

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**HASTES INTRAMEDULARES FLEXÍVEIS PARA
ESTABILIZAÇÃO DE FRATURA FEMORAL EM GATOS:
CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA**

REBECA BASTOS ABIBE

**Botucatu – SP
2025**

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**HASTES INTRAMEDULARES FLEXÍVEIS PARA
ESTABILIZAÇÃO DE FRATURA FEMORAL EM GATOS:
CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA**

REBECA BASTOS ABIBE

Tese apresentada junto ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia Animal para a obtenção do título de Doutor.

Orientadora: Prof.^a Titular Sheila Canevese Rahal

Coorientador: Prof. William Brian Saunders

Coorientador: Prof. René Quispe Rodríguez

B327h

Bastos Abibe, Rebeca

HASTES INTRAMEDULARES FLEXÍVEIS PARA
ESTABILIZAÇÃO DE FRATURA FEMORAL EM GATOS:
CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA / Rebeca Bastos Abibe. --
Botucatu, 2025

52 p. : tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP),
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Botucatu

Orientadora: Sheila Canevese Rahal

Coorientador: W. Brian Saunders

1. Felino. 2. Tratamento. 3. Fratura. 4. Biomecanica. I. Título.



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
Câmpus de Botucatu



ATESTADO DE APROVAÇÃO - DEFESA

Atestamos que REBECA BASTOS ABIBE, RA nº: BTA220124, RG nº 30.580.182-X, expedido pela SSP/SP, defendeu, no dia 14/07/2025, a tese intitulada HASTES INTRAMEDULARES FLEXÍVEIS PARA ESTABILIZAÇÃO DE FRATURA FEMORAL EM GATOS: CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA, junto ao Programa de Pós Graduação em Biotecnologia Animal, Curso de Doutorado, tendo sido 'APROVADA'.

Atestamos ainda que a obtenção do título dependerá de homologação pelo Órgão Colegiado competente.

Botucatu, 14 de julho de 2025

Documento emitido às 12:32 do dia 31/08/2025
Codigo de autenticidade: A496-D57F-AB55-184B-BDA8-60F4-4665-6D36
Documento válido até às 12:32 do dia 30/10/2025



ATENÇÃO: Este é um documento oficial da Pós-graduação da UNESP, com autenticação eletrônica através da página
https://app.unesp.br/sispg/autenticacao_documento, que dispensa carimbo e assinatura.
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia - Câmpus de Botucatu -
Rua Prof. Dr. Walter Maurício Correa, s/n, 18618-681

Nome da autora: **Rebeca Bastos Abibe**

TÍTULO: Hastes intramedulares flexíveis para estabilização de fratura femoral em gatos: caracterização mecânica

COMISSÃO EXAMINADORA

Profa. Titular Sheila Canevese Rahal

Presidente da banca e orientadora

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

FMVZ – UNESP – Botucatu

Profa. Dra. Fátima Maria Caetano Caldeira

Professora Avaliadora

Departamento de Cirurgia Veterinária Animal

FMVZ – USP - São Paulo

Profa. Dr. Luis Fernando Nicolini

Professor Avaliador

Departamento de Engenharia Mecânica

UFSM – Santa Maria

Profa. Dr Marcelo Jose Carbonari

Professor Avaliador

COMPSIM

INSAPER

Profa. Dra. Claudia Valeria Seullner Brandao

Professor Avaliadora

Departamento de Cirurgia Veterinária e Reprodução Animal

FMVZ – UNESP – Botucatu

Agradecimentos

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

À FINEP (Financiadora de Estudos e Projetos), convênio número 01.12.0530.00.

À empresa Aldrivet, localizada na cidade de Campinas, São Paulo, pelo fornecimento e desenvolvimento dos implantes.

Concluir este doutorado é, para mim, a concretização de anos de um sonho de uma jornada que incluía residência, mestrado e doutorado na Instituição que tem meu coração e eterna gratidão.

Viver a UNESP de Botucatu é usar laranja e preto, gritar o hino e amar a casa de onde vem, é perder seu nome de batismo no primeiro dia, ganhar uma família na república (CDP e Maloca) e cultivar boas amizades. Eu agradeço a todos os dias desses 15 anos de vivência intensa na FMVZ UNESP de Botucatu, especialmente a CCPA por todo o ensinamento profissional e pessoal. Nessa casa eu fiz amigos, fiz uma família e tenho pessoas para admirar.

Acima de tudo, sem minha base, não haveria possibilidade de chegar nesse momento, essa conquista é o reflexo do apoio de vocês em minha vida. Aos meus pais, Lahis e Osvaldo, agradeço o amor incondicional e por sempre me apoiarem nos sonhos e estudos, me ajudando a ter acesso a oportunidades que me fizeram sonhar e aprender, ver outras realidades. A minha irmã e meu irmão, meus melhores amigos que por sorte dividimos o mesmo sangue, eu agradeço pelas longas conversas, amparos aos surtos e incertezas, apoio e amor. Não menos importante, a minha cunhada Natascha, que é parte da família e uma amiga, que além de tudo, junto do meu irmão me auxiliou tecnicamente para a concretização desse trabalho. Meu eterno agradecimento (mesmo). Ao mais novo membro da família, e dono do coração de todos, Valentin, eu agradeço por desde a sua anúncio deixar meus dias mais felizes e transformar cada lagrima em sorriso. Você é a luz que todos precisávamos.

Uma caminhada não teria o mesmo sentido se não incluísse os melhores amigos ao meu lado, as que eu tenho a honra de ter como parte de

mim desde que nascemos – Gabriela (benzi), Leticia (minha Raquelzinha) e Bruna (Bruni, Bruca) – que vêm com a sorte dos seus pares e a nossa mais nova integrante (e sobrinha) Maria Laura (nossa deusa). Aos meus amigos de trincheira-afilhados-família, João e Fernanda, as minhas Meri e Cê, ao Pedro e a Flavia meu muito obrigada por serem meu apoio, incentivo e amparo, risadas ao longo desses anos. Vocês foram abrigo, estímulo e companhia nas dificuldades e vitórias.

À minha turma ortopédica FMB, a vida ficou bem mais divertida e acolhida com vocês nela. Vocês são incríveis! Obrigada por abrirem as portas e dividirem seus conhecimentos, professor Gilberto – com cafezinhos e muitas aulas no ambulatório – e professor Paulo Silveiras.

Ao Guilherme Rech e a Fatima Caldeira por estarem comigo no nosso trio de pesquisa, rindo com os ossos e aprendendo juntos. A Giovana por ir de IC a companheira cirúrgica e de CCPA ao longo desses muitos anos, além da amizade que fortaleceu.

À UFSM com o professor Rene Quispe e o professor Luis Fernando Nicolini, que acreditaram nessa parceria e me ensinaram muito em tão pouco tempo de contato.

Ao professor W.B. Saunders por abrir as portas da Texas A&M e aos seus conhecimentos e da sua equipe, além do amparo como coorientador de mestrado e doutorado.

Das surpresas que a vida me deu, a partida das minhas companheiras foi com certeza a mais difícil. E à Atena e à Aura, eu agradeço por terem sido vocês ao meu lado por todos esses anos, nosso trio e por todo o amor imensurável que tive com vocês. Obrigada por nosso ciclo. E ao Ragnar, Perséfone e Amora, que nossa aventura juntos continue sendo feliz e com todo o amor.

Às minhas professoras, um agradecimento especial a professora Sheila Rahal, minha orientadora desde os tempos de residência que me ensinou que não tem dia certo, não tem hora certa e sim força de vontade para nunca desistir. Além de me ensinar a operar e a me apaixonar pela ortopedia no 4º ano de graduação e nunca desistir de mim, presentes nos altos e baixos dos anos acadêmicos. À minha orientadora de graduação – e amiga – professora Juliany Quitzan, eu agradeço pelos conselhos, pelas promessas cumpridas e por ser

humana ao meu lado, além de me mostrar a técnica cirúrgica e o amor à microcirurgia. À minha professora Claudia Valeria Seullner Brandao, eu agradeço por me inspirar a me apaixonar pelo mundo dos ligamentos e articulações, um mundo explorado por alguns na veterinária. À minha professora Luciane – a Lu Mesquita - obrigada por acreditar e confiar em mim e por estar ao meu lado no mestrado e doutorado. À todas elas, eu agradeço por confiarem em mim com os residentes, com os alunos, com aulas, com projetos e com o nome da CCPA. Eu defendo o doutorado com um pouco – ou um tanto – de cada uma de vocês em mim.

“Se amanhã o que eu sonhei não for bem aquilo, eu tiro um arco íris da cartola. E refaço. Colo. Pinto e bordo. Porque a força de dentro é maior. Maior que todo mal que existe no mundo. Maior que todos os ventos contrários. É maior porque é do bem. E nisso sim, acredito até o fim.” Caio Fernando de Abreu

ABIBE, R.B. Hastes intramedulares flexíveis para estabilização de fratura femoral em gatos: caracterização mecânica. Botucatu, 2025. 51p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar hastes intramedulares flexíveis para estabilização de fratura femoral em gatos, por meio de ensaios biomecânicos. Foram utilizados 30 fêmures de gatos domésticos adultos, nos quais foi induzida uma fratura transversa diafisária média. Esta foi estabilizada com duas hastes elásticas de aço inoxidável de igual diâmetro, inseridas medial e lateral a partir da região supracondilar do fêmur. Após a redução do foco de fratura, as hastes foram avançadas, de forma que a ponta de uma haste ficou direcionada para a região do trocânter maior e a outra para a região do colo femoral. As extremidades distais livres das mesmas foram seccionadas e fixadas com tampas, as quais foram aparafusadas ao córtex ósseo. Para cada ensaio, incluindo compressão axial com carga excêntrica (cabeça do fêmur), flexão em quatro pontos e rotação, foram utilizadas cinco montagens e cinco ossos íntegros. Os valores de força máxima na compressão axial foram 1090,51 N ($\pm$ 374,12) para o osso íntegro e 608,43 N ($\pm$ 101,2) para a montagem. Na flexão em quatro pontos, os valores foram 1384,75 N ($\pm$ 191,08) para o osso íntegro e 131,20 N ($\pm$ 34,57) para a montagem. Os valores na torção foram 6,764 Nm $\pm$ 4,764 para o osso íntegro e 0,166 Nm ($\pm$ 0,075) para a montagem. Estes ensaios permitiram a caracterização mecânica do osso, mediante uma simplificação linear-elástica e isotrópica do material. As propriedades mecânicas foram inseridas nos modelos numéricos, os quais permitiram avaliar os pontos críticos do sistema proposto, assim como permitiram à extensão e teste em outras configurações.

Palavras-chave: Felino; Tratamento; Fratura; Biomecânica.

ABIBE, R.B. Flexible intramedullary nails for stabilization of femoral fracture in cats: biomechanical testing. Botucatu, 2025. 51p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

SUMMARY

This study evaluated flexible intramedullary nails for stabilizing femoral fractures in cats through biomechanical testing. Thirty adult cat femurs were used. A mid-diaphyseal transverse fracture was induced and stabilized with two flexible stainless steel nails of equal diameter, inserted medially and laterally from the supracondylar region of the femur. After the reduction of the fracture, the nails were advanced so that one nail pointed towards the greater trochanter region and the other towards the femoral neck region. The free ends of the nails were cut, and end caps were placed over the exposed ends and screwed into the entry points to the bone cortex. Each test, such as axial compression with eccentric load (femoral head), four-point bending, and rotation, was conducted on five constructs and five intact bones. The maximum force values in axial compression testing were 1090.51 N (± 374.12) for the intact bone and 608.43 N (± 101.2) for the construct, while in four-point bending testing the values were 1384.75 N (± 191.08) for the intact bone and 131.20 N (± 34.57) for the construct. In torsion, the values were 6.764 Nm (± 4.764) for the intact bone and 0.166 Nm (± 0.075) for the construct. These tests allowed for the mechanical characterization of the bone through a linear-elastic and isotropic simplification of the material. The mechanical properties were incorporated into the numerical models, enabling the evaluation of the critical points of the proposed system, facilitating the extension and testing in other configurations

Key words: Feline; Treatment; Fracture; Biomechanical.

Lista de Figuras

Figura 1. Imagem radiográfica nas posições craniocaudal (a) e mediolateral (b) do fêmur de um gato. Observe a fratura diafisária transversa medial estabilizada com duas hastes elásticas de aço inoxidável e tampas.....	31
Figura 2. Teste axial com carga aplicada através da cabeça femoral (L_1 – comprimento; e - excentricidade da carga aplicada).....	32
Figura 3. Ensaio de flexão de quatro pontos com o fêmur no plano sagital (L_1 - distância entre o rolete externos; L_2 - distância entre os roletes internos).....	34
Figura 4. Ensaio de compressão axial. (a) Observe a quebra do osso e deformidade do implante em montagem por duas hastes elásticas aplicadas para estabilização de fratura diafisária. (b) Note a fratura na região do colo femoral em osso íntegro (controle).....	35
Figura 5. Gráficos Força (N) x Deslocamento (mm) obtidos nos ensaios de compressão axial. (a) Osso íntegro (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.....	36
Figura 6. Ensaio de flexão de quatro pontos. (a) Observa deformidade do implante em montagem por duas hastes elásticas aplicadas para estabilização de fratura diafisária. (b) Note a fratura da diáfise femoral em osso íntegro (controle).....	38
Figura 7. Gráficos Força (N) x Deslocamento (mm) obtidos nos ensaios de flexão de quatro pontos (a) Osso íntegro (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.....	39
Figura 8. Gráficos Torque (Nm) x Deslocamento Angular ($^{\circ}$) obtidos nos ensaios de torção. (a) Osso íntegro (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.....	41

Lista de Tabelas

Tabela 1. Valores da Força Máxima (N) do ensaio biomecânico em compressão axial de fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas e do osso íntegro (controle).....	37
Tabela 2. Valores de rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade (E) para fêmures íntegros, bem como rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade equivalente (E_q) para montagens (fratura diafisária do fêmur estabilizada com duas hastes elásticas), obtidos por meio do ensaio de compressão axial com carga excêntrica.....	37
Tabela 3. Valores da Força Máxima (N) do ensaio biomecânico de flexão de quatro pontos em fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas e do osso íntegro (controle).....	39
Tabela 4. Valores de rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade (E) para fêmures íntegros, bem como rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade equivalente (E_q) para montagens (fratura diafisária do fêmur estabilizada com duas hastes elásticas), obtidos por meio do ensaio de flexão de quatro pontos.....	40
Tabela 5. Valores de Torque Máximo (Nm) do ensaio biomecânico em torção de fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas (a) e do osso íntegro – controle (b).....	41
Tabela 6. Valores de rigidez obtidos pelo ensaio de torção em fêmures íntegros e montagens (fratura diafisária do fêmur estabilizada com duas hastes elásticas)	42
Tabela 7. Dados estatísticos dos fêmures íntegros de gatos, relativos aos ensaios em compressão (Força Máxima, N), flexão de quatro pontos (Força Máxima, N) e torção (Torque Máximo, Nm).....	43
Tabela 8. Dados estatísticos das montagens de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária, relativos aos ensaios em compressão (Força Máxima, N), flexão de quatro pontos (Força Máxima, N) e torção (Torque Máximo, Nm).....	43

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	viii
LISTA DE TABELAS.....	ix
Resumo	x
Abstract	xi
CAPÍTULO 1	12
1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Haste elástica conceito geral em humanos.....	16
2.2 Haste elástica em animais.....	20
3 REFERÊNCIAS	22
CAPÍTULO 2	26
Artigo científico.....	27
ANEXOS	53

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

As fraturas dos ossos longos destacam-se com uma das afecções ortopédicas de ocorrência comum em pequenos animais, sendo mais frequentemente associadas aos episódios traumáticos (Harari, 2002; Beale, 2004). Existem várias opções de tratamento cirúrgico para fraturas femorais em gatos, incluindo pinos intramedulares, com ou sem fio de cerclagem; placas e parafusos, sejam tradicionais, bloqueadas ou “cuttables”; haste bloqueadas; combinação de pino intramedular e placa; fixadores externos simples; fixadores externos combinados ao pino intramedular (Harari, 2002; Beale, 2004; Roberts e Meeson, 2022; Zurita e Craig, 2022), entre outros.

Um outro método de imobilização ainda pouco explorado em casos clínicos na medicina veterinária são as hastes intramedulares flexíveis (Kumar et al., 2022; Sodhi et al., 2024), que têm amplo emprego na medicina humana para a fraturas dos ossos longos em pacientes pediátricos e adolescentes, visto não interferir com o crescimento ósseo (Fernandes et al., 2009; Lascombes, 2010; Vasilescu e Cosma, 2014). Estes implantes metálicos foram introduzidos na medicina humana a partir da década de 1980, com denominações como técnica Métaizeau, técnica de Nancy, ou técnica de hastes intramedulares estáveis elásticas (Lascombes, 2010). O método se caracteriza por rápida restauração da função pela consolidação óssea por meio de calo periosteal, já que a fixação é mantida pelas hastes intramedulares flexíveis que promovem uma estabilidade relativa (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009).

Visando a ampliação da aplicação em pequenos animais, o presente estudo visou avaliar o método em gatos, por meio de ensaios biomecânicos *in vitro* com ossos do fêmur. Para tanto, foram estabelecidos dois capítulos: o primeiro referente à introdução e revisão da literatura e o segundo relativo ao artigo científico.

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Haste elástica - conceito geral em humanos

O uso de hastes intramedulares flexíveis é indicado em crianças acima de cinco anos ou em adolescentes com fraturas diafisárias do fêmur ou dos ossos do antebraço, particularmente as transversas ou oblíquas curtas (Fernandes et al., 2009). Há também autores que recomendam o método em fraturas metafisárias (Vasilescu e Cosma, 2014). A aplicação geralmente é realizada com o auxílio de fluoroscopia (Vasilescu e Cosma, 2014).

As hastes intramedulares flexíveis promovem uma estabilidade relativa, atuando com três pontos de apoio no osso quando são pré-tensionadas (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009). As extremidades das hastes são ancoradas nos pontos de entrada e na metáfise oposta do osso (Hunter, 2005; Vasilescu e Cosma, 2014). Uma vez inseridas no canal, essas hastes resistem às forças angulares, de compressão e de rotação (Hunter, 2005).

Com o diâmetro adequado, a haste flexível permite, simultaneamente, micromovimento e compressão no foco da fratura durante a locomoção (Vasilescu e Cosma, 2014). Importante destacar que parte da estabilidade proporcionada pelas hastes depende dos músculos intactos ao redor do osso fraturado; portanto, fraturas com perda ou afastamento dos tecidos moles apresentam maior dificuldade de estabilização, podendo requerer complementação com fixador externo temporário ou tala (Hunter, 2005).

Os vasos intramedulares não são significativamente danificados pelo método, já que não afeta a consolidação por calo externo e tem sido observada menor susceptibilidade à infecção, quando comparada a hastes intramedulares tradicionais, que comprometem a vascularização medular (Ligier, 2010). Um estudo conduzido por Joeris et al. (2005), em quatro centros de trauma pediátricos, apontou como complicações do uso das hastes elásticas: irritação da pele (infecções de ferida, hematoma ou seroma), miosite ossificante

e cicatrizes. Casos de desvio axial e encurtamento foram atribuídos a erros técnicos.

As hastes são comercialmente disponíveis em aço inoxidável ou em ligas de titânio (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009). Há vários debates sobre a composição, sendo muitas vezes a escolha determinada pela preferência do cirurgião (Hunter, 2005). Um estudo sistemático, efetuado por Mohamed e Rajeev (2017), relativo ao melhor êxito clínico e taxa de complicação entre o uso de hastes elásticas de titânio e de aço inoxidável em fraturas femorais em pacientes pediátricos, concluiu não haver evidência consistente para indicar qual o melhor sistema; contudo, embora haja uma tendência favorável ao aço inoxidável devido ao menor custo do implante.

O aço inoxidável tem maior força de tensão e limite elástico mais elevado que o titânio, sendo mais indicado em canais medulares desproporcionalmente estreitos e indivíduos mais pesados (Hunter, 2005). Outros autores afirmam que o titânio seria mais apropriado em fraturas diafisárias, que requerem maior força de reação elástica, enquanto o aço seria preferível em fraturas metafisárias, nas quais a elasticidade é menos relevante (Vasilescu e Cosma, 2014). A má-união ocorre com menor frequência nas hastes de aço inoxidável (6%) em comparação com as de titânio (23%) (Murphy et al., 2021).

Baseado nos dados de estudos mecânicos, Clavert et al. (2010) citaram que ambos materiais seriam adequados para crianças. No entanto, para adolescentes, especialmente os envolvidos em atividades físicas intensas, o aço inoxidável seria a melhor escolha, pois, embora tenha menor elasticidade, sua força de restauração elástica é duas vezes maior que a do titânio quando comparadas hastes de mesmo diâmetro.

Em estudo sistemático sobre o emprego das hastes flexíveis intramedulares em fraturas femorais, efetuado por Makarewich et al. (2020), foi verificado pior êxito radiográfico e maior taxa de complicações nas crianças mais pesadas. Segundo os autores, parece haver evidência que as hastes de aço inoxidável proporcionam estabilidade superior às de titânio, porém os benefícios de sistemas de intertravamento foram considerados menos consistentes.

Wall et al. (2008), ao compararem as complicações da estabilização de fraturas femorais com hastes flexíveis de titânio e as de aço inoxidável, verificaram que as de titânio apresentaram quatro vezes mais casos de má consolidação. Complicações maiores, definidas como condições que levaram a remoção não programada das hastes ou tratamento operatório, foram observadas em 35,7% dos casos com titânio e em 16,7% com aço. Por sua vez, as taxas de complicações menores foram similares entre os materiais.

Em estudo retrospectivo, Lohiya et al. (2011) não encontraram diferenças significativas nos desfechos em pacientes com fraturas femorais tratados com hastes de titânio (n=43) ou aço (n=30), destacando o menor custo do aço. Complicações comuns incluíram irritação da pele e dor no local de inserção da haste, resolvidas após a remoção do implante.

Perez et al. (2008) utilizaram o método dos elementos finitos para comparar hastes de liga titânio e aço inoxidável na estabilização de fratura transversa diafisária média do fêmur com lacuna de 10 mm. Foram aplicadas duas hastes em padrão retrógrado em "C". As hastes de titânio deslizaram um pouco menos em cada incremento de carga comparadas as de aço, e distribuíram o estresse de forma mais uniforme ao longo do eixo. O fechamento da lacuna foi maior com as hastes aço, que também apresentaram tensões de von Mises mais alto no ápice da curvatura. Os autores concluíram que a maior deformação das hastes de titânio, provavelmente aumenta a área de contato com a parede do canal intramedular, aumentando assim a estabilidade.

As pontas das hastes têm forma de bico ou gancho, para permitir o deslizamento na superfície interna do osso sem impactar o córtex oposto durante a inserção, sendo a superfície externa achatada para facilitar a passagem pelo osso (Hunter, 2005). A ponta romba é considerada mais adequada para fraturas diafisárias, já que a inserção das hastes no canal medular é relativamente fácil, ao passo que a ponta afiada seria indicada para fraturas metafisárias devido à maior facilidade de penetração do osso epifisário (Vasilescu e Cosma, 2014).

Usualmente, utilizam-se duas hastes de espessura semelhante, cujo diâmetro do canal medular combinado não deve ultrapassar 40% na região mais estreita (Fernandes et al., 2009). A regra é o diâmetro da haste igual ao diâmetro do canal medular x 0,4 (Vasilescu e Cosma, 2014). O comprimento da

haste deve corresponder à distância entre as placas fisárias proximal e distal do osso fraturado (Lascombes et al., 2006).

A inserção inicia-se pela metáfise, com a ponta angulada afastada do córtex (Fernandes et al., 2009). Segundo Lascombes et al. (2006), faz-se uma perfuração cortical inicial orientada para a fratura com uma broca 1 mm maior que o diâmetro da haste, fixa-se a haste numa perfuradora em T para introdução no osso e, uma vez que a haste é sentida na cortical oposta, esta é rodada para orientar a extremidade em direção ao canal. A progressão é efetuada com pequenas alternâncias de movimento rotativo. Uma vez ultrapassado o foco de fratura, a haste é girada e batida com martelo. As hastes devem ser sequencialmente avançadas através da fratura até a metáfise oposta.

Além disso, para que a montagem esteja equilibrada, as duas hastes precisam ter orifícios de entrada simétricos, a fim de evitar desvio angular; as curvas das hastes devem ser idênticas; e o padrão preferido é que haja três pontos de contato com o osso (Ligier, 2010). Em fraturas femorais do terço proximal, uma haste deve ser avançada dentro do colo femoral e outra no trocânter maior, sendo isso desnecessário em fraturas do terço médio (Lascombes et al., 2006).

A curvatura das hastes pode ser alcançada pelo dobramento além do limite elástico (três vezes o diâmetro do istmo), de forma que resistam à tendência de endireitamento, o que cria uma tensão dentro do canal (Hunter, 2005). O máximo da curvatura deve ser de aproximadamente 40°, de modo que o ápice da curva da haste coincida com o local da fratura (Fernandes et al., 2009). Alguns autores não pré-contornam as hastes flexíveis antes da inserção, permitindo que estas sejam moldadas pelo próprio processo de inserção (Hunter, 2005).

Green et al. (2005) analisaram várias combinações de hastes flexíveis de titânio (2, 3 e 4 mm) para estabilizar fraturas transversas, simuladas em ossos femorais sintéticos de tamanho pediátrico. Embora um par de hastes de maior diâmetro (diâmetro de haste única >40% da largura do canal) ofereça maior rigidez em torção e flexão, houve dificuldade na redução da fratura e formação de uma lacuna posterior.

Para determinar a carga até a falha em flexão, Li et al. (2008) estabilizaram fraturas transversas da diáfise média, induzidas em fêmures sintéticos, com duas hastes elásticas de titânio de 4 mm. Cinco fêmures foram testados no plano sagital e cinco no plano coronal. Os valores obtidos, em relação ao peso, indicaram que pacientes com peso superior a 40 a 45 kg correm risco de perda de redução nos planos sagital e coronal.

Soni et al. (2008) construíram um modelo computacional bidimensional representativo de uma fratura transversa femoral em criança, a partir de uma radiografia, a qual foi tratada com hastes flexíveis de aço e titânio. Pelo método dos elementos finitos, foi verificado que as hastes alteraram o caminho das tensões, servindo como condutoras das forças compressivas. Como a tensão é absorvida pelas hastes na região da fratura, as de titânio promovem maior micromobilidade por serem menos rígidas. Além disso, o comportamento biomecânico mais homogêneo foi observado com as hastes de titânio.

As complicações mais frequentes estão relacionadas à pele ou ao desconforto nos locais de inserção das hastes (Fernandes et al., 2009); contudo, as hastes são de fácil remoção após a consolidação da fratura (Murphy et al., 2021). Para evitar essas complicações, pode-se utilizar uma capa protetora na extremidade da haste, optar por hastes com extremidades arredondadas ou manter a ponta da haste inserida dentro do osso (Lascombes et al., 2006).

Em fraturas do terço proximal ou distal do fêmur, pode ocorrer angulação no local da fratura (Murphy et al., 2021). Quanto às alterações no comprimento ósseo, pode haver um sobrecrecimento médio do fêmur em torno de 1,2 mm (Fernandes et al., 2009). Algumas complicações mais frequentemente associadas às hastes de aço são a fragmentação do local da fratura e o enrolamento da segunda haste sobre a primeira (Clavert et al., 2010).

Flinck et al. (2015) realizaram um estudo biomecânico sobre fratura oblíqua, utilizando fêmures sintéticos pediátricos humanos. Foram constituídos quatro grupos com seis espécimes cada: um com haste bloqueada semirrígida e os demais com diferentes combinações de hastes elásticas de titânio com tampa (dois de 4 mm; quatro de 3 mm; dois de 3 mm). Os testes foram realizados em compressão, rotação, flexão/extensão e varo/valgo, com base em 50% a

100% da força gerada durante a marcha. Os autores concluíram que a haste bloqueada semirrígida proporcionou a maior estabilidade em todos os planos.

Há controvérsias quanto à retirada ou não do implante (Fernandes et al., 2009). No entanto, a corrosão por contato entre as hastes tem sido observada durante a remoção dos implantes, sejam eles de aço ou titânio, o que pode ser um indicativo para sua retirada (Clavert et al., 2010).

2.2 Haste elástica em animais

Benz et al. (2000) testaram fêmures de beagles em crescimento, antes e após a aplicação das hastes de Nancy, por meio de testes de flexão em três pontos e torção. A carga média de flexão máxima do osso intacto foi de 1.302 N. Após a imobilização com as hastes de Nancy, a força correspondente foi de 523 N, ou 40,1% do valor inicial. O aumento médio, indicativo do módulo de elasticidade, foi inicialmente de 551 N/mm; posteriormente, 129 N/mm, ou 23,4% do valor original. Na torção, apenas um terço das fraturas com hastes conseguiu alcançar a estabilidade mínima necessária para futuras sequências de testes. Como resultado, o aumento — função do módulo de torção — só pôde ser obtido no osso intacto, com 42 N/mm. Os resultados experimentais mostraram que esse método operatório não proporciona estabilidade suficiente para fraturas com componente de torção. Em contraste, fraturas por flexão são idealmente adequadas para esse método.

A resistência biomecânica cíclica (flexão em quatro pontos) foi avaliada por Johnson et al. (2009) em ossos caninos (rádio, ulna e tíbia), em relação ao comprimento da fixação de uma única haste flexível, além do local da fratura considerando o diâmetro ósseo. A fixação com 1 ou 2 diâmetros após a osteotomia produziu grande instabilidade. Entretanto, não foi verificada diferença biomecânica com três diâmetros ou mais, quando a haste foi inserida além do local da fratura.

Berger et al. (2014) avaliaram quatro sistemas diferentes de hastes intramedulares elásticas estáveis (desbloqueadas; hastes de aço inoxidável Ender bloqueadas com parafusos de 3 mm; hastes de titânio bloqueadas com tampas; e hastes de titânio bloqueadas com plugues e parafusos de 3 mm), implantadas em tíbias de ovinos, simulando uma fratura diafisária transversa. As

montagens foram submetidas a cargas em fadiga axial e torção de 5.000 e 1.000 ciclos, respectivamente. Os sistemas desbloqueados falharam com carga axial de pico de 200 N. Sistemas com tampas nas extremidades suportaram cargas axiais de até 800 N por 1.000 ciclos, e as hastes Ender e com plugues resistiram até 1.000 N por 1.000 ciclos. Todos os sistemas apresentaram diminuição da rigidez axial com o aumento das cargas e ciclos suportados. As hastes Ender e as bloqueadas com tampa falharam por penetração na epífise distal, e não por afrouxamento do sistema de bloqueio. No geral, as hastes de titânio bloqueadas com plugues e parafusos de 3 mm apresentaram os melhores resultados.

Quatro sistemas de intertravamento aparafusado para hastes intramedulares flexíveis foram avaliados por Berger et al. (2016), utilizando tíbias de carneiros. Foi usada uma haste flexível pré-dobrada de 3 mm (aço ou titânio), dimensionada para preencher no máximo dois terços do diâmetro da cavidade medular. As montagens foram submetidas a carregamento cíclico axial sequencial de 5.000 ciclos, com aumento progressivo da amplitude da carga até a falha. De acordo com o teste mecânico, os sistemas de intertravamento de plugue com parafuso de 3,5 mm foram melhores que a hastes Ender convencionais e plugue com parafusos de 3 mm.

A haste intramedular elástica de titânio foi aplicada, por Kumar et al. (2022), em seis cães com fratura tibial (duas oblíquas da diáfise proximal; duas transversas, uma oblíqua e uma cominutiva da diáfise média). Em três casos ocorreu uma ligeira migração das hastes no local de inserção, sendo manejada por meio do corte do excesso. As hastes foram removidas com 60 dias de pós-operatório. Apesar dessa complicação, os autores concluíram que os animais apresentaram bom êxito clínico.

Sodhi et al. (2024) utilizaram hastes elásticas de titânio em 10 cães com massa corporal média de 14,09 kg, apresentando fraturas distais do rádio e da ulna — seis transversas e quatro oblíquas curtas. Exceto por uma fratura, todas foram estabilizadas com duas hastes inseridas no canal medular do osso radial de maneira normógrada. Dois cães apresentaram complicações com angulação no local da fratura, sendo que em um deles houve quebra da haste. Os autores concluíram que a técnica é simples, minimamente invasiva e representa uma boa alternativa para cães jovens.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS (Formato AMA)

Benz G, Kallieris D, Blume U. Biomechanics of experimental bending and torsion fractures prior and after insertion of Nancy nails (ESIN). *Zentralblatt für Kinderchirurgie* 2000;9(3):104-109.

Berger L, Fischerauer S, Weiß B, Celarek A, Castellani C, Weinberg AM, Tschegg E. Unlocked and locked elastic stable intramedullary nailing in an ovine tibia fracture model: a biomechanical study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2014;40:267-274.

Berger L, Eichler J, Ryll EJS, Fischerauer S, Raschke MJ, Kolbitsch A, Castellani C, Weinberg AM. Advanced interlocking systems to improve heavy-load-bearing characteristics of flexible intramedullary nailing. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2016;68:358-365.

Clavert J-M, Gicquel P, Giacomelli M-C. Stainless Steel or Titanium? In: Lascombes P. *Flexible intramedullary nailing in children*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2010. p.25-28.

Fernandes HJ A, Saad EA, Reis FB. Osteosynthesis with intramedullary nails in children. *Rev Bras Ortop*. 2009;44(5):380-385.

Green JK, Werner FW, Dhawan R, Evans PJ, Kelley S, Webster DA. A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures. *J Orthop Res*. 2005;23(6):1315-1320.

Hunter JB. The principles of elastic stable intramedullary nailing in children. *Injury*. 2005; Suppl 1:A20-4.

Joeris A, Gretel Bansi G, Knorr P, Lieber J, Peter Schalamon P, Slongo T. ESIN in femur fractures. *Eur Trauma*. 2005;31:24–32

Johnson CW, Carmichael KD, Morris RP, Gilmer B. Biomechanical study of flexible intramedullary nails. *J Pediatr Orthop*. 2009;29(1):44-48.

Kumar A, Chaudhary, RN, Ramniwas, Priyanka. Elastic stable intramedullary nailing using titanium elastic nails for the management of tibial fractures in dogs. *J Vet Anim Sci*. 2022;53(3):372-379.

Lascombes P, Haumont T, Journeau P. Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. *J Pediatr Orthop*. 2006;26(6):827-834.

Lascombes P. Introduction. In: Lascombes P. *Flexible intramedullary nailing in children*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2010. p.3-8.

Ligier J-N. Biomechanics of FIN. In: Lascombes P. *Flexible intramedullary nailing in children*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2010. p.19-24.

Li Y, Stabile KJ, Shilt JS. Biomechanical analysis of titanium elastic nail fixation in a pediatric femur fracture model. *J Pediatr Orthop*. 2008;28(8):874-878.

Lohiya R, Bachhal V, Khan U, Kumar D, Vijayvargiya V, Sankhala SS, Bhargava R, Jindal N. Flexible intramedullary nailing in paediatric femoral fractures. A report of 73 cases. *J Orthop Surg Res*. 2011;6:64.

Makarewich CA, Talwar D, Baldwin KD, Swarup I. Flexible Intramedullary nailing of femoral shaft fractures in children weighing ≥ 40 kg: a systematic review and meta-analysis. *J Pediatr Orthop*. 2020;40(10):562-568.

Mohamed A, Rajeev AS. Clinical outcomes and complications of titanium versus stainless steel elastic nail in management of paediatric femoral fractures-a systematic review. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2017;27(2):157-167.

Murphy JS, Koehler R, Johnson M, Hosseinzadeh P. Flexible intramedullary nailing of pediatric femoral fractures. *JBJS Essent Surg Tech*. 2021;11(1):e19.00064.

Perez A, Mahar A, Negus C, Newton P, Impelluso T. A computational evaluation of the effect of intramedullary nail material properties on the stabilization of simulated femoral shaft fractures. *Med Eng Phys*. 2008;30(6):755-760.

Sodhi HS, Kumar A, Anand A, Sangwan V, Gupta DK. Titanium elastic nails for distal radius-ulna fractures in young dogs. *Indian J Anim Res*. 2024;58(4):642-647.

Soni JF, Santili C, Lancellotti CLP, Hecke MB, Almeida FR, Karam LZ. Comparative analysis in a 2D computer model simulating the use of steel and titanium elastic nails in pediatric femur fracture, using the finite element method. *Rev Bras Ortop*. 2008;43(5):183-192.

Vasilescu DE, Cosma D. Elastic stable intramedullary nailing for fractures in children - principles, indications, surgical technique. *Clujul Med*. 2014;87(2):91-94.

Wall EJ, Jain V, Vora V, Mehlman CT, Crawford AH. Complications of titanium and stainless steel elastic nail fixation of pediatric femoral fractures. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(6):1305-1313.

CAPÍTULO 2

ARTIGO CIENTÍFICO 1

Hastes intramedulares flexíveis para estabilização de fratura femoral em gatos: caracterização mecânica

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar hastes intramedulares flexíveis para estabilização de fraturas femorais transversas em gatos, por meio de ensaios biomecânicos. Foram utilizados 30 fêmures de gatos domésticos adultos, e em 15 deles, foi induzida uma fratura transversa diafisária média. Essa fratura foi estabilizada com duas hastes elásticas de aço inoxidável, de mesmo diâmetro, inseridas medial e lateralmente a partir da região supracondilar do fêmur. Após a redução do foco de fratura, as hastes foram avançadas de modo que a ponta de uma foi direcionada ao trocânter maior e a outra ao colo femoral. As extremidades distais livres foram seccionadas e fixadas com tampas, aparafusadas ao córtex ósseo. Para cada ensaio, incluindo compressão axial com carga excêntrica (na cabeça do fêmur), flexão em quatro pontos e rotação — foram utilizadas cinco montagens e cinco ossos íntegros. Os valores de força máxima no ensaio de compressão axial foram de 1090,51 N ($\pm 374,12$) para os ossos íntegros e 608,43 N ($\pm 101,20$) para as montagens. Na flexão em quatro pontos, os valores foram de 1384,75 N ($\pm 191,08$) para os ossos íntegros e 131,20 N ($\pm 34,57$) para as montagens. Os valores obtidos no ensaio de torção foram de 6,764 Nm ($\pm 4,764$) para os ossos íntegros e 0,166 Nm ($\pm 0,075$) para as montagens. Concluiu-se que as hastes intramedulares flexíveis de aço com tampas apresentaram baixa rigidez, particularmente sob cargas de torção, na estabilização de fraturas transversas do terço médio do fêmur de gatos *ex vivo*.

1 Introdução

As fraturas representam uma parcela significativa das afecções ortopédicas em gatos, geralmente relacionadas a processos traumáticos importantes, tais como aqueles associados aos acidentes por veículos automotores e quedas de alturas (Beale, 2004; Cardoso et al., 2016; Zurita e Craig, 2022). Entre os ossos longos, as fraturas femorais são as de maior ocorrência nessa espécie (Scott, 2005; Cardoso et al., 2016).

Devido à musculatura subjacente, as fraturas diafisárias femorais são, em sua maioria, fechadas e requerem métodos de imobilização interna, tais como pinos com ou sem fio de cerclagem; placas e parafusos (tradicionais, “cuttable” ou bloqueadas); haste bloqueadas; combinações de pino intramedular com placa, entre outros; ou ainda fixadores externos simples ou associados ao pino intramedular (Harari, 2002; Duhautois, 2003; Beale, 2004; Könning et al., 2013; Brückner et al., 2016; Vedrine e Gérard, 2018; Roberts e Meeson, 2022; Zurita e Craig, 2022). Cada método de imobilização tem vantagens e desvantagens, sendo que estas últimas devem ser, na medida do possível, diminuídas de forma a melhorar os resultados obtidos (Harari, 2002; Roberts e Meeson, 2022).

A escolha do método de fixação deve ser baseada no escore da fratura, considerando-se fatores biomecânicos e biológicos, além da idade e condição geral do animal e da colaboração do tutor (Harari, 2002; Roberts e Meeson, 2022). Algumas características dos gatos precisam também ser consideradas, tais como a propensão para escalar e pular, além daqueles com comportamento intratável e não cooperativos, entre outros (Scott, 2005). Por sua vez, o fêmur felino devido ao formato tubular reto com um grande canal medular é adequado para o uso de implantes intramedulares, porém deve-se ter cuidado para evitar a injúria iatrogênica do nervo ciático, se os implantes forem posicionados nas proximidades do trocânter maior (Harari, 2002; Scott, 2005; Roberts e Meeson, 2022).

As hastes intramedulares flexíveis são frequentemente empregadas em crianças ou adolescentes, para o tratamento de fraturas de ossos longos, entre as quais a do fêmur, sendo considerada uma osteossíntese estável, porém elástica (Fernandes et al., 2009; Vasilescu e Cosma, 2014). O método é

particularmente aplicável para as fraturas diafisárias do fêmur, transversas ou oblíquas curtas (Fernandes et al., 2009).

Geralmente, são inseridas pelo menos duas hastes intramedulares flexíveis pela metáfise, dentro do canal medular, avançando até a metáfise oposta (Vasilescu e Cosma, 2014). Essas hastes são capazes de resistir a forças angulares, de compressão e rotação (Hunter, 2005). São fabricadas em aço inoxidável ou em ligas de titânio, sendo a escolha do material tema de debate (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009). Além disso, aspectos como o formato das pontas (Hunter, 2005) e sistemas de intertravamento — como tampas ou parafusos — variam conforme o sistema comercial utilizado (Berger et al., 2014; Berger et al., 2016).

Estudos biomecânicos sobre o uso de hastes intramedulares flexíveis têm sido realizados utilizando ossos de cães (fêmur, rádio, ulna e tibia) (Benz et al., 2000; Johnson et al., 2009), tíbias de ovinos (Berger et al., 2014) e carneiros (Berger et al., 2016), bem como em casos clínicos de fraturas de tibia (Kumar et al., 2022) e rádio/ulna em cães (Sodhi et al., 2024). No entanto, até o momento, segundo conhecimento dos autores, esse método ainda não foi testado em gatos.

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de ensaios biomecânicos, o desempenho de hastes intramedulares flexíveis de aço com tampas na estabilização de fraturas transversas do terço médio do fêmur em gatos *ex vivo*. A hipótese foi que o comportamento mecânico das hastes intramedulares flexíveis pode variar de acordo com o tipo de ensaio biomecânico estático aplicado.

2 Materiais e Métodos

2.1 Coleta e preparação dos espécimes

A metodologia adotada no presente estudo foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Câmpus de Botucatu (CEUA no nº 000.209) (Anexo I).

Foram utilizados 30 fêmures *ex vivo* de gatos domésticos adultos, independentemente do sexo, provenientes de animais que vieram a óbito ou foram eutanasiados por causas não relacionadas ao presente experimento. Após a coleta, os tecidos moles foram removidos dos ossos, que foram então envolvidos com gazes umedecidas em solução fisiológica a 0,9%, acondicionados em sacos plásticos, numerados e armazenados a -20 °C. Quinze ossos foram mantidos intactos, enquanto os outros 15 foram fraturados e estabilizados com hastes intramedulares flexíveis.

Para a aplicação das hastes elásticas, os ossos foram previamente descongelados em temperatura ambiente. Em seguida, foram submetidos à radiografia (equipamento digital SIUI SR-8100) para descartar quaisquer sinais de lesões ósseas pré-existentes. O comprimento dos ossos foi aferido da cabeça do fêmur até a superfície dos côndilos, determinando-se o ponto médio da diáfise. A partir dessa marcação, foi realizada uma osteotomia transversa na porção média da diáfise (classificação 3;2;A – AO VET), utilizando-se uma serra oscilatória (Utilivet Utilidades Veterinárias) equipada com lâmina reta de 10 cm de largura.

Após a indução da fratura, foram aplicadas duas hastes de aço inoxidável (ASTM F138 passivado), com 1 mm de diâmetro e 100 mm de comprimento, ambas com ponta recurva, fornecidas pela empresa Aldrivet (Campinas, São Paulo, Brasil). As hastes elásticas, de mesmo diâmetro, foram inseridas medial e lateralmente na região supracondilar do fêmur. O orifício de entrada foi demarcado com um pino de Steinmann de 2 mm, posicionado perpendicularmente ao osso (90° em relação ao eixo longitudinal), sendo este introduzido com inclinação de 45°, atravessando a cortical cis.

A primeira haste (medial) foi introduzida no orifício gerado, com a ponta angulada posicionada em direção ao canal medular. Em seguida, a segunda haste (lateral) foi introduzida da mesma forma. Ambas as hastes foram avançadas simultaneamente e de forma manual, utilizando um introdutor manual de Jacobs, até atingirem o foco da fratura, o qual foi mantido reduzido para permitir o avanço das hastes. Após o entrecruzamento das hastes, estas foram avançadas, de forma que a ponta de uma haste ficou apontada para a região do trocânter maior e a outra para a região do colo femoral.

Após exame radiográfico para verificação da correta aplicação das hastes flexíveis, as extremidades distais livres das mesmas foram seccionadas distante do córtex e fixadas com tampas (“end caps” do tipo roscado cilíndrico, com acoplamento para chave e alojamento para a ponta da haste), as quais foram aparafusadas ao córtex ósseo (Figura 1). A configuração final das hastes foi em "C" divergente, com o ápice da convexidade ao nível da fratura. Na finalização, as montagens foram radiografadas nas projeções craniocaudal e mediolateral.

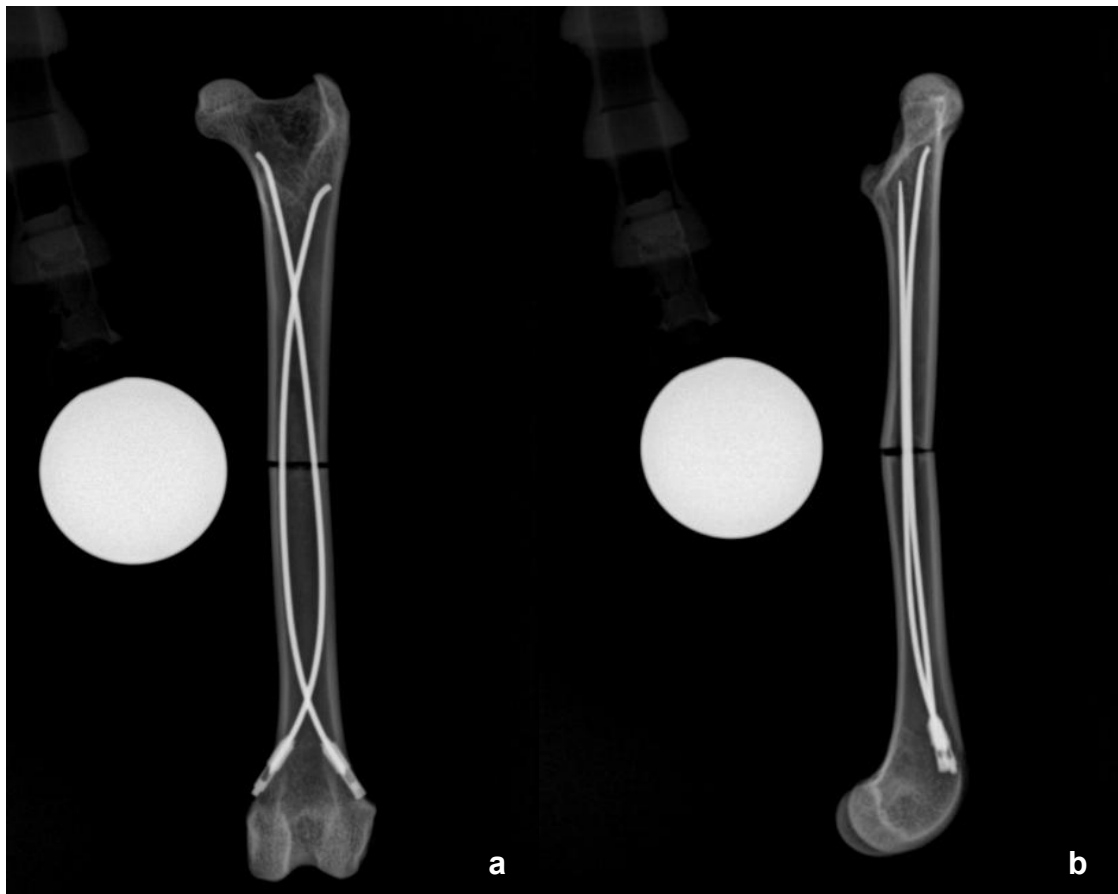


Figura 1. Imagem radiográfica nas posições craniocaudal (a) e mediolateral (b) do fêmur de um gato. Observe a fratura diafisária transversa medial estabilizada com duas hastes elásticas de aço inoxidável e tampas posicionadas na extremidade distal.

2.2 *Ensaios mecânicos estáticos*

Para cada ensaio, incluindo compressão axial, flexão em quatro pontos e rotação, foram utilizadas cinco montagens e cinco osso íntegros, selecionados

mediante sorteio. As montagens foram testadas até a falha, a fim de determinar a força máxima. A falha foi definida como deformação do implante, o que resultaria em desalinhamento do osso em uma situação clínica, ou como fratura do osso. Além disso, considerou-se falha mecânica a perda da capacidade de suportar a carga aplicada, observada como uma queda na curva tensão-deformação. Os ossos íntegros foram utilizados para estabelecer o valor de referência da força máxima em cada um dos ensaios. Todos os testes foram realizados em ambiente climatizado, com temperatura de $21\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Para o ensaio de compressão axial, a extremidade distal do fêmur foi envasada em resina de polimetilmetacrilato, mantendo-se o fêmur perpendicular ao molde e com distância padrão de 60 mm. A carga axial foi aplicada excêntrica (cabeça do fêmur), com velocidade de 5 mm/minuto, usando máquina de ensaio universal (Shimadzu AG-IC 100 kN) equipada com célula de carga de 100 kN. Como o teste foi conduzido com carga excêntrica, dois fenômenos ocorrerem simultaneamente: compressão e flexão. Portanto, é fundamental considerar o impacto da excentricidade da carga ao associar a força aplicada ao deslocamento, conforme ilustrado na Figura 2.

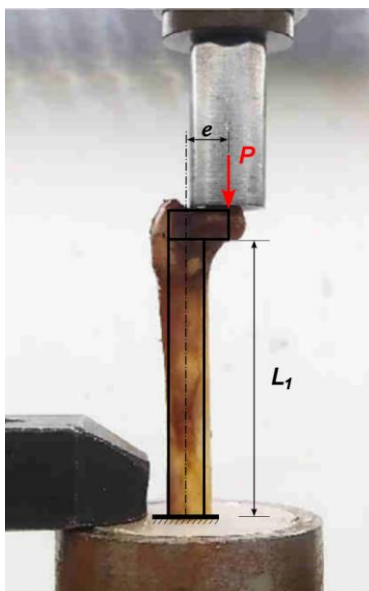


Figura 2. Teste axial com carga aplicada através da cabeça femoral (L_1 – comprimento; e - excentricidade da carga aplicada).

O módulo de elasticidade em ossos intactos e o módulo elástico equivalente nas montagens no ensaio compressão axial excêntrica foram estimados pela equação:

$$Ec = \frac{P}{\delta} \left(\frac{L_1}{A_1} + \frac{e^2 L_1}{I_1} + \frac{e^3}{3I_2} \right), \quad (1)$$

onde $\frac{P}{\delta}$ é a rigidez, que pode ser obtido diretamente do teste e é equivalente à inclinação da região linear na curva força-deslocamento (P = força, δ = deslocamento). L_1 , A_1 e I_1 são o comprimento, a área e o momento de inércia da região 1, respectivamente. I_2 é o momento de inércia da região 2 e “e” é a excentricidade da carga aplicada. Para calcular as áreas de momento de inercia, foram consideradas seções circulares nas regiões 1 e 2.

O ensaio de flexão de quatro pontos (Figura 3) foi realizado no plano sagital, com os fêmures orientados horizontalmente com a superfície caudal voltada para cima. A superfície cranial foi apoiada entre dois roletes, com distância de 50 mm entre os mesmos. Os roletes superiores foram espaçados em 20 mm com o local da fratura centralizado no meio. Todos os roletes mediam 10 mm em diâmetro. O atuador vertical foi aplicado na velocidade de 5 mm/minuto. Empregou-se máquina de ensaio universal com célula de carga de 100 kN. O ensaio se baseou na ASTM F1264 – A1. O módulo de elasticidade em ossos intactos e o módulo elástico equivalente nas montagens, E_b , foram obtidos em termos de rigidez ($\frac{P}{\delta}$):

$$Eb = \frac{P}{\delta} \frac{L_1(3L^2 - 4L_1^2)}{48I}, \dots\dots\dots (2)$$

onde $\frac{P}{\delta}$ representa a rigidez do material, que pode ser obtida a partir de curvas experimentais de uma aproximação linear da região linear-elástica; L_1 é a distância entre o suporte externo e o suporte interno, conforme mostrado na Figura 3; L é a distância entre os apoios externos; e I é o momento de inércia da seção transversal.

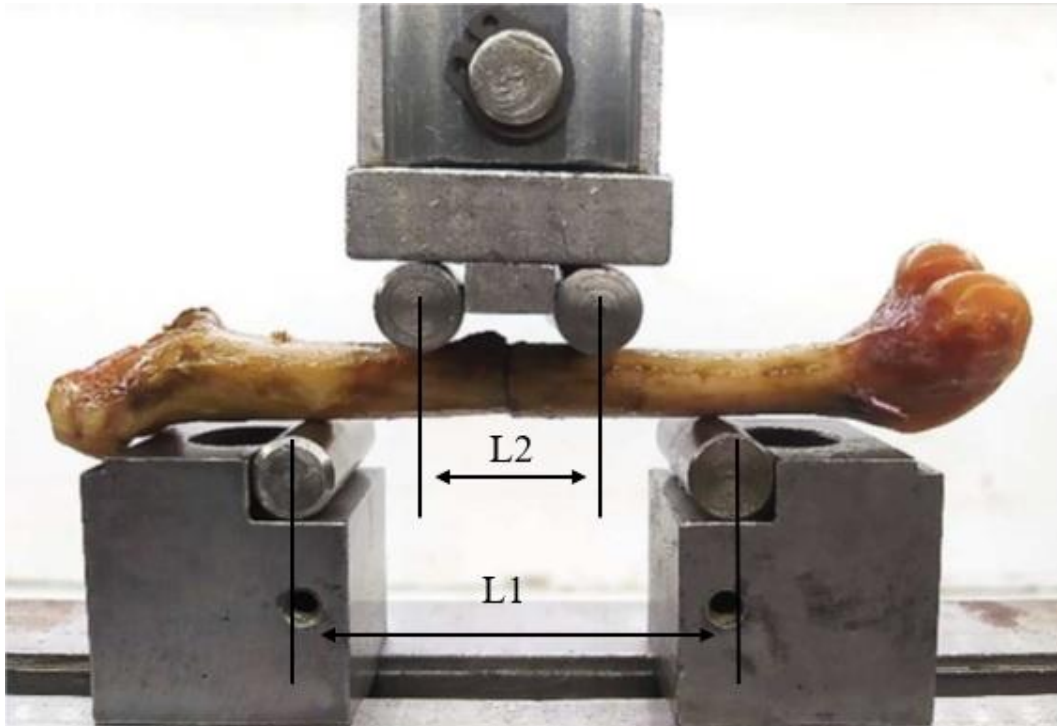


Figura 3. Ensaio de flexão de quatro pontos com o fêmur no plano sagital (L_1 - distância entre o rolete externos; L_2 - distância entre os roletes internos).

Para o ensaio de torção, a extremidade fixada com resina foi rotacionada em sentido horário na velocidade de 1 rpm na máquina de teste de torção (MOOG Model G-414-804) com capacidade de torque de 50 Nm. A distância foi mantida em 40 mm. O ensaio seguiu por base as normas ASTM F1264 – A2.

A rigidez em torção, k_t , foi determinada pela seguinte expressão:

$$k_t = \frac{T}{\theta}, \quad (3)$$

onde T é o torque aplicado e θ é o ângulo de torção

2.3 Análise estatística

Os valores dos ensaios estáticos foram analisados pelo Teste T de Student para amostras independentes. O nível de significância para as análises realizadas foi de $p < 0,05$. Para comparar os ossos íntegros e os com montagem, foi utilizado o teste de hipótese nula (Teste de normalidade de Anderson-Darling). A hipótese foi considerada nula se ocorreu igualdade entre as amostras

e foi rejeitada quando o valor de p foi menor que a significância (0,05). Análises estatísticas descritivas incluíram média, desvio padrão, mediana, erro padrão, coeficiente de variação e quartis. Os testes estatísticos foram realizados no software Minitab19.

3 Resultados

3.1 Ensaios mecânicos estáticos

A porcentagem que as hastes ocuparam do diâmetro do canal medular foi aproximadamente 38,5% (diâmetro médio do canal medular 5,2 mm).

No ensaio de compressão axial, as falhas das montagens ocorreram por quebra do osso e deformidade das hastes flexíveis no foco de fratura (Figura 4a). Uma amostra foi substituída por dado incompatível com as demais. Nos controles, ocorreram fraturas na região do colo femoral (Figura 4b). Os dados do ensaio mecânico e os gráficos (força X deslocamento) estão na Tabela 1.

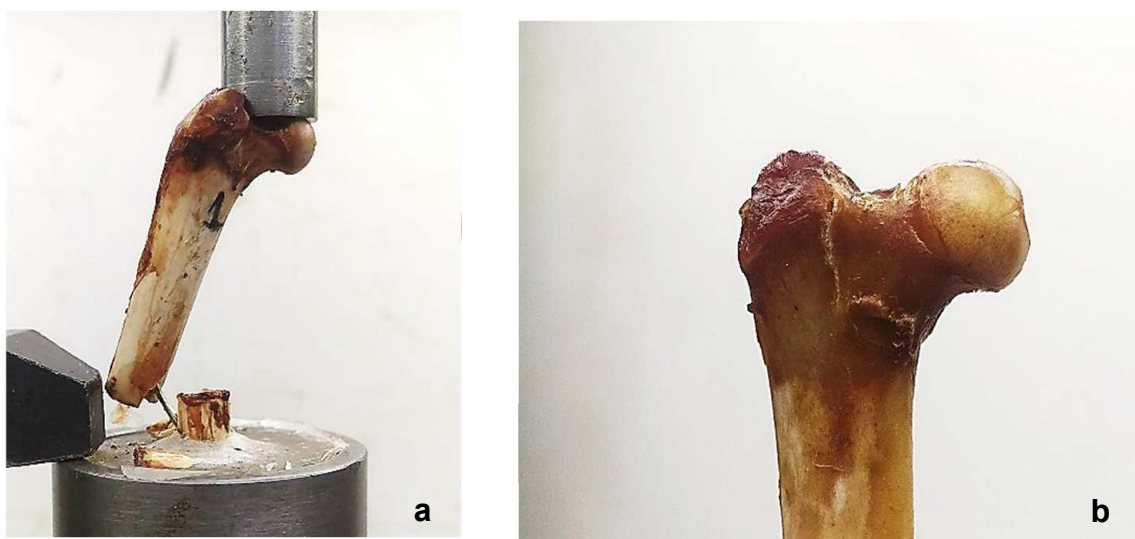


Figura 4. Ensaio de compressão axial. (a) Observe a quebra do osso e deformidade do implante em montagem por duas hastes elásticas aplicadas para estabilização de fratura diafisária em gato. (b) Note a fratura na região do colo femoral em osso íntegro de gato (controle).

A Figura 5 mostra as curvas força-deslocamento, mostrando uma dispersão do comportamento compressivo para a montagem (Figura 5a) e fêmur intacto (Figura 5b). Os valores da rigidez e módulo de elasticidade para os ossos intactos, bem como rigidez e módulo de elasticidade equivalente para as montagens estão apresentados na Tabela 2. A equação forneceu uma estimativa do módulo de elasticidade suportado pelas curvas força-deslocamento obtidas experimentalmente. A Figura 5a ilustra a dificuldade de identificar regiões lineares consistentes. Quando ajustadas linearmente, essas regiões produzem o parâmetro de rigidez (P/δ) usado na equação do módulo de elasticidade.

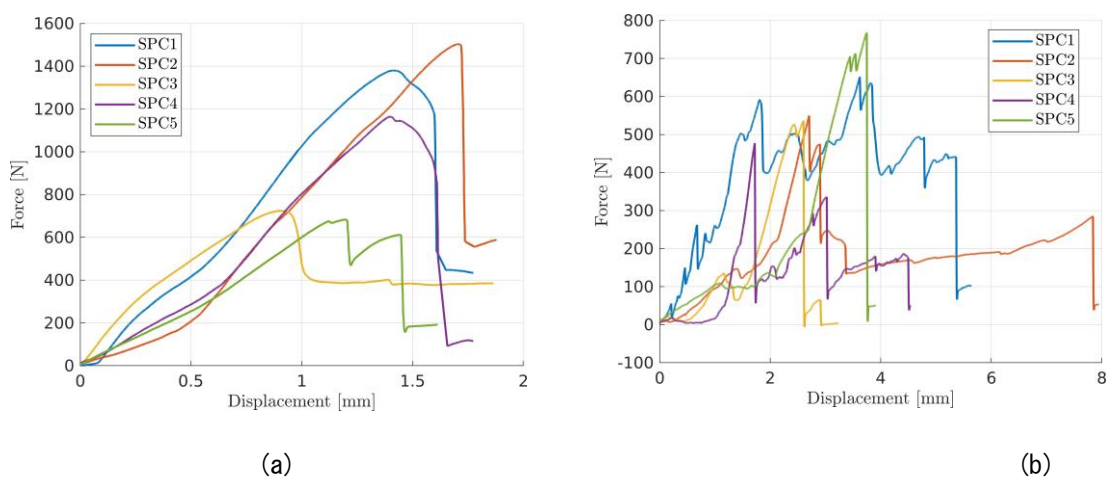


Figura 5. Gráficos Força (N) x Deslocamento (mm) obtidos nos ensaios de compressão axial. (a) Osso íntegro (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.

Tabela 1. Valores da Força Máxima (N) do ensaio biomecânico em compressão axial de fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas (montagem) e de osso íntegro (controle).

Número da amostra	Força máxima (N)	
	Montagem (N)	Osso íntegro (N)
1	651,43	1379,75
2	549,68	1502,75
3	536,37	723,719
4	767,75	1163,69
5	536,96	682,62
Média ± Desvio padrão	608,43 ± 101,2	1090,51 ± 374,12

Tabela 2. Valores de rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade (E) para fêmures íntegros de gatos, bem como rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade equivalente (E_q) para montagens (fêmures de gatos com fraturas diafisária estabilizada com hastes elásticas), obtidos por meio do ensaio de compressão axial com carga excêntrica.

Osso íntegro				Montagem			
Amostra	P/δ (R^2) [N/m]	Limite (inicial; final) [mm]	E [MPa]	Amostra	P/δ (R^2) [N/m]	Limite (inicial; final) [mm]	E_q [MPa]
1	1013,25 (0,9829)	(0,6; 0,8)	7932,38	1	677,08 (0,9830)	(1,1; 1,3)	5300,63
2	1078,02 (0,9795)	(0,6; 0,8)	8439,43	2	118,46 (0,9921)	(0,35; 0,85)	927,40
3	676,50 (0,9986)	(0,3; 0,6)	5296,08	3	110,18 (0,9001)	(0,35; 0,85)	862,53
4	832,29 (0,9687)	(0,6; 0,8)	6515,71	4	499,25 (0,9618)	(1,0; 1,5)	3908,47
5	629,81 (0,9933)	(0,6; 0,8)	4930,59	5	89,31 (0,9968)	(0,35; 0,85)	699,15
Média ± DP	845,98 ± 198,41		6622,84 ± 1553,25	Média ± DP	298,86 ± 271,69		2339,63 ± 2126,98

P = força, δ = deslocamento

No ensaio de flexão de quatro pontos, as falhas ocorreram por deformidade das hastes flexíveis no foco de fratura (Figura 6a, ao passo que nos ossos controles ocorreram fraturas da diáfise femoral (Figura 6b). Os dados do ensaio mecânico e os gráficos (força X deslocamento) estão na Tabela 3.

As curvas força-deslocamento podem ser vistas na Figura 7, e os valores de rigidez e módulo de elasticidade para os ossos íntegros, bem como rigidez e módulo de elasticidade equivalente para as montagens são apresentados na Tabela 4. O ensaio de flexão de quatro pontos foi considerado preciso na estimativa do módulo de elasticidade/ módulo de elasticidade equivalente, com um baixo desvio padrão em comparação ao ensaio de compressão axial.

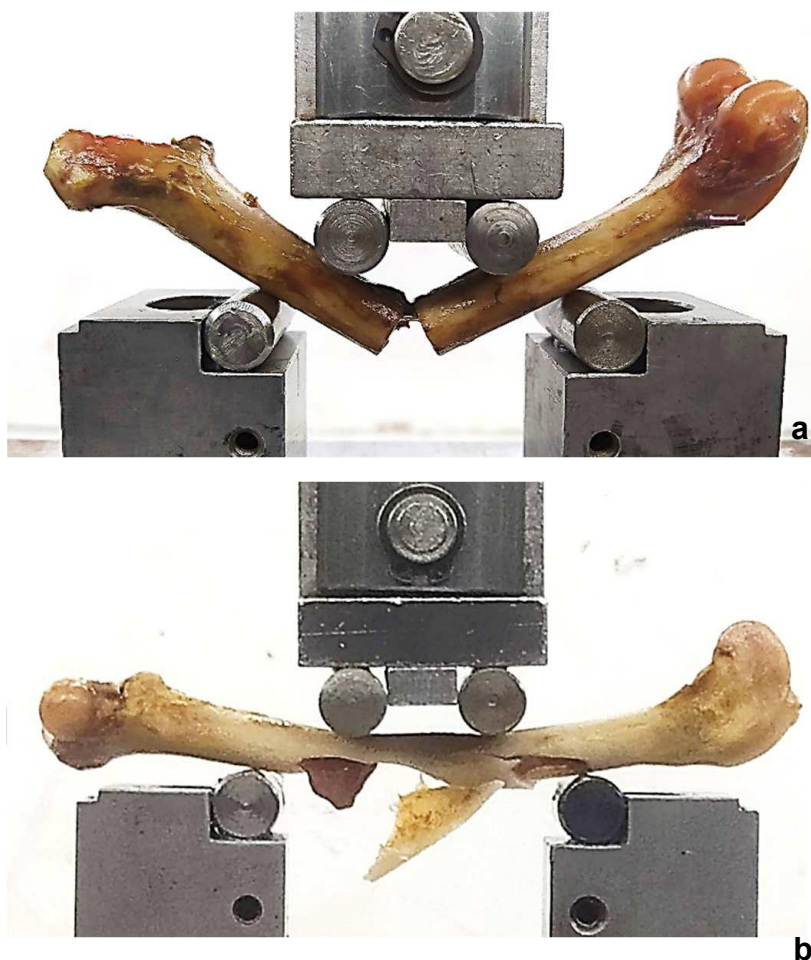
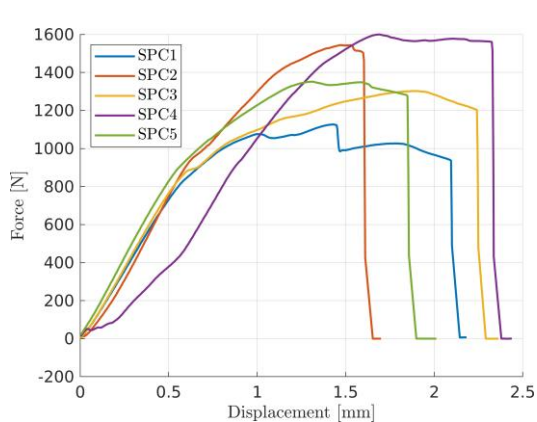


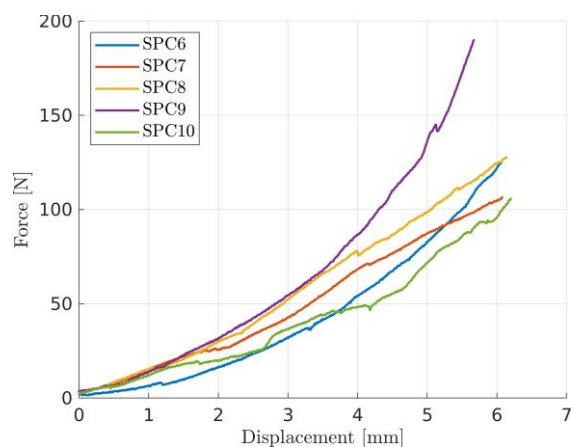
Figura 6. Ensaio de flexão de quatro pontos. (a) Observe deformidade do implante em montagem por duas hastes elásticas aplicadas para estabilização de fratura diafisária femoral em gatos *ex vivo*. (b) Note a fratura da diáfise femoral em osso íntegro de gatos (controle).

Tabela 3. Valores da Força Máxima (N) do ensaio biomecânico de flexão de quatro pontos em fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas (montagem) e do osso íntegro (controle).

Força Máxima		
Número da amostra	Montagem (N)	Osso íntegro (N)
1	125,12	1126,56
2	106,46	1543,63
3	127,96	1302,44
4	190,31	1599,81
5	106,15	1351,31
Média ± Desvio padrão	131,20 ± 34,57	1384,75 ± 191,08



(a)



(b)

Figura 7. Força (N) x Deslocamento (mm) obtidos nos ensaios de flexão de quatro pontos (a) Osso íntegro (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.

Tabela 4. Valores de rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade (E) para fêmures íntegros de gatos, bem como rigidez (P/δ) e módulo de elasticidade equivalente (E_q) para montagens (fêmures de gatos com fratura diafisária estabilizada com hastes elásticas), obtidos por meio do ensaio de flexão de quatro pontos.

Osso íntegro				Montagem			
Amostra	P/δ (R^2) [N/m]	Limite (inicial; final) [mm]	E [MPa]	Amostra.	P/δ (R^2) [N/m]	Limite (inicial; final) [mm]	E_q [MPa]
1	1480,20 (0,9984)	(0,1; 0,6)	6236,16	1	12,02 (0,9928)	(1,2; 2,0)	50,50
2	1701,64 (0,9987)	(0,1; 0,6)	7149,75	2	10,35 (0,9781)	(0,1; 0,6)	43,49
3	1554,56 (0,9977)	(0,1; 0,6)	6531,79	3	12,61 (0,9607)	(0,1; 0,6)	52,99
4	1566,56 (0,9999)	(0,58; 0,86)	6582,21	4	18,42 (0,9809)	(0,58; 0,86)	77,41
5	1597,65 (0,9964)	(0,1; 0,6)	6712,85	5	13,20 (0,9909)	(0,67; 1,1)	55,46
Média $\pm$ DP	1580,92 $\pm 72,23$		6642,55 $\pm 332,86$	Média $\pm$ DP	13,32 $\pm$ 3,04		55,97 $\pm$ 12,79

P = força, δ = deslocamento.

No ensaio de torção, as falhas tanto na montagem como no osso íntegro ocorreram por quebra do osso. Os dados do ensaio mecânico estão na Tabela 5. A Figura 8 mostra as curvas força-deslocamento, e os valores da rigidez estão apresentados na Tabela 6. Os valores do módulo de elasticidade apresentaram alto desvio padrão, mas dois corpos de prova apresentaram comportamento diferente dos demais (Figura 8a), indicando falha prematura.

Tabela 5. Valores de Torque Máximo (Nm) do ensaio biomecânico em torção de fratura diafisária do fêmur de gato estabilizada com duas hastes elásticas (montagem) e do osso íntegro (controle).

Número da amostra	Força Máxima	
	Montagem (Nm)	Osso íntegro (Nm)
1	0,226	8,812
2	0,258	11,424
3	0,106	1,708
4	0,160	1,569
5	0,082	10,304
Média ± Desvio padrão	0,166 ± 0,075	6,764 ± 4,764

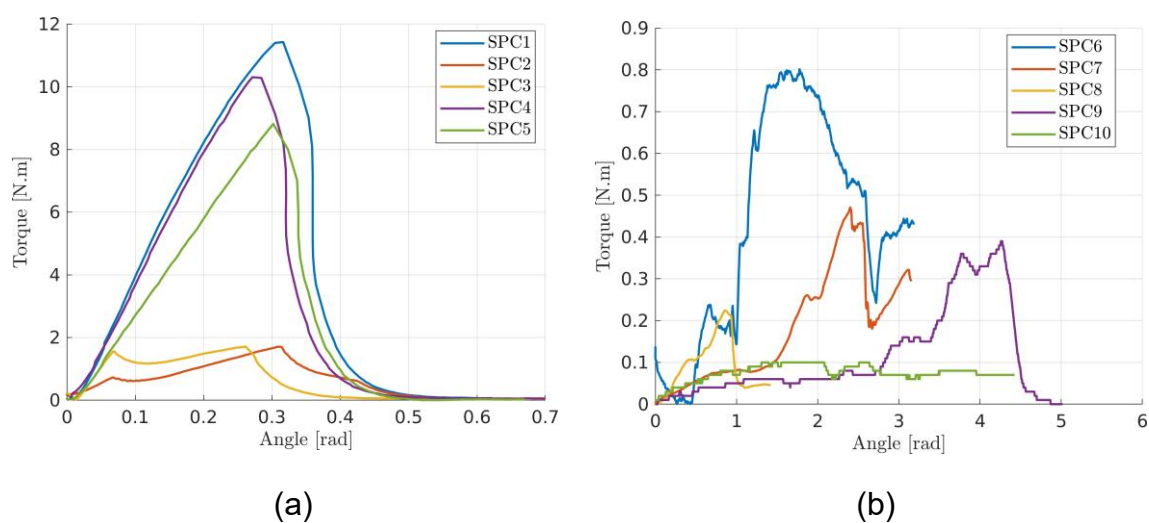


Figura 8. Torque (Nm) x Deslocamento Angular (°) obtidos nos ensaios de torção. (a) Fêmur íntegro de gato (controle). (b) Montagem de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária.

Tabela 6. Valores de rigidez obtidos pelo ensaio de torção em fêmures íntegros e montagens (fratura diafisária do fêmur estabilizada com duas hastes elásticas).

Osso íntegro			Montagem		
Amostra.	T/θ (R^2) [Nm/rad]	Limite (inicial; final) [mm]	Amostra.	T/θ (R^2) [Nm/rad]	Limite (inicial, final) [mm]
1	44,6013 (0,9982)	(5,0; 10,0)	1	2,9947 (0,9614)	(65,0; 70,0)
2	10,9410 (0,9992)	(2,0; 4,0)	2	0,6737 (0,9989)	(117,0; 132,0)
3	30,3795 (0,9998)	(1,2; 3,5)	3	0,4966 (0,9901)	(38,0; 48,0)
4	43,6731 (0,9991)	(5,0; 10,0)	4	1,0059 (0,9596)	(203,0; 206,0)
5	30,9353 (0,9998)	(5,0; 10,0)	5	0,0368 (0,4442)	(37,0; 56,0)
Média ± DP 32,11 ± 13,62 Nm/rad			Média ± DP 1,04 ± 1,15 Nm/rad		

T = torque, θ = ângulo de torção, Nm/rad = Newton-metro por radiano

3.2 Análise estática

Tanto nos ossos íntegros como nos com montagem, a variabilidade foi significativamente alta em todos os ensaios mecânicos de acordo com o coeficiente de variância (Tabelas 7 e 8). A variação dos dados foi mais significativa nos ossos íntegros, com exceção do ensaio de flexão de quatro pontos cuja variação foi mais expressiva nos ossos com montagem. As amostras com montagem apresentaram desempenho biomecânico inferior comparado aos ossos íntegros.

No ensaio de compressão axial não foi verificada diferença estatisticamente significativa ($p=0,043$) entre o osso íntegro e o com montagem. Já para torção e flexão em quatro pontos, a variação nas amostras controle foi mais baixa (p -valor torção 0,036 e p -valor flexão $<0,001$) e estatisticamente a diferença foi significativa para as amostras com montagem.

Tabela 7. Dados estatísticos dos fêmures íntegros de gatos, relativos aos ensaios em compressão (Força Máxima, N), flexão de quatro pontos (Força Máxima, N) e torção (Torque Máximo, Nm).

Ensaio	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Coefficiente Variação	Mínimo	Primeiro Quartil	Mediana	Terceiro Quartil	Máximo
Compressão axial (n=5)	1091	374	167	34,31	683	703	1164	1441	1503
Flexão 4 pontos (n=5)	1385	191	85,4	13,79	1126,6	1214,5	1352,3	1571,7	1599,8
Torção (n=5)	6,76	4,77	2,13	70,52	1,57	1,64	8,81	10,86	11,42

Tabela 8. Dados estatísticos das montagens de fêmur de gato com duas hastes elásticas para estabilização de fratura diafisária, relativos aos ensaios em compressão (Força Máxima, N), flexão de quatro pontos (Força Máxima, N) e torção (Torque Máximo, Nm).

Ensaio	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Coefficiente Variação	Mínimo	Primeiro Quartil	Mediana	Terceiro Quartil	Máximo
Compressão axial (n=5)	608,4	101,2	45,3	16,64	536,4	536,7	549,7	709,6	767,8
Flexão 4 pontos (n=5)	131,2	34,6	15,5	26,35	106,2	106,3	125,1	159,1	190,3
Torção (n=5)	0,1664	0,0754	2,13	45,33	0,0820	0,0940	0,1600	0,2420	0,2580

4 Discussão

Este estudo *in vitro* com fêmures de gatos comprovou que o suporte de carga foi variável de acordo com o ensaio mecânico aplicado, tanto no osso íntegro como nas fraturas estabilizadas pelas hastes elásticas.

As hastes intramedulares flexíveis foram testadas simulando uma fratura transversa, já que na medicina humana uma das indicações do método é neste tipo de fratura; especialmente em crianças acima de cinco anos, ou mesmo adolescentes (Fernandes et al., 2009). Isso diferiu do atual estudo, já que o método foi aplicado em ossos de animais adultos.

O presente estudo empregou hastes flexíveis confeccionadas em aço inoxidável, as quais foram consideradas mais adequadas ao tamanho e resistência do osso do gato adulto. Comercialmente as hastes são disponíveis em aço inoxidável ou ligas de titânio (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009), porém há vários debates sobre as mesmas, sendo muitas vezes a escolha determinada pela preferência do cirurgião (Hunter, 2005). Um estudo sistemático relativo ao melhor êxito clínico e taxa de complicação entre o uso de hastes elásticas de titânio e de aço inoxidável em fraturas femorais em pacientes humanos pediátricos, concluiu não haver evidência consistente para indicar qual o melhor sistema; contudo, a tendência foi a favor da haste de aço visto o menor custo do implante (Mohamed e Rajeev, 2017). Este argumento é também importante na medicina veterinária, dependendo das condições financeiras do tutor. Além disso, como o aço inoxidável tem maior força de tensão e limite elástico mais alto que o titânio, a haste de aço tem indicação para canais medulares desproporcionalmente estreitos e indivíduos mais pesados (Hunter, 2005), o que seria mais interessante no gato adulto, já que a massa corpórea é maior que no jovem.

Foram empregadas hastes com ponta recurva, cuja inserção medular foi sem dificuldade. Geralmente as pontas das hastes têm forma de bico ou gancho, para permitir o deslizamento na superfície interna do osso sem impactar o córtex oposto durante a inserção, sendo a superfície externa achatada para facilitar a passagem pelo osso (Hunter, 2005). Ademais, a ponta romba é considerada

mais adequada para fraturas diafisárias, já que a inserção das hastes no canal medular é relativamente fácil (Vasilescu e Cosma, 2014).

Em medicina humana se emprega mais comumente duas hastes intramedulares flexíveis de espessura similar, cujo calibre total deve ocupar 40% do diâmetro da porção mais estreita do canal medular fraturado (Lascombes e Métaizeau, 2010). O mesmo procedimento foi efetuado no atual estudo, sendo o diâmetro ocupado pelas hastes em torno de 38,5% do canal medular, mensurado pela radiografia digital com calibrador. A regra para pacientes humanos é o diâmetro da haste igual ao diâmetro do canal medular $\times 0,4$ (Vasilescu e Cosma, 2014).

Devido ao pequeno diâmetro, as hastes flexíveis não foram pré-contornadas antes da inserção no atual estudo. Nesta metodologia, as mesmas se tornam contornadas pelo processo de inserção (Hunter, 2005). Outros autores recomendam que a curvatura das hastes seja efetuada antes da inserção, alcançada pelo dobramento além do limite elástico (três vezes o diâmetro do istmo), de forma que resistem à tendência de endireitamento (Hunter, 2005).

Optou-se pelo uso de tampa na extremidade da haste para propiciar maior proteção dos pontos de inserção. As complicações associadas aos pontos de inserção das hastes elásticas estão relacionadas frequentemente as irritações de pele (infecção, hematoma ou seroma) ao desconforto decorrente da proeminência do implante (Joeris et al., 2005; Fernandes et al., 2009; Lohiya et al., 2011). Estas poder ser minimizadas com o uso de capa protetora, como as empregadas no atual estudo, ou pelo emprego de haste com extremidade arredondada, ainda com a manutenção da ponta da haste inserida dentro do osso (Lascombes et al., 2006). Outra função das tampas, embora não tenha sido avaliada no atual estudo, é a capacidade de melhorar a estabilidade do implante, porém há variações entre os sistemas de intertravamento (Berger et al., 2014; Berger et al., 2016). Uma precaução tomada quando da aplicação da tampa final foi de não apertar demasiadamente, já que poderia separar as extremidades ósseas no local da fratura.

Pelo estudo biomecânico e modulo de elasticidade, os ossos com hastes flexíveis apresentaram desempenho biomecânico inferior comparado aos ossos íntegros, como verificado em estudo com ossos femorais sintéticos pediátrico

humano (Green et al., 2005). Da mesma forma, em estudo de fêmures de beagles em crescimento, pelo teste de flexão em três pontos a carga média do osso intacto foi de 1.302 N, ao passo que com as hastes Nancy foi de 523 N, ou seja, 40,1% do valor inicial (Benz et al., 2000). Apesar do comportamento homogêneo do ensaio de flexão em quatro pontos no presente estudo, os valores do módulo de elasticidade foram muito baixos nas montagens indicando baixa resistência à flexão.

Isto está de acordo com o princípio biomecânico destes implantes, já que as hastes intramedulares flexíveis promovem estabilidade relativa. Este tipo de estabilidade é proporcionado pelos três pontos de apoio do implante no osso, permitindo um pequeno movimento entre os fragmentos fraturados (Hunter, 2005; Fernandes et al., 2009). Além disso, a análise estatística mostrou coeficiente de variação alto tanto nos ossos íntegros como nas montagens, provavelmente por se tratarem de ossos naturais sujeitos às variações individuais. Esta variabilidade na rigidez das montagens é preocupante, uma vez que montagens com baixa rigidez podem promover estresse elástico elevado no foco de fratura, impossibilitando a consolidação adequada.

No atual estudo, os valores de força máxima foram maiores em compressão axial quando comparados à flexão em quatro pontos. Isto se associa com o contato facilitado dos fragmentos proximal e distal devido a fratura ser transversa. Outro fator considerado para o resultado foi o tipo da montagem, desde que as extremidades das hastes são ancoradas nos pontos de entrada e na metáfise da outra extremidade do osso (Hunter, 2005; Vasilescu e Cosma, 2014), localização preenchida por osso esponjoso caracterizado por maior porosidade e menor rigidez.

Além disso, o ensaio axial utilizado não pode ser considerado um ensaio verdadeiro do eixo femoral, visto a carga aplicada através da cabeça femoral promover também um momento de flexão (Green et al., 2005). Isto explica ossos íntegros falharem por fratura na região do colo femoral, que é a área mais frágil, ao passo as montagens estabilizadas com hastes elásticas falharam pela deformação do implante e quebra do osso na região do foco de fratura.

Nos ensaios de flexão em quatro pontos, a falha ocorreu pela deformação das hastes flexíveis na região do foco, enquanto os ossos íntegros fraturaram na

diáfise. Mesmo considerando que as hastes de aço possuem rigidez maior que a do titânio, a força de restauração é o dobro do titânio (Clavert et al., 2010). Desta forma, a plasticidade e a elasticidade do material evitaram a quebra do mesmo. O teste de compressão em osso intacto produziu valores de módulo de elasticidade de $6,6 \pm 1,5$ GPa. Um estudo em ossos de fêmur felino relatou um valor de $5,004 \pm 0,970$ GPa; no entanto, é importante notar que a metodologia diferiu, visto ter sido testada uma porção do osso diafisário cortical e determinado o valor a partir da inclinação da porção elástica da curva tensão-deformação (Gibson et al., 2008).

Uma vez que a rotação é uma das forças importantes a serem combatidas em uma fratura transversa, o valor do torque de 97,63% menor na montagem comparado ao osso íntegro pode indicar uma fragilidade do método de estabilização. Da mesma forma, no teste em torção em fêmures de beagles em crescimento estabilizados com hastes Nancy, apenas um terço das fraturas obtiveram mínima estabilidade (Benz et al., 2000). No entanto, é importante citar que parte da estabilidade das fraturas estabilizadas com haste flexíveis é proporcionada pelos músculos intactos ao redor do osso fraturado, o que é especialmente efetivo em fraturas femorais fechadas em humanos (Hunter, 2005). Além disso, com o diâmetro adequado, a haste flexível permite que ao mesmo tempo ocorra micromovimento e compressão no foco de fratura durante a locomoção (Vasilescu e Cosma, 2014).

Uma limitação deste estudo foi o foco exclusivo em fraturas transversas; outros tipos de fraturas, como as oblíquas curtas, também devem ser avaliados. Outra limitação foi a ausência de comparação com outros sistemas de imobilização, bem como a não realização de testes cíclicos. Além disso, embora as informações obtidas por meio do estudo *in vitro* — que deve ser conduzido inicialmente por razões éticas — sejam relevantes, futuros ensaios clínicos *in vivo* são essenciais para uma compreensão mais abrangente do efeito do método na consolidação óssea. Com base nos resultados das propriedades biomecânicas, especialmente quanto à resistência no teste de torção, o sistema demonstrou potencial para aplicação em estudos iniciais *in vivo* com gatos jovens em fase de crescimento.

5 Conclusões

As hastes intramedulares flexíveis de aço com tampas mostraram baixa rigidez *ex vivo*, particularmente sob cargas de torção, na estabilização da fratura transversa do terço médio do fêmur de gatos.

6 Referências

- Beale B. Orthopedic clinical techniques femur fracture repair. *Clin Tech Small Anim Pract.* 2004;19(3):134-150.
- Benz G, Kallieris D, Blume U. Biomechanics of experimental bending and torsion fractures prior and after insertion of Nancy nails (ESIN). *Zentralblatt für Kinderchirurgie* 2000;9(3):104-109.
- Berger L, Fischerauer S, Weiß B, Celarek A, Castellani C, Weinberg AM, Tschegg E. Unlocked and locked elastic stable intramedullary nailing in an ovine tibia fracture model: a biomechanical study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;40:267-274.
- Berger L, Eichler J, Ryll EJS, Fischerauer S, Raschke MJ, Kolbitsch A, Castellani C, Weinberg AM. Advanced interlocking systems to improve heavy-load-bearing characteristics of flexible intramedullary nailing. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2016;68:358-365.
- Brückner M, Unger M, Spies M. Early clinical experience with a newly designed interlocking nail system-Targon(®) Vet. *Vet Surg.* 2016;45(6):754-763.
- Cardoso CB, Rahal SC, Agostinho FS, Mamprim MJ, Santos RR, Filho ES, Mortari AC, Monteiro FOB. Long bone fractures in cats: A retrospective study. *Vet e Zootec.* 2016;23(3):504-509.
- Clavert J-M, Gicquel P, Giacomelli M-C. Stainless Steel or Titanium? In: Lascombes P. *Flexible intramedullary nailing in children.* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2010. p.25-28.
- Duhautois B. Use of veterinary interlocking nails for diaphyseal fractures in dogs and cats: 121 cases. *Vet Surg.* 2003;32(1):8-20.

- Fernandes HJ A, Saad EA, Reis FB. Osteosynthesis with intramedullary nails in children. *Rev Bras Ortop.* 2009;44(5):380-385.
- Green JK, Werner FW, Dhawan R, Evans PJ, Kelley S, Webster DA. A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures. *J Orthop Res.* 2005;23(6):1315-1320.
- Gibson TW, Moens NM, Runciman RJ, Holmberg DL, Monteith GM. The biomechanical properties of the feline femur. *Vet Comp Orthop Traumatol.* 2008;21(4):312–317.
- Harari J. Treatments for feline long bone fractures. *Vet Clin North Am Small Anim Pract.* 2002;32(4):927-947.
- Hunter JB. The principles of elastic stable intramedullary nailing in children. *Injury.* 2005; Suppl 1:A20-4.
- Joeris A, Gretel Bansi G, Knorr P, Lieber J, Peter Schalamon P, Slongo T. ESIN in femur fractures. *Eur J Trauma.* 2005;31:24–32.
- Johnson CW, Carmichael KD, Morris RP, Gilmer B. Biomechanical study of flexible intramedullary nails. *J Pediatr Orthop.* 2009;29(1):44-48.
- Könning T, Maarschalkerweerd RJ, Endenburg N, Theyse LF. A comparison between fixation methods of femoral diaphyseal fractures in cats - a retrospective study. *J Small Anim Pract.* 2013;54(5):248-252.
- Kumar A, Chaudhary, RN, Ramniwas, Priyanka. Elastic stable intramedullary nailing using titanium elastic nails for the management of tibial fractures in dogs. *J Vet Anim Sci.* 2022;53(3):372-379.
- Lascombes P, Haumont T, Journeau P. Use and abuse of flexible intramedullary nailing in children and adolescents. *J Pediatr Orthop.* 2006;26(6):827-834.
- Lascombes P, Métaizeau J-D. Surgical technique: basic principles. In: Lascombes P. *Flexible intramedullary nailing in children.* Berlin Heidelberg: Springer-Verlag, 2010. p.29-48.
- Lohiya R, Bachhal V, Khan U, Kumar D, Vijayvargiya V, Sankhala SS, Bhargava R, Jindal N. Flexible intramedullary nailing in paediatric femoral fractures. A report of 73 cases. *J Orthop Surg Res.* 2011;6:64.
- Mohamed A, Rajeev AS. Clinical outcomes and complications of titanium versus stainless steel elastic nail in management of paediatric femoral fractures-a systematic review. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2017;27(2):157-167.

- Roberts VJ, Meeson RL. Feline femoral fracture fixation: what are the options? *J Feline Med Surg*. 2022;24(5):442-463.
- Scott H. Repair of long bone fractures in cats. *In practice*. 2005;27(8):390-397.
- Sodhi HS, Kumar A, Anand A, Sangwan V, Gupta DK. Titanium elastic nails for distal radius-ulna fractures in young dogs. *Indian J Anim Res*. 2024;58(4):642-647.
- Vasilescu DE, Cosma D. Elastic stable intramedullary nailing for fractures in children - principles, indications, surgical technique. *Clujul Med*. 2014;87(2):91-94.
- Vedrine B, Gérard F. Veterinary cuttable plate in a plate-rod construct for repair of diaphyseal femoral fractures in the cat. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2018;31(6):479-487.
- Zar JH. *Biostatistical analysis*. 5. ed. Upper Saddle River: Prentice-Hall/Pearson, 2009. 960p.
- Zurita M, Craig A. Feline diaphyseal fractures: management and treatment options. *J Feline Med Surg*. 2022;24(7):662-674.

ANEXO I



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

CERTIFICADO

Certificamos que a proposta intitulada "Avaliação biomecânica do implante intramedular flexível em fraturas transversas de terço médio do fêmur de gatos", registrada com o nº 000.209, sob a responsabilidade de Rebeca Bastos Abibe e do(a) Prof(a). Dr(a) Sheila Canevese Rahal - que envolve a produção, manutenção ou utilização de animais pertencentes ao filo Chordata, subfilo Vertebrata (exceto humanos), para fins de pesquisa científica (ou ensino) - encontra-se de acordo com os preceitos da Lei nº 11.794, de 8 de outubro de 2008, do Decreto nº 6.899, de 15 de julho de 2009, e com as normas editadas pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal - CONCEA, e foi aprovada pela Comissão de Ética no Uso de Animais da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, em reunião de 10/09/2024.

Finalidade	Pesquisa Científica
Vigência da Autorização	02/09/2024 a 01/08/2025
Espécie/linhagem/raça	-
Número de animais	-
Sexo	-
Origem	-

Fábio Sossai Possebon
Presidente da CEUA
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Botucatu

UNESP
Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia
Seção Técnica Acadêmica

Emitido em: 12/09/2024 07:59