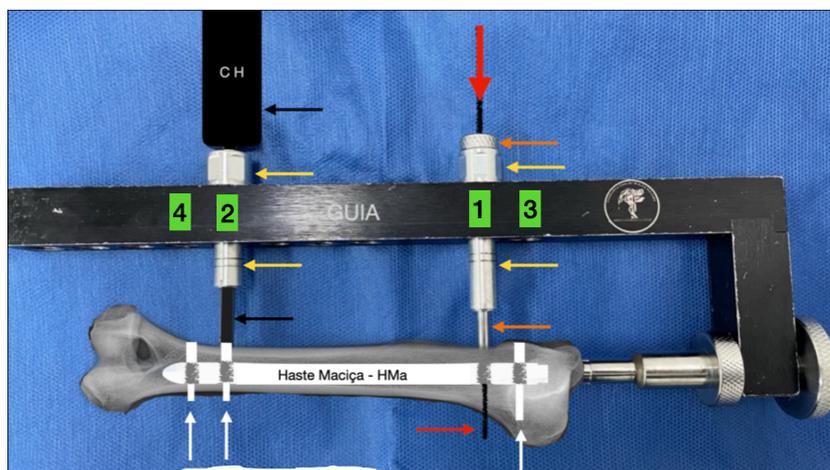
O osso foi perfurado através da crista do tubérculo maior, inicialmente com broca de 4 mm de diâmetro, com auxílio de uma perfuratriz de baixa rotação. Em seguida, foram utilizadas manualmente, e de forma progressiva, brocas de 6, 7 e 8 mm, manualmente, a depender de cada caso. Ressalta-se que esses diâmetros se encerravam com respectivo diâmetro das hastes escolhidas para cada par de úmeros.

Em seguida, a haste era conectada ao trava-haste e ao aplicador, e inserida de forma manual (normógrada) até que estivesse totalmente introduzida no canal medular umeral. Ato contínuo, o aplicador era removido e a haste conectada ao guia de perfuração externo.

Após a colocação do guia externo, fora acoplado a ele, por meio de roscas, quatro luvas e, dentro destas, os guias de broca denominados "*push pull*", sendo colocados dois distais e dois proximais à falha óssea. Em seguida, era perfurada a primeira cortical óssea (*cis* – cortical lateral umeral) com broca de 2,5 mm (haste de 8 mm) ou 2 mm (haste de 6 mm), através do *push pull*. Logo após a perfuração da cortical *cis*, a broca e o *push pull* eram removidos e, utilizando-se uma broca de 4 mm (hastes de 8 mm) ou de 3 mm (hastes de 6 mm) através da luva, e com auxílio de uma furadeira de baixa rotação, era realizada a perfuração da cortical óssea *cis*, aumentando desta forma, o orifício previamente manufaturado.

Logo após, o *push pull* era novamente introduzido na luva e, transpassando a cortical óssea, era rosqueado à haste, uma vez que sua extremidade possuía roscas condizentes para ser bloqueado temporariamente no orifício da haste. Uma broca de 3,5 mm de diâmetro (haste de 8 mm) ou de 2,5 mm (haste de 6 mm) era então introduzida através do *push pull* (canulado), sendo realizada a perfuração da cortical

óssea oposta (*trans* – cortical medial umeral). O diâmetro dessas duas brocas era equivalente ao diâmetro da alma da terceira porção distal do *Bolt-RC* utilizado em cada haste (6 ou 8 mm).



**Figura - 5** . Imagem fotográfica e ilustrativa da implantação de haste bloqueada de ângulo estável. A) O push pull (setas laranja) passa através da luva (setas amarelas) e é acoplado à haste por meio de bloqueio roscado; a broca (setas vermelha), por sua vez, passa através do push pull para realizar a perfuração precisamente centralizada da cortical trans. Após essa etapa, o push pull é removido e a chave aplicadora (setas pretas), juntamente ao Bolt-RC (setas brancas), são passados através da luva, e este é rosqueado à haste, completando todos os orifícios com Bolt-RC alocados na cortical trans e cis. Todo esse processo obedece a uma sequência numérica do primeiro (1°) ao último (4°) Bolt-RC (marcações numéricas verdes).

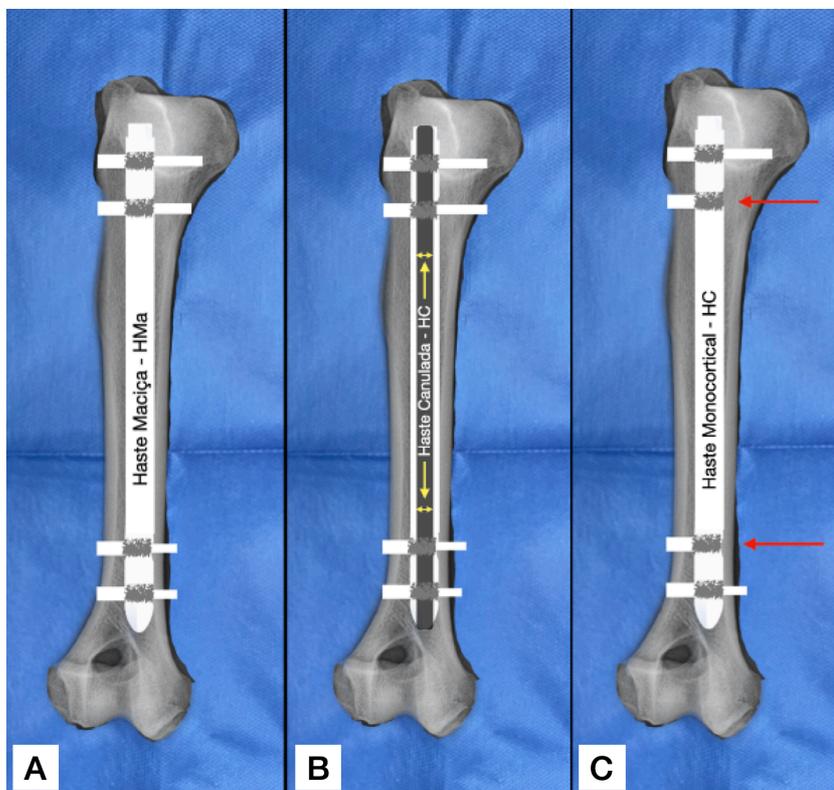
O mesmo procedimento foi realizado nos outros três orifícios da haste em sequência pré-estabelecida, sendo iniciado no orifício central proximal. Em seguida, o *push pull* proximal era retirado e o *Bolt-RC* de bloqueio era inserido na luva juntamente com a chave de aperto para a realização do bloqueio da haste (Figura 5). Os demais bloqueios foram realizados da mesma forma.

### Grupos HB-HMo

As implantações das hastes tanto para o HB quanto para o HMo seguiram o mesmo padrão utilizado nos grupos HMa-HC, descrito anteriormente. A modificação existente ocorreu somente no HMo, no qual houve a inserção do parafuso *Bolt-RC* somente na forma monocortical (cortical *cis*) (Figura 6C).

Terminada a colocação de todos os *Bolt-RC*, o parafuso conector foi removido, bem como, o guia de perfuração externo e o trava-haste, permanecendo apenas a

haste bloqueada pelos *Bolt-RC*. Posteriormente à colocação dos implantes, foram realizados, com auxílio de serra oscilatória ortopédica, os cortes ósseos, promovendo as falhas ósseas diafisárias.



**Figura - 6** Imagens fotográficas e ilustrativas computadorizadas das três configurações de haste bloqueada em ângulo estável. A) Corresponde à Haste Maciça (HMa). Apresentação semelhante à HB, porém, muda-se apenas a nomenclatura. B) Haste Canulada (HC). Nota-se uma marcação representando o orifício central em toda extensão da haste (setas amarelas). C) Configuração Haste Monocortical (HMo) demonstrando os parafusos centrais acoplados apenas a cortical *cis* (setas vermelhas).

### Protocolo dos testes biomecânicos

Antes da realização dos testes, foi realizada no úmero a inclusão com polimetilmetacrilato (PMMA) no segmento distal e no proximal somente nos corpos de prova que realizariam o teste de torção. O úmero foi inserido em base cilíndrica de plástico pré-fabricado, para que o osso estivesse centralizado na base. Foi inserida quantidade padronizada da mistura de PMMA em forma pastosa (180 g de pó e 45 mL de líquido), desta forma, o osso foi mantido estático até que a mistura tivesse completa polimerização e apresentasse consistência firme, a fim de remover o plástico

como um todo. É importante ressaltar que foram inseridos fios de kirschner de 2mm de diâmetro, previamente à inserção da solução pastosa, nas regiões proximal e distal, a fim de evitar que o PMMA se desprendesse do osso, evitando, de tal maneira, a interferências no resultado do teste mecânico.

### **Testes biomecânicos**

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia do Departamento de Ortopedia e Anestesiologia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/USP. Para os testes, foram utilizados 23 pares de úmeros, onde cada par pertencia ao mesmo cão, de maneira a realizar testes pareados.

Para o ensaio de torção, foi utilizado o aparelho Instron 55MT Torsion Tester<sup>5</sup>, com seus dados (força máxima em Newtons [N] e ângulo [ângulo/s]) processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo programa PATNER<sup>®</sup>. Já os ensaios de flexo-compressão foram realizados no aparelho de ensaios universal, EMIC DL-10000<sup>5</sup>, ambos conectados a um computador com sistema de aquisição de dados. Os dados dos ensaios (força máxima em Newtons [N] e rigidez [N/mm]) foram processados e avaliados por meio de gráficos e tabelas obtidos pelo programa TESC<sup>®</sup>.

### **Torção**

Na máquina utilizada para a realização dos ensaios mecânicos, as bases em PMMA foram fixadas por pressão lateral, por barras próprias do aparelho, de maneira a evitar o falso movimento de torção (Figura 7A).

A porção proximal do corpo de prova (epífise proximal umeral) foi mantida fixa e a máquina realizou a torção da porção distal do corpo de prova (epífise distal umeral) em relação à porção proximal (fixa). A velocidade do ensaio foi de 0,5°/s com células de carga de 220 N.m. A torção foi realizada sempre no sentido externo, ou seja, o

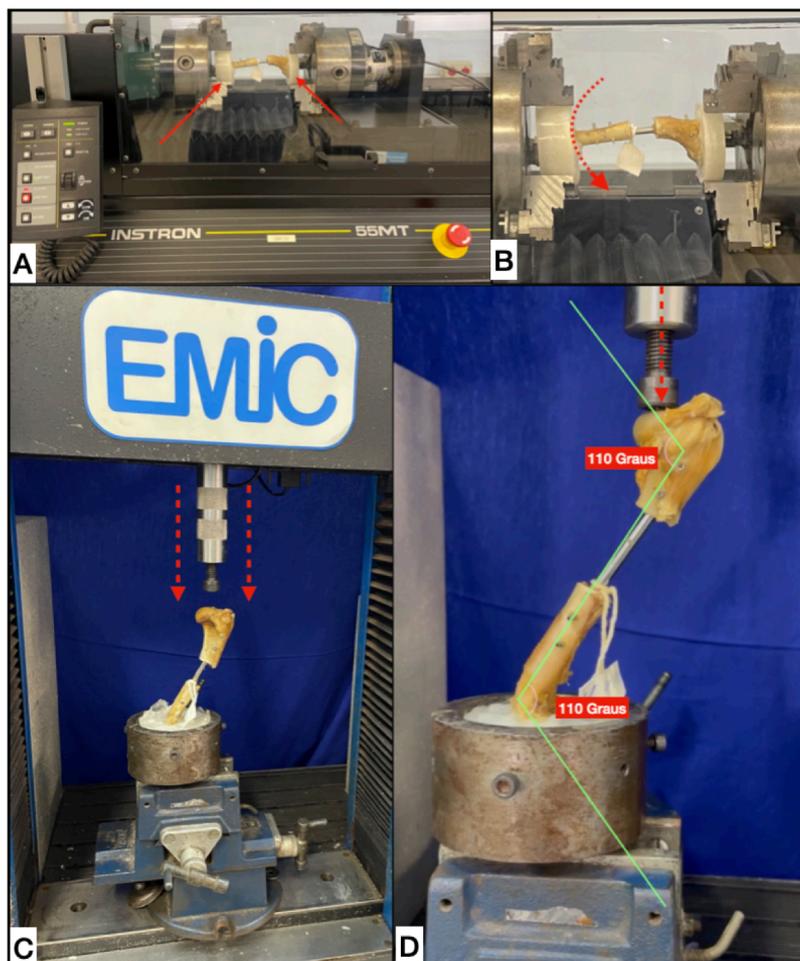
---

<sup>5</sup> Instron Brasil Equipamentos Científicos Ltda © 2018

úmero esquerdo foi rotacionado em sentido anti-horário e o direito em sentido horário (Figura 7B).

### **Flexo-Compressão em dois pontos**

Para a realização do teste de flexo-compressão, o corpo de prova foi colocado na máquina no sentido vertical, em 110 graus na sua base, correspondendo ao eixo mecânico do membro torácico do cão, com o bloco de PMMA preso por uma morsa (Figura 7C). A força foi aplicada a partir de dispositivo cilíndrico conectado à célula de carga perfeitamente no centro da cabeça umeral. A velocidade do teste foi de 10 mm/minuto, e a célula de carga utilizada foi de 2000 N. O corpo de prova foi submetido a carga crescente até sua falha (Figura 7D).



**Figura - 7.** Imagens fotográficas de corpos de prova sendo submetidos à testes biomecânicos. A) As bases de PMMA foram fixas para o ensaio de rigidez torcional (setas) no aparelho Instron 55MT Torsion Tester. B) Nota-se na região distal o sentido da torção (seta listrada) C) Para o teste de flexo-compressão, o bloco de PMMA na porção distal do úmero foi estabilizado à máquina de ensaios com auxílio de morsa. A aplicação de força foi promovida no sentido proximal para distal (seta listrada vermelha). D) Observa-se a manutenção do eixo mecânico por meio da fixação do úmero no PMMA em 110 graus (quadrantes vermelhos), e também durante o ensaio de flexo-compressão na cabeça umeral (seta listrada vermelha).

### Pós-ensaio mecânico

Após os ensaios mecânicos, foram realizadas radiografias em duas projeções (craniocaudal e mediolateral) de todos os corpos de prova, bem como, foram obtidas fotografias em diversos ângulos. Por meio de ambos os recursos, os pontos de falha e deformações plásticas nos ossos/implantes ortopédicos foram avaliados para comparação entre os grupos.

## ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise descritiva das características avaliadas considerou os valores de média, desvio-padrão, mínimo e máximo de cada tratamento. A normalidade dos dados foi verificada por meio do teste de Shapiro-Wilk, considerando a diferença entre os valores observados dentro de cada grupo. A diferença estatística entre as médias nos diferentes tratamentos aplicados sobre os dados foi verificada por meio do teste t, considerando os dados como pareados. Todas as análises foram realizadas no Software R (R Core Team, 2020), sendo adotado nível de significância igual a 5% ( $p \leq 0,05$ ).

## RESULTADOS

### Testes biomecânicos

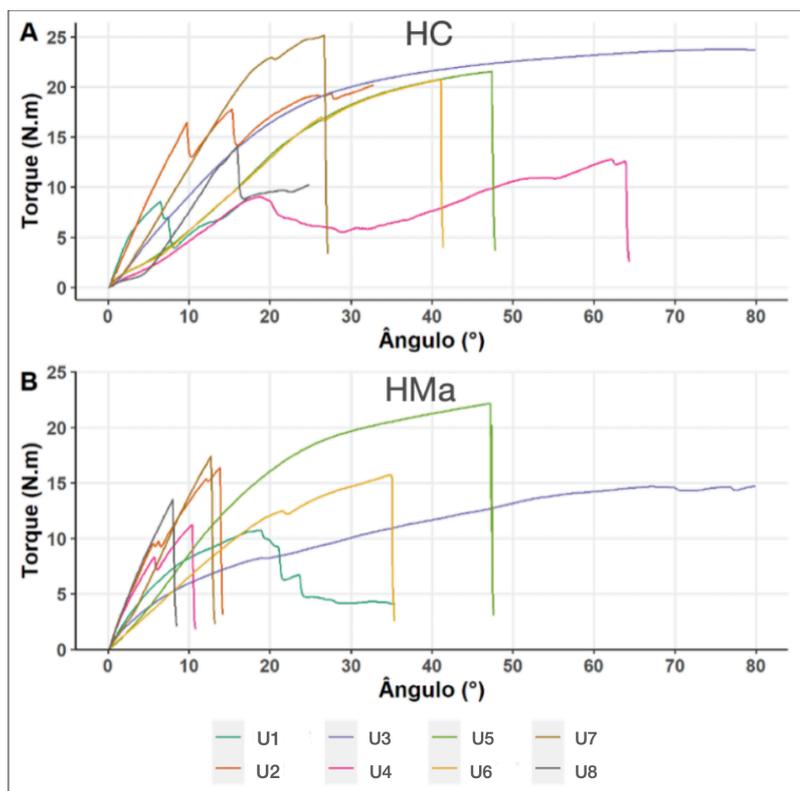
Quando comparados os grupos HC e HMa, o HC apresentou maior relação à força média de ângulo/torque para a falha em rigidez no teste de torção, sendo que, nos outros testes, não houve diferença entre os grupos. Os valores do ensaio dos grupos HC e HMa em cada força estão dispostos nas Tabelas 1 e 2.

Nos ensaios de torção em ambos os grupos, verificou-se alterações pontuais na falha, com comportamento semelhante quando avaliados até 25° de torção (Gráfico 1).

**Tabela 1.** Resultados analíticos dos testes biomecânicos nos tratamentos em torção (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de ângulo e torque de cada grupo (Haste Maciça [HMa] e Haste Canulada [HC]). Diferença significativa entre os grupos foi marcada com asterisco (\*).

Variável	Tratamento	n	Média	DP	Min	Max	p-valor
Ângulo (graus)	HC	8	43,22	23,99	17,45	90,03	0,165
	HMa	8	31,85	27,57	8,40	90,04	
Torque (N)	HC	8	9,44	7,93	2,53	22,67	<b>0,030*</b>
	HMa	8	4,15	4,19	1,80	14,35	

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; Min: mínimo; Max: máximo; N: Newton.



**Gráfico 1.** Resultado analítico dos tratamentos em torção no Grupo HMa-HC. Relação ângulo/Torque. A- Haste Canulada (HC) e B- Haste Maciça (HMa).

**Tabela 2** Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em flexo-compressão (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de força máxima, deflexão, rigidez e energia de cada grupo (Haste Canulada [HC] e Haste Maciça [HMa]).

Variável	Tratamento	n	Média	DP	Min	Max	p-valor
Força máxima (N)	HC	5	1074,85	284,11	672,59	1379,79	0,956
	HMa	5	1079,16	272,98	699,2	1434,08	
Deflexão (mm)	HC	5	6903,2	1924,07	4636	9910	0,803
	HMa	5	7262,6	1894,34	4958	9910	
Rigidez (N/mm)	HC	5	253,99	86,82	177,15	402,10	0,480
	HMa	5	264,15	91,60	176,80	402,10	
Energia (N/mm)	HC	5	4076,26	1383,94	2291,79	6055,86	0,229
	HMa	5	5218,47	618,64	4558,10	6055,86	

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; Min: mínimo; Max: máximo; N: Newton.

Quando comparados os grupos HMo e HB, não houve diferença significativa entre as médias dos grupos nos testes avaliados. Os valores do ensaio dos grupos HMo e HB em cada força estão dispostos nas Tabelas 3 e 4.

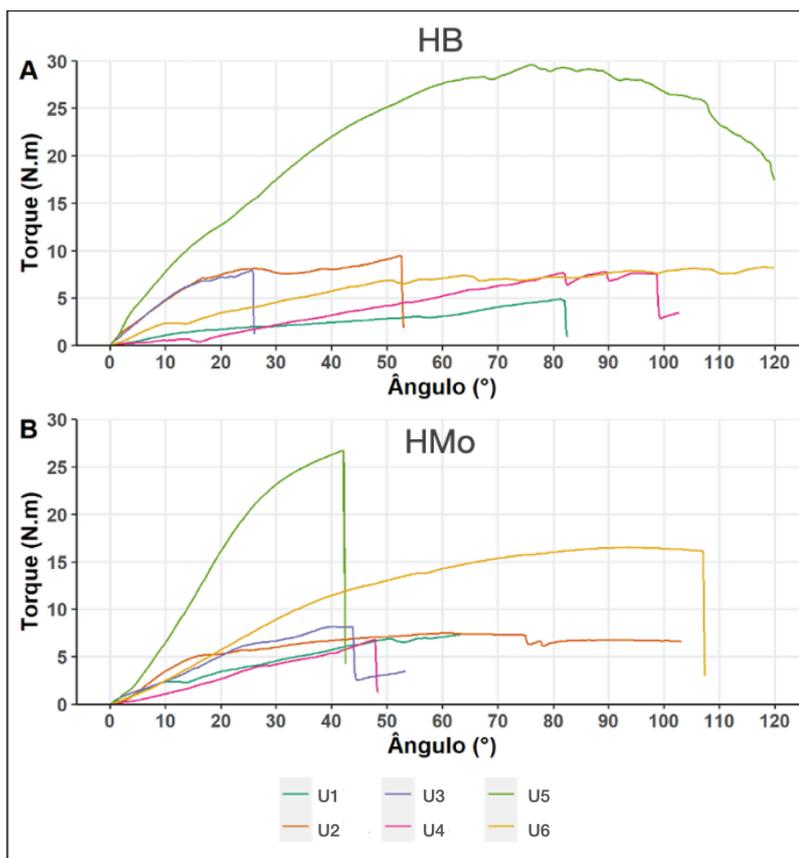
Não houve pontos de falha e deformidades plásticas observadas nos implantes, somente nos ossos no teste de torção, principalmente no fragmento distal na maioria dos espécimes, apresentando fraturas (Figuras 8A e 8B). Já no teste de flexo-compressão, as falhas ósseas ocorreram no fragmento proximal em todos os grupos (Figuras 8C e 8D).

Nos ensaios de torção, ambos os grupos HMo e HB apresentaram resistência semelhante na comparação pareada, porém, foram identificados alguns pontos isolados de maior resistência no grupo HMo (Gráfico 2).

**Tabela 3** Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em torção (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de ângulo e torque de cada grupo (Haste Monocortical [HMo] e Haste maciça Bicortical[HB]).

<b>Variável</b>	<b>Tratamento</b>	<b>n</b>	<b>Média</b>	<b>DP</b>	<b>Min</b>	<b>Max</b>	<b>p-valor</b>
Ângulo (graus)	HMo	6	69,85	28,38	42,47	107,35	0,500
	HB	6	84,05	38,08	26,11	119,96	
Torque (N)	HMo	6	4,30	2,32	1,18	7,36	0,703
	HB	6	5,50	6,43	0,88	17,43	

**n:** número de observações; **DP:** Desvio-padrão; **Min:** mínimo; **Max:** máximo.

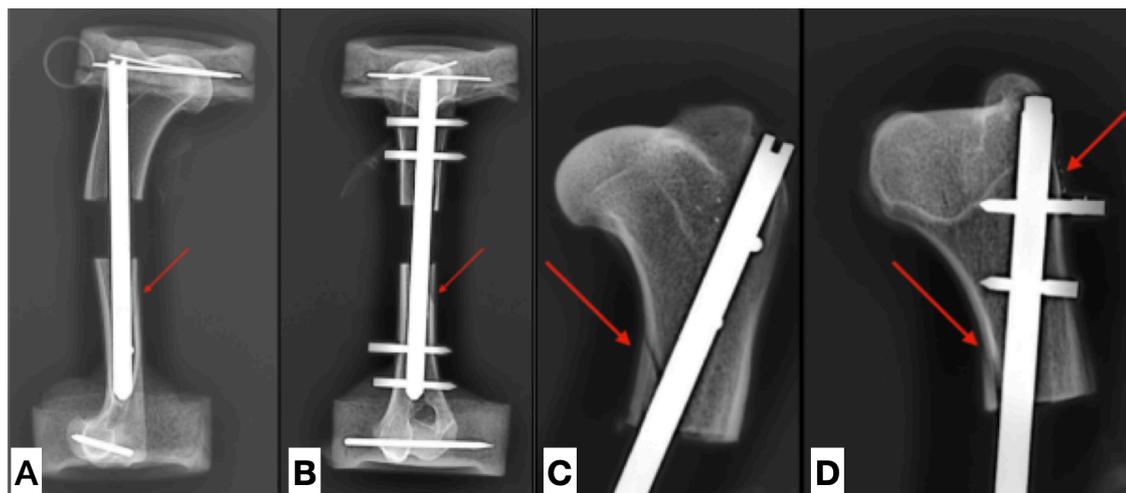


**Gráfico 2.** Resultado analítico dos tratamentos em torção no Grupo HB-HMo. Relação ângulo/Torque. A- Haste maciça Bicortical (B) x B- Haste maciça Monocortical (HMo).

**Tabela 4.** Resultados analíticos dos testes biomecânicos dos tratamentos em flexo-compressão (média, desvio padrão, mínimo, máximo e valor de P) de força máxima, deflexão, rigidez e energia de cada grupo (Haste Monocortical [HMo] e Haste maciça Bicortical [HB]).

Variável	Tratamento	n	Média	DP	Min	Max	p-valor
Força máxima (N)	HMo	4	897,63	176,93	660,95	1089,14	0,990
	HB	4	898,69	176,08	645,22	1018,21	
Deflexão (mm)	HMo	4	7534,25	1037,20	6516	8535	0,692
	HB	4	8038,25	3111,39	3980	11093	
Rigidez (N/mm)	HMo	4	198,40	38,35	155,01	246,20	0,205
	HB	4	229,72	42,03	169,32	264,23	
Energia (N/mm)	HMo	4	3290,10	808,14	2275,61	3955,95	0,266
	HB	4	4791,06	1551,53	2682,38	6376,19	

n: número de observações; DP: Desvio-padrão; Min: mínimo; Max: máximo; N: Newton.



**Figura - 8** . Imagens radiográficas (projeção craniocaudal e mediolateral) após ensaios de corpo de prova (úmeros de cão). A e B) Corpos de prova no ensaio de torção bicortical (Grupo HB), e C e D) corpos de prova no ensaio flexo-compressão monocortical (Grupo HMo). **A e B**: Nota-se a falha óssea no fragmento ósseo distal (setas), sem alteração da integridade dos implantes (Haste e bloqueios), quando submetido a forças torcionais. **C e D**: Evidencia-se a falha óssea na região proximal quando submetido a força de flexo-compressão (setas).

### Relação diâmetro Istmo - Haste

A média percentual de ocupação do istmo medular umeral foi inferior ao planejado, apresentando uma média de 76,5 %, tendo somente a média planejada nas hastes de 8 mm no teste de torção e haste 6 mm no teste de Flexo-Compressão (Tabelas 5 e 6).

**Tabela 5** Resultados analíticos percentuais das hastes nos istmos medulares umerais de 25 a 30 kg (média, mínimo, máximo). Diferença entre os grupos utilizando haste de 8 mm no teste de torção.

GRUPO HMa x HC					GRUPO HB X HMo				
8mm ÚMEROS	Torção				8mm ÚMEROS	Torção			
	Direito	%	Esquerdo	%		Direito	%	Esquerdo	%
U1	UB	70%	UMo	70%	U1	UC	80%	UMa	80%
U2	UB	75%	UMo	75%	U2	UC	85%	UMa	85%
U3	UB	80%	UMo	80%	U3	UC	80%	UMa	80%
U4	UB	80%	UMo	80%	U4	UC	80%	UMa	80%
U5	UB	75%	UMo	75%	U5	UC	80%	UMa	80%
U6	UB	80%	UMo	80%	U6	UC	80%	UMa	80%
	<b>MÉDIA</b>	<b>77%</b>		<b>77%</b>	U7	UC	75%	UMa	75%
	<b>MÍNIMO</b>	<b>70%</b>		<b>70%</b>	U8	UC	80%	UMa	80%
	<b>MÁXIMO</b>	<b>80%</b>		<b>80%</b>		<b>MÉDIA</b>	<b>80%</b>		<b>80%</b>
						<b>MÍNIMO</b>	<b>75%</b>		<b>75%</b>
						<b>MÁXIMO</b>	<b>85%</b>		<b>85%</b>

**Tabela 6** Resultados analíticos percentuais das hastes nos istmos medulares umerais nos animais até 15 -25 kg (média, mínimo, máximo). Diferença entre os grupos utilizando haste de 6 mm no teste de flexo-compressão em dois pontos.

Grupo HMa x HC					Grupo HB x HMo				
6mm	Flexo-compressão				6mm	Flexo-compressão			
ÚMEROS	Direito	%	Esquerdo	%	ÚMEROS	Direito	%	Esquerdo	%
U1	UC	70%	UMa	70%	U1	UB	80%	UMo	80%
U2	UC	75%	UMa	75%	U2	UB	80%	UMo	80%
U3	UC	65%	UMa	65%	U3	UB	75%	UMo	75%
U4	UC	75%	UMa	75%	U4	UB	70%	UMo	70%
U5	UC	80%	UMa	80%		<b>MÉDIA</b>	<b>76%</b>		<b>76%</b>
	<b>MÉDIA</b>	<b>73%</b>		<b>73%</b>		<b>MÍNIMO</b>	<b>70%</b>		<b>70%</b>
	<b>MÍNIMO</b>	<b>65%</b>		<b>65%</b>		<b>MÁXIMO</b>	<b>80%</b>		<b>80%</b>
	<b>MÁXIMO</b>	<b>80%</b>		<b>80%</b>					

## DISCUSSÃO

A resistência de um implante se refere ao quanto de deformação ele suporta quando aplicada determinada carga, ou seja, quanto maior a rigidez, menor será a deformação quando a carga for aplicada sobre ele. Os principais fatores que influenciam na rigidez de um implante são o momento de inércia de área (MIA) e o módulo de elasticidade (ME), sendo o primeiro, relacionado ao formato do implante, e o segundo, dependente do tipo de liga metálica que é utilizada para a produção do material.<sup>6 7</sup> No presente estudo, todos os implantes foram produzidos em aço inoxidável 316L e com o mesmo MIA, alterando somente a configuração estrutural da haste pela presença do orifício longitudinal (cânula) no Grupo HC x HMa.

Estudos da ortopedia humana mostram que uma haste canulada deve ser 2 mm maior em diâmetro para igualar a resistência da haste maciça.<sup>8</sup> A presença da cânula na haste reduz o seu momento de inércia de área (MIA) com possível falha dentro da construção.<sup>7 9</sup> Falha, que não foi observado na análise nos testes de torção e flexo-compressão dos grupos HC x HMa, ao contrário, o grupo canulado (HC) evidenciou maior relação à força média de ângulo/torque para a falha óssea em rigidez no teste de torção.

Nos testes biomecânicos estáticos de falha, os implantes devem resistir à carga crescente até que algum dos componentes da construção se rompa, o que configura a falha do corpo de prova.<sup>10-12</sup> Dessa forma, ao observar os pontos de falha dos corpos de prova no presente estudo, constatou-se que, nos testes de torção e de flexo-compressão nos grupos testados, todos apresentaram falha no osso e nenhuma deformidade foi observada nos implantes. Pode-se explicar esse ocorrido, devido ao índice de resistência do osso ser menor que dos implantes metálicos (cerca de 10% da resistência do aço).<sup>6</sup>

Uma das limitações da utilização de haste é sua adequação à determinadas configurações de fratura, principalmente em fraturas cominutivas diafisárias que apresentam pequenos fragmentos ósseos proximais e distais, impossibilitando a alocação dos dois parafusos na configuração bicortical, o que teoricamente fragilizaria o sistema.<sup>5</sup> Já outros autores, sugerem que um único parafuso de cada fragmento ósseo da fratura pode fornecer estabilidade suficiente.<sup>13 14</sup> No presente trabalho, a alocação dos parafusos monocorticais próximos à fratura não fragilizou o sistema. Quando comparados biomecanicamente, os grupos HMo e HB, não apresentaram diferença significativa entre as médias dos grupos nos testes de torção e flexo-compressão, acredita-se em tal situação, devido a configuração da haste se tratar de ângulo estável, aumentando a resistência mecânica.

Autores afirmam que a utilização de hastas bloqueadas em ângulo estável reduz a folga observada nos modelos padrões, porém, não aumenta a resistência e a rigidez de maneira significativa, quando comparados os dois modelos em testes de compressão axial, flexão e torção, sendo necessário combinar técnicas de bloqueio em ângulo estável com arranjo adequado e maior número de parafusos, quando se deseja um implante mais estável e rígido.<sup>12</sup> Situação essa, que não foi observada em nosso estudo, já que a utilização de parafusos monocorticais no grupo HMo não apresentou diferenças biomecânicas significativas comparado ao Grupo HB, nos testes avaliados, não exigindo a presença de alocação de mais parafusos.

Na avaliação macroscópica dos grupos avaliados, todos os implantes resistiram às forças do MIA, observando somente a falha óssea em pontos específicos, o que nos leva a crer que não existem diferenças entre as configurações de implantes e sua disposição de bloqueio. Os pontos específicos de falha óssea

ocorreram proximalmente após o teste de flexo-compressão, devido ao úmero proximal ser composto principalmente de osso esponjoso macio com um manto relativamente fino de osso cortical.<sup>15</sup> No teste de torção observou-se a falha óssea na região distal, em ambos os grupos avaliados. Justifica-se a falha óssea em pontos diferentes devido a anisotropia existente na região cortical do úmero, somada à carga existente no ponto em questão.<sup>15</sup>

Em geral, a haste nos ossos longos deve possuir o maior diâmetro possível, comportando a região medular óssea em aproximadamente 90% do seu canal medular.<sup>5 17</sup> No presente estudo, a média de alocação da haste ocupou 76,5% do istmo canal medular, um pouco menos do que o planejado e bem inferior ao indicado pela literatura. Tendo em vista a disposição anatômica sigmoide do úmero, a qual colabora para sua dificuldade de alocação de hastes,<sup>13 4</sup> fez-se necessário a implantação de uma haste de diâmetro menor do que o preconizado. Atenta-se também, a considerar em estudos futuros, a possibilidade de alocação de hastes com diâmetros menores em ossos normalmente planejado para hastes maiores, preservando dessa forma, a biologia vascular do endóstio.

## CONCLUSÃO

A haste bloqueada em ângulo estável canulada não proporcionou menor resistência quando comparada ao modelo maciço em úmeros ex-vivo, assim como, a configuração na distribuição de parafusos monocorticais proximamente ao foco de fratura, também não demonstrou inferioridade quando comparada ao modelo bicortical padrão. Com o presente resultado, considera-se a possibilidade de utilização do modelo canulado, com diferentes configurações e diâmetros de hastes em úmeros de cão.

## REFERÊNCIAS

1. Thakur SJ (2007) The elements of fracture fixation. 2 ed. Nova Deli: Elsevier, 325 p.
2. Evans HE (1993) Miller's anatomy of the dog. 3 ed. Philadelphia:Saunders.
3. Simpson AM (2004) Fractures of the humerus. Clinical Techniques in Small Animal Practice 19(3):120-7.
4. Shipov A, Biton E, Shati S, Joseph R, Milgram J (2015) Pin Size Selection for Normograde Intramedullary Pinning of Distal Humeral Fractures in the Dog. Veterinary Surgery 44(5):565-70.
5. Moses PA, Lewis DD, Lanz OI, Stubbs WP, Cross AR, Smith KR (2002) Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral fractures in 19 dogs and one cat. Australian Veteririnary Journal 80(6):336-43
6. Macedo AS, Marinho PVT, Dal-Bo IS, Bregadioli T, Diamante G, Fiuza B, Zoppa ALV, Ferrigno CRA. Physics behind the implants used for high strain fractures: literature review. *Braz J Vet Res Anim Sci* 2018;55(1):6-1
7. Roe S. (2020). Biomechanics of Fracture Fixation. *The Veterinary clinics of North America. Small animal practice*, 50(1), 1–15.
8. Zirkle, L. G., Shahab, F., & Shahabuddin (2016). Interlocked Intramedullary Nail Without Fluoroscopy. *The Orthopedic clinics of North America*, 47(1), 57–66.
9. Nussenzve HM (2013) Física básica. 5 ed. Editora Edgard Blücher
10. Déjardin 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.
11. Burns GG, Allen MJ, Johnson KA (2011) Influence of Locking Bolt Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. Veterinary Surgery 40:522-530.
12. Hoffmann S, Gerber C, Oldenburg GV, Kessler M. Effect of angular stability and other locking parameters on the mechanical performance of intramedullary nails. *Biomedizinische Technik* 2015;60:157–164.
13. Durall I, Diaz MC, Morales I. Interlocking nail stabilisation of humeral fractures. Initial experience in seven cases. *Vet Comp Orthop Traumatol* 1994 ;7:3- 8.

14. Dueland, R. T., Johnson, K. A., Roe, S. C., Engen, M. H., & Lesser, A. S. (1999). Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 214(1), 59–66.
15. Penwick, R. C., Mosier, D. A., & Clark, D. M. (1991). Healing of canine autogenous cancellous bone graft donor sites. *Veterinary surgery : VS*, 20(4), 229–234.
16. Dalmolin F.; Filho S.T.L. ; Cortes A.M.; Brun M.V.;Cauduro C.R.; Schossler J.E.W.; Biomecânica óssea e ensaios biomecânicos - fundamentos teóricos. *Ciência Rural*, 2013,v.43, n.9, p. 1675-1682.
17. Schmaedecke A, Ferraz VCM, Ferrigno CRA (2005) Aplicabilidade e exeqüibilidade da técnica de interlocking nail como tratamento de fraturas diafisárias de fêmur em cães. *Revista de Educação Continuada do CRMV-SP* 8:19-25.

### **CAPÍTULO III - APLICAÇÃO DA TÉCNICA DE HASTE BLOQUEADA CANULADA EM ÚMERO DE CÃO. ESTUDO EX VIVO**

\*Este artigo está escrito de acordo com as normas da revista Acta Cirúrgica Brasileira

#### **RESUMO**

**OBJETIVO:** O presente estudo teve como objetivo descrever e avaliar a exequibilidade e as dificuldades da técnica cirúrgica de implantação de Haste Bloqueada de Ângulo Estável Canulada por MINO no úmero de cão (ex vivo).

**MÉTODOS:** Realizou-se a implantação de hastes de 8 mm de diâmetro em úmeros direitos e esquerdos de dois cadáveres, com massa corpórea variando de 20 a 30 kg, após planejamento prévio em radiografias. As hastes foram alocadas simulando o procedimento de MINO nos dois membros com o auxílio do intensificador de imagem.

**RESULTADOS:** O acesso cirúrgico respeitou os princípios da MINO no úmero, devido à pequena abordagem utilizada. A aplicação do pino intramedular de Steinmann, com função guia, acelerou o processo de acomodação da haste canulada. A utilização da fluoroscopia e dos push pulls foram de suma importância para a realização e facilidade dos bloqueios com os Bolts-RC

**CONCLUSÃO:** O presente estudo mostrou que a técnica de inserção da haste de ângulo estável canulada por MINO proposta foi factível no úmero de cão, auxiliado por fluroscopia transoperatória.

**Palavras chave:** Canulada ,Fluroscopia, Osteossíntese.

## APPLICATION OF THE CANNULATED BLOCKED NAIL TECHNIQUE IN DOG HUMER. EX VIVO STUDY

### ABSTRACT

**OBJECTIVE:** The present study aimed to describe and evaluate the feasibility and difficulties of the surgical technique of implantation of a Stable Angle Locked Nail Cannulated by MINO in the humerus of a dog (ex vivo).

**METHODS:** Nails measuring 8 mm in diameter were implanted in the right and left humerus of two cadavers, with body mass ranging from 20 to 30 kg, after previous planning in radiographs. The nails were placed simulating the MINO procedure in both limbs with the aid of an image intensifier.

**RESULTS:** The surgical approach respected the principles of MINO in the humerus, due to the small approach used. The application of the Steinmann intramedullary pin, with a guide function, accelerated the process of accommodation of the cannulated nail. The use of fluoroscopy and push pulls were of paramount importance for the performance and ease of blocks with Bolts-RC.

**CONCLUSION:** The present study showed that the proposed MINO-cannulated stable-angle nail insertion technique was feasible in the dog's humerus, aided by intraoperative fluoroscopy.

**Keywords:** Cannulated, Fluoroscopy, Osteosynthesis.

## INTRODUÇÃO

Na atualidade, o modelo de haste mais utilizado e moderno no mercado veterinário é o sistema I-Loc, sendo uma haste de ângulo estável, apresentando algumas inovações em relação aos modelos anteriores, como parafusos-guia de bloqueio temporário (2 orifícios proximais), com a função de manter o sistema mais rígido, reduzindo assim, o risco de inserção do implante de bloqueio distal fora do orifício da haste<sup>1</sup>, porém, todas as configurações são de hastes maciças.

Por serem dispositivos intramedulares, as hastes são indicadas para fraturas em ossos longos, onde há a possibilidade de inserção no canal medular, sem que haja lesão da superfície articular.<sup>2 3 4</sup>

Aproximadamente 55% de todas as fraturas do úmero afetam a região central e / ou o terço distal da diáfise, tornando a fixação das fraturas de úmero, um desafio. De modo geral, a principal indicação das hastes bloqueadas em úmero se direciona às fraturas cominutivas de diáfise, principalmente em cães de médio e grande porte.

5 2 1

No cenário veterinário Nacional, a técnica de haste bloqueada de ângulo estável é pouco difundida e praticada, principalmente quando se trata do seu uso em osteossínteses de úmero canino de forma minimamente invasiva (MINO). Cabe ressaltar a dificuldade de execução da técnica, seja pela reduzida prática e experiência na utilização de intensificadores de imagem na rotina ortopédica, bem como, a baixa casuística de fraturas umerais com configurações que justificassem tal indicação, quando comparado a outros ossos longos.

Acredita-se que, com a facilitação do acesso à recursos de imagem no transoperatório, como fluoroscopia ou raio X-móvel DR, a utilização deste tipo de implante poderá ser intensificada. Além disso, a confecção de uma haste canulada facilitaria sua inserção, uma vez que seria possível a utilização de fios de Kirschner como guias de haste.

O presente estudo tem como objetivo descrever e avaliar a aplicabilidade e as dificuldades da técnica cirúrgica de implantação de Haste Bloqueada de Ângulo Estável Canulada por MINO no úmero íntegro não fraturado em cão (*ex vivo*).

## MÉTODOS

### Preparação dos Espécimes

Foram utilizados 2 cadáveres de cães, SRD (sem raça definida), de procedência ética, sendo um macho e uma fêmea, com massa corpórea variando de 20 a 30 kg, que permitissem a implantação no úmero íntegro, hastes com 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento, e que foram a óbito por causas naturais e não relacionadas a este trabalho. Ambos foram procedentes do Centro de Especialidades Médico Veterinário – CEMEV, localizado em Campo Grande-MS.

Foram realizadas radiografias nas projeções craniocaudal e mediolateral de ambos os úmeros. Paralelamente ao úmero, na face lateral do braço, foi posicionado o medidor esférico de magnificação, de 2,54 mm de diâmetro.

As projeções craniocaudais foram realizadas com os cadáveres posicionados em decúbito ventral, com os membros torácicos estendidos cranialmente e com discreta rotação medial do referido membro, podendo ser observadas de maneira adequada a cabeça umeral, as tuberosidades menor e maior, o sulco intertubercular, além da devida simetria entre os epicôndilos umerais, a tróclea, o capítulo e o forame supracondilar. Já na projeção mediolateral, os cadáveres foram posicionados com o membro a ser radiografado em contato com a mesa, com ligeira flexão do cotovelo e com discreta elevação de 25°-35° da articulação do carpo, enquanto o outro fora desviado caudalmente, retirando assim, quaisquer sobreposições do membro em estudo. A imagem radiográfica foi tida como satisfatória quando possuiu nítida avaliação das tuberosidades maior e menor umerais, da cabeça umeral e do forame supratroclear, além de perfeita sobreposição dos epicôndilos e as porções medial e lateral do côndilo umeral.

### Intensificador de Imagem

Para o auxílio durante o procedimento de inserção e bloqueio das hastes em cadáveres, fora utilizado o Arco Cirúrgico da marca GE® Stenoscop de 6" <sup>6</sup> e mesa com a base acrílica, para melhor acomodação e performance da imagem.

---

<sup>6</sup> Modelo GE Stenocop C-Arm. General Electric® 1999.

## Procedimento de *MINO*

Após a posição correta do intensificador de imagem para realização da *MINO*, (Figura 1A). Foram realizadas duas incisões cutâneas, sendo a primeira, estendida da porção proximal do tubérculo maior, até a tuberosidade deltoide, com posterior retração caudal do músculo deltoide porção acromial, e posterior exposição e retração caudal deste com auxílio de elevador de periósteo, resultando em exposição da epífise proximal lateral do úmero. A segunda incisão era performada em região de epicôndilo lateral umeral, se estendendo até a região da inserção distal do músculo tríceps braquial cabeça lateral e, em seguida, era separado do músculo braquial através da incisão da fáscia, com o auxílio de tesoura de Metzenbaum, e rebatidos cranial e caudalmente com afastador auto estático de Gelpi. Ato contínuo, o nervo radial era identificado e isolado com pinça Babcock e a fáscia e o músculo braquial eram separados por meio de divulsão digital e com o auxílio de elevador de periósteo, obtendo acesso à epífise distal lateral umeral (Figuras 1B e 1C).

A partir do tubérculo maior, foi realizada a perfuração da epífise proximal umeral. Inicialmente, foi utilizada uma broca de 4 mm de diâmetro e, em seguida, acoplou-se um pino de *Steinmann* ponta romba à uma perfuratriz, com posterior introdução no orifício pré-confeccionado (Figuras 1D e 1E). Com o auxílio sequencial do intensificador de imagem, adentrou-se o fio em posição planejada e, em ato contínuo, utilizou-se broca de 8 mm de diâmetro, canulada, promovendo sua total inserção, desde a o tubérculo maior até metáfise umeral, previamente à fossa supracondilar (Figuras 1F e 1G). Posteriormente, a haste foi conectada ao fio guia e inserida no canal medular manualmente até preencher em 80% do seu comprimento (Figura 8H).

Ato contínuo, a haste foi conectada ao cachimbo e ao aplicador manual, sendo inserida de forma manual e normógrada no canal umeral (Figura 8I). Em seguida, foi removido o aplicador e a haste foi conectada ao guia de perfuração externo (Figura 1J).

Após a colocação do guia externo, foram acopladas as luvas por meio de rosqueamento e os guias de broca (*push pull's*), semelhantemente ao já exposto acima. Ato contínuo, a primeira cortical óssea (*cis*) foi perfurada com broca de 2,5 mm de diâmetro através do *push pull*, acompanhado pela fluoroscopia (Figura 1K). Em seguida, o *push pull* era removido da luva e, por meio de broca de 4 mm de diâmetro

utilizada através da luva, era realizado o alargamento do orifício já criado na cortical óssea *cis*.

O *push pull* era então novamente introduzido na luva, transpassava o orifício de 4 mm na cortical *cis* e, em seguida, era rosqueado manualmente na haste (orifício de bloqueio). Em ato contínuo, através do *push pull* era utilizado broca de 2.5 mm de diâmetro para a perfuração da cortical óssea (*trans*), em seguida o *push pull* era removido, permitindo a inserção do *Bolt-RC* de comprimento adequado. Assim, o *Bolt-RC* era introduzido na luva e por meio de chave hexagonal, era rosqueado, bloqueando na haste (segunda porção do *Bolt-RC*) e na cortical óssea *trans* (terceira porção do *Bolt-RC*). A primeira porção do *Bolt-RC* ocluía o orifício de 4 mm de diâmetro criado na cortical óssea *cis*.

Ainda com o *push pull* distal rosqueado ao orifício da haste e os outros *Bolt-RC* já alocados, bloqueando a haste, o quarto orifício (fragmento distal) era perfurado, seguindo os mesmos passos anteriormente descritos e, em seguida, seu *Bolt-RC* atarraxado.

Terminada a colocação de todos os *Bolt-RC* de bloqueio, o parafuso conector era retirado, bem como, o guia de perfuração externo e o cachimbo, permanecendo apenas a haste bloqueada pelos *Bolt-RC* (Figura 1L). Em seguida, realizava-se a síntese do tecido subcutâneo e da pele com fios e padrões de sutura de maneira padrão.

O mesmo procedimento fora realizado no lado contralateral, com a diferença de alocação dos *Bolts-RC* de maneira monocortical, havendo somente a passagem pela primeira cortical (*cis*) e pela segunda porção do *Bolt-RC*, transpassando os orifícios proximais e distais, localizados centralmente à diáfise óssea.

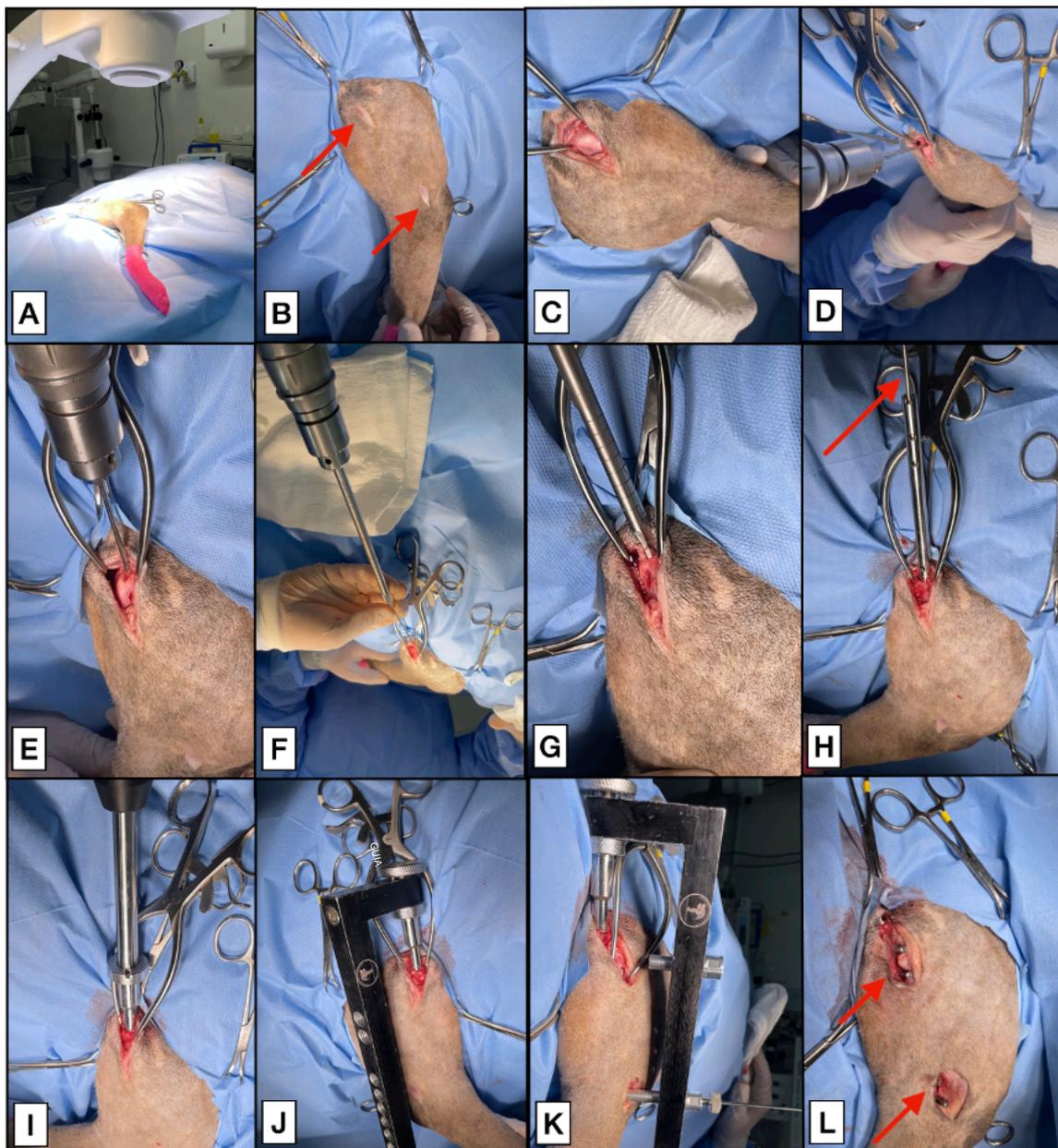
Não foram realizadas secções transversais nas diáfises umerais, com intuito de simular uma fratura umeral, importou-se somente avaliar a alocação segura dos aparatos utilizando o intensificador de imagem

Imediatamente após a implantação da haste em ambos os úmeros do mesmo cadáver, este era conduzido ao setor de diagnóstico por imagem do hospital veterinário para a realização das projeções radiográficas pós-operatórias, da mesma forma como já descritas para o momento pré-operatório.

As avaliações em relação à facilidade de implantação do sistema *MINO*, bem como as dificuldades encontradas na técnica, utilizando o intensificador de imagem, foram realizadas pelo cirurgião em questão de maneira subjetiva, durante a

implantação das hastes nos úmeros caninos. Dificuldade de bloqueio do *push pull* e do *Bolt-RC* na haste, perfuração da cortical *trans* através do *push pull* e estabilidade do guia em relação ao alinhamento com a haste foram avaliadas.

Ademais, as radiografias foram observadas pelo mesmo avaliador, sendo o aparato técnico avaliado (posicionamento dos *Bolts-RC*, bloqueio desses na haste e posicionamento da haste), além de posicionamento e comprimento das hastes bloqueadas. As possíveis complicações e dificuldades da técnica foram anotadas e compiladas e, em seguida, foi calculado o percentual em relação à todas as hastes ou todos os *Bolts-RC* implantado



**Figura - 1** Imagens fotográficas do momento intraoperatório de implantação da haste bloqueada de ângulo estável canulada em úmero canino *ex vivo*. A) Posicionamento do cadáver para acesso ao úmero com intensificador de imagem em mesa acrílica. B) Incisões de pele proximal e distal (setas), respeitando a configuração MINO. C) Exposição do tubérculo maior, ponto de inserção da haste. D) Perfuração com broca de 4 mm de diâmetro na região do tubérculo maior. E) Inserção do guia (pino de Steinmann). F) Colocação do guia de broca canulada. G) Perfuração e fresagem no úmero com broca canulada de 8 mm de diâmetro acoplada ao guia e perfuratriz. H) Inserção parcial da haste, sendo orientada pelo guia (seta). I) Inserção total da haste pelo aplicador manual (seta). J) Guia de perfuração acoplado à haste. K) Luvas rosqueadas introduzidas nos orifícios rosqueados do guia de perfuração. Nota-se que através da luva mais distal, a broca (seta) está passando nas duas corticais *cis* e *trans*. L) Observam-se *Bolts-RC* já inseridos nas epífises distal e proximal umeral (setas).

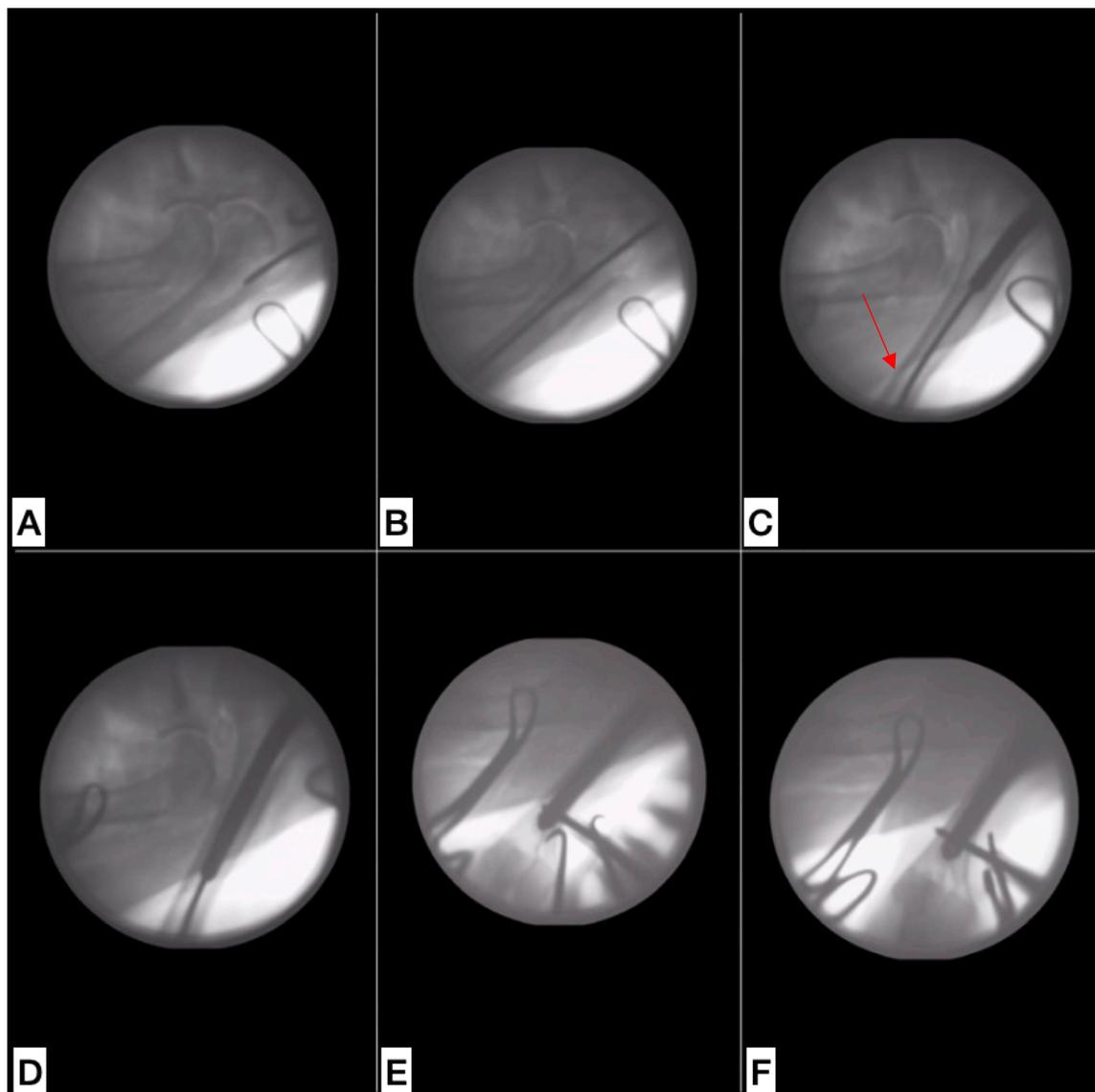
## RESULTADOS

O acesso cirúrgico respeitou os princípios da MINO no úmero, devido à pequena abordagem utilizada, limitando-se somente nos acessos proximais e distais, suficientes para inserção da haste e alocação dos *Bolts-RC*.

A aplicação do pino intramedular de *Steinmann*, com função guia, acelerou o processo de acomodação da haste canulada. O guia de forma precisa, orientava a perfuração realizada por meio de broca canulada, não havendo a necessidade de realizar perfuração manual gradativa e utilização de fresas manuais. Cabe ressaltar que, todo processo também tinha o respaldo da imagem do arco cirúrgico (Figura 2).

Os dois cadáveres possuíam istmo umeral maior que 8 mm, sendo a menor medida de 8,62 mm de diâmetro, de tal maneira que todas as hastes utilizadas para esse experimento apresentavam 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento. No total, foram implantadas 2 hastes em cada cadáver, em ambos antímeros, cada uma com 4 *Bolts-RC* (dois proximais e dois distais) de bloqueio bicortical lado esquerdo e dois *Bolts-RC* monocortical (bloqueios de número 2 e 3 de proximal para distal), lado direito. Houve dificuldade de bloqueio na cortical de inserção do *Bolt-RC* monocortical em ambos os cadáveres, devido à possíveis debris ósseos, somado ao curto passo de rosca e/ou inserção angulada inadequada do parafuso

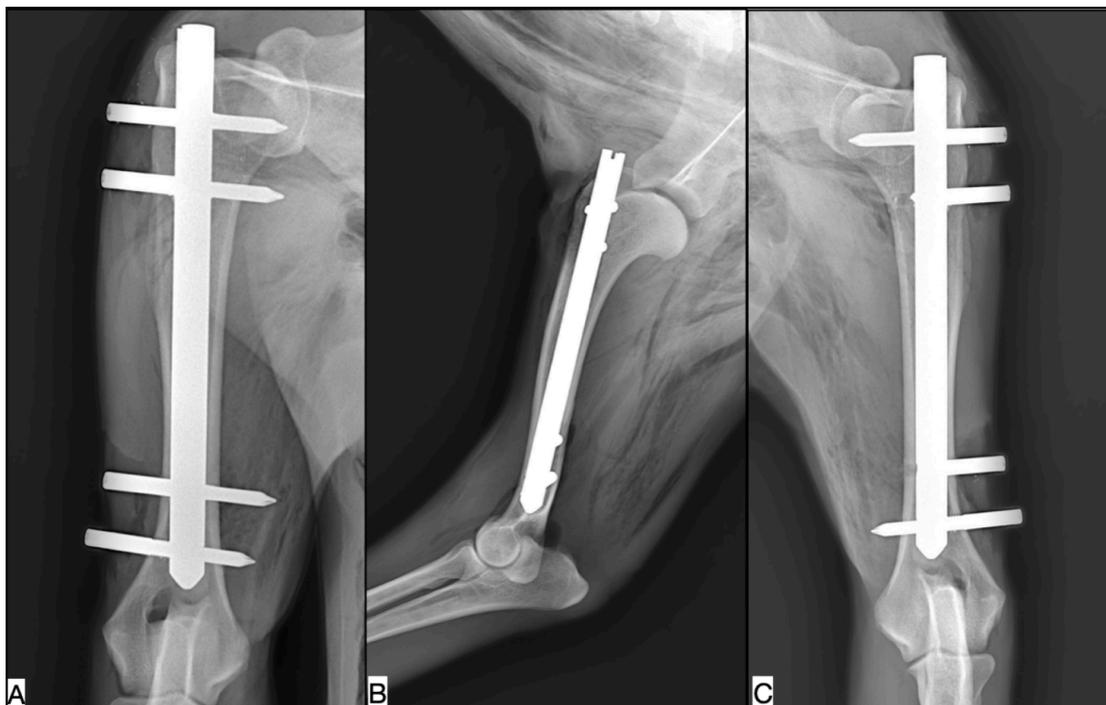
A utilização da fluoroscopia e os *push pull's* foram de suma importância para a realização e facilidade dos bloqueios com os *Bolts-RC*, já que existia uma pequena mobilidade em excesso do guia de perfuração, sendo esse, corrigido pelo intensificador de imagem, com a visibilização direta dos orifícios para perfuração e acomodação correta dos *push pull's* (Figuras 2E e 2F).



**Figura - 2.** Imagens de escopia sequenciada, utilizando o arco cirúrgico no momento de implantação da haste bloqueada de ângulo estável. A e B) Inserção do guia intramedular no úmero esquerdo, em toda sua extensão. C) Perfuração e fresagem com broca de 8 mm de diâmetro, sendo orientado pelo guia – pino de Steinmann (seta). D) Implantação da haste no canal umeral guiada pelo pino de Steinmann. E) Perfuração da cortical e acomodação do push pull na haste. F) Inserção final do Bolt-RC bicortical (cis e trans).

Na radiografia pós-operatória em projeção craniocaudal foi possível visibilizar ambos os úmeros de um cadáver, alinhados com haste intramedular localizada desde o tubérculo maior até a metáfise umeral distal. Observou-se radiograficamente a presença de dois *Bolts*-RC bicorticais nos orifícios proximais e dois nos orifícios distais no úmero esquerdo (Figuras 10A e 10B), também dois *Bolts*-RC bicorticais nos orifícios das extremidades (bloqueios de números 1 e 4 de proximal para distal), e dois monocorticais (bloqueios de números 2 e 3, de proximal para distal), no úmero direito (Figura 10C).

Na projeção radiográfica mediolateral, foi possível observar o úmero com a haste não inserida totalmente no tubérculo maior do úmero, devido ao comprimento da haste ser maior que o desejado. Em contrapartida, verificou-se a visibilização dos *Bolts-RC* alocados perfeitamente nos orifícios da haste (Figura 3B).



**Figura - 3** Imagens radiográficas de úmeros de cão (cadáver). A) Haste intramedular bloqueada Canulada (HC) de 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento em úmero canino esquerdo, bloqueada com quatro *Bolts-RC* bicorticais. B) Observa-se HC na vista mediolateral de úmero direito. C) Haste intramedular bloqueada canulada configuração monocortical de 8 mm de diâmetro e 150 mm de comprimento alocada no úmero direito de cão. Nota-se que nos orifícios de números 1 e 4, de proximal para distal foram alocados *Bolts-RC* bicorticais e nos orifícios de números 2 e 3, de proximal para distal Bolt-RC monocorticais.

## DISCUSSÃO

O domínio dos diversos designs de implantes, ferramentas disponíveis e técnicas de redução é necessário para promover fixação óssea ideal, dentre eles, destaca-se as hastes bloqueadas canuladas, implantes estes já utilizadas na medicina humana há décadas e tidos como padrão ouro <sup>6</sup>. Realidade não existente na rotina ortopédica, motivados principalmente pela escassez de acesso a aparelhos de imagem transoperatória.

Tecnicamente, muitas vezes é mais fácil colocar uma haste no canal medular de um osso do que contornar uma placa para se conformar à curvatura da superfície óssea, especialmente quando se tratam de fraturas umerais. Técnicas percutâneas permitem ao cirurgião tratar fraturas complexas com mínimo dano ao envoltório de tecido mole crítico <sup>7 6</sup>. O presente estudo utilizando *MINO*, demonstrou melhor facilidade de alocação do implante por meio das referências anatômicas umerais, maximizando corredores seguros. Segundo Kaltkenecker et al, 1990 <sup>8</sup>, usando este conceito, o ambiente da fratura é minimamente perturbado e o alinhamento dos principais segmentos ósseos é alcançado, muitas vezes sem realizar a redução anatômica de fragmentos menores.

A sequência realizada na medicina humana para alocação da haste inicia-se avançando um fio-guia, introduzido após uma incisão de pele de tamanho suficiente ao seu redor. Uma fresa canulada é então passada no ponto inicial no osso proximal, e, em ato contínuo, a fresagem é realizada em direção ao osso distal, para alocação da haste canulada escolhida.<sup>6 9</sup> No presente trabalho procedeu-se com a mesma sequência citada anteriormente, havendo apenas a substituição da fresa por uma broca canulada de mesmo diâmetro da haste, o que facilitou a alocação e preservação do endóstio.

Um estudo em cães ex vivo, foram avaliados danos articulares causados por pinos intramedulares inseridos no úmero de forma retrógrada direcionada, retrógrada não direcionada ou normógrada, revelaram que 20% dos pinos passados de forma retrógrada não direcionada penetraram na articulação do ombro.<sup>10</sup> Sugerindo que, embora a fixação retrógrada não direcionada não possa ser recomendada, pinos normógrados ou retrógrados direcionados craniolateralmente fornecem técnicas aceitáveis para inserção de pinos intramedulares durante o reparo de fratura distal do úmero em cães.<sup>10</sup> A anatomia proximal do úmero canino permite uma margem segura

de inserção da haste no tubérculo maior não comprometendo as inserções da musculatura local <sup>11</sup> Como podemos observar nas radiografias pós-procedimentos de nosso trabalho, as hastes proximais ficaram alguns milímetros externamente ao osso, o que não comprometeria a função do membro.

Os erros de bloqueio dos parafusos em osteossínteses com haste intramedular caracterizam-se como um dos complicadores da técnica e possíveis causadores de não uniões ósseas, devido à maior instabilidade do foco fraturário. As possíveis causas são a folga no acoplamento do guia de perfuração externo, desvios da haste no interior do osso ou aplicação de pressão manual exagerada durante a perfuração do orifício, levando ao desvio da broca <sup>12 13</sup>. A alocação dos parafusos foi facilitada pela utilização e presença do push pull, na qual, obteve-se perfeito alinhamento para perfuração do orifício da cortical *cis* e, conseqüentemente, perfeito alinhamento ao orifício da haste, garantindo o bloqueio do parafuso, sendo somente confirmado na fluroscopia transoperatória.

## CONCLUSÃO

O presente estudo mostrou que a técnica de inserção da haste de ângulo estável canulada por MINO proposta é factível na medicina veterinária, e de fácil aplicabilidade no úmero de cão com a presença de fluoroscopia transoperatória. Ademais, a técnica desenvolvida com a utilização de pinos guias e broca canulada, apresenta vantagens, como maior velocidade cirúrgica e não necessidade de fresagem.

## REFERÊNCIAS

1. Déjadin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2019) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. *Veterinary Clinic Small Animal* 50:67-100.
2. Thakur SJ (2007) *The elements of fracture fixation*. 2 ed. Nova Deli: Elsevier, 325 p.
3. Gatineau M, Plante J (2010) Ulnar interlocking intramedullary nail stabilization of a proximal radio-ulnar fracture in a dog. *Veterinary Surgery* 39:1025–9.
4. Fauron AH, Déjardin LM, Phillips R, Gazzola KM, Perry KL (2018) Clinical application of the I-LOC angle-stable interlocking nail in 100 traumatic fractures of the humerus, femur and tibia. *Veterinary Comparative Orthopedic and Traumatology* 3:36-42.
5. Simpson AM (2004) Fractures of the humerus. *Clinical Techniques in Small Animal Practice* 19(3):120-7.
6. Rhorer A. S. (2009). Percutaneous/minimally invasive techniques in treatment of femoral shaft fractures with an intramedullary nail. *Journal of orthopaedic trauma*, 23(5 Suppl), S2–S5. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e31819f2569>
7. Dueland, R. T., Johnson, K. A., Roe, S. C., Engen, M. H., & Lesser, A. S. (1999). Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 214(1), 59–66.
8. Kaltenecker, G., Wruhs, O., & Quaicoe, S. (1990). Lower infection rate after interlocking nailing in open fractures of femur and tibia. *The Journal of trauma*, 30(4), 474–479.
9. Siddiqui SA, Rocco J, McKechnie A, et al. Technique for percutaneous insertion of intramedullary nail for intertrochanteric hip fracture. *Am J Orthop*. 2004;33:117–120.
10. Sissener, T. R., Jones, E., & Langley-Hobbs, S. J. (2005). Effects of three intramedullary pinning techniques on pin location and articular damage in the canine humerus. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T*, 18(3), 153–156.
11. Milgram, J., Hod, N., & Benzioni, H. (2012). Normograde and retrograde pinning of the distal fragment in humeral fractures of the dog. *Veterinary surgery : VS*, 41(6), 671–676. <https://doi.org/10.1111/j.1532-950X.2012.01000.x>

12. Horstman CL, Beale BS, Conzemius MG, Evans R. Biological Osteosynthesis Versus Traditional Anatomic Reconstruction of 20 Long-Bone Fractures Using an Interlocking Nail: 1994–2001. *Vet. Surg.* 2004;33:232-237.
13. Wheeler JL, Stubbs WP, Lewis DD, Cross AR, Parker RB. Intramedullary interlocking nail fixation in dogs and cats: Clinical applications. *Compend Contin Educ Pract Vet.* 2004;26:531.

## CONSIDERAÇÕES FINAIS

Configurações alternativas no modelo de haste intramedular bloqueada em ângulo estável proposta no presente estudo, é factível, resistente e de fácil aplicação no úmero de cão. O sistema canulado mostrou-se com baixa morbidade intraoperatória, facilitando e preservando o sítio cirúrgico, além da excelente rigidez ao modelo maciço padrão a que foi comparado em algumas forças. Ademais, configurações de parafusos *Bolt-RC* monocorticais adjacente ao foco de fratura, descrita nesse estudo, é mecanicamente semelhante a haste padrão nas forças a que foram testadas. Mostrando que a utilização da configuração proposta em úmero, é conveniente, sendo indicado, principalmente em fraturas diafisárias cominutivas.

## REFERÊNCIAS

1. Bruckner M, Unger M, Spies M (2011) Early clinical experience with a newly designe nail system- Targon Vet. **Veterinary Surgery** 45:754- 763.
2. Burns GG, Allen MJ, Johnson KA (2011) Influence of Locking Bolt-RC Location on the Mechanical Properties of an Interlocking Nail in the Canine Femur. **Veterinary Surgery** 40:522-530.
3. Dueland RT, Johnson KA, Roe SC, Engen MH, Lesser AS (1999) Interlocking nail treatment of diaphyseal long-bone fractures in dogs. **Journal of the American Veterinary Medical Association** 214:59-66
4. Decamp CE, Johnston SA, DéjardinDéjardin LM, Schaefer SL (2016) **Brinker, Piermattei and Flo's Handbook of small animal orthopedic and fracture repair**. 5 ed. St. Louis: Elsevier, 868 p.
5. Denny HR, Butterworth SJ (2006) **Cirurgia ortopédica em cães e gatos**. 4. ed. São Paulo: Roca, 496 p.
6. Déjardin 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.
7. Déjardin, L. M., Guillou, R. P., Ting, D., Sinnott, M. T., Meyer, E., & Haut, R. C. (2009). Effect of bending direction on the mechanical behaviour of interlocking nail systems. *Veterinary and comparative orthopaedics and traumatology : V.C.O.T.*, 22(4), 264–269. <https://doi.org/10.3415/VCOT-08-08-0075>
8. Dejadin LM, Perry KL, Von Pfeil DJF, Guiot LP (2019) Interlocking nails and minimally invasive osteosynthesis. **Veterinary Clinic Small Animal** 50:67-100.
9. Duhautois B (2003) Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. **Veterinary Surgery** 32(1):8-20.
10. Elliotti DS, Newman KJH, Forward DP, Hahn DM, Ollivere B, Kojima K, Handley R, Rossiter ND, Wixted JJ, Smith RM, Moran CG (2016) A unified theory of bone healing and nonunion. **The Bone and Joint Journal** 98:884-891.
11. Evans HE (1993) **Miller's Anatomy of the dog**. 3 ed. Philadelphia:Saunders.
12. Fan CY, Chiang CC, Chuang TY, Chiu FY, Chen TH (2005) Interlocking nails for displaced metaphyseal fractures of the distal tibia. **Injury** 36:669-674.
13. Fauron AH, Déjardin LM, Phillips R, Gazzola KM, Perry KL (2018) Clinical application of the I-LOC angle-stable interlocking nail in 100 traumatic fractures of

- the humerus, femur and tibia. **Veterinary Comparative Orthopedic and Traumatology** 3:36-42.
14. Gatineau M, Plante J (2010) Ulnar interlocking intramedullary nail stabilization of a proximal radio-ulnar fracture in a dog. **Veterinary Surgery** 39:1025–9.
  15. Goett S. D., Sinnott, M. T., Ting, D., Basinger, R. R., Haut, R. C., & Déjardin, L. M. (2007). Mechanical comparison of an interlocking nail locked with conventional Bolt-RCs to extended Bolt-RCs connected with a type-IA external skeletal fixator in a tibial fracture model. **Veterinary surgery** : VS, 36(3), 279–286.
  16. Harris AM, Petterson BM, Sontich JK, Vallier HA (2006) Results and outcomes after operative treatment of high energy tibial plafond fractures. **Foot and Ankle International** 27:256-265.
  17. Johnston SA, Von Pefeil DJF, DéjardinDéjardin LM, WEH M, ROE S (2017) Internal Fracture Fixation. In.: Tobias KM, Johnston SP (Eds) **Veterinary Surgery: Small Animal**. 2. ed. St. Louis: Elsevier, 1892-1983p.
  18. Marturello DM, Von Pefeil DJF, Déjardin LM (2019) Mechanical comparison of two small interlocking nails in torsion, using a feline bone surrogate. **Veterinary Surgery** 49:380-389
  19. Moses PA, Lewis DD, Lanz OI, Stubbs WP, Cross AR, Smith KR (2002) Intramedullary interlocking nail stabilisation of 21 humeral fractures in 19 dogs and one cat. **Australian Veteririnary Journal** 80(6):336-43
  20. Mukherjee S, Arambam MS, Waikhom S, Santosha Masatwaf PV, Maske RG (2017) Interlocking nailing versus plating in tibial shaft fractures in adults: a comparative study. **Journal of Clinical Diagnostic Research** 11:RC08- RC13.
  21. Paulino LPVL (2009) **Caracterização das complicações na osteossíntese de ossos longos**.169f. Dissertação (Mestrado Integrado em Medicina Veterinária Técnica) Universidade Técnica de Lisboa, Lisboa.
  22. Rosa N, Marta M, Vaz M, Tavares SMO, Simoes R, Magalhães FD, Marques AT (2019) Intramedullary nailing biomechanics: evolution and challenges. **Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers** 233:295-308.
  23. Roe S. (2020). Biomechanics of Fracture Fixation. **The Veterinary clinics of North America. Small animal practice**, 50(1), 1-15.
  24. SchMaedecke A, Ferraz VCM, Ferrigno CRA (2005) Aplicabilidade e exequibilidade da técnica de interlocking nail como tratamento de fraturas

- diafisárias de fêmur em cães. **Revista de Educação Continuada do CRMV-SP** 8:19-25.
25. Simpson AM (2004) Fractures of the humerus. **Clinical Techniques in Small Animal Practice** 19(3):120-7.
26. Shipov A, Biton E, Shati S, Joseph R, Milgram J (2015) Pin Size Selection for Normograde Intramedullary Pinning of Distal Humeral Fractures in the Dog. **Veterinary Surgery** 44(5):565-70.
27. THAKUR SJ (2007) **The elements of fracture fixation**. 2 ed. Nova Deli: Elsevier, 325 p.